

МІНІСТЕРСТВО ОБОРОНИ УКРАЇНИ
ЗБРОЙНІ СИЛИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

МОДЕЛЮВАННЯ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ

За загальною редакцією
академіка НАН та НАМН України, Цимбалюка В.І.

Харків

2022

*Затверджено на засіданні Вченої ради Харківського національного медичного університету
протокол № 3 від 28 квітня 2022 року*

Рецензенти:

Салютін Руслан Вікторович — заступник директора з організаційної та клініко-інноваційної роботи Державної установи «Національний інститут хірургії та трансплантології імені О.О. Шалімова НАМН України», доктор медичних наук, старший науковий співробітник

Зам'ятін Петро Миколайович — завідувач відділу комплексного програмування й розвитку невідкладної хірургії та захисту інтелектуальної власності Державної установи «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева» НАМН України, професор кафедри хірургії №1 Харківського національного медичного університету, доктор медичних наук, професор

Упорядники:

Лурін Ігор Анатолійович — віце-президент НАМН України, академік НАМН України, доктор медичних наук, професор, генерал-майор медичної служби

Негодуйко Володимир Володимирович — начальник клініки невідкладної медичної допомоги (та прийому і евакуації) Військово-медичного клінічного центру Північного регіону, доцент кафедри хірургії №4 ХНМУ, доктор медичних наук, полковник медичної служби

Михайлуков Ростислав Миколайович — професор кафедри ендоскопії та хірургії Харківської медичної академії післядипломної освіти, доктор медичних наук, професор

Гуменюк Костянтин Віталійович — головний хірург Командування Медичних Сил Збройних Сил України, кандидат медичних наук, доцент, полковник медичної служби

М 74 Моделювання вогнепальних поранень. Під загальною ред. В. І. Цимбалюка. — Харків : Вид-во, 2022. — 322 с.

ISBN 978-617-0000-00-0

Моделювання вогнепальних поранень є дванадцятим виданням серії науково-практичних робіт з узагальнення бойового досвіду медичного забезпечення АТО/ООС. Власний досвід моделювання вогнепальних поранень, викладений авторським колективом в монографії, ставить його в ряд унікальних видань. Різноманітні моделі, методики та ілюстрації наочно підтверджують це. Експериментальні моделі, методи діагностики та достовірно підтверджені ефективні методи лікування обґрунтовують необхідність впровадження експериментальних даних в клінічну практику надання допомоги пораненим. Монографія рекомендована для широкого професійного кола читачів, особливо для фахівців хірургічних спеціальностей та студентів ВНЗ і післядипломної освіти.

УДК 001.891.57:616-001.45

КОЛЕКТИВ АВТОРІВ

(за абеткою)

Абдулаєв Р.Я. — доктор медичних наук професор
Бунін Ю.В. — підполковник медичної служби
Вакулік Є.В.
Верба А.В. — доктор медичних наук, доцент, генерал-майор медичної служби
Великодний О.М. — кандидат фізико-математичних наук, старший науковий співробітник
Волкова Ю.В. — доктор медичних наук, професор
Гайда Я.І. — кандидат медичних наук, підполковник медичної служби
Герасименко О.С. — доктор медичних наук, доцент, полковник медичної служби
Гречаник М.І. — молодший лейтенант медичної служби
Гречаник О.І. — кандидат медичних наук, полковник медичної служби
Грищенко О.В. — кандидат юридичних наук
Губіна-Вакулік Г.І. — доктор медичних наук, професор
Гуменюк К.В. — кандидат медичних наук, доцент, полковник медичної служби
Дикан І.М. — член-кореспондент НАМН України, доктор медичних наук, професор
Єнін Р.В. — кандидат медичних наук, полковник медичної служби
Капустник В.А. — доктор медичних наук, професор
Каштальян М.А. — доктор медичних наук, професор, полковник медичної служби запасу
Ковтун К.В. — кандидат фізико-математичних наук, старший дослідник
Кокорін О.В. — підполковник міліції поліції запасу
Король С.О. — доктор медичних наук, професор, полковник медичної служби
Кримчук С.Г. — доктор філософії
Куча М.С. — підполковник поліції
Лакша А.А. — кандидат медичних наук, майор медичної служби
Лакша А.М. — доктор медичних наук, професор, полковник медичної служби
Лисак А.В. — кандидат медичних наук, підполковник медичної служби
Литвінова О.Б.
Лопатюк К.А.
Лурін І.А. — академік НАМН України, доктор медичних наук, професор, генерал-майор медичної служби
М'ясоєдов В.В. — доктор медичних наук, професор
Макаров В.В. — доктор медичних наук, професор
Михайлусов Р.М. — доктор медичних наук, професор
Мурадян К.Р. — кандидат медичних наук, майор медичної служби
Негодуйко В.В. — доктор медичних наук, доцент, полковник медичної служби
Нечуйвітер О.П. — доктор фізико-математичних наук, професор.
Околиця А.В. — капітан медичної служби
Перлін С.І. — кандидат юридичних наук, полковник поліції
Першина Ю.І. — доктор фізико-математичних наук, доцент.
Риженко А.П. — підполковник медичної служби
Ромаєв С.М. — доктор медичних наук, професор
Самарський І.М. — кандидат медичних наук, підполковник медичної служби
Слесаренко Д.О. — капітан медичної служби
Смеляков К.С. — доктор технічних наук, професор
Снітко О.А. — підполковник медичної служби
Сокол Є. І. — член-кореспондент НАН України, доктор технічних наук, професор
Тертишний С.В. — кандидат медичних наук, підполковник медичної служби
Тищенко В.І. — капітан поліції запасу
Томашевський Р.С. — доктор технічних наук, професор
Хорошун Е.М. — Герой України, кандидат медичних наук, полковник медичної служби
Цимбалюк В.І. — академік НАН та НАМН України, доктор медичних наук, професор
Чуприна А.С. — кандидат технічних наук, доцент

Шаповалов В.Ю. — доктор медичних наук, доцент, полковник медичної служби
Шевцов С.О. — кандидат педагогічних наук, полковник поліції запасу
Шидловський М.С. — кандидат технічних наук, доцент
Щапов П.Ф. — доктор технічних наук, професор
Юшко А.Б. — капітан медичної служби
Якімова Т.П. — доктор медичних наук, професор
Ясинський А.В. — полковник медичної служби

ЗМІСТ

ВСТУПНЕ СЛОВО.....	10
МОДЕЛЮВАННЯ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ: ДЕФІНІЦІЯ, СУЧАСНИЙ СТАН ПРОБЛЕМИ, ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ.....	11
1. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ВИВЧЕННЯ МЕХАНОГЕНЕЗУ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ ТА ВИБУХОВОЇ ТРАВМИ.....	15
1.1 Матеріали та методи, які використані для проведення експерименту	18
1.1.1 Методика та особливості проведення експериментального дослідження ушкоджуючої дії стрілецької зброї, вибухової хвилі на органи експериментальної тварини.....	18
1.1.2 Спеціальне обладнання для проведення МБЕ.....	27
1.1.3 Методи та методики медичної візуалізації вогнепальних поранень в умовах МБЕ	34
1.1.4 Методи гістологічного дослідження зразків КББІ.....	37
1.2 Результати експериментального дослідження.....	38
1.2.1 Балістична характеристика зразків під впливом куль різних видів вогнепальної стрілецької зброї в умовах експерименту	38
1.2.2 Медична візуалізація зразків МБЕ	45
1.2.3 Бальне оцінювання ВР за модифікованою класифікацією Червого Хреста в умовах МБЕ на експериментальних зразках	47
1.2.4. Патоморфологічна характеристика змін вогнепальних ран та ушкоджених органів внаслідок вогнепальної та невогнепальної травми при застосуванні різних видів стрілецької зброї та заброневої перешкоди	63
1.3 Резюме	76
2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ВИВЧЕННЯ МЕХАНОГЕНЕЗУ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ ЖИВОТА.....	81
2.1. Методика проведення експериментального дослідження ушкоджуючої дії стрілецької зброї на органи черевної порожнини	81
2.2 Геометрія тимчасової пульсуючої порожнини, що утворюється під впливом куль різних видів вогнепальної стрілецької зброї	88
2.3 Морфологічні зміни в тканинах та органах черевної порожнини в зонах ранового каналу та гідродинамічного удару.....	93
2.4 Інструментальні методи дослідження ранової балістики	99
2.5. Об'єм вогнепального ушкодження живота, прогностична цінність та клінічне застосування.....	101
2.6 Фізико-математичне обґрунтування ушкоджуючої дії снарядів, що ранять, стрілецької зброї на органи черевної порожнини	104
3. КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ВОГНЕПАЛЬНОГО КУЛЬОВОГО РАНОВОГО КАНАЛУ ЗА ДОПОМОГОЮ ІМІТАТОРА БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	113
4. МОДЕЛІ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ М'ЯКИХ ТКАНИН БЕЗ НАЯВНИХ СТОРОННІХ ТІЛ	123
4.1 Методи досліджень вогнепальних поранень на небіологічних і біологічних моделях м'яких тканин	123
4.2 Гістологічні дослідження тканин вогнепальних ран у експериментальних тварин	129

4.2.1. Динаміка загоєння поверхневих осколкових поранень у експериментальних тварин.....	129
4.2.2 Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень та кульових вогнепальних поранень при різних методах лікування.....	132
4.2.1. Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень у експериментальних тварин при лікуванні загальноприйнятою методикою	134
4.3. Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при різних методах лікування.....	147
4.3.1 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні загальноприйнятою методикою	148
4.3.2 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні ФДТ.....	150
4.3.3 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні ВАК.....	154
4.3.4 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні із застосуванням пов'язки «Гідрофера»	156
4.4 Узагальнення діагностично-лікувальної тактики при вогнепальних пораненнях м'яких тканин.....	158
5. МОДЕЛЮВАННЯ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ З НАЯВНИМИ СТОРОННІМИ ТІЛАМИ	164
5.1 Дизайн експериментального дослідження вогнепальних поранень с наявними сторонніми тілами.....	165
5.2 Матеріали експериментальних досліджень.....	165
5.3 Методи відтворення осколків і осколкових поранень в експерименті.....	167
5.4 Експериментальне моделювання сліпих осколкових поранень, сторонніх тіл та їх взаємодія з магнітом	170
5.4.1 Моделювання сторонніх тіл.....	170
5.4.2 Експериментальні моделі.....	174
5.4.3 Математичне моделювання процесу видалення сторонніх тіл.....	182
5.4.4 Особливості взаємодії магніту з феромагнітним металевим стороннім тілом у м'яких тканинах експериментальних тварин.....	187
5.4.5 Експериментальне моделювання сліпих поранень м'яких тканин	192
5.5 Структурні особливості капсули стороннього тіла в динаміці при різних видах ран у експериментальних тварин	195
5.6 Патоморфоз м'яких тканин при наявності текстильних сторонніх тіл в експериментальних ранах	206
6. ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДИК КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ РОЗМІРІВ СТОРОННІХ ТІЛ.....	227
6.1 Високоточне оцінювання довжини стороннього тіла (осколка).....	227
6.2 Градаційна корекція зображення.....	228
6.3 Сегментація та оцінювання розмірів осколка за даними КТ	230
6.3.1 Сегментація зображення осколка	231
6.3.2 Знаходження координат вокселів осколка.....	231
6.3.3 Прогнозування лінійного розміру осколка.....	232
6.3.4 Застосування методу основних компонентів	233
6.3.5 Оцінка розмірів стороннього тіла	234
6.4 Набір даних для експерименту	235
6.5 Вимірювання та експертне оцінювання розмірів осколків	236
6.6 Натурний експеримент	236

6.7	Обчислювальний експеримент	239
6.8	Аналіз результатів експериментів, висновки та рекомендації	244
7.	ОЦІНЮВАННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ БІОМЕДИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ ДИНАМІКИ БІОЛОГІЧНИХ ЗМІН В УМОВАХ БАГАТОФАКТОРНОГО АКТИВНОГО ЕКСПЕРИМЕНТУ (ПНЕВМАТИКА).....	248
7.1	Вибір умов факторного експерименту, мета дослідження та постановка завдань ..	248
7.1.2	Оцінювання статистичної значущості показників при двофакторному впливі на біологічний об'єкт	249
7.1.3	Лінійний кореляційний аналіз показників і часу їх спостереження	255
7.1.4	Множинний кореляційний аналіз систем показників. Оптимізація кількості показників за інформаційною цільовою функцією.....	257
7.1.5	Порівняльний аналіз інформативності показників, виявлених під час досліджень при дисперсійних і кореляційних видах аналізу	264
7.2	Моделювання процедур статистичного розпізнавання рівнів температури осколків за результатами вимірювань біомедичних показників (пневматика та вогнепальний вплив)	265
7.2.1	Мета та завдання досліджень.....	265
7.2.2	Регресійна модель вимірювального перетворення. Вибір вхідних величин. Синтез рівняння вимірювання	266
7.2.3.	Статистична класифікація рівнів температури за показниками X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП). Синтез моделі дискримінантної функції та оцінювання її ефективності	268
7.3	Резюме	271
8.	РОЗРОБКА РЕАЛІСТИЧНИХ УНІФІКОВАНИХ ІМІТАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЖОРСТКОСТІ ФІКСАЦІЇ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПЕРЕЛОМІВ ДОВГИХ КІСТОК	273
8.1	Формування проблеми та її актуальність. «Біомеханіка систем зовнішньої фіксації переломів довгих кісток та обчислювальний експеримент суцільного середовища та математичні моделі механічного стану сполучених деформованих середовищ»	273
8.2.	Матеріали та методи. «Моделювання імітаційної біомеханічної системи «сегмент кінцівки — засіб фіксації перелому» на основі методу скінченних елементів і визначення жорсткості фіксації кісткових уламків довгих кісток»	278
8.3	Методика стендових натурних випробувань жорсткості кісткової тканини та експериментального нанесення вогнепальних переломів довгих кісток	283
8.4	Результати розробки реалістичних уніфікованих імітаційних моделей для дослідження жорсткості систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» .	286
8.4.1	Алгоритм побудови імітаційних моделей біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації»	286
8.4.2	Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічних моделей сегментів кінцівок з переломами довгих кісток та засобами фіксації	291
8.4.3	Результати дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «сегмент кінцівки — пристрій фіксації»	299
8.4.5	Перевірка точності імітаційної моделі сегменту кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації	300
8.5	Результати біомеханічних досліджень інтактної кісткової тканини.....	304
8.6	Результати біомеханічних досліджень кісткової тканини після нанесення вогнепального перелому	307
8.7	Результати біомеханічних досліджень конструкцій стержневих апаратів зовнішньої фіксації з різним просторовим розміщенням гвинтів Шанца	310

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЗФ — апарат зовнішньої фіксації	НАМНУ — Національна академія медичних наук України
АК — автомат Калашнікова	НВМКЦ «ГВКГ» — Національний військово-медичний клінічний центр «ГВКГ»
АТО — антитерористична операція	НДЛ — науково-дослідна лабораторія
АФЗ — анатомо-функціональна зона	НДС — напружено-деформований стан
БІ — балістичний імітатор	НС — наркотичний сон
БК — бойова куля	НУОУ — Національний університет оборони України
ВАК — V.A.C., Vacuum-assisted closure System — вакуумна терапія ран	ОКР — область когерентного розсіювання
ВАШ — візуальна аналогова шкала	ООС — Операція об'єднаних сил
ВМКЦ ПнР — Військово-медичний клінічний центр Північного регіону МО України	ПЖК — підшкірна жирова клітковина
ВП — вогнепальне поранення	ПЗ — програмне забезпечення
ВР — вогнепальна рана	ПМ — пістолет Макарова
ВТ — вибухова травма	РБ — ранова балістика
ЕГ — експериментальна група	РГ — рентгенографія
ЕД — експериментальне дослідження	РГД-5 — ручна граната дистанційна
ЗА — загальна анестезія	РГН — ручна граната наступальна
ЗІЗ — засоби індивідуального захисту	РК — рановий канал
ЗП — заброньована перешкода	РС — ранячий снаряд
ІТ — інформаційна технологія	СВП — саморобний вибуховий пристрій
КББІ — комбінований балістичний біологічний імітатор	СГД — снайперська гвинтівка Драгунова
КБІ — комбінований балістичний імітатор	СКТ — спіральна комп'ютерна томографія
КЕ — кінетична енергія	СТ — стороннє тіло
КТ — комп'ютерна томографія	СТМТ — стороннє тіло м'яких тканин
МБЕ — модельний балістичний експеримент	ТПП — тимчасова пульсуюча порожнина
МВП — мінно-вибухове поранення	УВМА — Українська військово-медична академія
МВТ — мінно-вибухова травма	УЗД — ультразвукова діагностика
МГК — метод головних компонент	Ф-1 — ручна оборонна граната
МДКТ — мультidetекторна комп'ютерна томографія	ЧХ — Червоний Хрест
МТ — м'язова тканина	

***ВІЙСЬКОВИМ МЕДИКАМ УКРАЇНИ,
ЯКІ ВИКОНАЛИ СВІЙ ОБОВ'ЯЗОК
ПРИСВЯЧУЄТЬСЯ***

ВСТУПНЕ СЛОВО



Практики та науковці медичних установ Збройних Сил України, Національної академії медичних наук України та Міністерства охорони здоров'я України продовжують роботу над серією видань з узагальнення сучасного бойового досвіду медичного забезпечення ЗС України. Результатом цієї праці на сьогодні вже стали **наступні 11 видань, цієї вперше започаткованої серії книг:** 1) «Патоморфоз вогнепальних ран м'яких тканин»; 2) «Бойова травма серця, грудної аорти та магiстральних судин кiнцiвок»; 3) «Лiкування поранених з бойовими травмами кiнцiвок»; 4) «Досвiд органiзацiї санiтарно-гiгiєнiчного та протиепiдемічного забезпечення вiйськ (сил) пiд час проведення антитерористичної операцiї (операцiї об'єднаних сил)»; 5) «Розвиток системи фiзичної та реабiлітацiйної медицини в умовах ведення збройного конфлiкту»;

6) «Акушерсько-гiнекологічна допомога та збереження репродуктивного здоров'я у жiнок в умовах збройного конфлiкту»; 7) «Вогнепальні поранення м'яких тканин. Досвiд АТО/ООС»; 8) «Вогнепальні непроникаючі черепно-мозковi поранення»; 9) монографiя у 3-х томах «Медичне забезпечення Збройних Сил України пiд час антитерористичної операцiї та операцiї Об'єднаних сил на територiї Луганської та Донецької областей»; 10) «Атлас бойової хiрургiчної травми (досвiд АТО/ООС)»; 11) «Лiкування поранених з бойовими ушкодженнями живота (досвiд АТО/ООС)».

Пiд час цієї аналітичної роботи, паралельно, авторами проводилось багато експериментальних досліджень щодо моделювання вогнепальних поранень, які дозволили: пояснити багато ефектів, що виникають пiд час отримання бойової травми, визначити механізми її ушкоджуючої дії та ускладнень, вивчити напрямки репарації та регенерації тканин, усвідомити особливості фаз загоєння рани, обґрунтувати безпечність нового медичного інструменту, який став використовуватись при пошуку та видаленні сторонніх тіл та розробити нові методики діагностики і лікування поранених. Саме моделювання є одним з фундаментальних методів досліджень, який рухає наукову думку вперед.

Підготовка цієї, **дванадцяті монографії** вищезгаданої серії торкається питань моделювання саме вогнепальних поранень та показує на їх основі, можливі подальші напрями розвитку військової хірургії. Авторський колектив монографії об'єднав у творчому процесі фахівців різних спеціальностей: хірургів, гістологів, патофізіологів, судмедекспертів, рентгенологів, математиків, фізиків, статистиків.

Наша державно-актуальна науково-практична робота триває! Запрошуємо всіх бажаючих до співпраці! Кожен на своєму робочому місці наближає нашу Перемогу!

*Президент НАМН України,
Головний редактор серії науково-практичних робіт з узагальнення
бойового досвіду медичного забезпечення АТО/ООС,
академік НАН та НАМН України,
В. Цимбалюк*

Моделювання вогнепальних поранень: дефініція, сучасний стан проблеми, перспективи розвитку

Висвітлюючи питання моделювання вогнепальних поранень насамперед необхідно визначити терміни моделі та моделювання, означити складові процесу моделювання, сучасні тенденції та перспективи розвитку.

Модель (від середньофранцузького «*modelle*», від давньоіталійського «*modello*», від латинської «*modellus*», «міра, еталон») — це інформаційне представлення об'єкта, людини або системи. У XVI столітті цей термін позначав плани будівництва на англійській мові, увійшовши у вживання через французьку та італійську мови [1, 2].

Моделі можна розділити на фізичні і абстрактні. Абстрактні або концептуальні моделі займають центральне місце в філософії науки, оскільки майже кожна наукова теорія ефективно включає яку-то модель фізичної чи людської сфери [3].

Модель, як інструмент здобуття знань — це такий матеріальний або нематеріальний об'єкт, який у процесі дослідження заміщає об'єкт-оригінал так, що його безпосереднє вивчення дає нові знання про об'єкт-оригінал. Під моделювання розуміється процес побудови, вивчення і застосування моделей. Воно тісно пов'язане з такими категоріями, як абстракція, аналогія, гіпотеза та інші. Процес моделювання обов'язково включає і побудову абстракцій, і висновки за аналогією, і конструювання наукових гіпотез [4].

Моделювання (лат. *modulus* — міра, аналог, зразок) — це наукове дослідження будь-яких складних явищ, процесів, об'єктів або систем об'єктів, який заснований на побудові та вивченні їх моделей з застосуванням теорії подібності, з метою отримання нових знань, вдосконалення різних характеристик об'єктів досліджень або управління ними. На ідеї моделювання по суті базується будь-який метод наукового дослідження — як теоретичний (при якому використовуються різноманітні знакові, абстрактні моделі; наприклад, математичне моделювання), так і експериментально-практичний (що використовує предметні моделі).

Моделювання — це один з потужних методів сучасного наукового пізнання, який дозволяє досліджувати як існуючі так і передбачувані процеси та широко використовується як у фундаментальній науці, так і в багатьох галузях виробничої діяльності [5, 6].

Головна особливість моделювання в тому, що це метод опосередкованого пізнання за допомогою об'єктів-заступників. Модель постає як своєрідний інструмент пізнання, який дослідник ставить між собою і об'єктом і за допомогою якого вивчає об'єкт, що його цікавить. Саме ця особливість методу моделювання визначає специфічні форми використання абстракцій, аналогій, гіпотез, інших категорій та методів пізнання.

Застосування моделювання. Необхідність використання методу моделювання визначається тим, що багато об'єктів (або проблеми, що стосуються цих об'єктів) безпосередньо досліджувати або зовсім неможливо, або ж це дослідження вимагає багато часу та коштів.

Моделювання ґрунтується на принципі аналогії і дозволяє (за певних умов і з урахуванням неминучої відносності аналогії) вивчати об'єкт, з яких — либо причин важко доступний для вивчення, не безпосередньо, а через розгляд іншого, подібного до нього і більш доступного об'єкта — моделі. Але прямий вимір результатів у контрольованих умовах завжди буде надійнішим, ніж змодельовані оцінки результатів.

За зміною властивостей моделі виявляється можливим судити про властивості об'єкта, що вивчається, — однак не про всі, а лише про ті, які аналогічні і в моделі, і в об'єкті, і при цьому важливі для дослідження (такі властивості називаються істотними). Подібність між об'єктом, що моделюється, і моделлю буває: фізична — коли об'єкт і модель мають однакову або подібну фізичну природу; структурна — при подібності між структурою об'єкта та структурою моделі; функціональна — подібність з погляду виконання об'єктом і моделлю подібних функцій при відповідних впливах; динамічна — між станами об'єкта і моделі, що послідовно змінюються; імовірнісна — між процесами імовірнісного характеру в об'єкті та моделі; геометрична — між просторовими характеристиками об'єкта та моделі.

Спрощення покликані опустити всі відомі та спостерігаються сутності та їх відносини, які не важливі для розглянутого завдання. Абстракція агрегує інформацію, яка є важливою, але не потрібна в тій же деталізації, що й об'єкт дослідження. Обидві дії, спрощення та абстракція виконуються цілеспрямовано. Проте вони виконані з урахуванням сприйняття реальності. Це сприйняття вже саме собою є моделлю, оскільки воно пов'язане з фізичними обмеженнями.

Симуляція — це комплексні процеси поведінки моделі в рамках заданих умов моделювання. Статична симуляція надає інформацію про систему у певний заданий час (зазвичай при рівновазі, якщо такий стан існує). Динамічна симуляція надає інформацію під час часу. Симуляція призводить модель до життя і показує, як поводитиметься конкретний об'єкт чи явище. Симуляція може бути корисною для тестування, аналізу або навчання у тих випадках, коли об'єкти або концепції реального світу можуть бути представлені у вигляді їх моделей [7].

Процес моделювання. Процес моделювання зазвичай включає три елементи: 1) суб'єкт (дослідник); 2) об'єкт дослідження; 3) модель, що опосередковує відносини суб'єкта, що пізнає, і об'єкта, що пізнається [8, 9].

Наприклад нам необхідно створити деякий об'єкт А. Ми конструємо (матеріально або подумки) або знаходимо в реальному світі інший об'єкт В — модель об'єкта А. Етап побудови моделі передбачає наявність деяких знань про об'єкт-оригінал. Пізнавальні можливості моделі обумовлюються тим, що модель відображає якісь суттєві риси об'єкта-оригіналу. Питання необхідності і достатньої міри подібності оригіналу і моделі вимагає конкретного аналізу. Очевидно, модель втрачає свій сенс як у разі тотожності з оригіналом (тоді вона перестає бути оригіналом), так і у разі надмірної у всіх суттєвих відношеннях відхилення від оригіналу.

Таким чином, вивчення одних сторін об'єкта, що моделюється, здійснюється ціною відмови від відображення інших сторін. Тому будь-яка модель замінює оригінал лише у строго обмеженому сенсі. З цього випливає, що для одного об'єкта може бути побудовано кілька "спеціалізованих" моделей, що концентрують увагу на певних сторонах досліджуваного об'єкта або характеризують об'єкт з різним ступенем деталізації.

З другого краю етапі процесу моделювання модель постає як самостійний об'єкт дослідження. Однією з форм такого дослідження є проведення "модельних" експериментів, за яких свідомо змінюються умови функціонування моделі та систематизуються дані про її "поведінку". Кінцевим результатом цього етапу є безліч знань про модель.

На третьому етапі здійснюється перенесення знань з моделі на оригінал формування множини знань про об'єкт. Цей процес перенесення знань проводиться у разі певним правилам. Знання про модель повинні бути скориговані з урахуванням тих властивостей об'єкта-оригіналу, які не знайшли відображення або були змінені під час побудови моделі. Ми можемо з достатньою підставою переносити будь-який результат із моделі на оригінал, якщо цей результат необхідно пов'язаний з ознаками подібності оригіналу та моделі. Якщо певний результат модельного дослідження пов'язані з відмінністю моделі від оригіналу, цей результат переносити неправомірно.

Четвертий етап — практична перевірка одержуваних за допомогою моделей знань та їх використання для побудови узагальнюючої теорії об'єкта, його перетворення або управління ним.

Для розуміння сутності моделювання важливо не брати до уваги, що моделювання — не єдине джерело знань про об'єкт. Процес моделювання "занурений" у більш загальний процес пізнання. Ця обставина враховується як на етапі побудови моделі, а й у завершальній стадії, коли відбувається об'єднання та узагальнення результатів дослідження, одержуваних з урахуванням різноманітних засобів пізнання.

Моделювання це циклічний процес, що за першим чотириетапним циклом може бути другий, третій та інші. При цьому знання про об'єкт, що досліджується, розширюються і уточнюються, а вихідна модель поступово вдосконалюється. Недоліки, виявлені після першого циклу моделювання, зумовлені малим знанням об'єкта та помилками у побудові

моделі, можна виправити у наступних циклах. У методології моделювання таким чином закладено великі можливості саморозвитку [10].

Оцінка моделі. Модель оцінюється насамперед за її узгодженістю з емпіричними даними; будь-яка модель, несумісна з відтвореними спостереженнями, має бути змінена чи відхилена. Один із способів змінити модель — це обмеження галузі застосування, над якою вона збігається зі спостереженнями з високим ступенем достовірності. Тим не менш, відповідність лише емпіричним даним недостатньо для того, щоб модель була прийнята як дійсна. Інші фактори, важливі при оцінці моделі, включають: можливість пояснення минулих спостережень; можливість прогнозування майбутніх спостережень; вартість використання, особливо у поєднанні з іншими моделями; спростування, що дозволяє оцінити ступінь достовірності моделі; простота чи навіть естетична привабливість [11, 12].

Моделювання в наукових дослідженнях стало застосовуватися ще в давнину і поступово захоплювало нові галузі наукових знань: технічне конструювання, будівництво і архітектуру, астрономію, фізику, хімію, біологію і, нарешті, суспільні науки. Проте методологія моделювання тривалий час розвивалася незалежно окремими науками. Лише поступово стала усвідомлюватися роль моделювання як універсального методу наукового пізнання [13].

Таким чином, застосування різних видів моделювання вогнепальних поранень, як складного багатокомпонентного процесу з різним ступенем пошкодження неоднорідних за своєю щільністю, міцністю, розтяжністю, міцністю на розрив, еластичністю та іншим фізичними, хімічними, біологічними та іншими характеристиками структур, при їх різних сполученнях є цілком доцільним.

На сучасному етапі розвитку моделювання процесу вогнепального поранення найбільш розповсюдженими, внаслідок простоти, доступності, економічності, повторюваності є небіологічні способи моделювання [14, 15].

Але останні роки все більшій увазі надається математичним та комп'ютерним способам моделювання вогнепальних поранень, як найбільш безпечним, швидким та найменш ресурсовитратним, що пов'язано з безперервним покращенням технічних можливостей сучасних комп'ютерних систем так і удосконаленням програмного забезпечення, застосування нових видів обробки інформації, компонентів комп'ютерно-опосередкованої (Computer-Mediated Reality, CMR) та віртуальної реальності [16, 17, 18].

Для подальшого розвитку наближеного до реальності комп'ютерного моделювання ключовим є процес максимально повного та адекватного «оціфрування» тих процесів та змін, які відбуваються у тканинах організму, ранячому снаряду та виникають при їх взаємодії під час вогнепального поранення. Це понукає дослідників знов повертатися до реального моделювання, враховувати максимально можливу кількість факторів та вносити великі масиви отриманих даних для подальшої комп'ютерної обробки. Моделювання вогнепальних поранень це міждисциплінарний науковий процес рангового врахування факторів пошкодження та відповідних змін організму, на субклітинному, клітинному, тканинному, органному та організаційному рівнях, з врахуванням комплексної взаємодії фізичних, хімічних, біологічних та інших змін.

Література

1. 2ISO/IEC/IEEE 24765:2010 Systems and software engineering — Vocabulary IEEE Std 1233-1998 (R2002) IEEE Guide for Developing System Requirements Specifications.
2. Oberkampf, W. L., DeLand, S. M., Rutherford, B. M., Diegert, K. V., & Alvin, K. F. Error and uncertainty in modeling and simulation // *Reliability Engineering & System Safety* 75(3). — 2002. — № 75(3). — С. 333-57.
3. Tatomi, A. et al. (2018). "Conceptual model development using a generic Features, Events, and Processes (FEP) database for assessing the potential impact of hydraulic fracturing on groundwater aquifers". *Advances in Geosciences*. 45: 185–192. doi:10.5194/

adgeo-45-185-2018.

4. Ihrig, M. A New Research Architecture For The Simulation Era // European Council on Modelling and Simulation. — 2012.- P. 715-720.

5. Pullan Wendy. Structure. — Cambridge: Cambridge University Press. — 2000. — ISBN 0-521-78258-9.

6. Уемов А. И. Логические основы метода моделирования. М., 1971

7. Defense acquisition university press fort belvoir, virginia. Systems engineering fundamentals. — 2001.

8. Кононюк А. Е. Обобщённая теория моделирования. Начала. К.1. Ч.1. «Освіта України», 2012. — 602 с.

9. Sokolowski, J.A., Banks, C.M. Principles of Modelling and Simulation. — Hoboken, NJ: John Wiley and Sons. — 2009.

10. Fishwick PA. Simulation Model Design and Execution: Building Digital Worlds. — Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall. — 1995.

11. Tolk, A. Learning something right from models that are wrong — Epistemology of Simulation // Concepts and Methodologies in Modeling and Simulation. Springer-Verlag. — 2015. — p. 87-106.

12. Самарский А. А., Михайлов А. П. Математическое моделирование: Идеи. Методы. Примеры. — М.: Наука, 1997. — 320 с. — ISBN 5-9221-0120-X.

13. Аристов А. О. Теория квазиклеточных сетей : научная монография — М: МИСиС, 2014. —188с. ISBN 978-5-600-00321-7.

14. Humphrey, C., Kumaratilake, J. (2016). Ballistics and anatomical modelling—A review. Legal Medicine, 23, 21-29.

15. Thali, M. J., Kneubuehl, B. P., Zollinger, U., Dirnhofer, R. (2002). The “Skin–skull–brain model”: a new instrument for the study of gunshot effects. Forensic science international, 125(2-3), 178-189.

16. Dinker R. Pai, Simerjit Singh. Virtual Reality, (VR). Medical simulation: Overview, and application to wound modelling and management. Indian J Plast Surg 2012; 45(02): 209-214 DOI: 10.4103/0970-0358.101280.

17. Weinstein M.C., O’Brien B., Hornberger J., Jackson J., Johannesson M., McCabe C., Luce B.R., Pavlysh A.V., Kolbin A.S. Principles of Good Practice for Decision Analytic Modeling in Health-Care Evaluation: Report of the ISPOR Task Force on Good Research Practices — Modeling Studies. Good Clinical Practice. 2015;(2):19-28.

18. Humphrey C., Kumaratilake J., Ballistics and anatomical modelling — A review, Legal Medicine, Volume 23, 2016, p. 21-29 <https://doi.org/10.1016/j.legalmed.2016.09.002>.

1. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ВИВЧЕННЯ МЕХАНОГЕНЕЗУ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ ТА ВИБУХОВОЇ ТРАВМИ

Еволюція методологічних підходів до вивчення ранової балістики (РБ) вогнепальних поранень (ВП) налічує майже три століття. Історія розвитку вогнепальної зброї і РБ нерозривно зв'язана з появою пороху і подальшого удосконалення його хімічного складу та балістичних властивостей ранячих снарядів (РС) [12].

Розвиток РБ, як одного з напрямків вивчення вогнепальної рани (ВР) умовно поділяється на декілька періодів. Перший період (період емпіричних спостережень) відноситься до XVI-початку XIX століть, коли з'явилися перші повідомлення хірургів про поранення живота, грудної клітки та праці про морфологію ВР. Цей період пов'язаний з іменами таких видатних хірургів, як В. Vigo (1541 р.), А. Pare (1545 р.), Ж. Hunter (1791 р.), S. Schaarschmidt (1758 р.), М. Persy (1792 р.), D. Larrey (1817 р.) та ін. [28, 31, 35, 40, 45].

Другий період включав період перших експериментальних досліджень (ЕД) (середина XIX — кінець XX століття). Вивчалися питання співвідношення вхідного та вихідного отворів ранового каналу (РК). Проводилися ЕД на трупах та об'єктах з різними властивостями. Цей період ґрунтується на дослідженнях таких вчених та хірургів, як G. Dupuytren (1836 р.), М. І. Пирогов (1848 р.), W. Bush (1874 р.), Е. Richter (1877 р.), Т. Kocher (1880 р.), Е. Reger (1884 р.). В якості балістичних імітаторів (БІ) вони використовували трупи тварин, людей, дошки, повсть, глину, свинцеві пластини, ін. У вивченні ВП дослідники дійшли висновку, що ВР має воронкоподібну форму, а вихідний отвір РК перевищує за розмірами вхідний [12, 42, 43].

Значний внесок у вивчення механогенезу ВП внесли А. Coler, О. Schjerning (1894 р.) [2], які стверджували, що руйнування тканин при ВП слід пов'язувати із законами гідродинаміки, а ступінь зміщення часток в різних середовищах із законом гравітації. Особливе значення в цей період мали роботи американського хірурга С. Woodruff (1898 р.) [2], який вперше висказав припущення, що механізм гідродинамічного ефекту при ВП пов'язаний з феноменом кавітації та утворення порожнин в тканинах.

Сучасний період РБ вивчає різноманітні ефекти балістичних властивостей РС на тканини і органи тіла людини, тварин та оцінює особливості їх ушкоджуючої дії [12]. Принципи вивчення балістики ВР ґрунтуються на взаємодії між РС і тілом людини, тварини та БІ. Макро-та мікроскопічні зміни, що виникають в живих тканинах організму, БІ при ВП залежать від переданої кінетичної енергії (КЕ) від РС до тканини та підпорядковуються медичним і фізико-технічним закономірностям [56].

Проходячи через паренхіматозні органи (печінку, підшлункову залозу, ін.), які відзначаються в'язкістю й еластичністю та містять великий об'єм крові, бойова куля (БК) утворює вхідний отвір зірчастої форми. Водночас початок РК містить обривки одягу, а його просвіт заповнений, кров'ю та розтрощеною тканиною [33].

Порожнисті органи (шлунок, кишечник, сечовий міхур, ін.) мають здебільшого невеликі вхідні отвори, на відміну від яких вихідні отвори є значними внаслідок гідродинамічної дії БК [43].

Початок сучасного періоду вивчення РБ включає в себе застосування швидкісної кіно-та відеозйомки, іскрової фотозйомки, приладів для вимірювання швидкості РС на виході зі ствола, на вході та виході з БІ, рентгенологічних (РГ), ультразвукових (УЗД) методів, фізико-математичних обчислень, комп'ютерних технологій та ін. До перших праць цього періоду відносяться дослідження американських вчених R. French (1935 р.) та G. Callender (1943 р.), які в своїх працях вперше застосували термін «ранова балістика» (Wound ballistics) та «тимчасова пульсуюча порожнина» (ТПП), а результати їх досліджень стали переломним періодом в поглядах на механогенез ВР [29, 47].

В подальші роки питаннями РБ ВР в експерименті займалися такі вчені, як С. С. Гирголав, А. Л. Лібов, О. М. Максименков, І. Ф. Огарков, В. П. Петров, О. М. Беркутов, Є. А. Дискін, О. П. Колесов, М. І. Литкін, О. Б. Озерецьковський, І. Г. Перегудов та ін. Серед українських

хірургів провідне місце займає О. С. Герасименко [2]. Вивченням ВП м'яких тканин та кінцівок займалися окремі спеціалісти (хірурги, судові медики, криміналісти, патоморфологи, фізики), які розглядають механогенез ВР однонаправлено [9, 32, 53].

Для моделювання процесів, що відбуваються при ВП, та для вивчення ушкоджень, що виникають від дії факторів пострілу, використовують найрізноманітніші об'єкти: 1) небіологічні — мильні, желатинові блоки, дерев'яні дошки, листи заліза, різні види тканин одягу та ін. (В. І. Молчанов, 1960 р.; В. І. Молчанов, В. Л. Попов, К. М. Калмиков, 1990 р.; Ю. В. Гальцев, Г. Е. Бахтадзе, 1991 р.; В. В. Колкутін, 1995-1998 рр. та ін.); 2) біологічні: біоманекени — трупи людей, лабораторні тварини, так і їх окремі частини та ін. (М. І. Авдєєв, 1976 р.; М. Albrecht, D. Scerpanovic, F. Ceramilaе et.al., 1979 р.; В. І. Алісієвіч, 1987 р.; А. Ф. Лісіцин, 1987 р.; Л. Б. Озерецьковський р., 1991; Di Maio VJM, A. Kaplan, 1991 р.; В. В. Колкутін, 1995; Ю. В. Гальцев, 1997 р.; И. Ю. Макаров, 1997 р.). Ряд досліджень присвячено вивченню механізму бактеріальної контамінації ВР (Dziemian A. J., Herget C. M., Bellamy R. F., R. Zajtchuk, Donald P. Jenkins, Ronald F. Bellamy) [49]. Stefanopoulos P. K. та співавтори стверджують, що некротизовані стінки РК, унаслідок прямого удару БК створюють умови для мікробного обсіменіння ран, а дія токсинів мікробів спричиняє розширення РК [41].

А от кістка може суттєво змінити поведінку БК, уповільнюючи її рух та змінюючи шлях. РК у трубчастих кістках, на відміну від плоских, має особливості, оскільки через велику КЕ БК трубчаста кістка роздрібнюється з утворенням уламків між ушкодженою кісткою та вихідним кульовим отвором [34].

На сьогоднішній день найбільш наближеним до органів і тканин людини (щільність, в'язкість, сила опору) експериментальний БІ ВП був запропонований та запатентований військовим хірургом О. С. Герасименко [19].

Клінічні та експериментальні повідомлення про застосування в анатомічній балістиці фантома представлені в роботі американського радіолога Les R. Folio та ін. На основі ідентифікації шляху БК у фантомах вони визначили фактичні кути стрільби та траєкторії польоту кулі, а вимірювання провели в системі зв'язку зберігання та архівування зображень, (PACS), отриманих методом мультidetекторної комп'ютерної томографії (МДКТ) [30, 38].

На думку більшості авторів, вибір оптимального об'єкта для проведення балістичного експерименту має насамперед відповідати вимогам максимальної близькості до організму живої людини за сукупністю фізичних властивостей [3, 22].

Дослідження механогенезу ВП останніми роками направлені на вивчення дії РС, спричинених ними ушкоджень в тканинах і органах на підставі аналізу та досвіду бойових дій на сході України [2, 23, 24].

Еволюція сучасної вогнепальної зброї привела до підвищення рівня вивчення ВП в експерименті на тваринах. ЕД механогенезу ВП в сучасних умовах дозволяють скласти уявлення про фізичні, фізико-хімічні процеси в органах і тканинах при ВП, що дозволяє вивчити динаміку формування ВР [56].

На думку Л. В. Попова вивчення морфологічних особливостей ВР в експериментальних умовах є перспективним та визначальним напрямком РБ [13].

В. Л. Попов, Т. N. Hanna, W. Shuaib та ін. автори писали, що морфо-функціональні зміни вогнепальних ушкоджень залежать від факторів: 1) балістичних властивостей РС (маса, форма, калібр, довжина, вихідна КЕ, швидкість, ін.); 2) особливості руху кулі в оточуючому середовищі (швидкість, стійкість БК під час польоту, ін.); 3) анатомічних властивостей ушкоджених органів і тканин (щільність, еластичність, вміст і функціональний стан у момент поранення, величина ТПП, зона молекулярного струсу, ін.) [13, 15, 37, 39, 56].

Так, РК експериментальної тварини має достатню протяжність і за довжиною наближається в певних локалізаціях до РК у тілі людини [11]. На сьогодні ЕД на тваринах дають змогу вивчити вплив різних чинників на відновлення фізіологічних процесів в органах і тканинах у разі ВП. Причому доведено, що маса БК відіграє важливу роль у ВП, проте найважливішою змінною є КЕ та швидкість обертання БК [37, 39, 56].

Балістичні характеристики РС визначають ступінь ушкодження тканин на всіх ділянках ВР. По дослідженням В. Л. Попова та ін. авторів, сучасна ВР характеризується морфологічними критеріями вхідного отвору РК, вихідного отвору, що залежать від відстані пострілу, калібру БК та стійкості в польоті [13].

ВП здатне спричинити руйнівні ушкодження тканин унаслідок передавання КЕ через контактну поверхню РС. А контактна поверхня може збільшуватися через відхилення, перекидання, деформацію та фрагментацію БК [36]. За таких умов цікавою властивістю є потужність КЕ, яка визначається як енергія при ударі, поділена на площу, яка зазнала дії РС [46].

У. Wen та ін. автори провели комп'ютерне моделювання на основі желатинової моделі та описали ефект попереднього відхилення снаряда калібру 7,62 мм. Дослідження показало, що більше відхилення снаряда в разі ураження цілі призводить до того, що снаряд досягає максимального відхилення (90°) на меншій глибині проникнення, отже, збільшує навантаження КЕ на модель [50]. Проміжні шари (одяг) можуть дестабілізувати снаряд у польоті, тому БК відхиляється раніше, ніж при ураженні «голої цілі» [52]. Це також призводить до більш раннього виникнення відхилення в межах цілі. І у такому випадку передається КЕ, яка збільшує потенціал ураження. В іншій роботі розглядається вплив велико- та середньокаліберного РС на пробивання броні. Наприклад, виявлено, що використання снарядів калібру 7,62 мм із невеликим відхиленням перед ураженням цілі збільшує пробиття деяких матеріалів броні [18, 25].

Т. Stevenson та ін. провели ЕД, спрямоване на, визначення розміру РК в результаті відхилення снаряда калібру 5,45 мм в моделі кінцівки трупної тварини. Відзначено, що більші РК утворюються за наявності шарів одягу [51].

Відмінна особливість ВП у відношенні до різаних та колотих ран полягає у складній конфігурації, утворенні дефектів тканин різної величини, нерівномірного ушкодження органів і тканин по ходу РК. Висока КЕ, особливості сучасної БК при проходженні в тканинах мають схильність відхилятися від початкової траєкторії польоту, викликати значні ушкодження, які по тяжкості можна зрівняти з осколковими пораненнями [48].

Морфо-та структурно-функціональна картина, яка відображає характер ушкоджень, спричинених РС, нині перспективно досліджується на інструментальному та гістологічному рівнях. Макроскопічні, макро-мікроскопічні та мікроскопічні дослідження входять до складу обов'язкових у морфологічному вивченні ВР [2, 20]. Крім макроскопічних ознак ВП, які визначаються при фізикальному обстеженні в діагностиці вогнепальних ушкоджень велике значення мають гістологічні ознаки.

БК при проходженні через шкіру чинить пробивну дію, тобто утворює отвір, позбавлений шкіри (дефект шкіри, або мінус-тканина) Візуально утворюється пасок обтирання як темне коло на краях вхідного отвору [56, 57].

Сучасні ВР мають значні ушкодження м'язих та інших тканин. Морфологічні ознаки некрозу тканин визначаються при гістологічному дослідженні м'язової та легеневої тканини, дермальних шарів по типу контузії у дослідних тварин [7, 55].

Отримані результати морфологічних досліджень ВП співставляють із РБ, спеціальними інструментальними, лабораторними та іншими методами дослідження, що сприяє поглибленому вивченню структурних змін, уражених органів і тканин. Медична візуалізація ВП є важливим і необхідним етапом дослідження, що розширює можливості вивчення структурно-функціональних змін ВР. Експериментальне обґрунтування ефективності застосування методів променевої діагностики (УЗД та РГ, МДКТ) ВП представлено в патенті О. І. Гречаник, І. М. Дикан та ін. [20].

Експериментальне використання УЗД для дослідження ВР при вогнепальному ушкодженні тканин у дослідних свиней дозволяє вивчати довжину РК, наявність сторонніх тіл, інші характеристики ушкоджених м'язих тканин [54].

З метою експериментального обґрунтування ефективності ендovasкулярної балонної оклюзії аорти при тяжких пораненнях і травмах російськими військовими хірургами було проведено модельний експеримент на дослідних тваринах. Вибір дослідних тварин —

вівців забезпечив досягнення мети — оцінки ефективності та безпечності балонної оклюзії при тяжкій черепно-мозковій травмі з подальшим застосуванням МДКТ для діагностики ушкоджень головного мозку та оцінки результату проведеної хірургічної операції [16].

Також у 2018 році українськими травматологами були проведені дисертаційні дослідження по вогнепальним переломам верхніх та нижніх кінцівок із відтворенням новоутвореної кісткової тканини в ділянці транскортикального дефекту та обґрунтуванням доцільності використання методики «захищеного шва» (анастомоз між травмованим серединним та донорським ліктьовим нервами) при високому ушкодженні серединного нерву в експериментальних умовах на кроликах [1, 26].

Для моделювання впливу фракції осколків осколочних боєприпасів на біологічні тканини військовослужбовця в захисних елементах екіпіровки із прогнозуванням ушкоджень незахищених зон також застосовувались дослідні тварини. Так отримані дані виявили недоліки «захисних властивостей» елементів бойової екіпіровки, що дозволило зробити висновок про недостатність захисту після дії осколочної маси осколочних боєприпасів. У експериментальних тварин із застосуванням променевих методів діагностики (УЗД, РГ, МДКТ) були встановлені ушкодження органів у разі заброневої перешкоди, що передбачало подальшого вивчення заброневої травми та вогнепальних осколкових поранень [10, 25].

Таким чином, вибір об'єктів та методів дослідження відіграє в РБ особливу роль і має певні труднощі. Цим пояснюється необхідність застосування для експерименту таких імітаторів, які б за своїми фізичними властивостями, анатомо-фізіологічною та функціональною будовою в найбільшій мірі наближались до гетерогенної структури органів і тканин людини (щільність, в'язкість, еластичність, сила опору, ін.). На сьогоднішній день налічується багато наукових досліджень з вивчення механогенезу ВП при застосуванні різних видів стрілецької зброї, починаючи з примітивних методів й закінчуючи високотехнологічними експериментальними працями, але всі вони мають різнонаправлений характер. Інтегрованих праць з РБ, які застосовують комбінований балістичний біологічний імітатор (КББІ) для вивчення вогнепальної і невогнепальної травми, дослідження по визначенню структурно-функціональних та патоморфологічних змін при ВП, у відкритих джерелах інформації практично немає, або носять поверхневий характер. Тому виникає необхідність у проведенні модельного балістичного експерименту (МБЕ) для вивчення механогенезу ВП і особливостей вогнепальних та невогнепальних ушкоджень органів черевної, грудної порожнин, тазу, грудино-реберного каркасу, голови, хребта, кінцівок дослідної тварини для співставлення з характером фізичних, морфологічних, функціональних змін в організмі людини при ВП у незахищені анатомо-функціональні зони (АФЗ) та при застосування засобів індивідуального захисту (ЗІЗ).

1.2 Матеріали та методи, які використані для проведення експерименту

1.2.1 Методика та особливості проведення експериментального дослідження ушкоджуючої дії стрілецької зброї, вибухової хвилі на органи експериментальної тварини

Для досягнення мети дослідження проведено МБЕ з участю тварин (біологічних об'єктів). З метою оцінки ефективності та безпечності рентгеноконтрастних променевих методів дослідження, а також можливості їх застосування при ВП та вибуховій травмі (ВТ) використовувалися тварини — кози. Кози зааненської породи в порівнянні з іншими тваринами (кінь, собака, кішка, кролик, вівці) мають подібні до людини джерела артеріального кровопостачання головного мозку, морфологічні, фізіологічні особливості будови деяких органів та систем [6, 14, 21].

Тому вибір тварин для ЕД визначався наступним фактором: кози є стандартним об'єктом для моделювання різного роду ушкоджень в біологічних дослідженнях. Їм притаманні співставлені з людиною маса тіла, подібність по будові і функціонуванню серцево-судинна, дихальна, травна системи, система гемостазу [6, 14]. Також, перевагою цих тварин

є достатній діаметр судин, для проведення їх катетеризації під контролем УЗД, анатомо-топографічне співвідношення порожнин тіла (торако-абдомінальна, черевно-тазова, торако-кардіальна), що дозволяють вивчати поєднані та множинні поранення, хід РК, прогнозувати міграцію металевих осколків.

Робота ґрунтується на практичному досвіді з використанням двох експериментальних серій [I серія 2 тварини (зразок №1, №2); II серія 4 тварини (зразок №3, №4, №5, №6); даних шести МДКТ досліджень (три з контрастуванням) експериментальних тварин, сіми УЗД та РГ, шести вульнерографій (фістулографій) РК різної локалізації.

МБЕ погоджений комісією з питань етики (протокол №_03/09-19 від_24 вересня 2019 року) Української військово-медичної академії (УВМА). МБЕ проводився в умовах загального знеболення, з дотриманням вимог біоетики щодо експериментів на тваринах. При плануванні експерименту дотримувалися вимоги «Європейської конвенції про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідних та інших наукових цілей» Страсбург, 18 березня 1986 року а саме:

- параграфу «а» статті 2, що стосується проведення процедур лише з наведених у пунктах 23–27 цієї статті в цілях, а саме: з метою попередження наслідків хвороби та діагностики або лікування наслідків хвороби людини, хребетних або безхребетних тварин;
- пункти 42–43 статті 8, які уточнюють, що процедури над тваринами повинні проводитися лише зі знеболюванням. Тому МБЕ не суперечив нормам біоетики, що дозволяє його проведення з виконанням вимог Конвенції (джерело бюро домовленості на [<https://www.coe.int/ru/web/conventions/full-list/-/conventions/treaty/123>]).

На початку МБЕ вивчалася рентгено- КТ-анатомія, ехоанатомія органів та систем дослідних тварин I та II серій з обґрунтування їх вибору для моделі різних видів ушкоджень в біологічних дослідженнях. I серія передбачала застосування різних видів стрілецької зброї у відкриті частини тіла. На II серії відпрацьовували МБЕ ушкоджуючої дії стрілецької зброї на органи і системи із застосуванням ЗІЗ (бронежилету 4 класу) та заброневої перешкоди (броньованої пластини товщиною 19 мм). Усім експериментальним тваринам було проведено РГ, УЗД, МДКТ без контрастування та з контрастуванням. До комплексу заходів, в тому числі хірургічних втручань під променевим контролем, які спрямовані на запобігання розвитку та лікування ускладнень ВП виконувалась вульнерографія (фістулографія) РК відповідно до характеру, локалізації, тяжкості поранень (травм). Біологічний матеріал для МБЕ представлено в табл.1.1).

Таблиця 1.1

Матеріал біологічного експериментального дослідження

Характеристика дослідної експериментальної групи	Кількість діагностичних спостережень	Мета серії експерименту
I серія експерименту Кози зааненської породи 2 тварини вага 38 кг, вік 3 роки вага 43 кг, вік 2,5 років без ознак кісткової патології та захворювань шкіри	2 МДКТ (голова, тулуб, кінцівки); 4 УЗД (судини шиї, внутрішні органи, таз, кінцівки); 4 РГ (голова, шия, тулуб, кінцівки)	1. Вивчення анатомічних особливостей будови органів і систем малої рогатої худоби в рентгенівському, ультразвуковому, комп'ютерно томографічному зображенні. 2. Обґрунтування моделі різних видів ушкоджень в біологічних дослідженнях.
II серія експерименту Кози зааненської породи 4 тварини вага 39 кг, вік 2 роки вага 45 кг, вік 3 роки вага 37 кг, вік 3 роки вага 35 кг, вік 2,5 років без ознак кісткової патології та захворювань шкіри	4 МДКТ з контрастуванням ранових каналів (голова, шия, тулуб, таз); 3 УЗД (шия, органи черевної порожнини, тазу); 3 РГ (голова, шия, тулуб, таз, кінцівки); 6 вульнерографій РК	1. Відпрацювання моделі вогнепального поранення голови, шиї, хребта. 2. Модель вибухового поранення грудної клітки, живота, тазу із застосування бронежилету. 3. Модель вогнепального поранення живота, тазу, грудної клітки, кінцівок. 4. Модель вибухової травми, поранення голови, грудей, живота в умовах заброневої перешкоди.

Також була проведена РГ для вивчення пошкоджень ЗІЗ, а саме бронежилетів 4 класу у разі застосування різних видів стрілецької зброї.

ЕД з використанням лабораторних тварин проводилось на базі науково-випробувальної лабораторії зброї та спеціальних захисних матеріалів Національного університету оборони України (НУОУ) ім. І. Черняхівського (начальник інституту генерал-лейтенант Сіротенко А. М., начальник лабораторії полковник Седов С. Г.). Променеві методи дослідження, що застосовувалися до дослідних тварин проводили в клініці променевої діагностики і терапії Національного військово-медичного клінічного центру (НВМКЦ «ГВКГ») з безпосередньою консультативною допомогою член. кор. Національної академії медичних наук (НАМН) України д.м.н., проф. Дикан Ірини Миколаївни та лікарів-рентгенологів НВМКЦ «ГВКГ» Ніцак Наталії Василівни та Алексеевої Наталії Борисівни.

До початку експерименту всі тварини знаходилися у віварії в умовах 10-денного карантину. За добу до експерименту харчування тварини зупиняли, доступ до води залишали вільним. З метою премедикації тваринам двох експериментальних серій внутрішньом'язево вводили препарат Золетил®100 (Zoletil®, Virbac, Франція) в дозуванні 10 мг/кг, а також 1,5 мг атропіну для зменшення слюновиділення.

Дослідження проводилось у 7 етапів (рис.1.1): 1) підготовка тварини; 2) УЗД, РГ, МДКТ з діагностичним аналізом зображень нормальної анатомії тварини; 3) проведення МБЕ на дослідних тваринах; 4) невідкладна променева діагностика тварин з ВП різної локалізації та ВТ, із застосуванням сучасних технологій променевих методів дослідження (УЗД, РГ, МДКТ); 5) діагностичний аналіз отриманих зображень; 6) макро-мікроскопічне дослідження вогнепальних та вибухових ушкоджень органів; 7) штучна утилізація тварини.

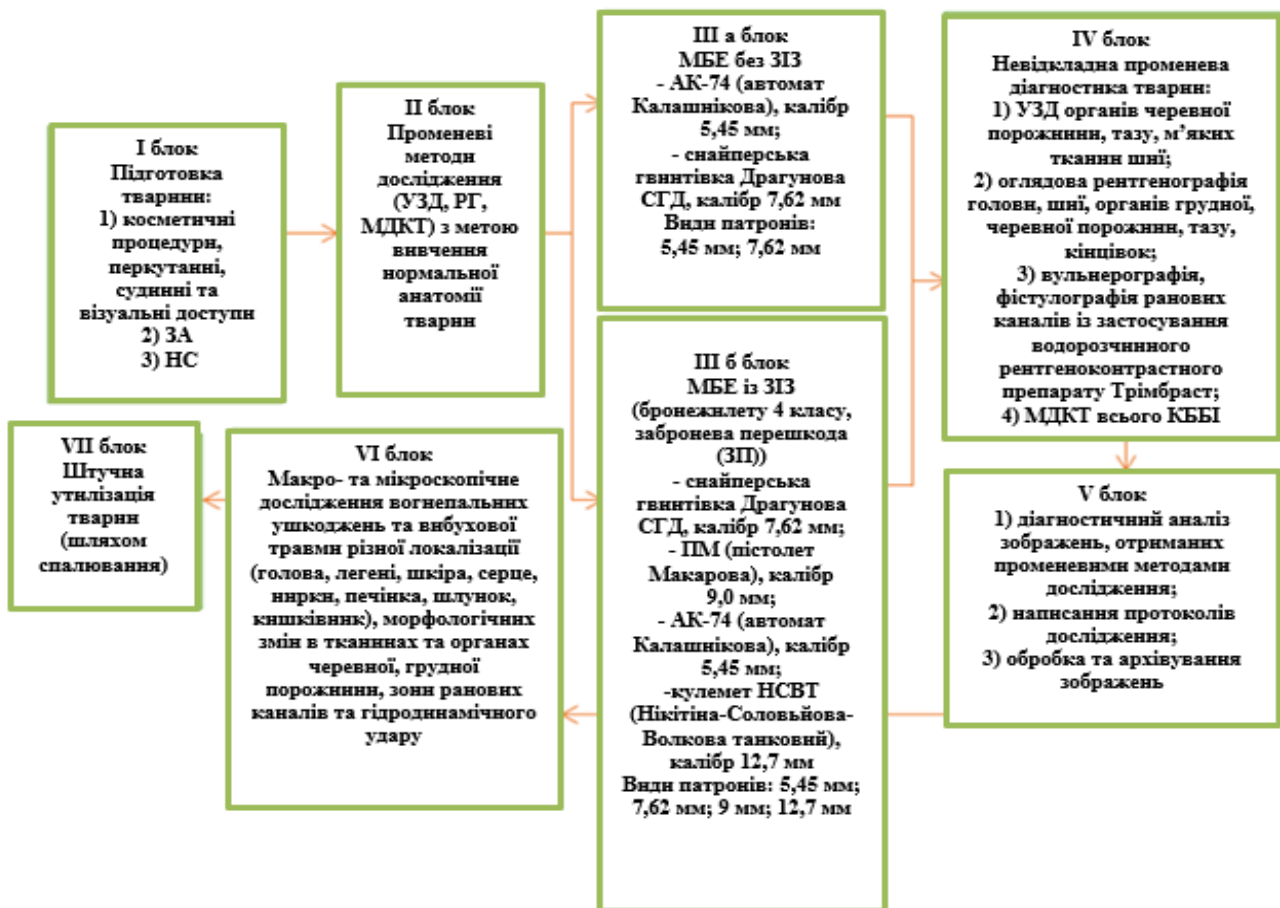


Рис. 1.1 Блок-схема проведення модельного балістичного експерименту на тваринах.

ЗА — загальна анестезія. НС — наркотичний сон. УЗД — ультразвукова діагностика. РГ — рентгенографія. МДКТ — мультidetекторна комп'ютерна томографія. МБЕ — модельний балістичний експеримент. ЗІЗ — засоби індивідуального захисту. АК — автомат Калашнікова. СГД — снайперська гвинтівка Драгунова. ПМ — пістолет Макарова, ЗП — забронева перешкода. Кулемет НСВТ — танковий кулемет Нікітіна-Солов'йова-Волкова

До початку МБЕ тваринам проводилась оцінка рівня свідомості по шкалі Neurologic Severity Score (NSS) [27]. Дана шкала була розроблена для оцінки рівня свідомості у малої та середньої рогатої худоби, побудована по принципу шкали ком Глазко. Шкала включає в себе оцінку поведінки, апетиту, положення голови і тіла, вокалізацію, ходу, моторну функцію передніх і задніх кінцівок. Оцінка усіх функцій відображалась в сумі балів від 0 до 32, де 0 балів було відсутність неврологічного дефіциту, 32 бали — тяжке ушкодження головного мозку. Всі тварини обох серій експерименту попередньо мали 0 балів по NSS.

До початку МБЕ (блок 1) здійснювали підготовку дослідної тварини, що включало косметичні процедури та вимірювання ваги (рис.1.2).



Рис.1.2 Підготовчі заходи МБЕ. А. Побриття проекції АФЗ. Б. Вимірювання ваги тварини

З метою контролю життєвоважливих функцій організму зразкам I та II серій проводився моніторинг основних фізіологічних показників (АТ, ЧСС ін.) Вимірювання АТ виконувалось інвазивним методом в точці після встановлення інтрод'юсера 6-Fr в праву яремну вену, що також застосовували для інфузій (рис. 1.3, 1.4).

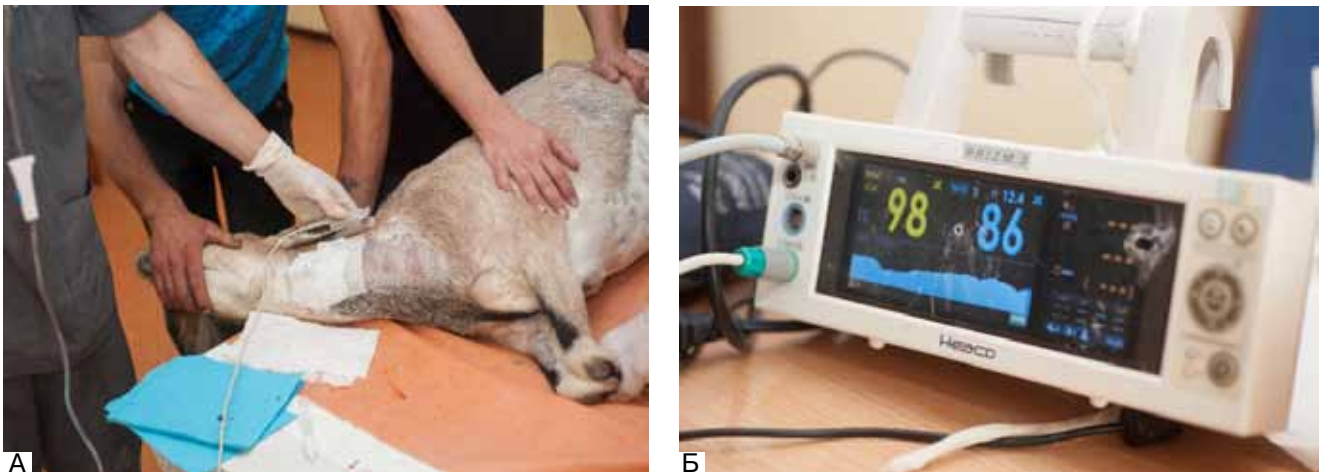


Рис. 1.3 Підготовка дослідної тварини.

Блок I. А. Катетеризація яремної вени. Б. Моніторинг фізіологічних показників

Оглядово із застосування УЗД приладу в підготовлених зразках вивчали ехоструктуру внутрішніх органів (рис. 1.5, 1.6).

Анатомічна і топографічна локалізація органів грудної, черевної порожнини, тазу, заочеревинного простору, середостіння ідентична до людини, що обґрунтовує застосування органоконструкцій в якості КББІ.

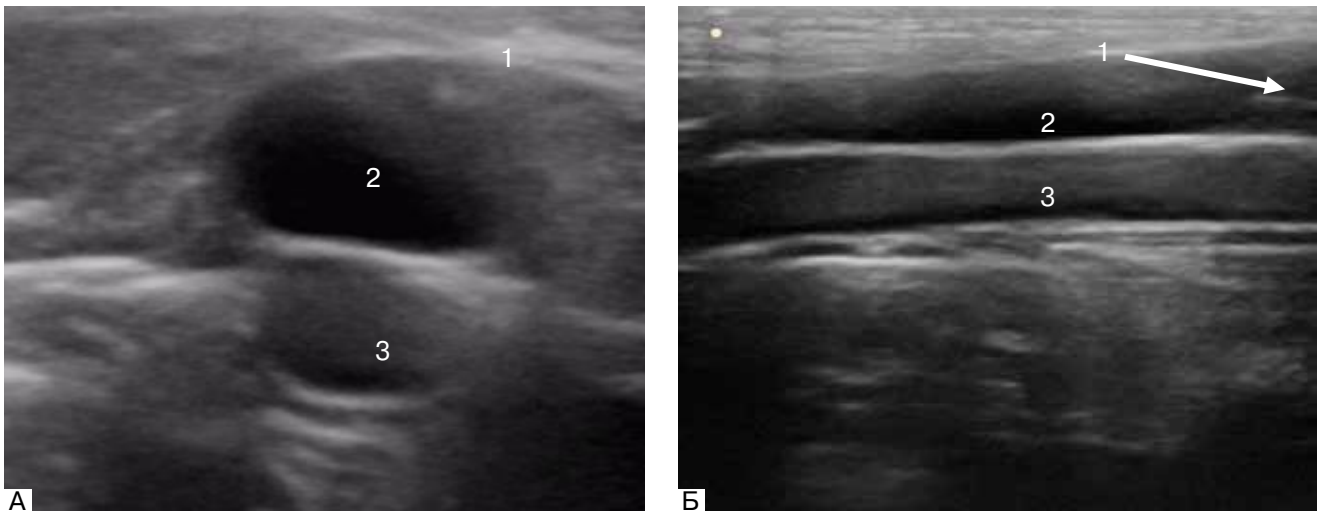


Рис. 1.4. Ехограма судин шиї тварини. Катетеризація яремної вени під УЗД контролем.
А. Поперечний зріз. Б. Продольний зріз. 1. катетер. 2. яремна вена. 3. загальна сонна артерія

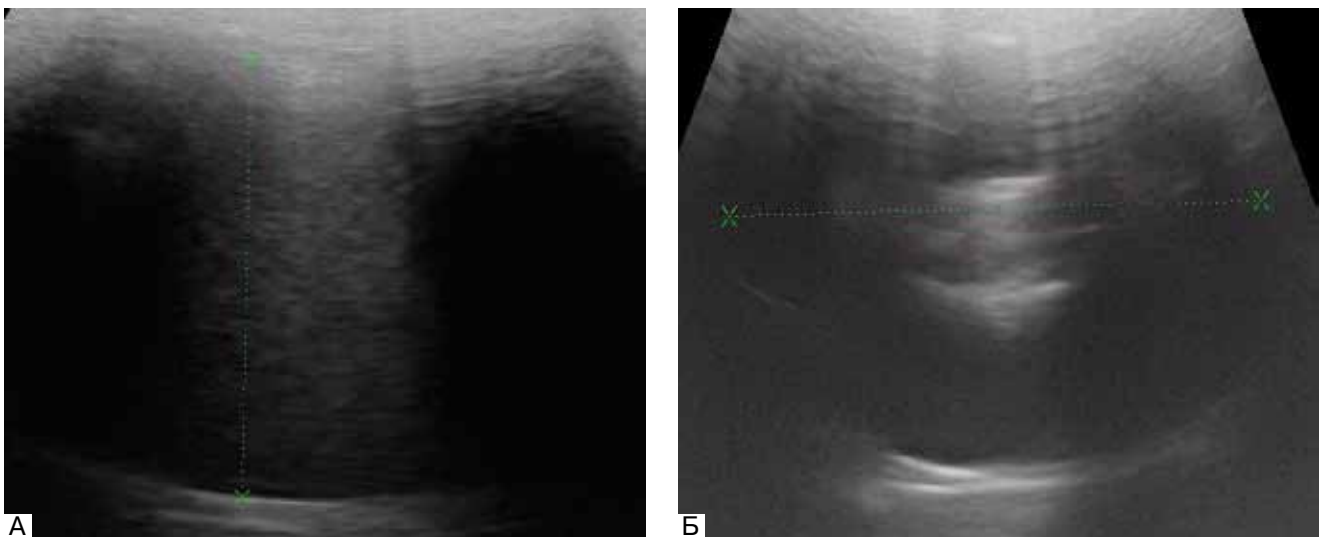


Рис. 1.5. УЗД внутрішніх органів дослідної тварини.
Ехограма тазово-абдомінального органокomплексу. А. Печінка. Б. Нирка

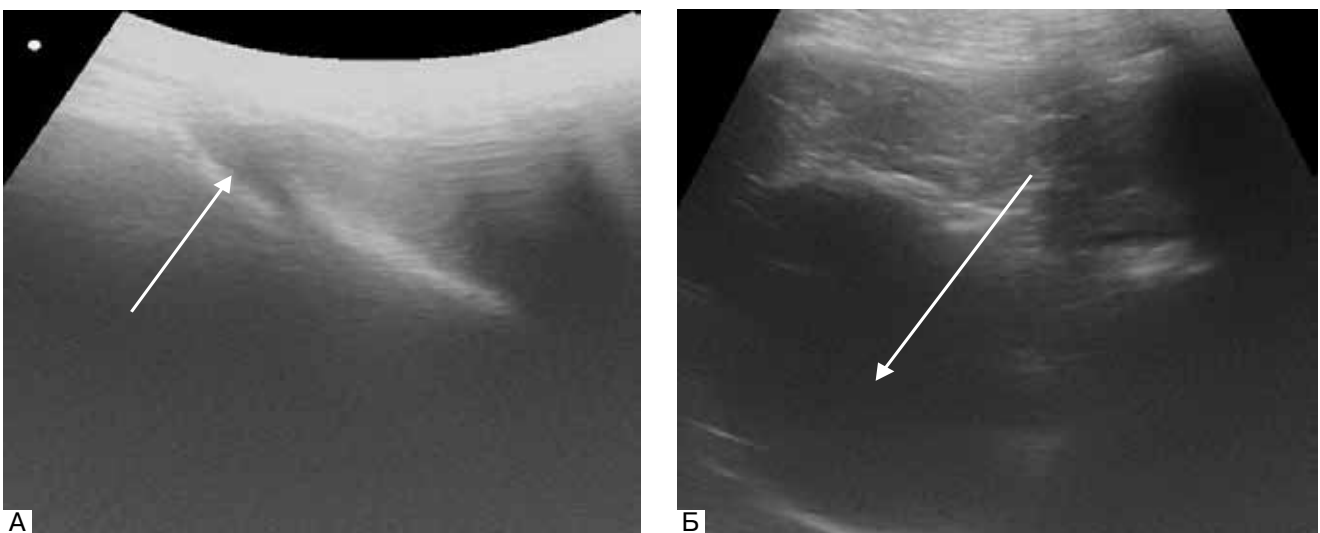


Рис. 1.6. Ехограма порожнистих органів дослідної тварини. А. Жовчний міхур. Б. Сечовий міхур

Для проведення МБЕ використовувалися зразки I та II серій із визначеними маркерами АФЗ в якості КББІ, описання яких в сучасній літературі ми не знайшли (рис. 1.7).

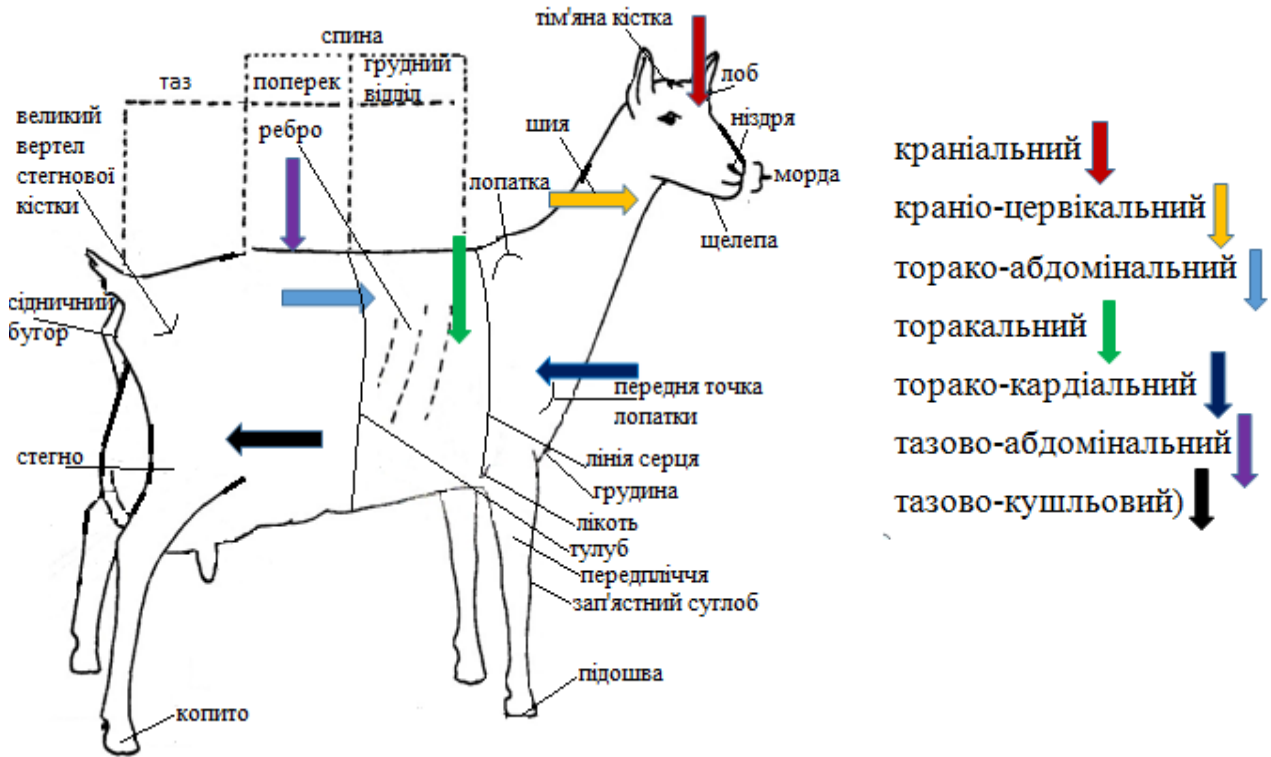


Рис. 1.7 Схема анатомічної локалізації вогнепальних поранень. Маркування АФЗ вогнепальних ран, невогнепальної травми

КББІ з вказаними АФЗ для здійснення пострілів розташовані у такій послідовності: голова, шия, цервіко-краніальний сегмент, грудино-реберно-плечовий сегмент, торако-абдомінальний, торако-кардіальний, тазово-абдомінальний тазово-кушльовий органокмплекси маркувалися із застосування РГ та МДКТ-навігації. При цьому усі АФЗ для пострілів визначалися після вивчення рентгено, КТ-анатомії зразків тварин (рис. 1.8–1.14). Причому в одного із зразків було діагностовано лівосторонній гайморит, що не вплинуло на результат МБЕ (рис. 1.15).

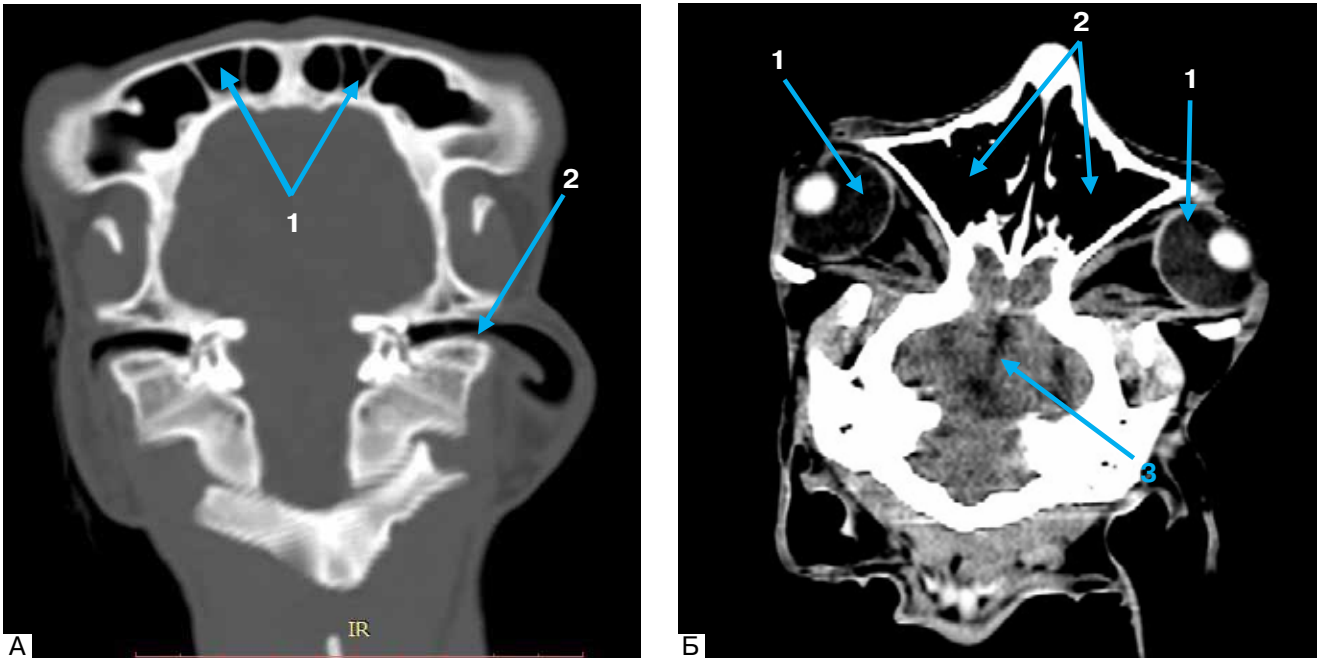


Рис. 1.8 КТ-анатомія черепа козлика. МДКТ.

А. Коронарний зріз. Кістковий режим. 1. лобна пазуха. 2. зовнішній слуховий прохід. Б. Аксіальний зріз. 1. орбіти. 2. верхньощелепні пазухи. 3. шлуночки мозку

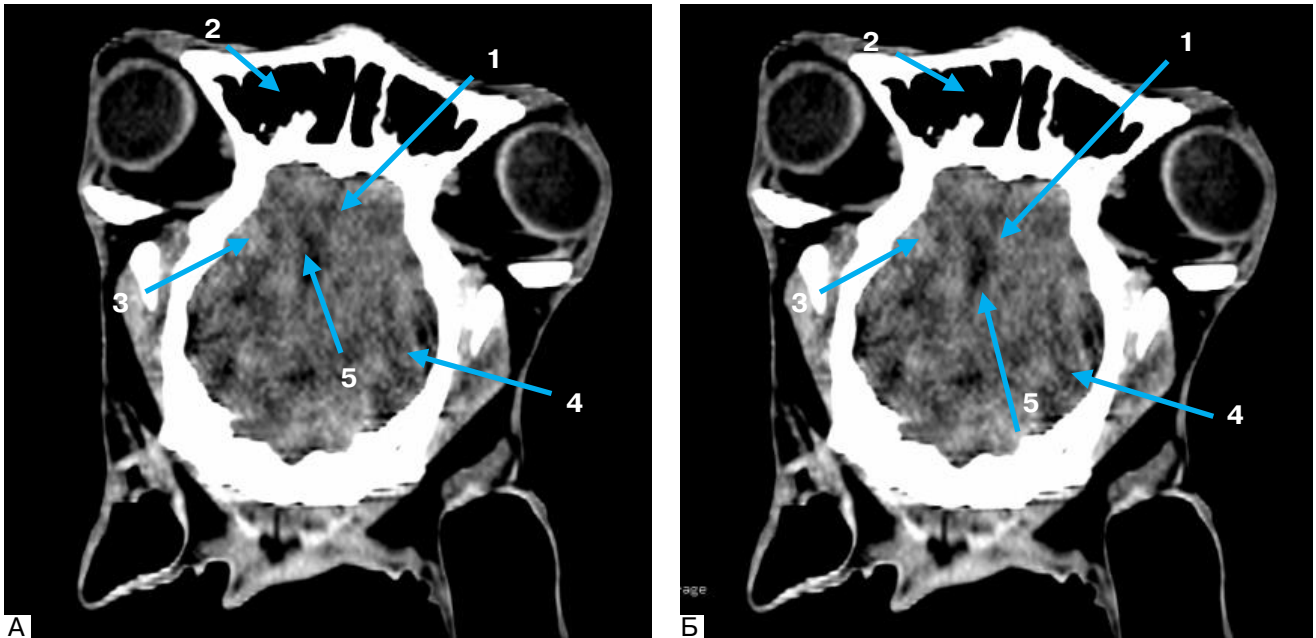


Рис. 1.9 КТ-анатомія черепа козлика. МДКТ. Сагітальний зріз. 1. лобні доли головного мозку. 2. лобна пазуха. 3. скроневі доли головного мозку. 4. потиличні доли. 5. шлуночки мозку

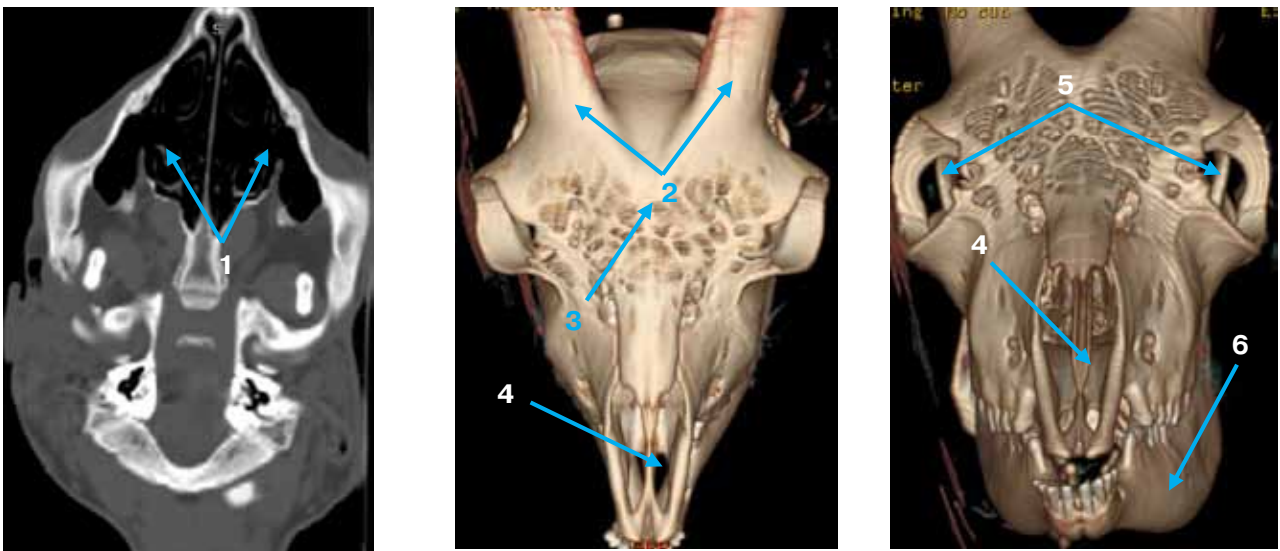


Рис. 1.10 КТ-анатомія черепа. А. Кістковий режим. Б. В. 3D реконструкція. 1. яєчки решітчастої кістки. 2. рога. 3. лобна кістка. 4. носова порожнина. 5. орбіти. 6. нижня щелепа



Рис. 1.11 КТ-анатомія органів грудної порожнини. МДКТ. Аксіальний зріз. 1. трахея. 2. висхідний відділ грудної аорти. 3. дуга аорти. 4. стравохід

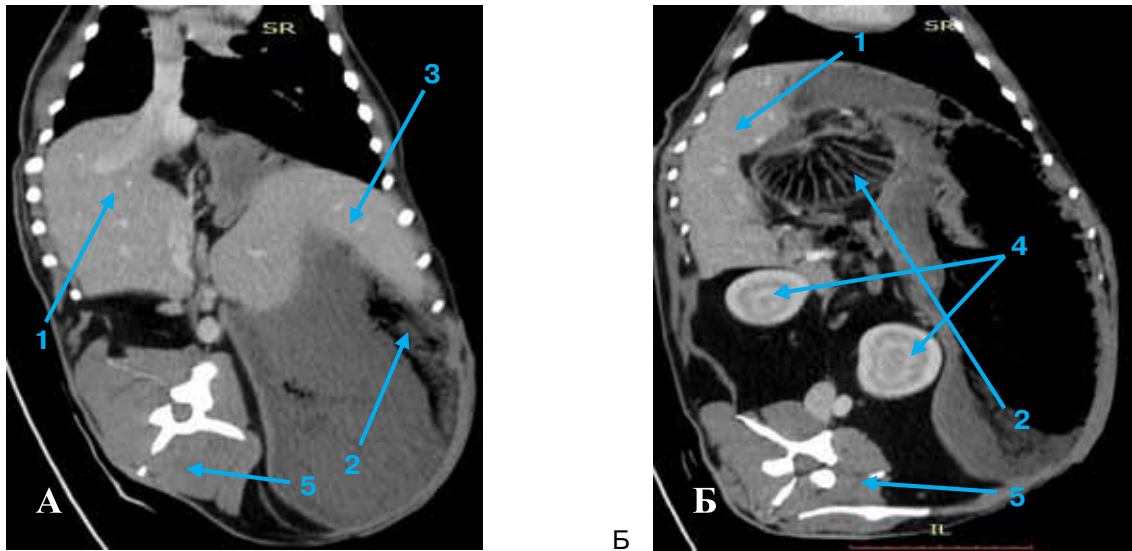


Рис. 1.12 КТ-анатомія органів черевної порожнини та заочеревинного простору козлика. А. Коронарний зріз. Б. Сагітальний зріз. 1. печінка. 2. шлунок. 3. селезінка. 4. нирки. 5. поперекові м'язи

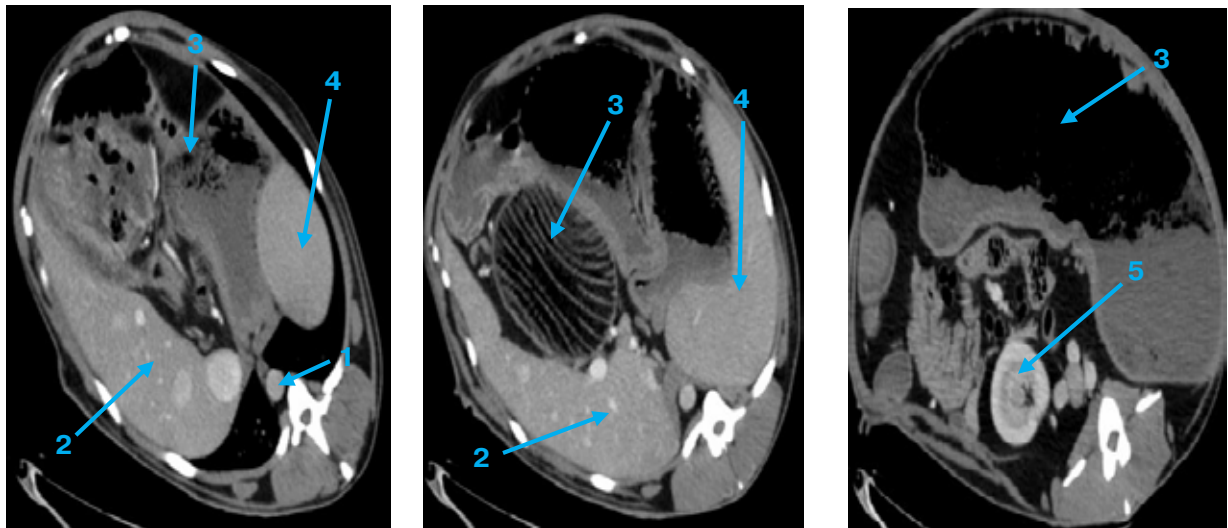


Рис. 1.13 КТ-анатомія органів черевної порожнини, заочеревинного простору. 1. аорта. 2. печінка. 3. шлунок. 4. селезінка. 5. нирка

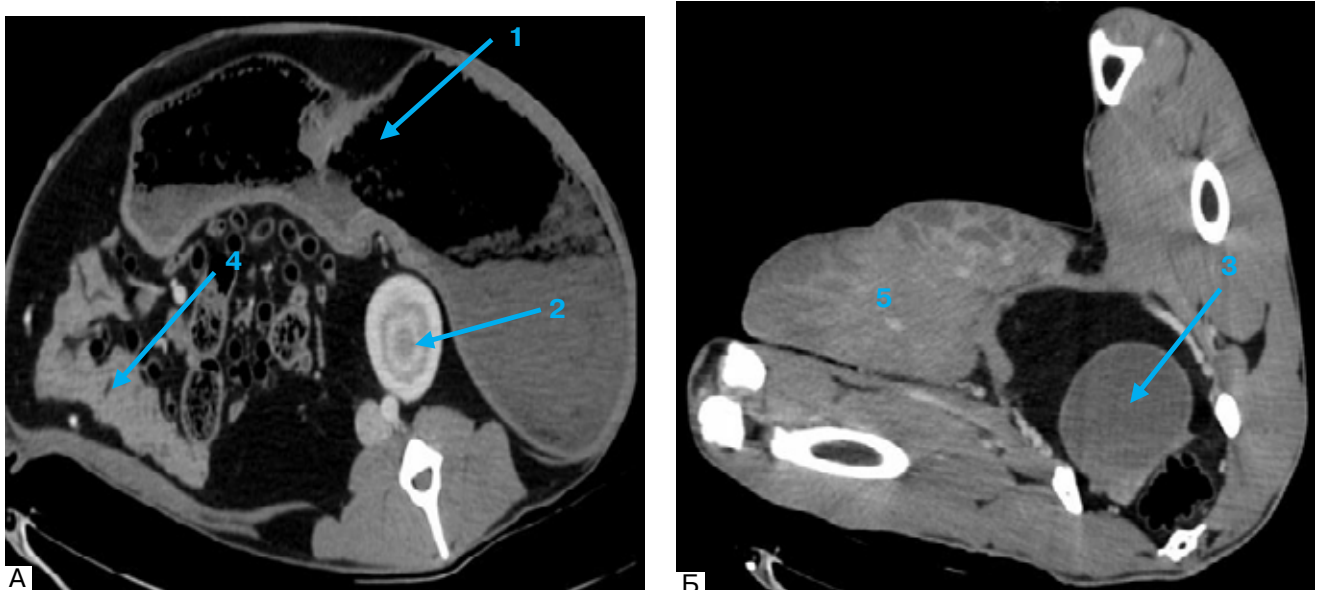


Рис. 1.14 КТ-анатомія органів черевної порожнини та малого тазу козлика самки. А. Тазово-абдомінальний органокomплекс. Б. Тазово-кушльовий органокomплекс. 1. шлунок. 2. нирка. 3. сечовий міхур. 4. висхідна частина товстої кишки. 5. вим'я (молочна залоза)



Рис. 1.15 КТ-анатомія лицевого черепа. МСКТ. Коронарний зріз. А. Мозковий режим. Б. кістковий режим. 1. лівосторонній гайморит. 2. носові раковини. 3. дуга нижньої щелепи

Перед здійсненням пострілів через встановлений катетер вливали розчин тіопенталу натрію в розрахунку 2 мг/кг сухої речовини на фізіологічному розчині для введення тварини в наркотичний сон. Критерієм рівня наркозу слугували: зниження виразності рогівкових миготливих рефлексів і тонусу скелетних м’язів (рис. 1.16).



Рис. 1.16. Зовнішній вигляд дослідної тварини у наркотичному сні

Дослідну тварину розміщували на експериментальний стіл в положенні лежачи з фіксацією кінцівок, тулуба для зручного лазерного наведення в зони пострілів (рис. 1.17).

МБЕ проводили у відповідності з Договором №123 Європейської конвенції про захист хребетних тварин, що використовуються для експериментів, або в інших наукових цілях (протокол №03/09-19 від 24 вересня 2019 року, рішення комісії з питань етики УВМА).

Вивчення характеру впливу механічних і багатофакторних ушкоджень тіла, і як результат вогнепальної та невогнепальної травми проводилось в двох серіях на базі науково-випробувальної лабораторії зброї та спеціальних захисних матеріалів НУОУ ім. Івана Черняхівського (начальник інституту генерал-лейтенант Сіротенко А. М., начальник лабораторії полковник Седов С. Г.) — постріли здійснювали у незахищені АФЗ та при застосуванні ЗІЗ (бронезилет 4 класу), заброневої перешкоди (броньова пластина товщиною 19 мм) (рис. 1.18).



Рис. 1.17 Дослідна тварина на експериментальному столі в науково-випробувальній лабораторії зброї та спеціальних захисних матеріалів НУОУ ім. Івана Черняхівського



Рис. 1.18 Випробування вогнепальної зброї.
А. На відкриті ділянки тіла. Б. При застосуванні ЗІЗ (бронежилету 4 класу)

1.2.2 Спеціальне обладнання для проведення МБЕ

Випробування проводились в умовах температури навколишнього середовища +20 °С, відносної вологості повітря — 75%, атмосферного тиску — 754 мм.рт.ст. Для проведення дослідження застосовували нестандартизоване спеціального призначення обладнання, засоби вимірювальної техніки, зброю (балістичні стволи), а також бронежилети та броньовану пластину товщиною 19 мм. Перелік випробувального обладнання, засобів вимірювальної техніки, допоміжних та витратних матеріалів, зброї (балістичних стволів), які були використані для проведення випробувань представлені в табл. 1.2-1.4.

Таблиця 1.2

Перелік випробувального обладнання, засобів вимірювальної техніки

№ з/п	Найменування	Завод №	Визначувані характеристики	Діапазон вимірів	Точність (похибка, невизначеність вимірювання)	Дата калібрування	
						останньої	наступної
1	Вимірювальний комплекс оптоелектронний ИВХ-733	ХК 089	Швидкість польоту кулі	1-2000 м/с	0,1 м/с	09.19 р.	09.20 р.

2	Вимірювальний комплекс оптоелектронний ИБХ-731,3	ХК 034	Швидкість польоту кулі	1-2000 м/с	+0,5%	09.19 р.	09.20 р.
3	Рулетка вимірювальна Р5УЗК	17	Визначення довжини	0....5 м	0,09 мм	09.19 р.	09.20 р.
4	Барометр-анероїд контрольний М-98	509	Атмосферний тиск	300...820 мм.рт.ст.	± 1 мм.рт.ст	09.19 р.	09.20 р.
5	Гігрометр психометричний ВИТ-1	А001	Визначення температури та вологості	0...90% 0...25%	± 0,24 мм	09.19 р.	09.20 р.
6	Гігрометр психометричний ВИТ-2	В070	Визначення температури та вологості	0...90% 15...400С	± 0,24 мм	09.19 р.	09.20 р.
7	Ваги електронні ВН-150-1-D-a	54720	Визначення ваги	0,4....150 кг	± 0,004 г	09.19 р.	09.20 р.

Таблиця 1.3

Перелік обладнання, допоміжних та витратних матеріалів

№ з/п	Найменування	Призначення
1	Обладнання для кріплення зразків (ОКБ) № 3	Кріплення зразків
2	Пристрій балістичний ПБ-53 Я-021Д	Кріплення балістичних стволів
3	Лазерний цілевказувач	Наведення зброї
4	Комп'ютер персональний Celeron 2,0	Відпрацювання документів

В умовах лабораторії використовували балістичні стволи представлені в табл. 1.2, а для кріплення балістичних стволів використовували пристрій (рис. 1.19).



Рис. 1.19 Пристрій балістичний ПБ-53 № Я-021 Д. Балістичний ствол 5,45 мм

Перелік засобів ураження, які були використані для проведення випробувань представлений в табл. 1.4.

Таблиця 1.4

Перелік зброї (балістичних стволів)

№ з/п	Найменування	Кількість, од.	Примітка
1	Балістичний ствол калібру 5,45×39 мм № КО 000004	1	
2	Балістичний ствол калібру 7,62×54 мм № КО 000002	1	
3	Балістичний ствол калібру 9,0×18 мм ПМ, індекс ГРАУ-56-А-125	1	
4	Балістичний ствол калібру 12,7×108 мм № КО 000005	1	

Швидкість БК на виході зі ствола вимірювали за допомогою приладу ИБХ-733 (вимірювач бойових характеристик, рис. 1.20).



Рис. 1.20 Вимірювач бойових характеристик (ИБХ-733)

Таблиця 1.5

Перелік засобів ураження

№ з/п	Опис унітарного набою	Індекс набою	Опис вражаючого елемента — кулі	Маса кулі, г	Кількість витрачених набоїв, од.
1	5,45×39 мм автоматний патрон ПП	7Н10	Куля 5,45 мм оживальної форми у металевій оболонці зі сталевим термозміцненим осердям	3,6	8
2	7,62×54R мм гвинтівковий набій Б-32	57-БЗ-322	Куля 7,62 мм оживальної форми у металевій оболонці зі сталевим термозміцненим осердям	10,4	7
3	9,0×18 мм пістолетний патрон ПМ	ГРАУ-56-А-125	Куля 9,0 мм оживальної форми у металевій оболонці зі сталевим термозміцненим осердям	6,1	12
4	12,7×108 мм кулемет НСВТ гвинтівковий набій Б-32		Куля 12,7 мм оживальної форми у металевій оболонці зі сталевим термозміцненим осердям Бронейно-запалювальна	48	2

В умовах балістичної лабораторії постріли проводили з відстані до зразка 10,3 метрів з двох видів зброї: АК-74 (автомат Калашнікова, калібр 5,45 мм, рис. 1.21), снайперська гвинтівка Драгунова СВД, калібр 7,62 мм (рис. 1.22), та з відстані 30 метрів з пістолета Макарова, калібру 9,0 мм (рис. 1.23), кулемета НСВТ, калібру 12,7 мм (рис. 1.24). Використовували патрони: 5,45 (ПП); 7,62 (Б-32); 9,0 (ПМ); 12,7 (Б-32). Змодельовували дистанцію 220–230 та 400 метрів.

За допомогою лазерного цілевказувача постріли наносили послідовно у відмічені АФЗ (табл. 1.6).



Рис. 1.21 Автомат Калашнікова АК-74, калібр 5,45 мм



Рис. 1.22 Снайперська гвинтівка Драгунова СГД, калібр 7,62 мм



Рис. 1.23 Пістолет Макарова, калібр 9,0 мм



Рис. 1.24 Кулемет КСВТ, калібр 12,7 мм

У I серії КББІ без ЗІЗ (бронезилету 4 класу) та заброневої перешкоди (броньованої пластини товщиною 19 мм) (зразків 2) здійснювали постріли з двох видів зброї: АК-74 (автомат Калашнікова, калібр 5,45 мм, (рис. 1.21) та снайперської гвинтівки Драгунова СВД, калібр 7,62 мм (рис. 1.22). Види застосованих патронів, швидкість кулі на виході зі ствола, АФЗ дослідної тварини наведені в табл. 1.6. Змодельована дистанція 220–230 метрів.

Випробування II серії КББІ (в кількості 4 зразків) проведено безпосередньо при застосуванні ЗІЗ (бронезилету 4 класу) та заброневої перешкоди (броньованої пластини товщиною 19 мм). Постріли здійснювали з наступних видів зброї: автомат Калашнікова, калібр 5,45 мм (рис. 1.21), снайперської гвинтівки Драгунова СВД, калібр 7,62 мм (рис. 1.22), пістолета Макарова, калібру 9,0 мм (рис. 1.23), кулемету КСВТ, калібру 12,7 мм (рис. 1.24). Види застосованих патронів, швидкість кулі на виході зі ствола, АФЗ зразків II серії подані в табл. 1.7. Змодельована дистанція 220–230, 400 метрів.

Таблиця 1.6

Види патронів, швидкість БК, використаних в лабораторних умовах для ураження АФЗ зразків №1 та №2

№ пострілу	Швидкість, м/с	Кут влучення град. (похибка $\pm 0,50$)	Відстань до зразка, м	Патрон	Короткий опис АФЗ
1	698	0	10,3	7,62 (Б-32)	Приціл в кардіальній АФЗ
2	701	0	10,3	5,45 (ПП)	Приціл в цервіко-краніальній АФЗ
3	704	0	10,3	5,45 (ПП)	Приціл в торакальній АФЗ
4	703	0	10,3	5,45 (ПП)	Приціл в торако-абдомінальній АФЗ
5	695	0	10,3	5,45 (ПП)	Приціл в кардіальній зоні
6	697	0	10,3	7,62 (Б-32)	Приціл в тазово-абдомінальній АФЗ
7	866	0	10,3	7,62 (Б-32)	Приціл в тазово-кушльовій АФЗ
8	881	0	10,3	7,62 (Б-32)	Приціл в абдомінальній АФЗ
9	699	0	10,3	5,45 (ПП)	Приціл в торако-абдомінальній АФЗ
10	700	0	10,3	7,62 (Б-32)	Приціл тазово-кушльова АФЗ
11	878	0	10,3	7,62 (Б-32)	Приціл отвір краніальна АФЗ

Таблиця 1.7

Види патронів, швидкість кулі, опис АФЗ у разі застосування ЗІЗ

№ пострілу	Швидкість, м/с	Кут влучення град. (похибка $\pm 0,50$)	Відстань до зразка, м	Патрон	Короткий опис АФЗ
1	840	0	10,3	12,7 (Б-32)	Лобна кістка КББІ захищена броньованою пластиною товщиною 19 мм. Пробиття вхідний отвір в краніальній АФЗ.
2	832	0	10,3	12,7 (Б-32)	Тулуб закритий броньованою пластиною товщиною 19 мм. Пробиття вхідний отвір в торакальній АФЗ.
3 n=6	704	0	10,3	9,0 (ПМ)	Живіт захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття захисту в торако-абдомінальній АФЗ.
4 n=3	701	0	10,3	9,0 (ПМ)	Таз захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття захисту в тазово-кушльовій АФЗ.
5	658	0	10,3	5,45 (ПП)	Таз, живіт, кушльовий суглоб імітатора захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття захисту.
6	695	0	10,3	5,45 (ПП)	Живіт, грудна клітка захищений бронежилетом 4 класу. Пробиття торако-абдомінальної АФЗ.
7	657	0	10,3	9,0 (ПМ)	Торакальний відділ ББІ захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття захисту АФЗ.
8	781	0	10,3	7,62 (Б-32)	Живіт захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття захисту в тазово-абдомінальній АФЗ.
9	699	0	10,3	9,0 (ПМ)	Кардіальний відділ захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття захисту АФЗ.
10	670	0	10,3	5,45 (ПП)	Торако-абдомінальна зона захищена бронежилетом 4 класу. Не пробиття АФЗ.
11	678	0	10,3	9,0 (ПМ)	Абдомінальний відділ захищений бронежилетом 4 класу. Не пробиття абдомінальної АФЗ.

Основні тактико-технічні характеристики застосованих патронів показані на рис. 1.25-1.28.

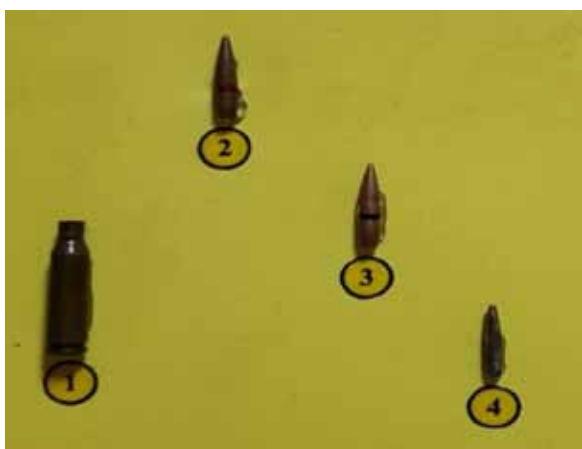


Рис. 1.25 Патрон калібру 5,45×39 мм (автомат АК-74): гільза «гс» (1), куля типу «ПС» (2), куля типу «ПП» (3), сталеве осерддя (4)



Рис. 1.26 Патрон калібру 7,62×54R мм (гвинтівка СГД): гільза «гс» (1), куля типу «ЛПС» (2), куля в розтині (3), сталеве осерддя (4)



Рис. 1.27 Патрон калібру 12,7×108 мм (кулемет НСВТ): гільза «гс» (1), куля типу «Б-32», «БЗТ», «БС» та в розтині (2)



Рис. 1.28 Патрон калібру 9,0×18 мм (пістолетний унітарний патрон)

Для визначення масових характеристики осколочного потоку стрілецького озброєння після пробиття перешкод було використано засипний уловлювач (рис. 1.29). Передня стінка уловлювача формувалася за допомогою тканини та скочу. Після кожного пострілу відбувалася її заміна. Випробування проводилися на тій самій балістичній трасі з використанням тієї ж балістичної зброї (БК 7,62 мм та 12,7 мм), що подано в табл. 1.8. Схема проведення випробувань наведена на рис. 1.20, фото зібраного пристрою для проведення випробувань — на рис. 1.31.



Рис. 1.29.Засипний уловлювач

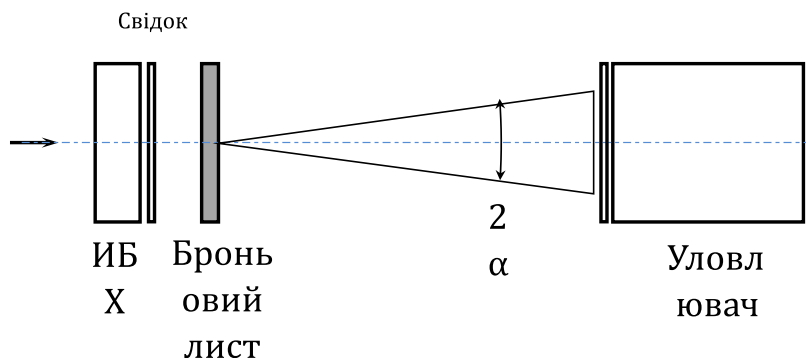


Рис. 1.30 Схема проведення випробувань



Рис. 1.31 Фото зібраного пристрою для проведення випробувань

Перелік випробувального обладнання, засобів вимірювальної техніки для проведення моделювання обстрілу рухомої броньованої цілі в умовах балістичної лабораторії представлено в табл. 1,8–1.11.

Таблиця 1.8

Перелік випробувального обладнання та засобів вимірювальної техніки, що використовувався під час проведення випробувань

№ п/п	Найменування	Завод. №	Діапазон вимірів	Метрологічні характеристики	Дата калібрування
	Вимірювальний комплекс оптиелектронний ИБХ-733.0	ХК 089	1...2000 м/с	±0,3%	09.19
	Вимірювальний комплекс оптиелектронний ИБХ-731.3	ХК 034	1...2000 м/с	±0,5%	09.19
	Рулетка вимірювальна Р5УЗК	17	0...5 м	1 мм	09.19
	Лінійка металева 500 мм	55	0..500 мм	1 мм	09.19
	Кутомір з ноніусом	16	1...1800	10	09.19

Таблиця 1.9

Перелік не стандартизованого та спеціального призначення обладнання, а також допоміжних та витратних матеріалів

№ п/п	Найменування	Призначення
	Пристрій балістичний ПБ-53 № Я-021Д	Кріплення балістичних стволів
	Лазерний цілевказувач	Наведення зброї
	Відпалений папір А4 (свідки)	Фіксація відбитків куль

Таблиця 1.10

Перелік зброї (балістичних стволів), які були використані для проведення випробування

№ п/п	Найменування	Кількість, од.	Примітка
	Балістичний ствол калібру 7,62x54 мм С-08 №М1488	1	
	Балістичний ствол калібру 7,62x54 мм КО №000002	1	
	12,7-мм кулемет НСВТ №Ш796	1	

Таблиця 1.11

Перелік засобів ураження, які були використані для проведення випробувань

№ п/п	Опис унітарного набою	Індекс набою	Опис кулі	Маса кулі, г
1	7,62x54 мм гвинтівковий патрон з кулею Б-32	7БЗ-3 Л-08-81-72	7,62 мм оживальної форми у металевій оболонці зі сталевим термозміцненим осердям	10,35-10,4
2	12,7x108 мм патрон з броньбійно-запалювальною кулею Б-32	57-БЗ-542	12,7 мм оживальної форми у металевій оболонці зі сталевим термозміцненим осердям	47,4-49,5

При обстрілі броньового захисту товщиною 19 мм кулею 12,7x108 Б-32 маса найбільшого осколка в середньому складає близько 48% загального осколочного потоку. Для визначення заперешкодної дії осколків у заброньовому просторі використовувалася контрольна система, що представляла собою 0,5 мм листа сплаву алюмінію (сплав AlCuMg згідно з ISO/R209 з обмеженням мінімальної міцності у 440 Н/мм²).

1.2.3 Методи та методики медичної візуалізації вогнепальних поранень в умовах МБЕ

Експериментальне обґрунтування ефективності променевої діагностики вогнепальної та невогнепальної травми внаслідок ушкоджуючої дії БК різних видів вогнепальної стрілецької зброї базувалось на РГ, УЗД, МДКТ.

Відповідно до блок-схеми МБЕ у блоку II вивчали ехоструктуру та рентгено-КТ-анатомію дослідних тварин. А після проведення пострілів (блок IIIа та блок IIIб) проводили невідкладну променеву діагностику (блок IV). Для інструментального дослідження дослідну тварину вкладали на стаціонарний стіл рентгенапарату (рис. 1.32).



Рис. 1.32 Дослідна тварина на стаціонарному столі рентгенапарату. А. Положення до пострілів (блок II МБЕ). Б. Положення після пострілів (блок IV МБЕ)

Для інформативності рентгенологічних досліджень дотримувалися просторової орієнтації об'єкта дослідження в укладках (рис. 1.33).

Органи черевної порожнини і заочеревинного простору як людини так і дослідної тварини на відміну від органів грудної клітки майже не містять анатомічних структур з великою різницею поглинання рентгенівських променів.

Тому при оглядовій рентгенографії тулуба дослідної тварини застосовували штучні контрастні речовини у РК різних АФЗ. Для цього в рану вводили катетер та фіксували кисетним швом до шкіри; під'єднували 20-50-грамовий шприц для введення 76% Тріомбраст у входні отвори РК. Після закінчення введення пережимали затискачем катетер, та проводили рентгенограми в прямій та боковій проекціях по відношенню до РК (рис. 1.34).



Рис. 1.33 Укладка голови для оглядової рентгенографії.
А. До проведення пострілів. Б. Після проведення пострілів



Рис. 1.34 Вульнерографія тазово-абдомінальної АФЗ.
А. Фіксація катетера до шкіри. Б. Вигляд з екрану монітора. Бокова проекція.
1. катетер з контрастом в РК. 2. Куля під передньою черевною стінкою

Дослідним тваринам проводили оглядову рентгенографію голови, шийного відділу хребта, живота, грудної клітки, тазу в косій та боковій проекціях так як пряма проекція обмежувалась при укладках (рис. 1.35).



Рис. 1.35 Укладка для рентгенографії органів черевної, грудної порожнини, тазу в боковій та косій проекціях

На оглядовій рентгенограмі черевної порожнини, тазу низька рентгеноконтрастність органів не дозволяє достовірно і чітко визначити патологічні зміни, межі між органами та структуру окремого органу. Діагностичну інформацію надає пневматизація шлунково-кишкового тракту, але й вона є нестабільною враховуючи обмежені укладки тварини, що значно знижує діагностичну цінність методу.

Для визначення характеру ВП (наскрізне, сліпе) КБВІ в експериментальних умовах застосовували фонову ширму (рис. 1.36).

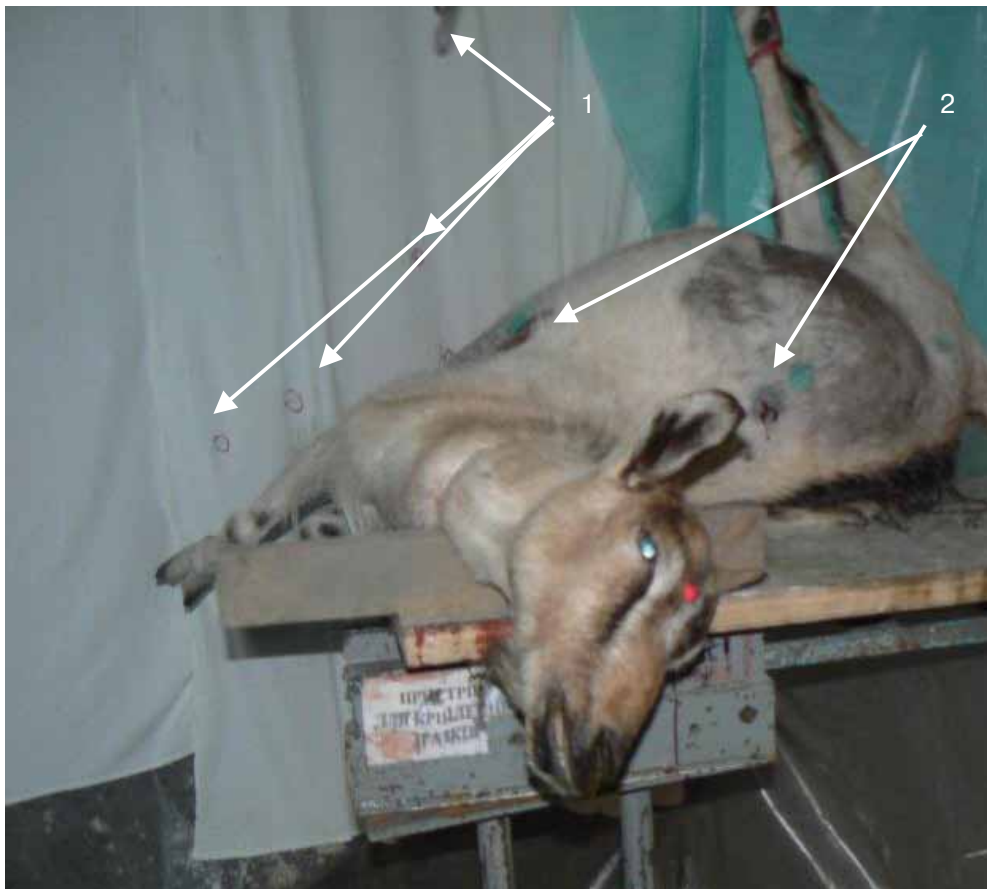


Рис. 1.36 Експериментальна модель вогнепальних сліпих та наскрізних поранень.
1. Маркування наскрізних поранень на полотні. 2. Вхідні отвори вогнепальних ран

УЗД застосовували як для сонографічної навігації катетеризації яремної вени, ехоструктурного вивчення внутрішніх органів так і для визначення та вивчення АФЗ зразків у ході МБЕ. Для проведення УЗД застосовували ультразвуковий діагностичний прилад Ультима, Харківського заводу Радмир. Візуалізацію проводили із використання конвексного та лінійного датчиків.

Рентгенографічні дослідження проводили на рентгенівському телекерованому стаціонарному цифровому комплексі OPERA Swing версія 07, (Італія). Після проведення оглядової рентгенографії голови, шиї, хребта, грудної клітки, живота, тазу в боковій, косій проекціях, латеропозиції, вульнерографії (фістулографії) виконували МДКТ дослідним тваринам в програмі сканування всього тіла на 64-зрізовому комп'ютерному томографі "Light Speed VCT" фірми GE (США).

Сканували голову, грудну клітку, живіт, таз, кінцівки (рис. 1.37).



Рис. 1.37 Зовнішній вигляд тварини при виконання МДКТ всього тіла для уточнення характеру і тяжкості вогнепальної та невогнепальної травми

Діагностичні спроможності застосування рентгенографії, МДКТ та визначення ефективності даних методів променевої діагностики на етапі надання високоспеціалізованої хірургічної допомоги досліджувалась на шести зразках біооб'єктах — кози зааненської породи вагою 35–43 кг у ході МБЕ.

1.2.4 Методи гістологічного дослідження зразків КББІ

Після здійснення пострілів у вищезазначені АФЗ зразків КББІ, згідно блок-схеми МБЕ — блок V для гістологічного дослідження відбирали куски країв вхідних і вихідних отворів ВР, стінки РК ушкоджених органів з межою неушкоджених тканин, ділянки ушкоджених АФЗ при заброневій перешкоді.

Кусочки, що були відбрані із зони вхідної і вихідної ран, відділяли так, щоб в гістологічний зріз потрапила зона безпосереднього ушкодження і межа з нею зона макроскопічно неушкоджених тканин. Відбирали наступні органи: головний мозок, легеня, серце, печінка, нирка, селезінка, підшлункова залоз, шлунок, кишківник, сечовий міхур. Кожний об'єкт, що брали для дослідження, маркували. Гістологічний матеріал фіксували у 10% забуференого формаліні і піддавали зневодненню у розчинах етилового спирту зростаючих концентрацій 60%, 70%, 80%, 90%, по 30 хв., 96% протягом 16 годин. Після цього зразки проводили через дві порції ксілолу (по 10 хвилин). Далі у трьох парафінах (40 хв.) при +56°C. Після цього зразки тканини заливали у розплавлений парафін. На санному мікротомі виготовляли зрізи товщиною 5–7 мкм. Гістозрізи товщиною 5–7 мкм отримували на санному мікротомі з подальшим їх фарбуванням гематоксилін і еозином по методиці Вейгерта (2009). Зрізи піддавали депарафінуванню у двох порціях ксілолу (по 5 хв.), далі проводили по спиртах спадаючих концентрацій 96%, 90%, 80%, 70%, 70% (по 3–5 хв.), промивали у трьох порціях дистильованої води (по 5 хв.), забарвлювали гематоксиліном (3–5 хв.), промивали у проточній теплій водопровідній воді (10 хв.). Зрізи диференціювали 1%-соляною кислотою (20 сек.), промивали лужною водою, та дофарбовували спиртовим розчином еозину (10 сек.), після чого промивали у трьох порціях спирту 70%, 80%, 96%. Надалі зрізи просвітлювали ксілолом (5 хв.) та заключали під покривне скельце у монтуєче середовище.

Судження про вплив БК калібрів 7,62 мм, 5,45 мм, 9,0 мм на м'які тканини та органи, вплив осколково-направленого потоку після використання броньової пластини постріл БК 12,7 мм, а також вплив на тканини заброневій перешкоди у разі застосування різних

видів стрілецької зброї, з різних дистанцій проводили на основі гістоморфологічних змін в ушкоджених тканинах. Дослідження гістологічних препаратів проводили за допомогою медичного мікроскопа світла μ Vizo — 103.

Фотографування об'єктів проводили із використанням цифрової зйомки (камера «Sony alpha пех-7») та подальшою обробкою зображень на персональному комп'ютері із застосуванням програми Adobe Fotoshop lightroom.

1.3 Результати експериментального дослідження

1.3.1 Балістична характеристика зразків під впливом куль різних видів вогнепальної стрілецької зброї в умовах експерименту

Характер, локалізація, вид поранення/травми відрізнялися при застосуванні куль різного калібру, видів патронів та застосування ЗІЗ, заброневої перешкоди. За результатами випробувань дослідні тварини розділилися на шість зразків.

Зразок № 1 — КБВІ було уражено кулею ПП автоматного патрону 5,45×39 мм на змодельованій дистанції близько 230 метрів. Кількість уражень — 5. З них: цервіко-краніальна зона — 1; торакальна зона — 1; кардіальна зона — 1; торако-абдомінальна зона — 2 (рис.1.38–1.41).



Рис. 1.38 Вогнепальна рана. Вхідний отвір, шия. АК 5,45×39 мм, 220 метрів



Рис. 1.39 Лазерне прицілювання грудна клітка. АК 5,45×39 мм, 230 метрів



Рис. 1.40 Вогнепальна рана. Вхідний отвір, грудна клітка. АК 5,45×39 мм, 230 метрів

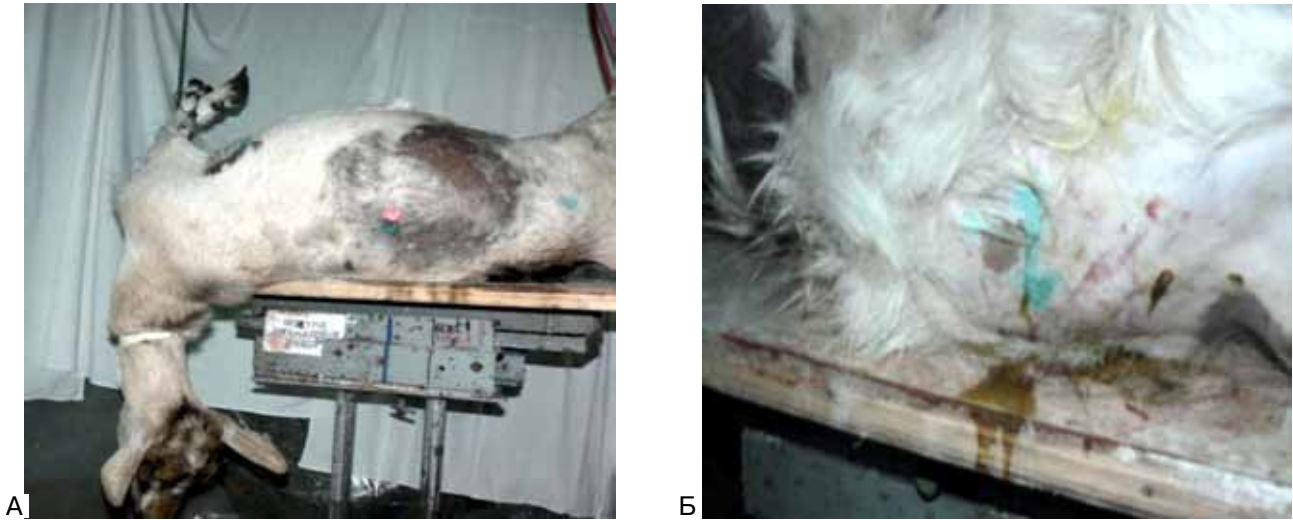


Рис. 1.41 Торако-абдомінальна зона. А. Лазерне прицілювання торако-абдомінальна зона. Б. Вогнепальна рана. Вхідний отвір. АК 5,45×39 мм, 230 метрів. Витікання з рани жовчі, шлунково-кишкового вмісту.

Зразок № 2 — КББІ уражено кулею Б-32 гвинтівкового набою 7,62×54R на змодельованій дистанції близько 400 метрів. Кількість уражень — 6. З них: кардіальна АФЗ — 1; абдомінальна АФЗ — 2; тазово-кушльова зона — 2; тазово-абдомінальна — 1 (рис. 1.42, 1.43).



Рис. 1.42 Вогнепальне поранення голови. Гвинтівковий патрон 7,62×54R, куля Б32, броньбійно-запальний, 400 метрів. А. Вхідний отвір. Б. Вихідний отвір



Рис. 1.43 Тазово-абдомінальна, абдомінальна АФЗ. Гвинтівковий патрон 7,62×54R, куля Б32, броньбійно-запальний, 400 метрів. А. Лазерний приціл таз. Б. Лазерний приціл живіт. Вогнепальна рана тазу. 1. Вхідний отвір. 2. Вихідний отвір

Зразок № 3 — КББІ тканин уражено кулею 9,0×18,0 мм (ПМ) та кулею 5,45×39 мм (АК-74) на змодельованій дистанції близько 220 метрів із застосуванням ЗІЗ (бронезилету класу 4). Здійснено 15 пострілів — 12 пострілів не пробиття захисту (куля калібру 9,0 мм): абдомінальна, торако-абдомінальна зони — 5 постріли; тазово-кушльова АФЗ — 7 пострілів. З трьох пострілів в торако-абдомінальну АФЗ кулею калібру 5,45 мм визначалось в одному випадку пробиття захисту кардіальної зони (рис. 1.44).



Рис. 1.44 Торако-кардіальна АФЗ. Ураження кулею 9,0×18,0 мм (ПМ) на змодельованій дистанції близько 220 метрів із застосуванням ЗІЗ. А. Бронезилет класу 4 не пробиття. Б. Вогнепальна рана кардіальної зони, постріл БК 5,45 мм, пробиття ЗІЗ

Зразок № 4 — імітатор біологічних тканин уражено кулею Б-32 гвинтівкового набою 7,62×54R на змодельованій дистанції близько 400 метрів. Кількість уражень — тазово-абдомінальна АФЗ, не пробиття захисту (рис. 1.45).



Рис. 1.45 Забронена перешкода. Гвинтівковий патрон 7,62×54R, куля Б32, бронейно-запальний, 400 метрів. Відсутність вогнепальної рани. Віткання крові з анального отвору.

Зразок № 5 — імітатор біологічних тканин уражено кулею Б-32 патрон калібру 12,7×108 мм кулемет НСВТ на змодельованій дистанції 400 метрів із застосуванням броньового захисту товщиною 19 мм. Кількість уражень — 2. З них: торако-кардіальна зона, пробиття захисту; краніальна АФЗ, пробиття захисту (рис. 1.46).



Рис. 1.46 Пробиття захисту. Патрон калібру 12,7×108 мм. А. Вогнепальна рана торако-кардіальна зона. Б. Вогнепальна рана голови.

Обстріл броньового захисту товщиною 19 мм кулею 12,7×108 мм, Б 32 показано на рис.1.47-1.49.



Рис. 1.47 Пробиття броньової пластини.
Постріл №1

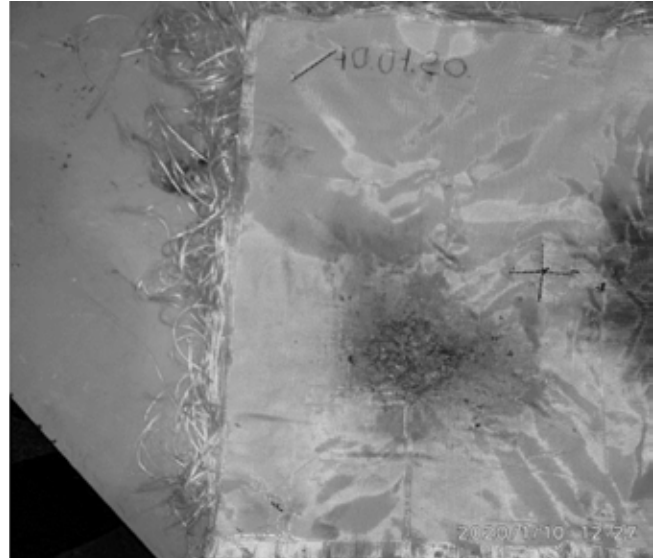


Рис. 1.48 Стан параарамідного пакета після обстрілу. Постріл №1



Рис. 1.49 Стан пластиліну пакета після обстрілу. Постріл №2

Проникнення через броньований лист свідчить про спроможність осколкового потоку до ураження людини. Розміщувався такий лист на відстані близько 45 см за броньовою пластиною для забезпечення фіксації кута розльоту осколків. Така відстань надавала можливість запобігти множинному ураженню та ідентифікувати осколки в засипному уловлювачі (рис. 1.50, 1.51).



Рис. 1.50 Відбитки на листі сплаву алюмінію осколків після пробиття броньового захисту товщиною 10,5 мм кулею 7,62×54R Б-32

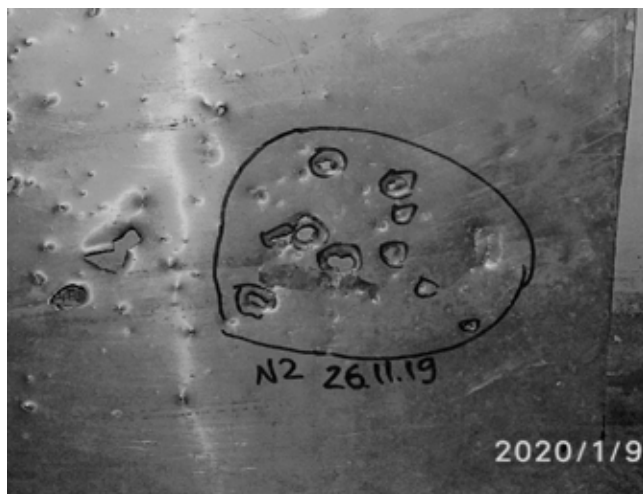


Рис. 1.51 Відбитки на листі сплаву алюмінію осколків після пробиття броньового захисту товщиною 19 мм кулею 12,7×108 Б-32

Для визначення величини позаперешкодної деформації було проведено випробування на тій самій балістичній трасі з використанням тієї ж балістичної зброї та КББІ. Результати випробувань наведені у табл. 1.12.

Таблиця 1.12

Результати випробувань по запропонованій методиці

№ пострілу	Швидкість, м/с	Кут зустрічі, град	Відстань до параараміда, м	Броньова пластина	Параарамід	Глибина вм'ятини на пластині, мм
1	869	0	0,25	пробиття	пробиття	–
2	766	0	0,25	пробиття	не пробиття	39
3	685	0	0,25	пробиття	не пробиття	24
4	654	0	0,25	пробиття	не пробиття	19
5	617	0	0,25	пробиття	не пробиття	5,5
6	500	0	0,25	не пробиття	не пробиття	0

Зразок № 6 — КББІ уражено кулею ПП автоматного патрону 5,45×39 мм на змодельованій дистанції близько 230 метрів із застосуванням бронежилету 4 класу. Кількість уражень — 2, пострілів 3. З них: тазово-абдомінальна зона — пробиття захисту; торако-абдомінальна зона — не пробиття захисту; торако-абдомінальна зона — пробиття захисту (рис. 1.52, 1.53).

Аналіз масових характеристик осколочного потоку після 0,5 мм листа сплаву алюмінію та без такого листа на засипному уловлювачі показує, що при близьких значеннях швидкостей куль та кутів влучення при обстрілі броньового захисту товщиною 19 мм кулею 12,7×108 Б-32 маса осколків складає 12 г проти 22 г, а у випадку відколу тильної частини броні — 12 г проти 47 г (відкольні елементи не пробивають алюмінієвий лист). Уражаючу енергію мають найбільші осколки передньої частини бронебійного осердя кулі Б-32 та наступні 1-2 менші, за масою, осколки.

Після здійснення пострілів в різні АФЗ дослідні тварини шести зразків не подавали ознак життя, по шкалі NNS складало 32 бали і відповідало тяжкому ушкодженню головного мозку.

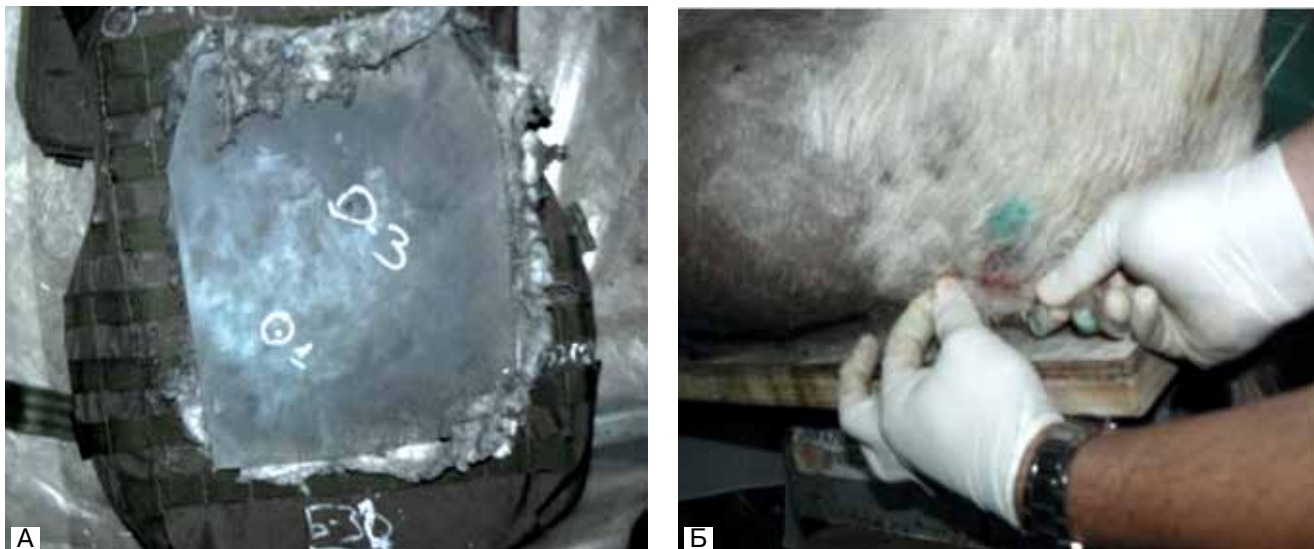


Рис. 1.52 Тазово-абдомінальна зона. А. маркування пробиття бронжилету. Б. Вогнепальна рана. Вхідний отвір. АК 5,45×39 мм, 230 метрів



Рис. 1.53 Забронена перешкода. Торако-абдомінальна зона. Відсутність вогнепальної рани. АК 5,45×39 мм, 230 метрів

Вибір КББІ був не випадковий, адже крім факторів, що відносяться до еластичності тканин, ми враховували також подібність локальної анатомії кози до людини. Блок желатину моделює еластичність і щільність скелетної мускулатури, але не гетерогенність тканин. КББІ моделює поєднання жорстких і еластичних тканин, що складаються з фасціальних футлярів, з м'язів, сухожилків, зв'язок, великих кровоносних судин, нервів, кісток, ін. органів. Кожна анатомічна структура має свої властивості міцності, еластичності, а при поєднанні кожного елемента в КББІ взаємодіють один з одним та РС. Така взаємодія РС, м'язевих та тканинних органоконструкцій, шкіри, кісток, інших тканин має складний характер. Тому проаналізований характер ВП зразка № 1 та зразка № 2 КББІ в умовах МБЕ дає можливість спрогнозувати траєкторію руху куль в тканинах.

При 11 пострілах без застосування ЗІЗ залишилось 4 відбитки від БК, що свідчить про наскрізний характер чотирьох вогнепальних та сіми сліпих поранень. На обмеженій території в НДЛ, де здійснювали постріли були знайдені кулі калібру 5,45×39 мм (автомат АК-74). А ось характер ВП при застосуванні ЗІЗ та заброневої перешкоди визначався особливим непрогнозованим характером. Такий характер поранень свідчить про необхідність застосування контрастування усіх вхідних отворів РК при вульнерографії (фістулографії) для контрастування сліпих РК АФЗ та подальшої оглядової рентгенографії грудної, че-

ревної порожнин, тазу, проекції кушльових суглобів. Спроба вводити в РК 10% водної суспензії барію сульфату була невдалою, тому всі вхідні отвори РК заповнювали введенням йодовмісного рентгеноконтрастного засобу Тріомбраст 20-40 мл у кожний РК.

Характер, локалізація та розповсюдженість поранень/травм двох серії зразків відрізнялись при застосуванні куль різного калібру, видів патронів, ЗІЗ, заброневої перешкоди. Тяжкість поранень сучасними малокаліберними кулями 5,45×39 мм автоматного патрону ПП, пов'язана з їх малою масою (3,6 г), високою початковою швидкістю і відхиленням від прямолінійного руху в тканинах. Початкова середня швидкість у відкриті АФЗ дослідної тварини була 700 м/с, у захищені ділянки складала 684 м/с. При пострілах з автомату АК-74, калібр 5,45 мм, вхідний отвір вогнепальної рани складав 10 мм, вихідний 120 мм (за рахунок перекидання кулі в КББІ). При пострілах зі снайперської гвинтівки Драгунова (калібр 7,62 мм) вхідний отвір складав 12 мм, вихідний 14 мм. При застосуванні мало та середньокаліберних БК виникали проникаючі наскрізні та сліпі поєднані поранення неправильної овальної форми розміром 9–10 мм, края не співставлялися, довкола вхідного отвору іноді спостерігалось кільце порохового осаднення шириною до 2 мм. Постріли з ПМ БК калібру 9,0 мм не пробивали бронезилет, залишалися на пластині. На шкірі в оголених ділянках визначався незначний дефект відшарування епідермальної частини шкіри 1-2 мм, крововиливів в підшкірній клітковині не було. У разі пробиття кулею 5,45 мм в торакальній зоні вхідний отвір був невеликий 4–5 мм. При пострілах великокаліберними кулями (12,7 мм) спостерігалась руйнація та фрагментація не тільки заброневої пластини товщиною 19 мм на фракції осколків, а й значні тяжкі ушкодження відмічених АФЗ зразка 5. Вхідний отвір був неправильної геометричної форми розміром 17 мм і більше з нерівними краями та значним дефектом шкіри та волосяного покрыву. З рани виступали дрібні кісткові уламки розміром 4–8 мм.

Узагальнення характеру ушкоджуючої дії різних видів стрілецької зброї та багатofакторного впливу на дослідну тварину заброневої перешкоди представлено в табл. 1.13.

Таблиця 1.13

Характер ушкоджуючої дії стрілецької зброї та заброневої перешкоди

Характер ушкоджуючої дії	Вид зброї, калібр, умови застосування			
	ПМ 9,0 мм	АК-74 5,45 мм	СВД 7,62 мм	НСВТ 12,7 мм
діаметр вхідного отвору	5 мм	10 мм	12 мм	17 мм <
діаметр вихідного отвору	9 мм	120 мм	140, 170 мм	–
вогнепальна рана	+	+	+/-	–
відсутність вогнепальної рани	–	–	+/-	+
внутрішні ушкодження	+	+	++	+++
зовнішні ушкодження	+/-	+/-	++	+++
множинна, поєднана травма	–	++++	+++	+++++

Як видно з табл. 1.13, діаметр вхідного отвору значно не відрізнявся при пострілах з різних видів зброї та приблизно відповідав калібру БК. Однак при застосуванні великокаліберної кулі 12,7 мм при пострілах з кулемету у разі пробиття заброневої перешкоди діаметр вхідного отвору ВР складав 17 мм і більше, без вихідного отвору. Найбільший діаметр вихідного отвору (120 мм) спостерігався при застосуванні автомату АК-74, калібр 5,45 мм, в результаті перекидання та високошвидкісних властивостей середньокаліберної кулі (4500 обертів за секунду). Вхідний та вихідний отвори РК при пострілах БК калібру 9,0 мм не визначалися. На оголеній шкірі зразків були точкові крововиливи, що свідчить про прямолінійний політ та відсутність перекидання БК. Розміри вихідних отворів при стрільбі з АК і СВД були приблизно однакові 120 мм і 140 мм відповідно. Збільшення розмірів вихідного отвору БК 7,62 спостерігалось при її рикошетування в польоті. Виходячи з даних, наведених у табл. 3.1.2 найбільшою ушкоджуючою дією вододіє автомат АК-74, середньокаліберні кулі 5,45 мм, за рахунок нестійкості та перекидання в польоту.

А фрагментація та рикошетування притаманне кулі 7,62 мм при пострілах з СГД. Причому найбільш уражаючою дією РС буде його осердя та фрагмент металевої обшивки БК 7,62 мм. Друге місце за ушкоджуючою прямою та непрямою дією займають гвинтівки СВД та кулемет НСВТ у разі випробування заброневої перешкоди. Застосування великокаліберної зброї БК 12,7 мм (Б-32) у разі пробиття броньованої пластини товщиною 19 мм, що імітує стінку бронемашини призводить до повного розтрощення тканин та фрагментування кулі на осколки з найбільшою уражаючою дією першої її фракції.

Аналіз загальної маси осколків, що потрапили в уловлювач, від швидкості кулі 12,7 мм та кута влучення при обстрілі броньового захисту показав, що найбільший осколок — це передня частина бронебійного осердя кулі Б-32, а наступні за масою — його менші осколки. При обстрілі броньового захисту товщиною 19 мм кулею 12,7×108 Б-32 маса найбільшого осколка в середньому складає близько 48%. Маса відкольних елементів тильного шару при обстрілі броньового захисту товщиною 19 мм кулею 12,7×108 Б-32 становила 20–47 грам.

Уражаючу енергію після 0,5 мм листа сплаву алюмінію мають найбільші осколки — ціле бронебійне осердя кулі Б-32 або його передня частина та наступні одини або два менші, за масою, осколки. Відкольні елементи тильного шару броні лист алюмінію не пробивають. Величина вм'ятини на пластині дозволяє визначати дистанції, що допускаються нормативними документами, на яких особовий склад у ЗІЗ не буде отримувати ураження.

1.3.2 Медична візуалізація зразків МБЕ

МБЕ базується на шести експериментальних зразках з використанням тварин кіз в якості КББІ (два зразка без застосування ЗІЗ та чотири зразка із ЗІЗ бронезилет 4 класу, броньованої пластини товщиною 19 мм), даних 7 УЗД, 7 РГ, 6 вульнерографій, фістулографій, 6 МДКТ після контрастування РК.

Шкіра козлика товста має виражену волосяну покрівлю, товщина шкіри в ділянках спини і крупа досягає 7–8 см. Тому УЗД проводили в оголених ділянках черевної стінки, де товщина шкіри 4–5 см. Легені козлика великого об'єму з крупними діафрагмальними частками. Плевральна порожнина розділена двома міцними листками середостінної плеври. В печінці виділяють три частки — ліву, праву, хвостату. Нирки козлика гладенькі, бобовидної форми, добре фіксовані.

Після здійснених пострілів проведено УЗД зразкам було неінформативним у зв'язку з емфіземою тканин та розповсюдженим пневмоперитонеумом, гемопневмотораксом у дослідних зразках (рис. 1.54).

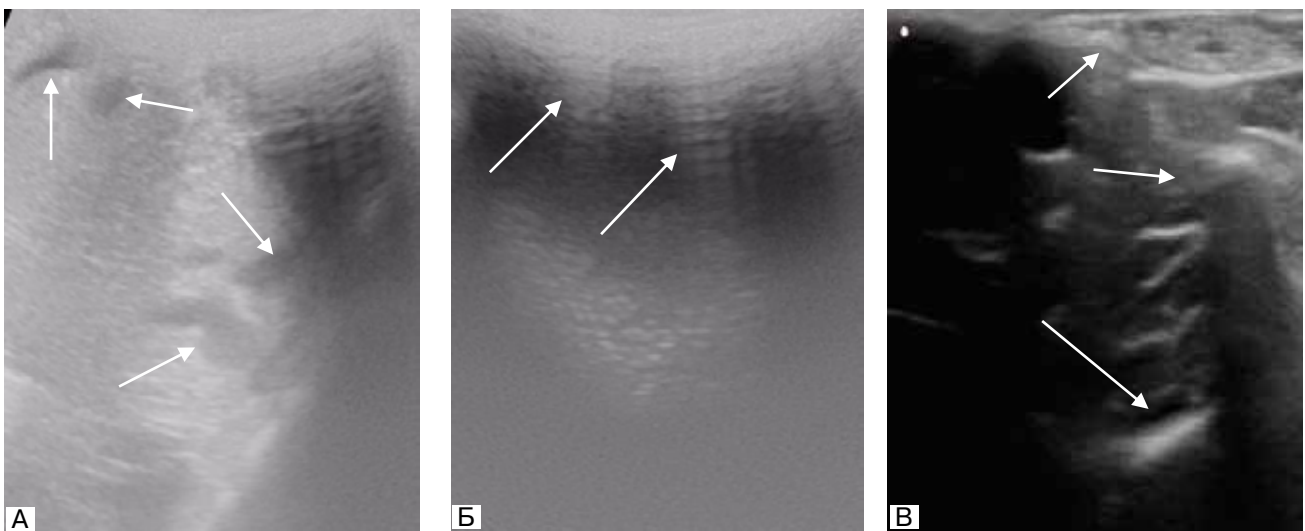


Рис. 1.54 Променеві симптоми ушкоджень. УЗД.
А. Ділянки гематом печінки. Б. Пневмоперитонеум. В. Емфізема тканин шії

Відповідно до IV та V блоку МБЕ на тваринах вивчається об'єм, вид ушкоджень тканин, важкість, розповсюдженість вогнепальної та невогнепальної травми на зразках, фотографуються вхідні та вихідні отвори на шкірі. Діагностичний та балістичний аналіз МБЕ проводиться шляхом зовнішнього огляду КББІ, вивчення полотна із відбитками від РС, РГ із застосуванням йодовмісного рентгенконтрастного засобу Тріомбраст у РК, з послідуною оглядовою РГ, фістулографією та МДКТ зразків I та II серій.

Застосування контрастування ВР передньої і бокових поверхонь черевної стінки, нижньо-бокових поверхонь грудної клітки, тазово-кушльової зони дозволяє визначитися з характером поранення (проникаюче, непроникаюче) (рис. 1.55). У п'яти з шести зразків визначилися проникаючі вогнепальні поранення різної локалізації, характеру та тяжкості при застосуванні різних видів стрілецької зброї та у разі пробиття ЗІЗ, заброневої перешкоди.

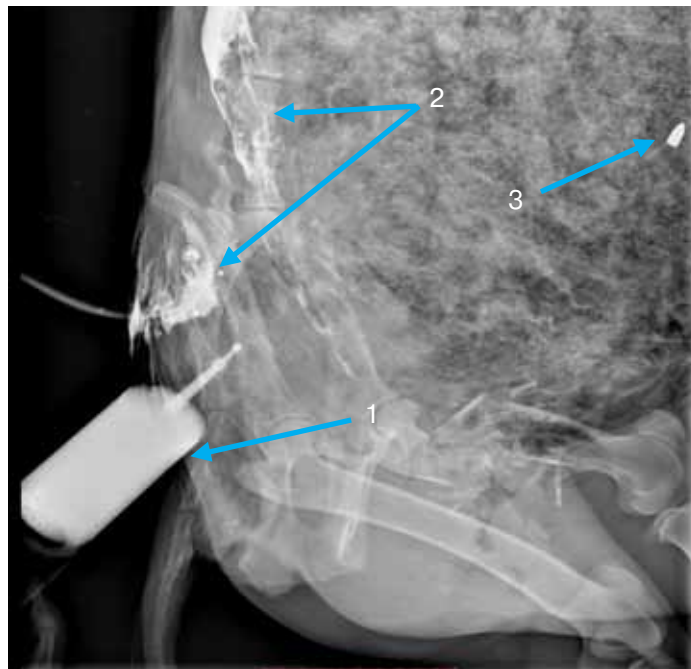


Рис. 1.55 Вульнерографія тазово-кушльової зони. 1. емкість з рентгеноконтрастом. 2. порожнина затікання контрасту. 3. обшивка снаряду в черевній порожнині

Тому без застосування штучного контрастування РК, а саме фістулографії, вульнерографії, з подальшим оглядом обстеженням рентгенологічний метод дослідження обмежується тільки визначенням сторонніх тіл (куль, осколків), зміною форми, локалізації повітря в черевній, грудній порожнинах, а також можливим припущенням наявності вільної рідини.

На оглядовій рентгенограмі черевної порожнини, тазу низька рентгеноконтрастність органів не дозволяє достовірно і чітко визначити патологічні зміни при травматичних ушкодженнях, межі між органами та структуру окремого органу. Пневматизація шлунково-кишкового тракту знижує діагностичну інформацію, що значно обмежує діагностичну цінність методу.

Після проведення оглядової РГ голови, шиї, хребта, грудної клітки, живота, тазу в боковій, косій проєкціях, латеропозиції виконували МДКТ зразкам КББІ в програмі всього тіла. Сканували голову, грудну клітку, живіт, таз, кінцівки.

Експериментальне обґрунтування ефективності променевої діагностики вогнепальної та невогнепальної травми під впливом куль різних видів стрілецької зброї та заброневої перешкоди базувалась на результатах оглядової РГ з контрастуванням РК (вульнерографії, фістулографії), МДКТ з контрастуваними РК. Враховуючи характер, локалізацію, вид ВП зразків МБЕ виникає необхідність бального оцінювання ВР по їх тяжкості, типу ушкоджених тканин та категорії ран.

1.3.3 Бальне оцінювання ВР за модифікованою класифікацією Червоного Хреста в умовах МБЕ на експериментальних зразках

У сучасних збройних конфліктах та безпосередньо в умовах ГВ на сході України зустрічаються проникаючі та непроникаючі поранення, ушкодження вибуховою хвилею (контузії), тупі травми, опіки, обмороження [2, 5]

Перевага запропонованого КББІ полягає у гетерогенному середовищі, тому БК, забронева перешкода викликають поранення шляхом переносу на поверхню КББІ КЕ (БК, осколку, гідродинамічного удару). Така енергія РС викликає ушкодження, розрив та деформацію тканин з формуванням РК. Зовнішній вигляд вогнепальної та невогнепальної рани може не відповідати тяжкості ВП. Так за маленькими вхідними та вихідними отворами або їх відсутності можуть ховатися значні внутрішні ушкодження.

В армії НАТО для сортування поранених в умовах обмеженого часу застосовується класифікація бойових ран Червоного Хреста (ЧХ), перевага, якої полягає у простоті і точності. Класифікація ґрунтується на шести показниках: діаметр вхідного/вихідного отвору ВР, наявність порожнин, що утворюються внаслідок стискання, розриву, розтягування тканин, вогнепальні переломи, ушкодження життєвоважливих органів, структур (мозок, черевна, грудна порожнини, ін.) та залишки металевих тіл в тканинах (кулі, осколки, обшивка снаряду) [5]. (табл. 1.14).

Так як, в МБЕ ВП КББІ, так й людини в реальних умовах бойових дій, яка отримує вогнепальну та невогнепальну травму не в стандартному анатомічному положенні, траєкторія польоту БК в тілі може бути непередбаченою та непрогнозованою, що обґрунтовує застосування бальної оцінки ВР за класифікацією ЧХ з модифікацією.

Характер, локалізація, тяжкість ураження при заброньовій дії РС залежить від фактора пробиття або непробиття ЗІЗ (бронежилету), броньової пластини (БІ бронетанка). При непробитті провідним уражаючим фактором виступає гідродинамічний удар, вибухова хвиля. Важливим багатофакторним впливом заброневої травми при пробитті бронезахисту є пряма дія вибухової хвилі, осколків РС, вторинних та третинних уражаючих факторів, що утворюються при пошкодженні бронезахисту.

Таким чином, дослідження показали, що не існує стандартних нетравматичних ушкоджень органів і тканин, крім застосування кулі 9,0 мм при пострілах з ПМ у разі непробиття бронежилету. Тяжкість вогнепальної і невогнепальної травми залежить від ступеня ураження тканин і анатомічних структур, що ушкоджуються під дією кулі, металевих осколків, гідродинамічного удару, вибухової хвилі, фракцій осколків, ін. Тому шість зразків КББІ було оцінено в балах з модифікацією класифікації ЧХ, що ґрунтується на клінічних та променевих ознаках бойової травми/пораненнях, а не балістичних характеристиках РС (табл. 1.15).

Таблиця 1.14

Параметри оцінювання бойової рани КББІ за класифікацією Червоного Хреста в балах/літери ушкоджень

Е	Розмір вхідної рани в сантиметрах	
Х	Розмір вихідної рани в сантиметрах (Х = 0, якщо вихідна рана відсутня)	
С	Порожнина	Чи поміщаються в рані два пальці до її хірургічного висічення? С0 = ні С1 = так
F	Перелом	Чи є переломи кісток? F0 = немає переломів F1 = простий перелом, отвір або незначне роздроблення F2 = клінічно значуще роздроблення

V	Життєвоважлива анатомічна структура	Чи є проникнення у тверду мозкову оболонку, плевру, черевну порожнину? Або ушкодження головних кровоносних судин? V0 = життєвоважливі структури не ушкоджені VN = (неврологія) проникнення у тверду мозкову оболонку або спинний мозок VT = (грудна клітка або трахея) проникнення в плевру або гортань/шийний відділ трахеї VA = (черевна порожнина) проникнення в черевну порожнину VN = (кровотеча) ушкодження головних кровоносних судин аж до плечових артерій або сонної артерії в шиї
M	Металеве тіло	Чи видно на рентгенівському/томографічному знімку сторонні тіла (кулі, металеві осколки, обшивки снарядів, кісткові уламки?) M0 = немає M 1 = так, одне стороннє тіло M 2 = так, кілька сторонніх тіл

Таблиця 1.15

Загальний перелік оцінок ВП в балах/літерах ушкоджень на зразках МБЕ

Початкова буква англійського алфавіту клінічної/променевої ознаки ушкодження	Клінічна/променева ознака ушкодження	Оцінка в одиницях/балах травми/поранення
E X	Вхідний отвір	сантиметри
	Вихідний отвір	сантиметри
C	Порожнина	C0, C1
F	Перелом	F0, F1, F2
V	Життєвоважлива структура (орган)	V0, VN, VT, VA, VN
M	Стороннє тіло	M0, M1, M2

Примітка:

C0 — при проведенні вульнерографії/фістулографії відсутність розповсюдження рентгеноконтрастної речовини в порожнини тіла.
 C1 — наявність розповсюдження рентгеноконтрастної речовини в порожнини тіла.
 F0 — відсутність перелому.
 F1 — простий перелом (повний, неповний), неускладнений, ізольований, незначний роздроблений перелом, закритий перелом.
 F2 — множинний, багатоуламковий, відкритий перелом, клінічно значущі переломи зі значними ушкодженнями кісток, дефіцит кісткової тканини, ускладнені вогнепальні переломи кісток.
 V0 — життєвоважливі органи і структури не ушкоджені.
 VN — проникаюче поранення головного, спинного мозку, ушкодження твердої мозкової оболонки.
 VT — проникаюче поранення грудної клітки, трахеї, гортані, середостіння, органів грудної порожнини, діафрагми.
 VA — проникаюче поранення черевної порожнини, заочеревинного простору, тазу.
 VN — ушкодження магістральних кровоносних судин (черевна аорта, нижня порожниста вена, плечова артерія, сонні артерії, інш.).
 M0 — сторонні тіла не візуалізуються.
 M1 — куля, одне стороннє тіло (металевий осколок, обшивка снаряду).
 M2 — два сторонніх тіл.
 M3 — три та більше трьох сторонніх тіл.

Після бальної/літерної оцінки ВР можна давати категорію тяжкості вогнепальної та невогнепальної травми (E, X, C, F) або тип в залежності від типу ушкодження тканин та наявності/відсутності стороннього тіла (металевий осколок, куля, обшивка снаряду) (табл. 1.16).

Таблиця 1.16

Групи ВП в залежності від кількості та характеру ушкоджених тканин

Групи СБТ/ категорія тяжкості	Вхідний+вихідний отвір вогнепальної рани		С контрастування порожнин	F перелом	V ушкодження життєво-важливих структур	M стороннє тіло
	E+X ≤ 10 см	E+X ≥ 10 см				
Група I	+	-	-	+/-	-	-
Група II	+	-	+	+	+	+/-
Група III	-	+	+	+	+	+

Примітка: категорія тяжкості ВП збільшується від 2+ та > +

Як видно з табл. 1.16 групи розподілу ВП/категорії тяжкості ВР представляють модифікацію класифікації поранень міжнародного комітету ЧХ, що застосовують військові хірурги в умовах обмежених ресурсів під час збройних конфліктів [5].

Вогнепальна та невогнепальна травма оцінювалась у зразках КББІ після балістичних випробувань та проведених променевих досліджень (РГ з контрастуванням РК та МДКТ після контрастування РК). Базуючись на результатах попередніх блоків МБЕ у ході IV та V блоків проаналізовані рентгенограми, томограми відповідних зразків КББІ з ушкодженнями після балістичних випробувань із застосуванням різних видів стрілецької зброї у відкриті АФЗ, заброневої перешкоди та побально оцінено ВР у даних зразків.

Зразок № 1 — КББІ уражено кулею ПП автоматного патрону 5,45×39 мм на змодельованій дистанції близько 230 метрів. Кількість уражень — 5. З них: цервіко-краніальна зона — 1; торакальна зона — 1; кардіальна зона — 1; торако-абдомінальна зона — 2. Згідно з відбитків на ширмі з п'яти пострілів у визначені АФЗ було два відбитки, тобто (3:2), (три сліпих поранень, два наскрізних).

Зразок № 2 — КББІ уражено кулею Б-32 гвинтівкового набою 7,62×54R на змодельованій дистанції близько 400 метрів. Кількість уражень — 6. З них: кардіальна АФЗ — 2; краніальна АФЗ — 1; тазово-кушльова зона — 2; тазово-абдомінальна — 1. Відповідно до відбитків на ширмі з шести пострілів у відмічені АФЗ було два відбитки, тобто (4:2), (чотири сліпих поранень, два наскрізних).

Подані рентгенограми КББІ зразок 1 (рис. 1.56–1.57).



Рис. 1.56 Вульнерографія краніо-цервікальної зони — контрастована обмежена порожнина в області поранення м'яких тканин шії, глотки, дна порожнини рота 25 мм в діаметрі (коло)



Рис. 1.57 Рентгенограма голови, шії дослідної тварини. Осколкове поранення дна порожнини рота (коло) з наявністю осколків 6,69*3,0 мм, 5,62*2,5 мм з розтрощенням м'яких тканин цієї зони, а також глотки, переднього відділу шії на рівні першого шийного хребця — атланта.

Бальна оцінка вогнепального проникаючого осколкового поранення краніо-цервікальної зони (шиї) (зразок 1)

Е	Х	С	F	V	М
1 см	?	2 см	C1 (2,5 см)	F1	M2

Групування ВР краніо-цервікальної зони в залежності від кількості ушкодженої тканини ($E+X < 10$ см; C1, F1, VT, M2), а відповідно до типу ушкодження можна присвоїти тип CFVTM.

Враховуючи поєднання ВР з переломами та ушкодженнями життєвоважливих структур, такі поранення тяжкі і загрозові для життя. Також поранення типу VH, VA, VN, у разі збільшення кількості та характеру ушкоджених тканин складають тяжкі поранення, небезпечні та загрозові для життя. При типах F і V пораненнях не завжди інформативні показники розміру (g) вхідного та вихідного отворів ($g \leq E+X \leq g$ см), так як анатомо-фізіологічна особливість ушкоджених органів (серце, мозок, магістральних судин, сонних артерій, ін.) може бути смертельним ушкодженням вже на полі бою. Це твердження доводить, що застосування кулі калібру 7,62 мм при пострілі з снайперської гвинтівки СГД в голову викликає поліструктурні ушкодження не сумісні з життям (рис. 1.58–1.62).

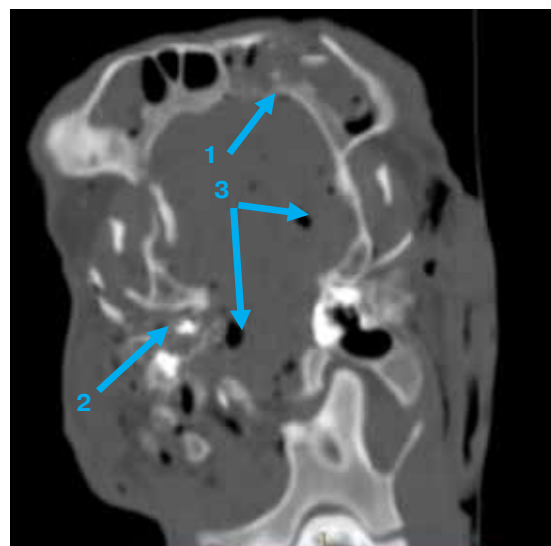
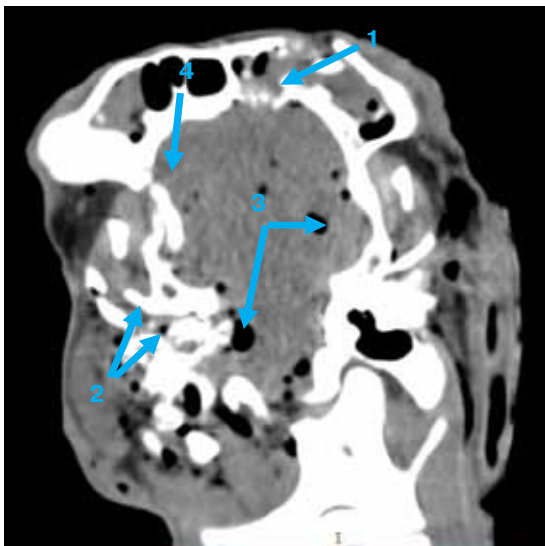


Рис. 1.58 МДКТ, Вогнепальне поранення голови (куля 7,62 мм).

А. Мозковий режим. Б. Кістковий режим. 1. уламковий перелом передньої, задньої стінки лобної пазухи зліва. 2. багатоуламковий перелом виличної та скроневої кісток з переходом на основу черепа. 3. пневмоцефалія. 4. субарахноїдальний крововилив

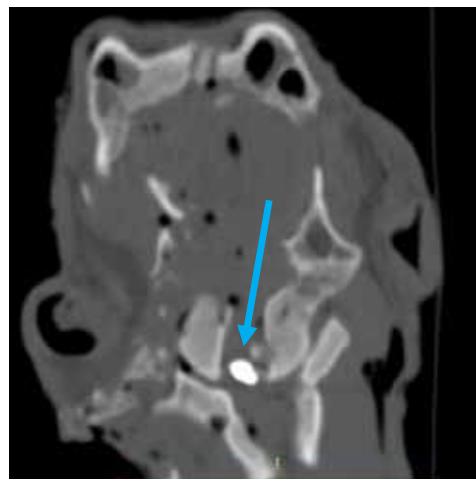
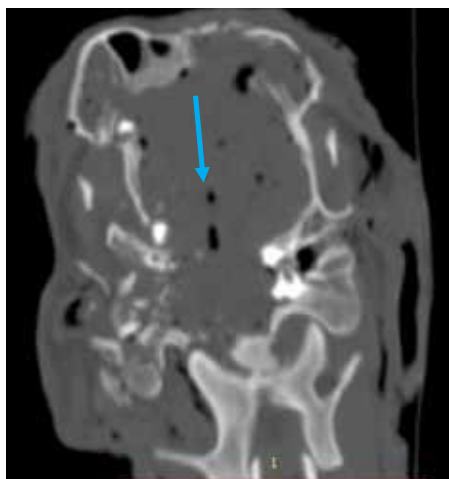


Рис. 1.59 МДКТ. Сагітальний зріз. Кістковий режим. Уламковий перелом передньої, задньої стінок лобної пазухи зліва. Пневмоцефалія

Рис. 1.60 МДКТ. Сагітальний зріз. Кістковий режим. Осколкове поранення потиличної ділянки голови. Стороннє тіло металевої щільності (осколок) в проекції атланта-окципітального сполучення (хребтовий канал)

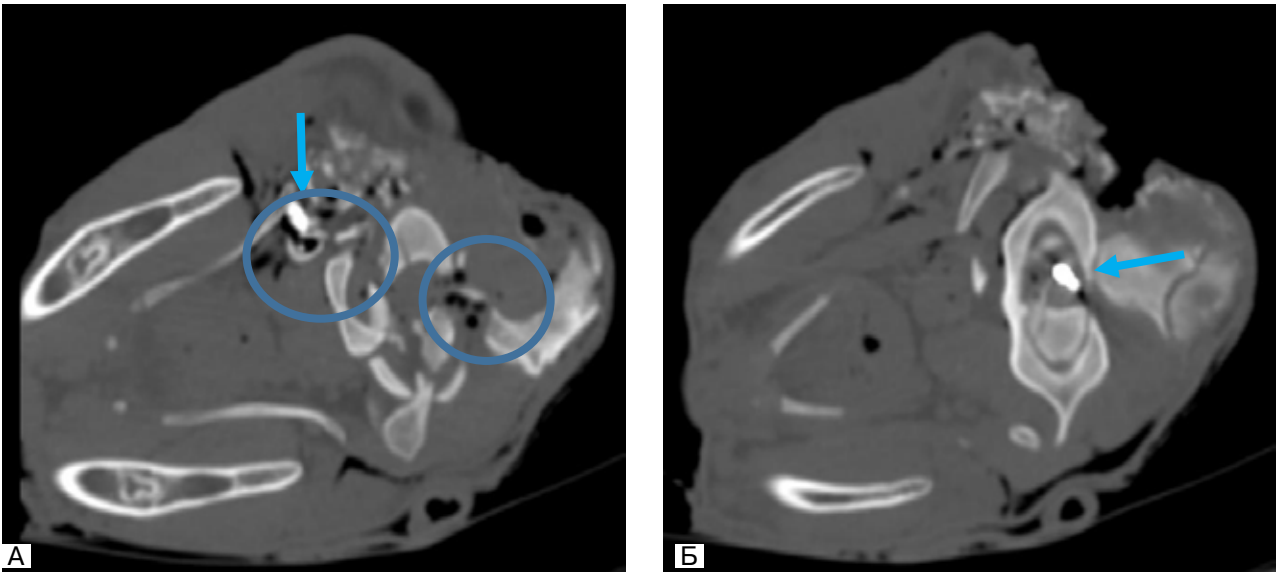


Рис. 1.61 МДКТ. Аксіальний зріз. Осколок в хребтовому каналі шийного відділу хребта (стрілка). Паравертебрально міхурці газу по ходу РК (коло).

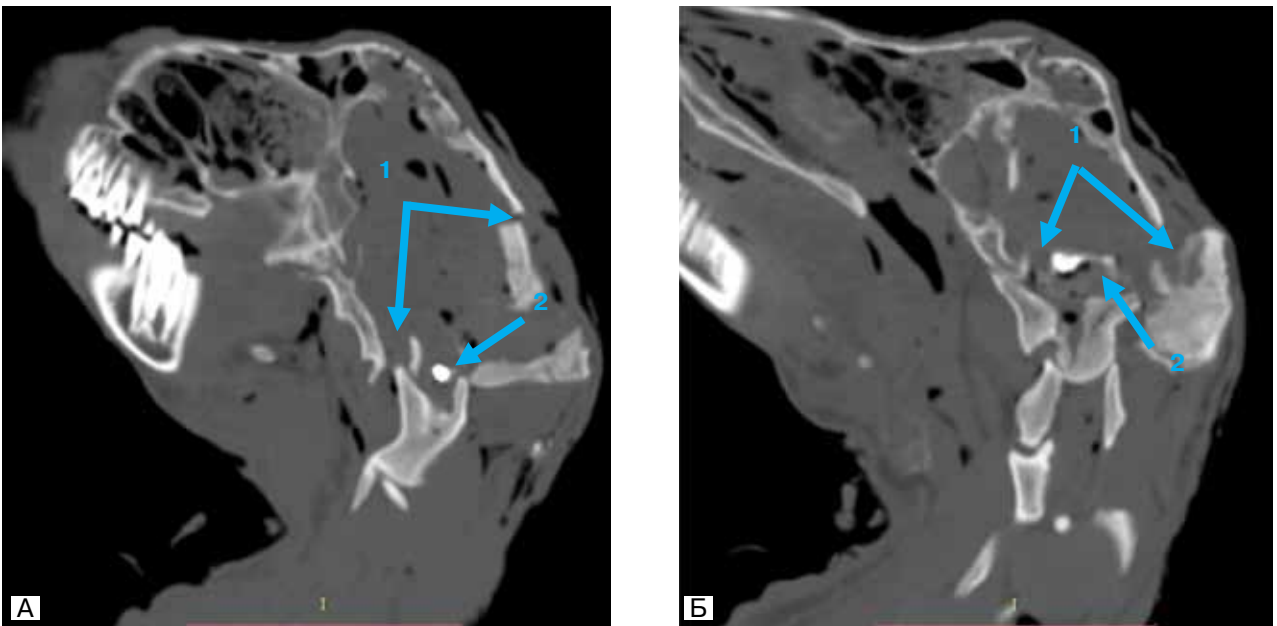


Рис. 1.62 МДКТ. Сагітальний зріз. Вогнепальне осколкове поранення краніо-цервікальної зони.
1. багатоуламковий перелом кісток склепіння та основи черепа.
2. металевий осколок в хребтовому каналі

Бальна оцінка вогнепального проникаючого осколкового поранення голови (зразок №2)

Е	Х	С	F	V	М
10 мм	12 мм	C1	F2	VN	M2

Примітка: $E+X \geq 10$ см C1 F2 VN M2 — поранення з переломами кісток, основи черепа та ушкодженнями життєвоважливих органів головного, спинного мозку, група III ВП, категорія E+XC1F2VNM2 — вогнепальне поранення не сумісне із життям.

Продемонструємо поєднаний, множинний характер вогнепальних травм складного типу CFVAM, CVTVAVNM (група III ВП) при застосуванні високошвидкісних БК 7,62 (Б-32) та 5,45 (ПП) (рис. 1.63, 1.64).



Рис. 1.63 Кульове проникаюче поранення передньої стінки живота — фрагмент кулі 26,48×5,2 мм розташована підшкірно до апоневрозу в нижньому відділі на рівні кушльових суглобів. Вхідний отвір абдомінальна АФЗ. Сліпий рановий канал

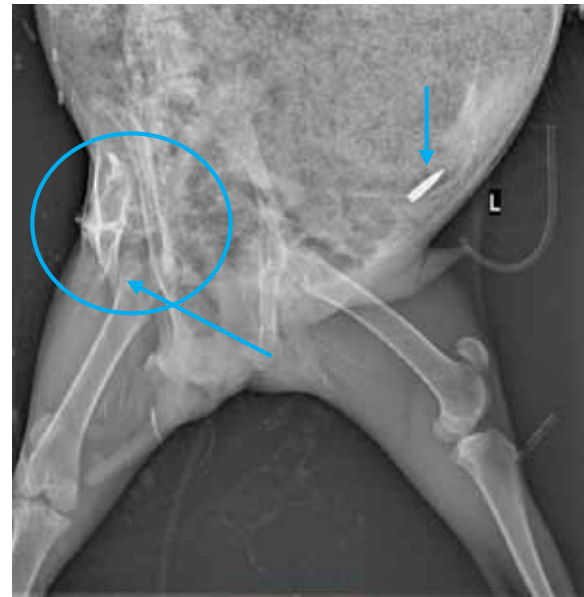


Рис. 1.64 Рентгенограма в лівій косій проекції. Фрагмент кулі 26,48×5,2 мм в проекції нижніх відділів передньої стінки живота (стрілка). Контрастована обмежена ділянка 86×17 мм після проникаючого кульового поранення правої поперекової ділянки (коло), перелом кісток лівого кушльового суглобу (стрілка)

Бальна оцінка вогнепального проникаючого кульового поранення тазово-абдомінальної зони (таз)

Е	Х	С	Ф	В	М
12 см	-	С1 (8,6 см)	F2	VA	M1

Примітка: Е+Х ≥ 10 см С1 F2 VA M1 — поранення з переломами та ушкодженнями життєвоважливих органів, група III ВП, тяжке, загрозове для життя

Додатково при пораненні тазу ретроградно контрастовано сечовий міхур для діагностики його ушкодження із застосуванням рентгеноконтрастного засобу Тріомбраст (рис. 1.65).

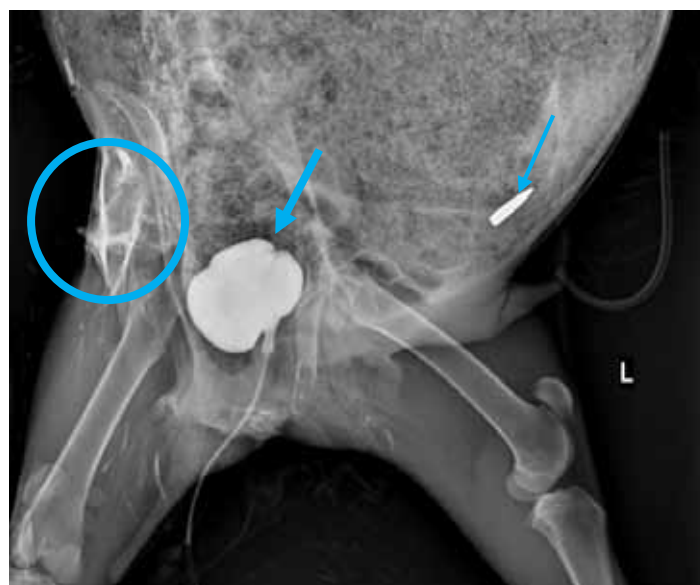


Рис. 1.65 Контрастова порожнина сечового міхура за допомогою сечового катетера — форма міхура звичайна при тугому заповненні, стінки рівні, чіткі, рентгенознак ушкодження цілісності не виявлено (стрілка). Фрагмент кулі 26,48×5,2 мм в проекції нижніх відділів передньої стінки живота (стрілка). Контрастована обмежена ділянка 87×17 мм в правій поперековій зоні (після кульового проникаючого поранення) (коло)

Для експертного підтвердження непробиття бронезилету при захисті ділянок живота, тазу, кушльових суглобів зразків № 3 та № 4 рентгенологічним методом в прямій проекції до пострілів встановлено відсутність пошкодження пластин, а після пострілів кулі візуалізувалися на пластині (рис. 1.66).

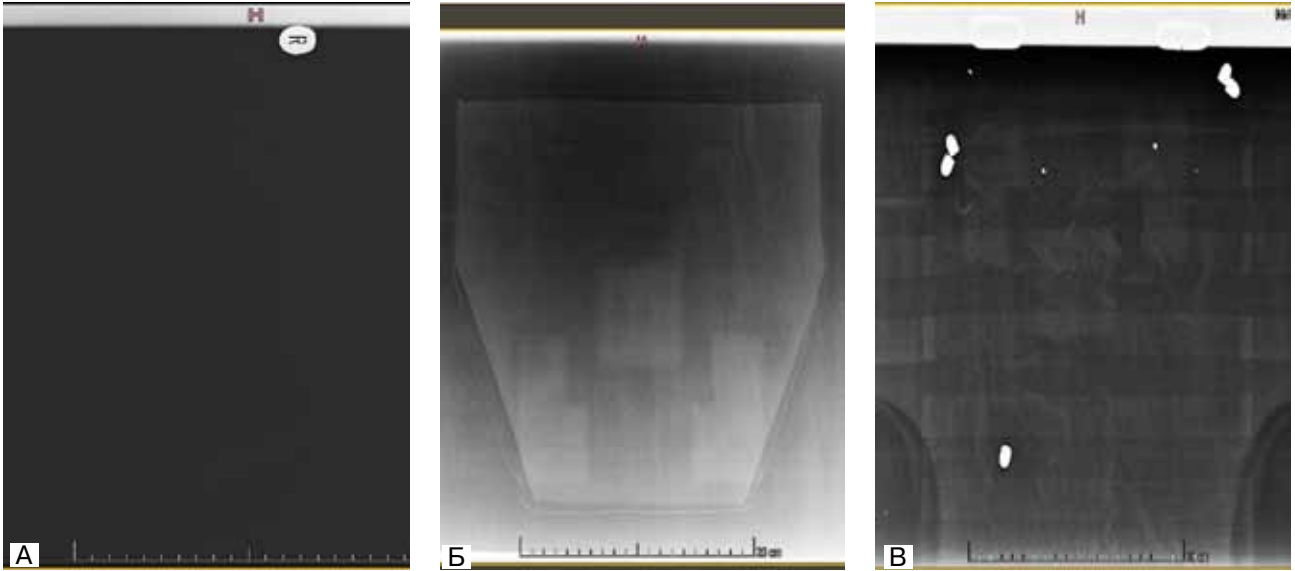


Рис. 1.66 Рентгенограми бронезилетів 4 класу для захисту внутрішніх органів

Загально визнані слабкі місця класифікації поранень міжнародного комітету ЧХ полягають в прогнозуванні летальності від поранень та заброневих травм життєвоважливих органів. Також не враховується відхилення, перекидання, фрагментація БК при проходженні в тілі з утворенням різноплощинних порожнин, з ушкодженням двох та більше порожнин тіла, розповсюдження та прогнозування міграції металевих осколків, обшивки снарядів з током крові або лімфи.

Тип важкого множинного ушкодження тканин, із поєднанням ушкодження декількох анатомічних порожнин представлено на рентгенограмі з вульнерографією вхідного отвору РК в торакальній зоні (рис. 1.67). Клінічно, оглядово визначається велика рана кардіальної АФЗ, в яку розміщується два пальця кисті поперечно (рис. 1.68).

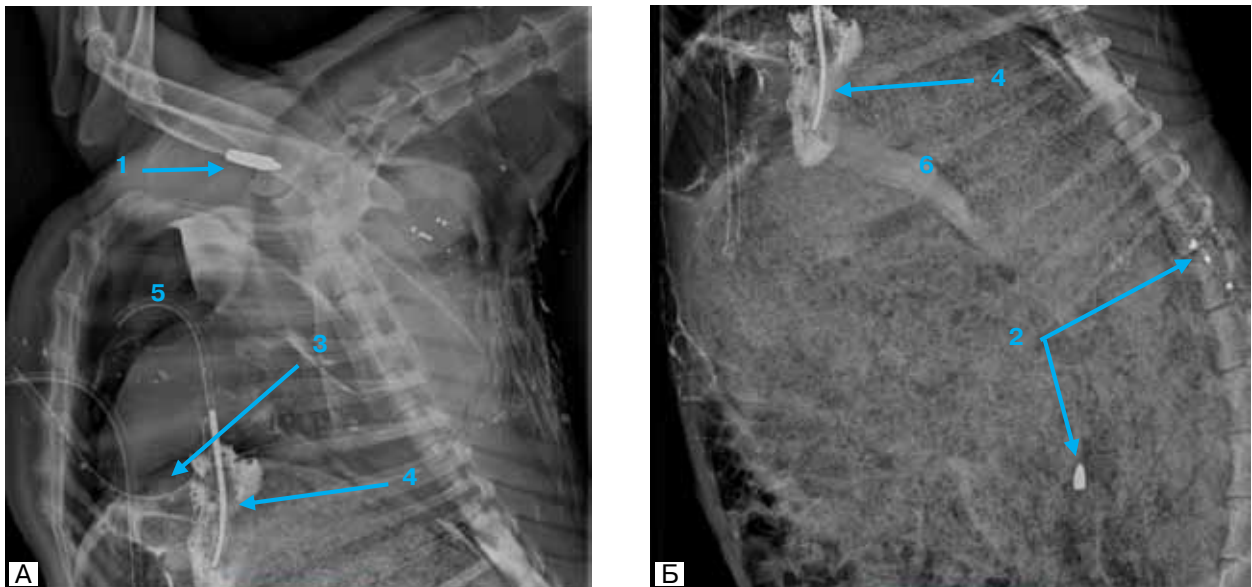


Рис. 1.67 Вогнепальне осколкове проникаюче поранення грудної, черевної порожнин, заочеревинного простору, середостіння. Вхідний отвір кардіальна зона. Застосована БК 7,62 мм (Б-32).

- Сліпий рановий канал. 1. осердя кулі. 2. металеві осколки черевної порожнини, паравертебрально.
3. ушкодження діафрагма. 4. контрастована торако-абдомінальна порожнина. 5. пневмогемоторакс.
6. затікання контрасту заочеревинно

Бальна оцінка вогнепального проникаючого осколкового поранення кардіальної, торако-абдомінальної зони, заочеревинного простору

Е	Х	С	F	V	М
7 см	-	C1 (42,6 см)	+/-	VT, VA, VH	M2

Примітка: $E+X \leq 10$ см C1, F0/1, VTVAVH, M2, що відповідає великій рані, тяжкому пораненні, що загрожує життю.



Рис. 1.68 Зовнішній вигляд вхідного отвору вогнепальної рани кардіальної зони

Продемонструємо рентгенограму дотичного кульового поранення краніальної зони експериментальної тварини із застосуванням бойової кулі 7,62 мм (Б-32) при пострілі з гвинтівки СГД Драгунова (рис. 1.69).



Рис. 1.69 Дотичне кульове поранення голови експериментальної тварини. 1. металеві осколки в проекції кам'янистої частини скроневої кістки, на рівні I-го шийного хребця 8x4мм. 2. чисельні дрібні осколки в м'яких тканинах задньої поверхні шії. 3. емфізема шії

Бальна оцінка вогнепального дотичного кульового поранення голови (краніальна АФЗ)

Е	Х	С	F	V	М
4 мм	7 мм	0	0	0	M2

Примітка: $E+X \geq 10$ см C0, F0, V0, M2, що відповідає рані м'яких тканин краніо-цервікальної АФЗ без загрози для життя.

Експериментальний матеріал зразка 3 КББІ представлений заброневою перешкодою з ураженням АФЗ кулею 9,0×18,0 мм (ПМ) на змодельованій дистанції близько 220 метрів. Здійснено 12 пострілів з ПМ. Постріли абдомінальної, торако-абдомінальної, тазово-кушльової АФЗ характеризувалися не пробиттям бронезилету 4 класу. З АК-74 здійснено 3 постріли кулею 5,45 мм, з них один постріл пробиття захисту торако-кардіальної зони. Після фізикального обстеження біоматеріалу на оголених ділянках шкіри дослідної тварини при застосуванні кулі калібру 9,0 мм залишилися незначні відбитки з точковими крововиливами в підшкірну тканину. При пострілах з АК-74, калібр 5,45 мм спростерігали дефект шкіри та волосяного покриву. У місці пробиття крововиливи та зони осаднення порохових часточок були розрізнені.

Проведено рентгенологічне дослідження застосованих бронезилетів 4 класу для встановлення їх пошкодження (рис. 1.70). Томограми зразка 3 КББІ з пробиттям бронезилету 4 класу кулею калібру 5,45 мм в торако-кардіальній зоні представлено на рис. 1.71. МДКТ органів грудної порожнини у разі непробиття бронезилету 4 класу кулею калібру 9,0 мм представлено на рис. 1.72.

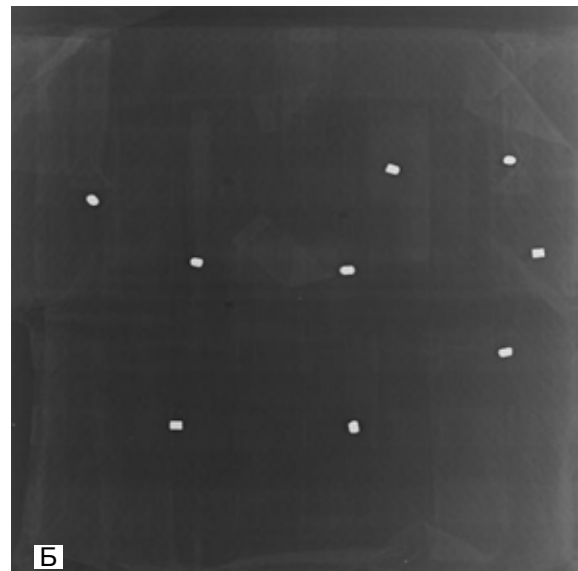


Рис. 1.70 Рентгенограма бронезилетів 4 класу без ознак пробиття ЗІЗ

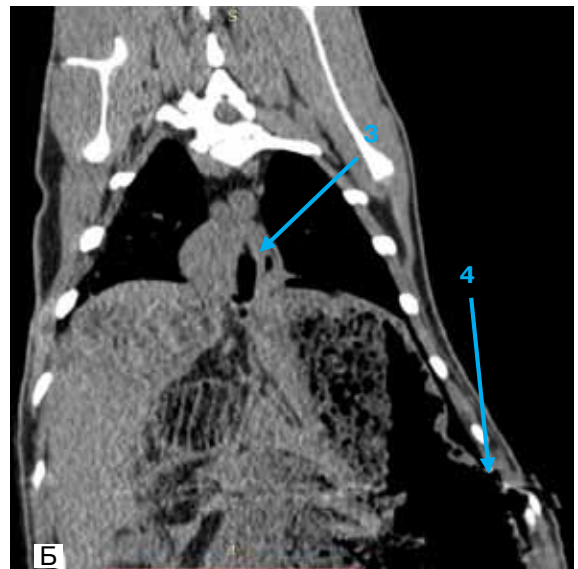
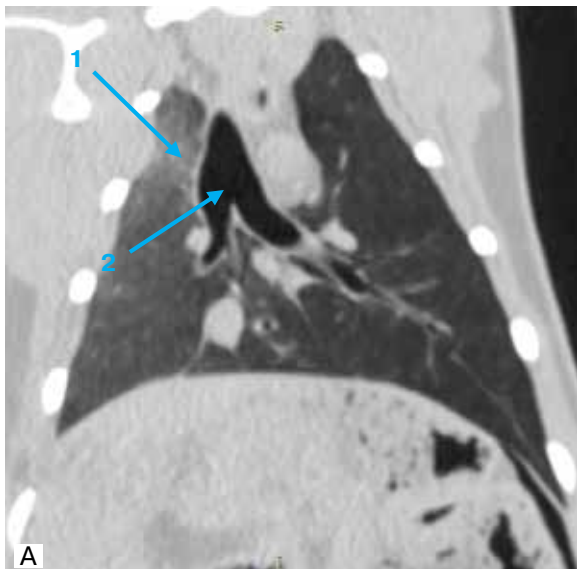


Рис. 1.71 Закрита травма грудної клітки. Забронена перешкода (бронезилет 4 класу). МДКТ.

А. Легеневий режим. Б. Chest. 1. забій правої легені. 2. біфуркація трахеї.
3. аксіальна кила стравохідного отвору діафрагми. 4. уламковий перелом ребра

Бальна оцінка невогнепальної травми грудної клітки (торакальна АФЗ) (рис. 3.3.16)

Е	Х	С	Ф	В	М
-	-	С1 (кила)	2	VT	М0

Примітка: Е+Х-0, С1, F2, VT, М0, що відповідає відсутності рани м'яких тканин, тяжкість травми обумовлена вибуховою легенею, що може складати загрозу для життя.

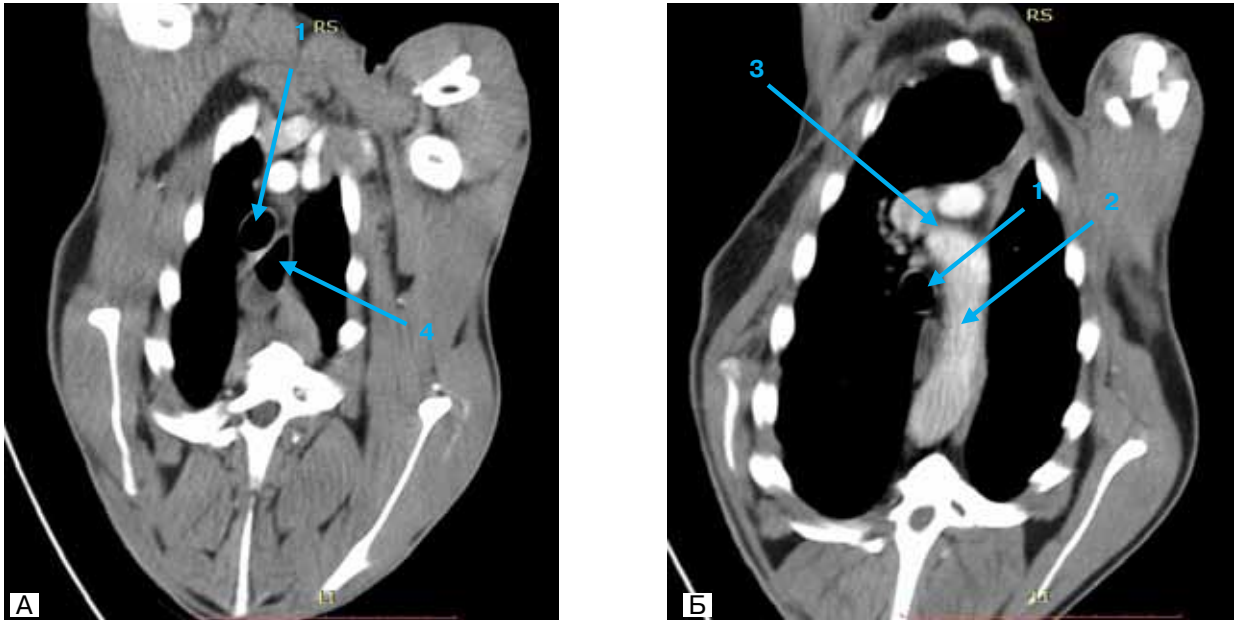


Рис. 1.72 МДКТ органів грудної порожнини в аксiальному зрізі у разі не пробиття бронезилету.
1. трахея. 2. висхідний відділ грудної аорти. 3. дуга аорти. 4. стравохід

Зразок № 4 — імітатор біологічних тканин уражено кулею Б-32 гвинтівкового набою 7,62×54R на змодельованій дистанції близько 400 метрів. Кількість уражень — тазово-абдомінальна АФЗ, не пробиття захисту. При фізикальному обстеженні відмічалось випадіння прямої кишки та витікання кров'янисто-серозного вмісту з анального отвору. За результатами МДКТ встановлено забій нижньої долі правої легені (рис. 1.73).

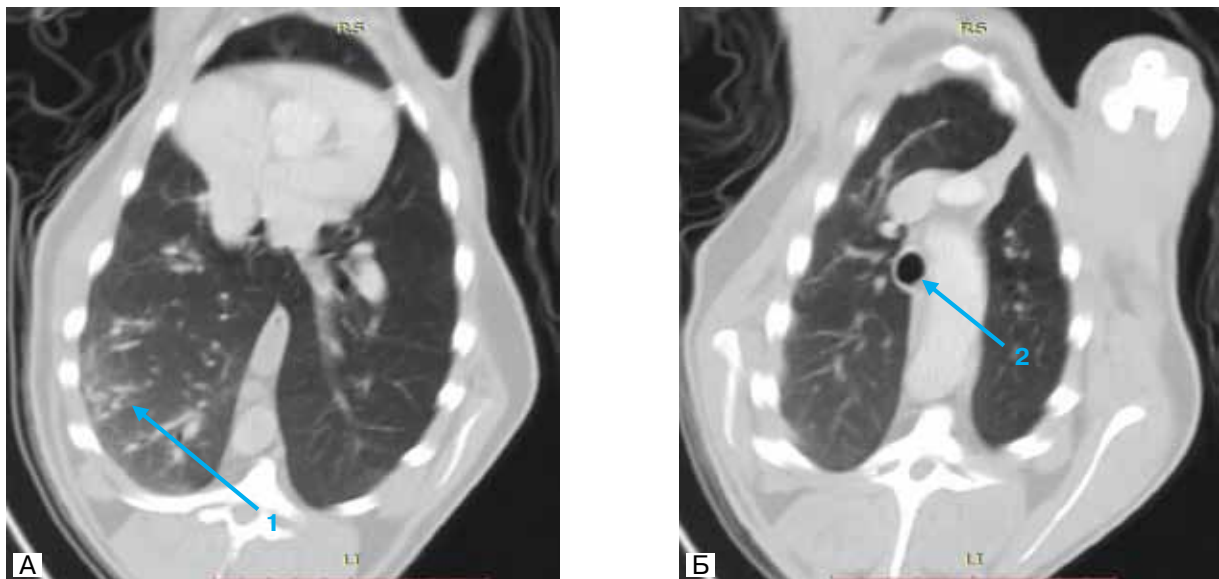


Рис. 1.73 МДКТ. Невогнепальна травма легені. Легеневий режим.
1. забій нижньої долі правої легені. 2. трахея.

Бальна оцінка невогнепальної травми торако-абдомінальної зони (торакальна АФЗ)

Е	Х	С	Ф	В	М
-	-	С0	F0	VT	М0

Примітка: Е+Х-0, С0, F0, VT, М0, що відповідає ізолюваній травмі VT, відсутності рани м'яких тканин, тяжкість травми обумовлена вибуховою легенею, що може складати загрозу для життя.

Зразок № 5 — імітатор біологічних тканин уражено кулею Б-32 патрон калібру 12,7×108 мм кулемет НСВТ на змодельованій дистанції 400 метрів із застосуванням броньового захисту товщиною 19 мм. Кількість уражень — 2. З них: торако-абдомінальна зона, пробиття захисту; краніальна АФЗ, пробиття захисту (рис. 1.74). Представлено рентгенограма торако-абдомінальної зони зразка 5.

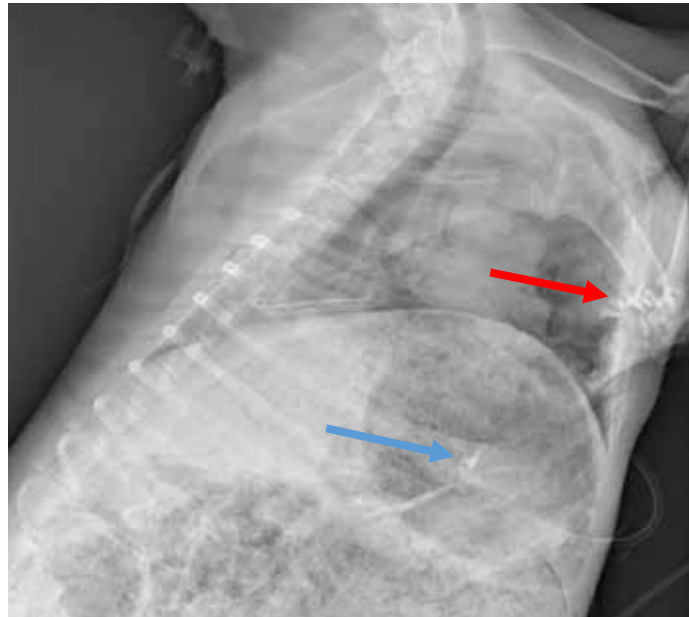


Рис. 1.74 Осколкове поранення живота. Осколок 10×5,6 мм у верхньому поверсі черевної порожнини (синя стрілка). Вогнепальний перелом передньої кінцівки-внутрішньосуглобовий уламковий перелом плечової кістки зі зміщенням дрібних уламків (червона стрілка).

Бальна оцінка вогнепальної заброневої травми торако-абдомінальної зони (осколкове поранення живота, вогнепальний перелом плечової кістки)

Е	Х	С	F	V	М
6 мм	-	С0	F2	VA VT	M1

Примітка: Е+Х-6 мм, С0, F2, VA, M1, що відповідає поєднаному ВП категорії F2VAVTM1, невелика рани, тяжкість травми обумовлена осколковим пораненням життєвоважливих органів черевної порожнини, що може складати загрозу для життя.

Змодельована експериментальна відкрита черепно-мозкова травма при застосуванні заброневої перешкоди товщиною 19 мм у разі її пробиття кулею калібру 12,7×108 мм кулемет НСВТ на змодельованій дистанції 400 метрів. Для підвищення ефективності невідкладної променевої діагностики вогнепальної та невогнепальної травми з поліструктурними ушкодженнями голови, із залученням кісткової та мозкової тканини, непрогнозованою траєкторією польоту БК та характером ушкодження зразку 5 проведено МДКТ голови (рис. 1.75).

Бальна оцінка вогнепальної заброневої відкритої черепно-мозкової травми (забронева перешкода товщиною 19 мм) (рис. 3.3.18)

Е	Х	С	F	V	М
20 см	-	С1	F2	VN	M0

Примітка: Е+Х > 16 см, С1, F2, VN, M0, що відповідає великій рані, роздробленому перелому кісток черепа, з ушкодженням твердої мозкової оболонки, речовини мозку, категорії CFVN, що становить загрозу для життя.

Застосування УЗД КБВІ було неінформативним враховуючи артефакти від зображень біологічних імітаторів зразків та характеру поранень, категорієї травм, що спостерігалися у п'яти з шести зразків. Параметри та фактори, що спричинили травматичний ефект у п'яти зразках КБВІ характеризувалися механічним на багатофакторним

впливом. Тому для деталізації балістичних особливостей РС, візуалізації особливостей їх ушкоджуючої дії, провідним методом променевої діагностики в сучасних експериментальних умовах вивчення РБ з наступним застосуванням на практиці використано МДКТ зразкам КББІ після проведеної оглядової РГ з вульнерографією, фістулографією РК (рис. 1.76-1.91).

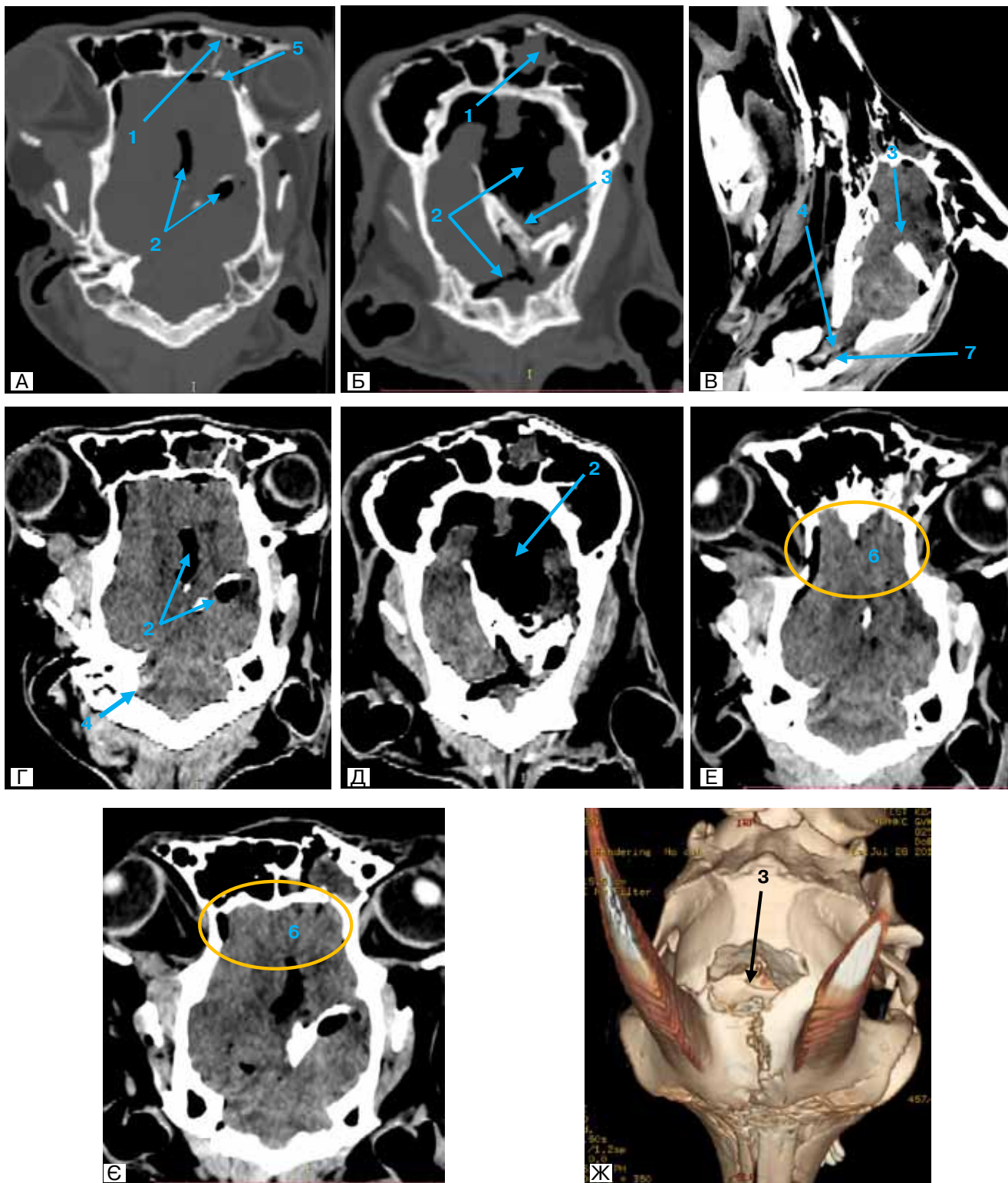


Рис. 1.75 Відкрита черепно-мозкова травма. МДКТ. А. Б. Кістковий режим. В-Ж. Мозковий режим. 3. 3D реконструкція. 1. гемосинус лівої половини лобної пазухи на фоні багатоуламкового перелому передньої стінки лобної пазухи. 2. пневмоцефалія. 3. компресійний багатоуламковий перелом передньої, задньої стінок лобної пазухи з кістковими фрагментами уламків інтракраніально. 4. субарахноїдальний зливний крововилив (САК). 5. багатоуламковий перелом стінки лівої орбіти. 6. забій мозку (жовте коло). 7. геморагічний компонент базальних цистернальних просторів (САК)

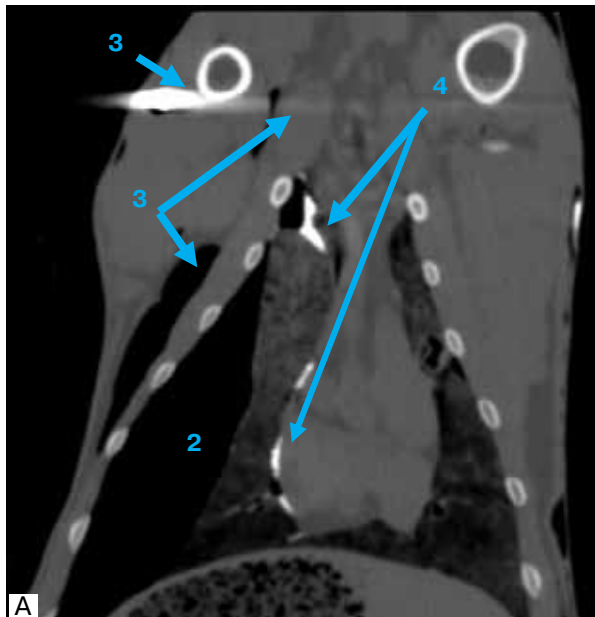


Рис. 1.76 МДКТ з контрастуванням. Проникаюче кульове поранення грудної клітки, органів грудної порожнини. 1. куля 5,45 мм. 2. правосторонній пневмоторакс. 3. емфізема м'яких тканин правої бокової стінки грудної клітки. 4. травматичне ушкодження перикарду, затікання контрасту через рановий канал



Рис. 1.77 МДКТ. Сагітальний зріз. Осколкове поранення грудної клітки. 1. емфізема передньої стінки грудної клітки. 2. металеві осколки кулі 7,62 мм. 3. пневмоторакс

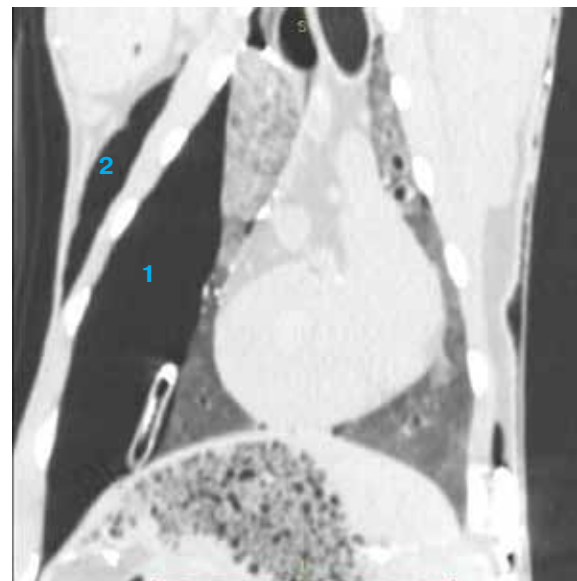


Рис. 1.78 МДКТ. Сагітальний зріз. 1. Правосторонній пневмоторакс. 2. Емфізема м'яких тканин правої бокової стінки грудної клітки



Рис. 1.79 Контрастна речовина по ходу ранового каналу паравертебральна зона зліва

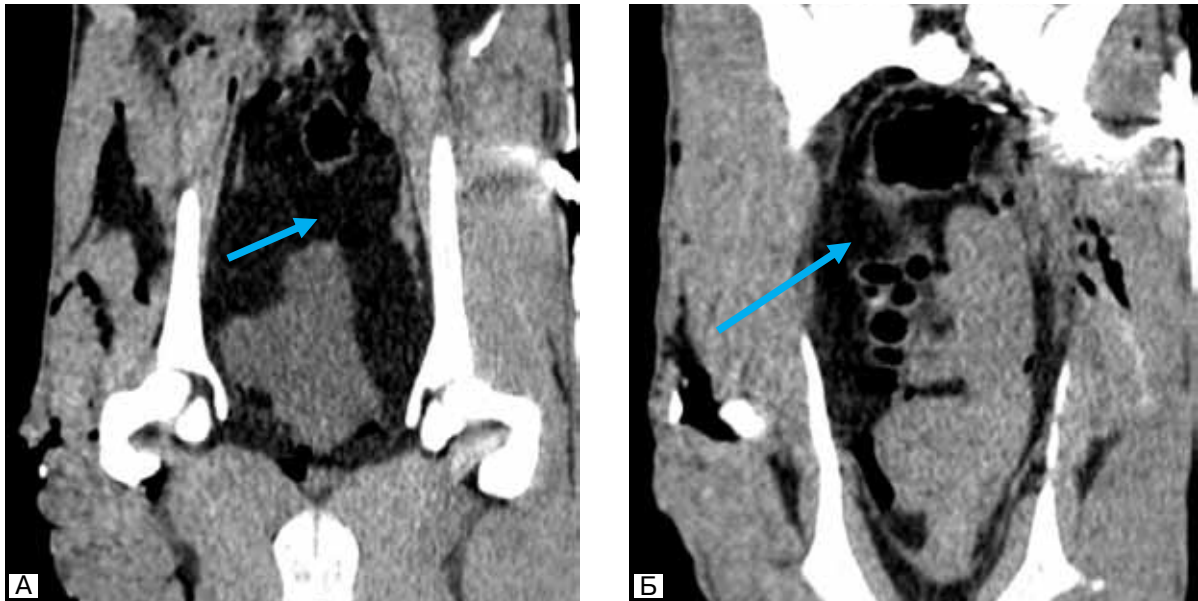


Рис. 1.80 МДКТ. Кульове поранення тазу. Гемоперитонеум

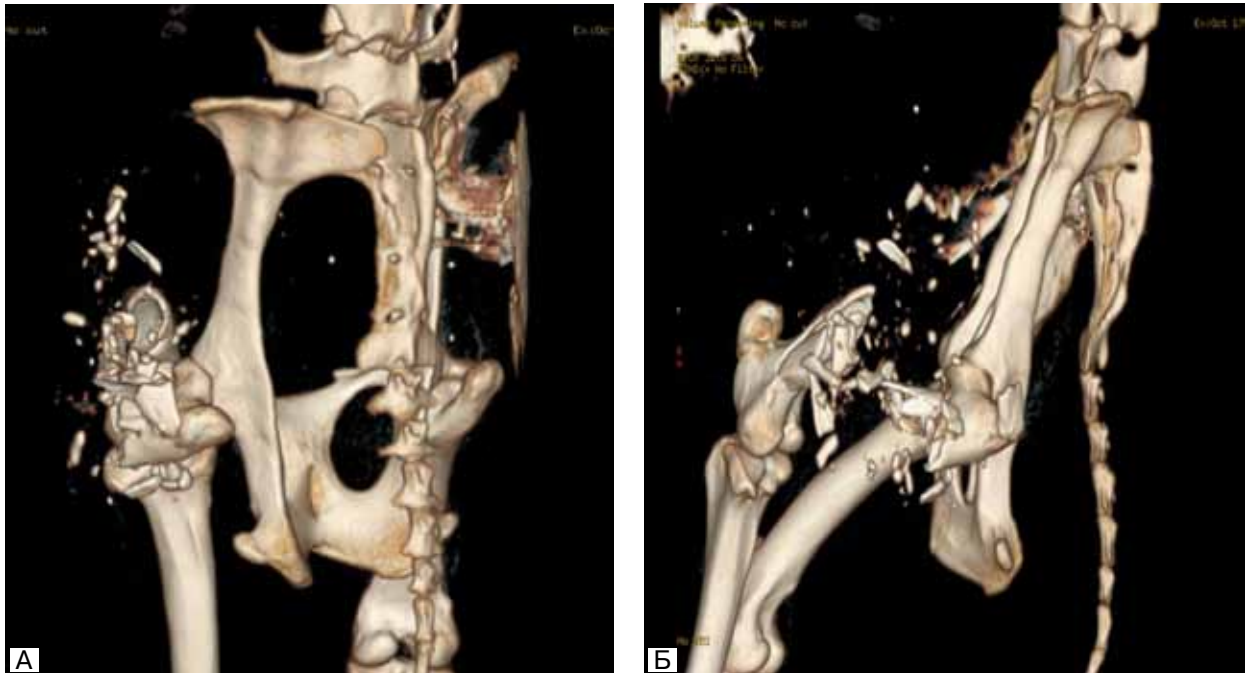


Рис. 1.81 МДКТ. 3-D реконструкція. Вогнепальний багатоуламковий перелом лівого кушльового суглобу

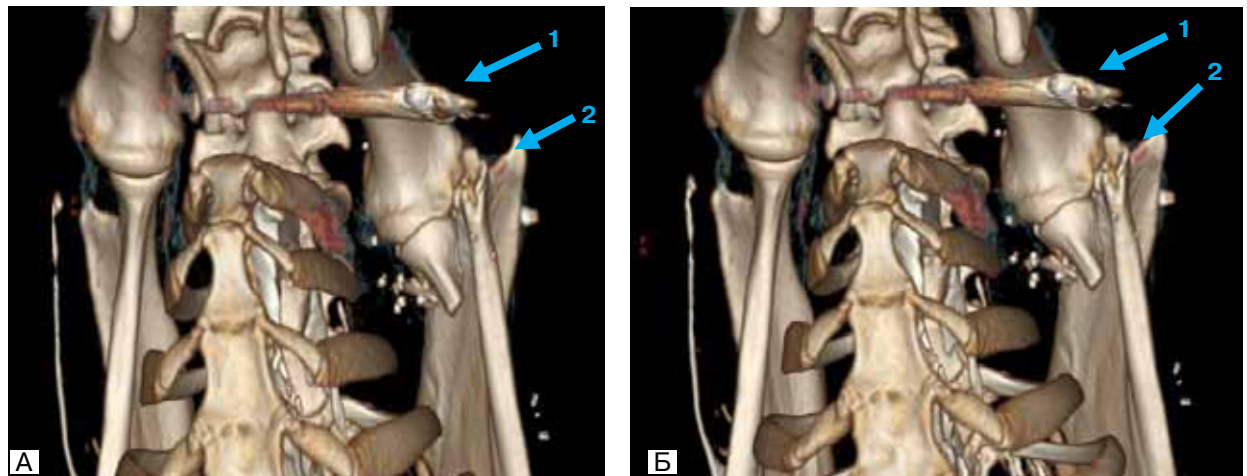


Рис. 1.82 МДКТ. 3-D реконструкція. Вогнепальний багатоуламковий перелом верхньої кінцівки.
1. куля 5,45 мм. 2. багатоуламковий перелом ліктьового суглобу, дистальної частини діяфізу плечової кістки зі зміщенням кісткових уламків

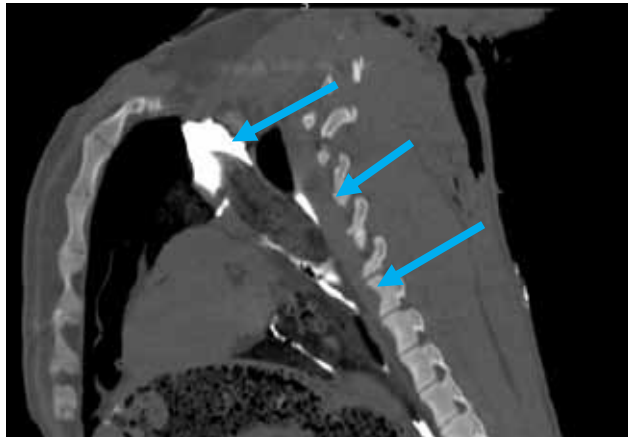


Рис. 1.83 МДКТ. Кульове проникаюче поранення грудної клітки, середостіння. Контрастна речовина по ходу ранового каналу в середостінні

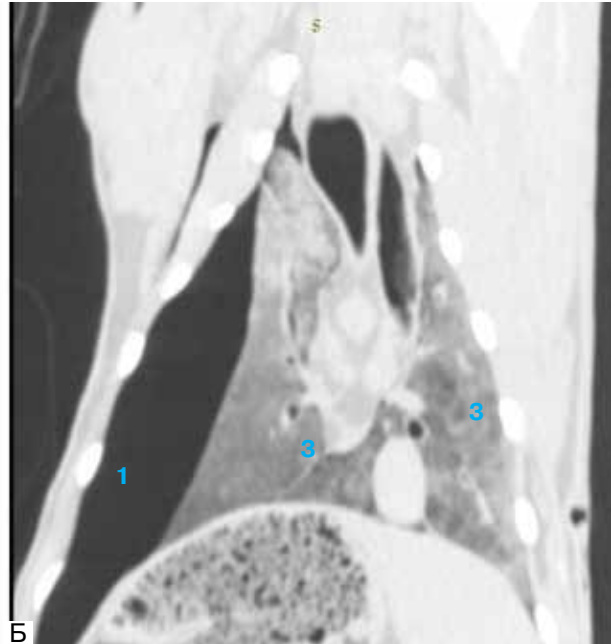


Рис. 1.84 МДКТ. Вибухова травма легень (бронежилет 4 класу не пробиття, постріл кулею 7,62 мм). 1. правосторонній пневмоторакс. 2. забій паренхіми лівої легені. 3. забій паренхіми легень полісегментарно

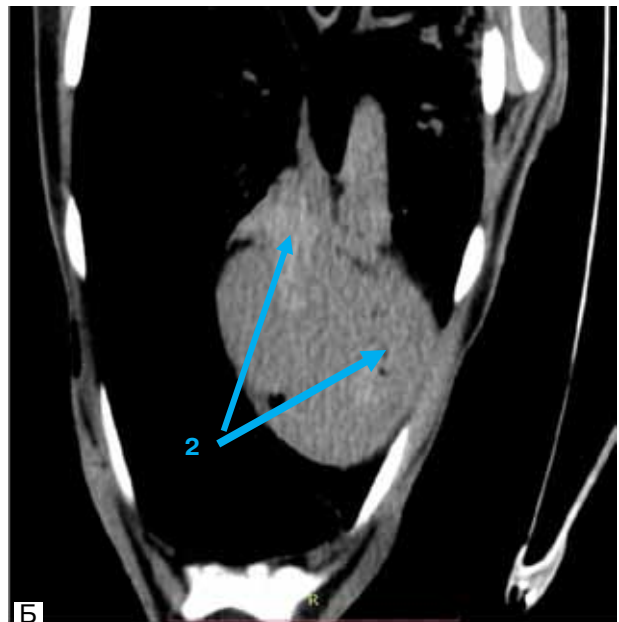


Рис. 1.85 МДКТ. Поранення серця. 1. контраст в перикардальній сумці. 2. крововилив в камери серця



Рис. 1.86 МДКТ. Вогнепальне сліпе осколкове поранення печінки. Модель рикошетування БК 7,62 мм. Прямолінійний РК (синя стрілка). Вхідний отвір тканини спини поперекової ділянки. 1. сторонне тіло — металевий осколок (обшивка БК 7,62 мм). 2. РК м'яких тканин спини, осколки та кісткові уламки, міхурці газу. 3. права нирка. 4. контузія печінки. 5. гематома довколаміхурного простору

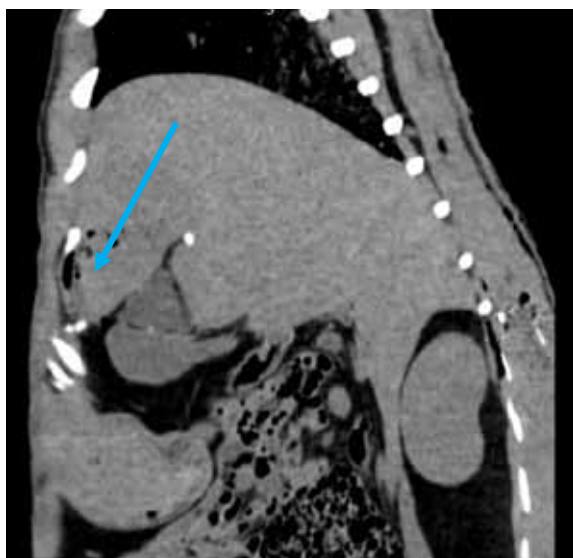


Рис. 1.87 МДКТ. Осколки, міхурці газу по ходу РК в м'яких тканинах спини



Рис. 1.88 МДКТ. Вогнепальний уламковий перелом крижі

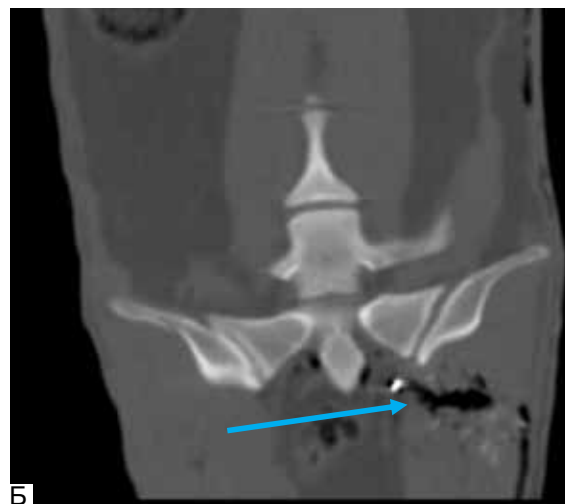
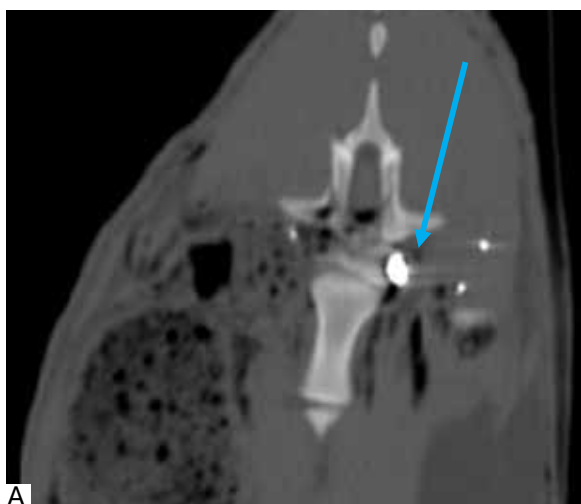


Рис. 1.89 Вогнепальне осколкове поранення тазу. А. Вогнепальний осколковий перелом крижі. Осколки по ходу РК паравертебрально зліва. Б. РК крижово-здухвинної ділянки. Осколок, повітря на ходу РК паравертебрально зліва

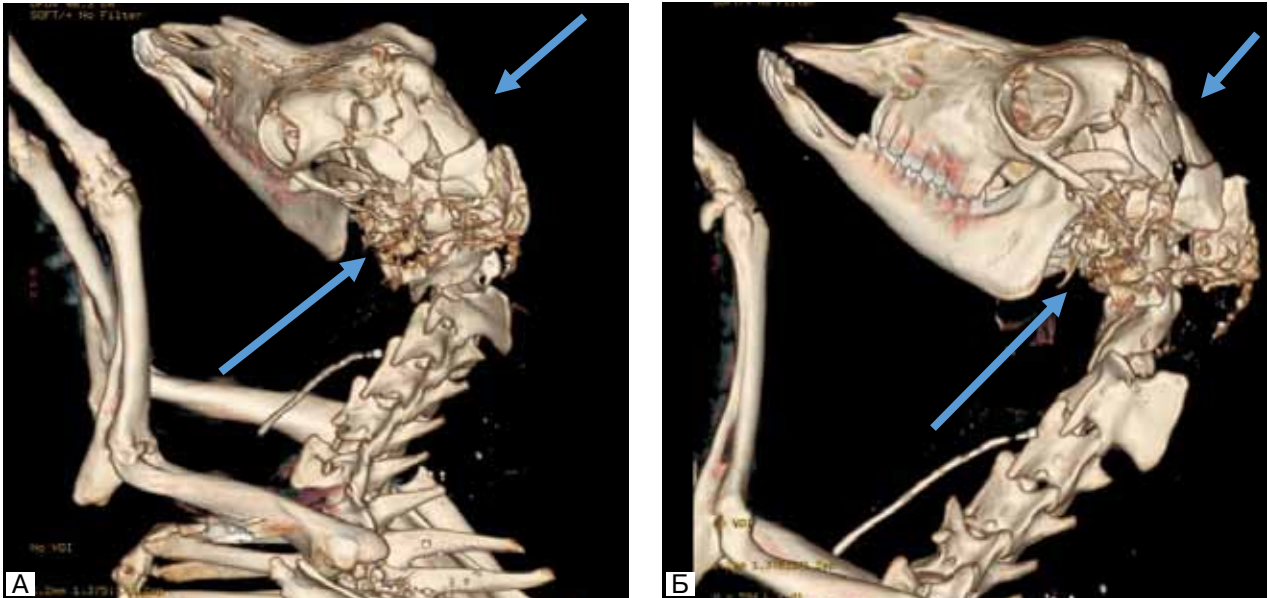


Рис. 1.90 Змодельована відкрита вогнепальна черепно-мозкова травма. Пробиття броньового захисту куля 12,7 мм (Б-32). МДКТ. 3-D реконструкція. Багатоуламковий перелом кісток склепіння та основи черепа. Травма несумісна з життям

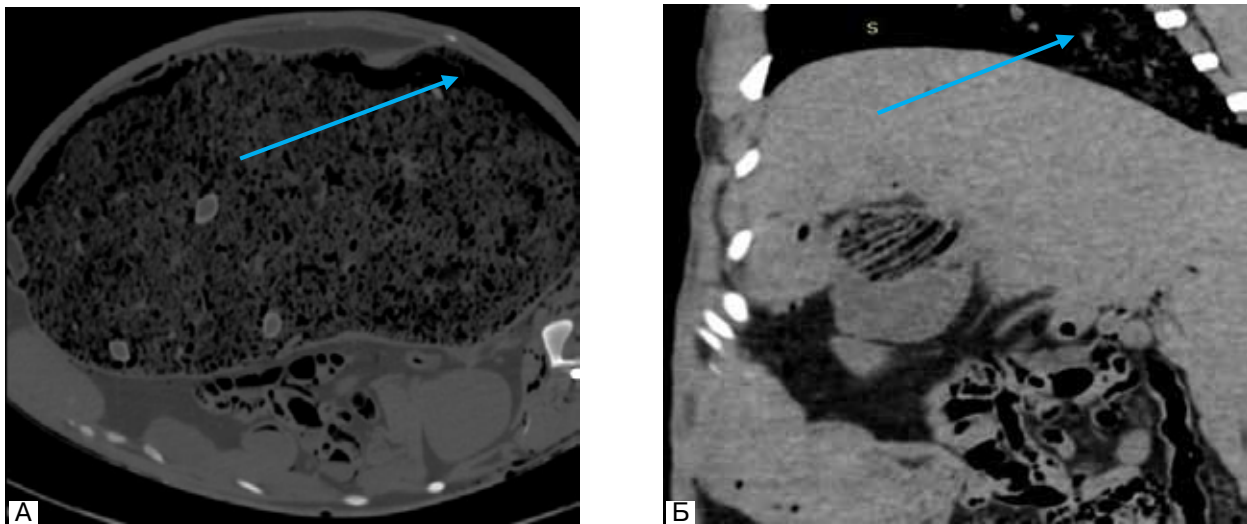


Рис. 1.91 Вибухова травма живота. Не пробиття бронезилету 4 класу. Застосована куля 7,62 мм, постріл снайперська гвинтівка СГД. Пневмоперитонеум. А. Аксіальний зріз. Б. Сагітальний зріз

1.3.4. Патоморфологічна характеристика змін вогнепальних ран та ушкоджених органів внаслідок вогнепальної та невогнепальної травми при застосуванні різних видів стрілецької зброї та заброневої перешкоди

Для вивчення патоморфологічних характеристик при ВП, ушкодженнях при застосуванні ЗІЗ та заброневої перешкоди у зразків КББІ проводилось макроскопічне та мікроскопічне дослідження результатів випробувань.

Критерії опису ВР у зразків №1 та №2 відповідно до аналізу судово-медичних експертиз — розмір рани (мм), опис вхідної вогнепальної рани на шкірі в локальних АФЗ КББІ (червіко-краніальна, торако-кардіальна, торако-абдомінальна зони), пасок осаднення, вид РК — сліпий, наскрізний, якщо сліпий, форму вогнепального каналу, наявність фрагментів РС, кількість, розмір, опис перелому (розміщення відломків, їх розміри). Опис вихідної рани.

При пострілі з відстані 230 метрів в торакальну зону виникала деформація ушкодженої зони, БК нанесла поєднане торако-абдомінальне поранення. Виникла наскрізна проникаюча ВР неправильної овальної форми розміром 7 мм, края не змикалися довколо вхідного отвору пасок осаднення шириною 2 мм (рис. 1.92).

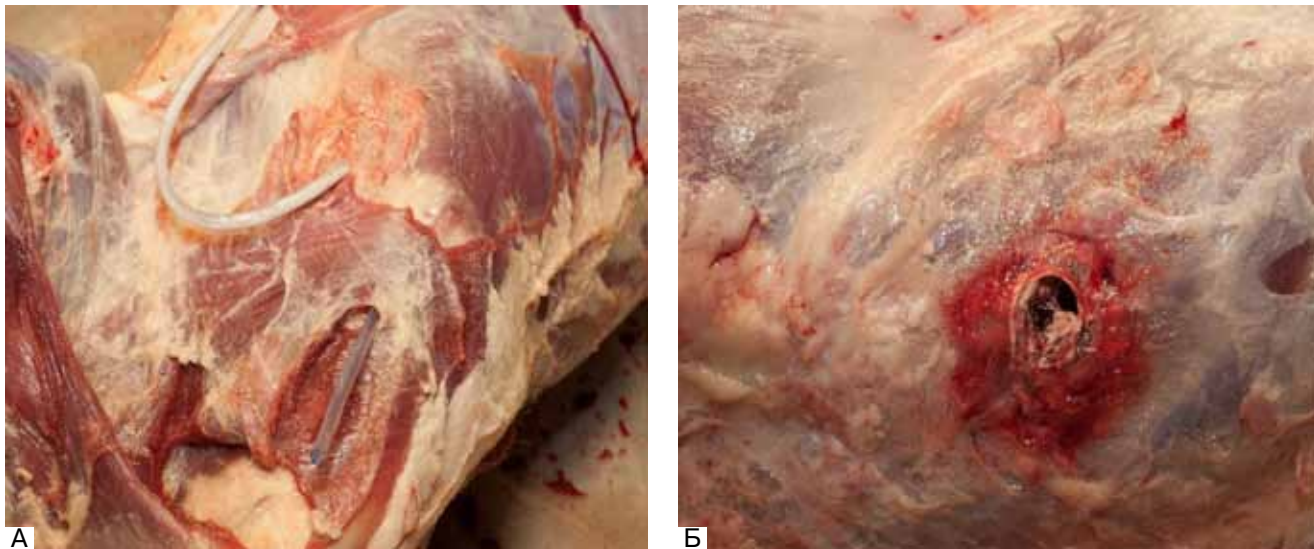


Рис. 1.92 Макропрепарат вхідних отворів РК. А. Вхідні отвори РК після проведеної вульнерографії. Б. Вхідний отвір РК постріл АК-74 куля 5,45×39 мм, 230 метрів

Зразку №1 нанесено постріл в цервікальну зону на змодельованій відстані 220 метрів виникло наскрізне поєднане поранення (ушкодження хребта, анатомічних структур шиї). Проникаючі наскрізні ВР неправильної форми розміром 9 мм, края не співставляються, вихідний отвір розміром 15 мм. Края ран нерівні, представлені розтрощеними краями, радіальними розривами шкіри, розміщувалися на рівні країв ран (рис. 1.93).

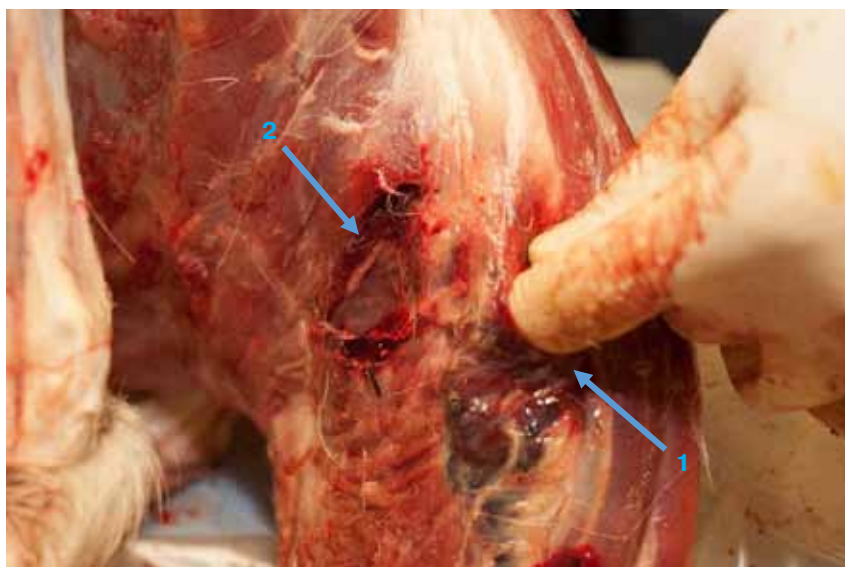


Рис. 1.93 Вогнепальне наскрізне кульове проникаюче поранення шиї. 1. вхідний отвір. 2. вихідний отвір

Довколо дефекта шкіри спостерігається відшарування шкірного епітелію з крововиливами на рівні підшкірної жирової клітковини. Підшкірна клітковина інтенсивно просякнена кров'ю на площі 530 см², що особливо видно на рис. 1.94. Візуально в просвіті ВР дефекта шкіри спостерігається підшкірно-жирова клітковина з кров'ю, уривки ушкоджених м'язів і сухожилків.

ВП мали РК зі складною конфігурацією і контурами. При пострілі з відстані 230 метрів в торако-абдомінальну зону калібра кулі 5,45×39 мм ПП АК-74 спостерігалось проникаюче сліпе ВП з вогнепальною кулею у РК, в поперечному положенні, що майже не змінила свою конфігурацію (рис. 1.94).

Непроникаюче ВП черевної стінки характеризувалось ВР з розтіканням рентгеноконтрасту в межах рани та не поступленні контрасту в черевну порожнину при проведенні вульнерографії; тканини черевної стінки з крововиливами в підшкірній клітковині (рис. 1.95).

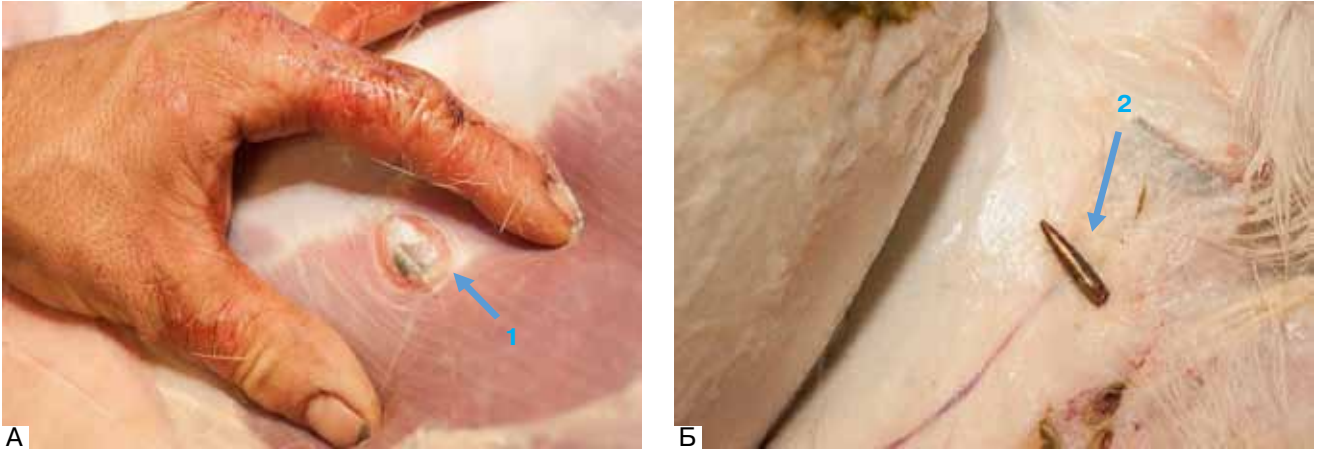


Рис. 1.94 Вогнепальне сліпе кульове поранення живота. 1. куля в отворі рани. 2. куля за межами рани

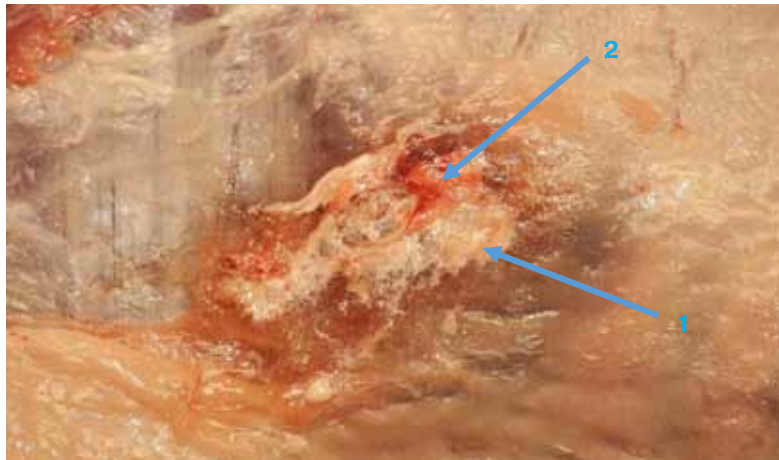


Рис. 1.95 Вогнепальне непроникаюче поранення передньої черевної стінки. Розповсюдження рентгеноконтрастного препарату довкола рани, потрапляння в черевну порожнину немає. 1. рентгеноконтраст 2. вогнепальна рана

При проведенні пострілів з гвинтівки СГД, калібр БК 7,62 мм (Б-32) в краніальну зони виникло проникаюче наскрізне ВП. Вхідний отвір рани мав правильну овальну форму розміром 10 мм, края рани не змикалися, довколо вхідного отвору спостерігався опасок порошу шириною 2 мм. Края ВР направлені в середину по ходу РК, довколо дефекта спостерігалось відшарування епідермальної частини шкіри та волосяного покриву. Вихідний отвір представляв собою рану геометрично неправильної форми, значних розмірів 14 мм з ознаками рваної рани. Від потужності удару РС лобна кістка розкололась і роздробилась, з утворенням множинних дрібних уламків кісток з відшаруванням і розривом надкістниці та проникненням уламків в мозкову тканину (рис. 1.96).



Рис. 1.96 Вогнепальне кульове проникаюче поранення голови з ушкодженням кісток мозкового черепа та мозкової речовини. А. вхідний отвір ВР. 2. Вихідний отвір ВР

При попаданні БК 7,62 мм в тазово-абдомінальну АФЗ спостерігалось осколкове проникаюче поєднане сліпе поранення черевної і тазової порожнин. Металеві осколки розташовувались по всій довжині РК, осколки спостерігалися в зоні вихідного отвору РК. Обшивка РС та осердя розміщувалися в органах черевної порожнини (обшивка РС — металевий осколок в печінці, осердя в антральному відділі шлунку), що спричинили проникаюче поранення внутрішніх органів (рис. 1.97).



Рис. 1.97 Вогнепальне осколкове проникаюче поранення внутрішніх органів. А. Металевий осколок (осердя БК 7,62 мм). Б. В. РК шлунку

При вогнепальних осколкових сліпих пораненнях ВР мали різну конфігурацію, у разі проникаючого ушкодження органу з рани виділялась біологічна рідина (жовч, шлунковий вміст, кал, сеча). Довколо ВР локальні та на відстані були обширні ділянки крововиливів при зімкнених або розімкнених краях рани по її довжині. Осколкові вхідні отвори ВР мли вигляд «псевдорізаних» (рис. 1.98-1.100).

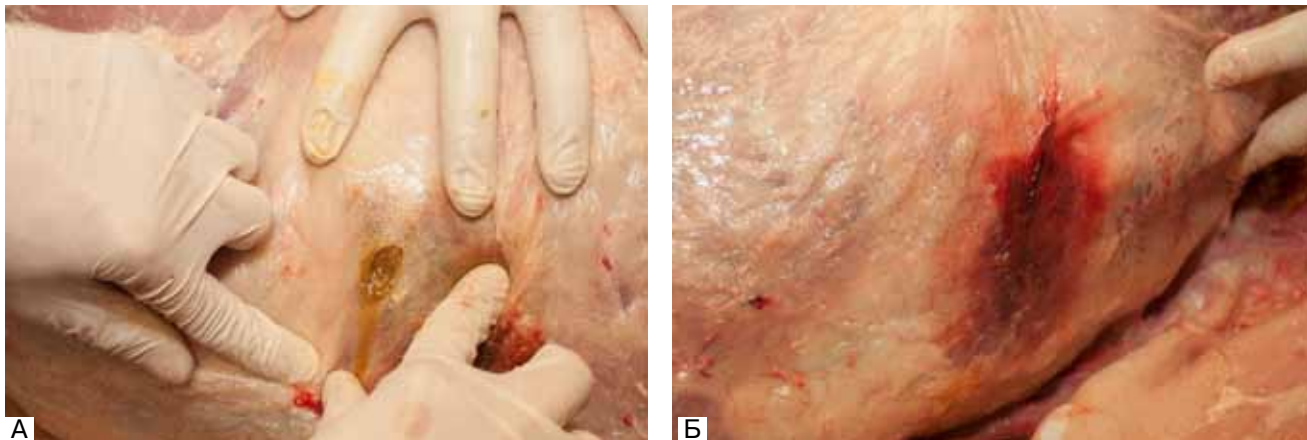


Рис. 1.98 Вогнепальні осколкові рани. А. витікання жовчі з рани, металевий осколок в рані. Б. Зімкнені края ВР, масивний крововилив



Рис. 1.99 Зовнішній вигляд вогнепальної осколкової рани живота. Металеві осколки БК 7,62 мм різних розмірів і конфігурації в рані

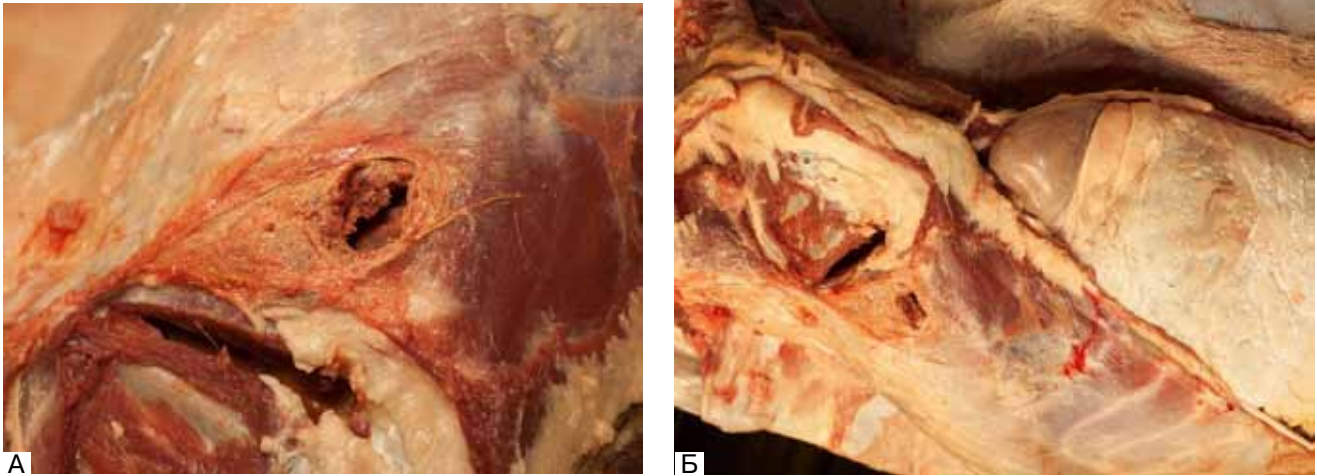


Рис. 1.100 Вхідні отвори осколкових ВР

При пострілі в кардіальну АФЗ БК калібру 7,62 мм на своєму шляху зустріла перешкоду, що спричинило рикошет. Вхідний отвір ВР представляв собою рану геометрично неправильної форми, розміром 17 мм. Отвір досягав значних розмірів з ознаками рваної рани. З рани виступали уривки сухожилків, фасцій, розірваних м'язів, дрібні уламки кісток, розмірами 8-10 мм. На боковій поверхні живота спостерігалися сліпі рани з просачуванням жовчі. Кісткові уламки розповсюджувалися широко від місця перелому грудино-плечової, лопаткової зони і ушкоджували прилеглі м'які тканини, утворюючи додаткові РК. Вогнепальне ушкодження судин і м'язів привело до значного просякнення м'яких тканин і утворення великих гематом по ходу РК і за його межами. Утворення значної кількості дрібних уламків кісток та металевих осколків приводить до значного збільшення зони вогнепального ушкодження (рис. 1.101).

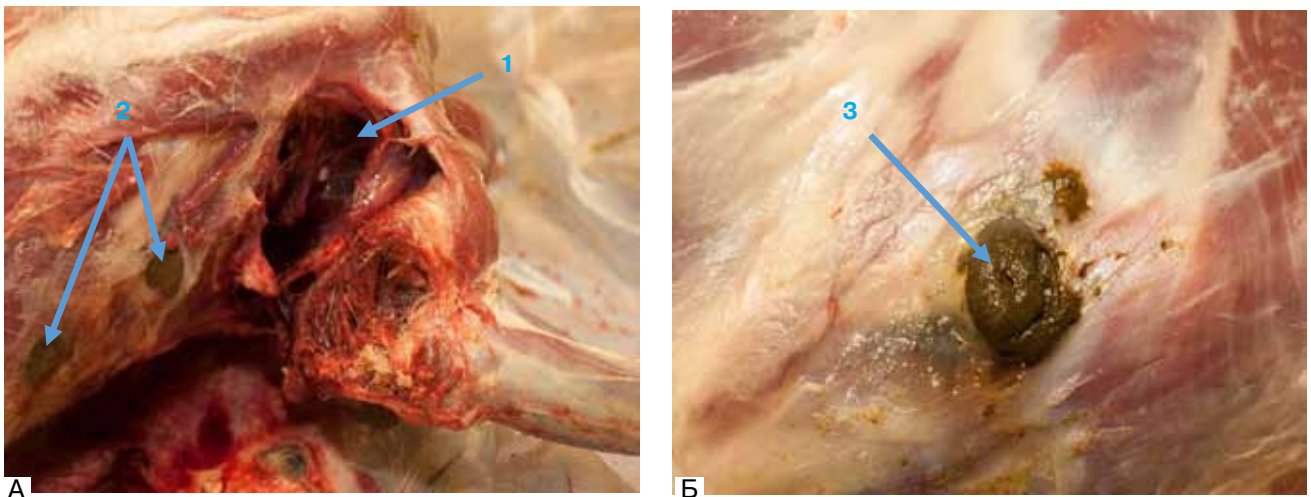


Рис. 1.101 Вогнепальне осколкове проникаюче поєднане поранення органів грудної та черевної порожнин, середостіння, заочеревинного простору, множинного вогнепального перелому грудино-реберного-плечового каркасу. 1. Рвана ВР. 2. сліпі осколкові ВР. 3. випадіння з рани петель з шлунково-кишковим вмістом, калові маси

Кісткові уламки та металеві осколки спричиняли значні ушкодження внутрішніх органів (печінка, легені, серце), що характеризувалися пораненнями зірчасної рваної форми для печінки, розходженням країв тканини легені, масивних крововиливів, забою легень та уривків стінок серцевого м'язу, звисання розірваних оболонок серця, відсутність диференціювання камер серця (рис. 1.102).

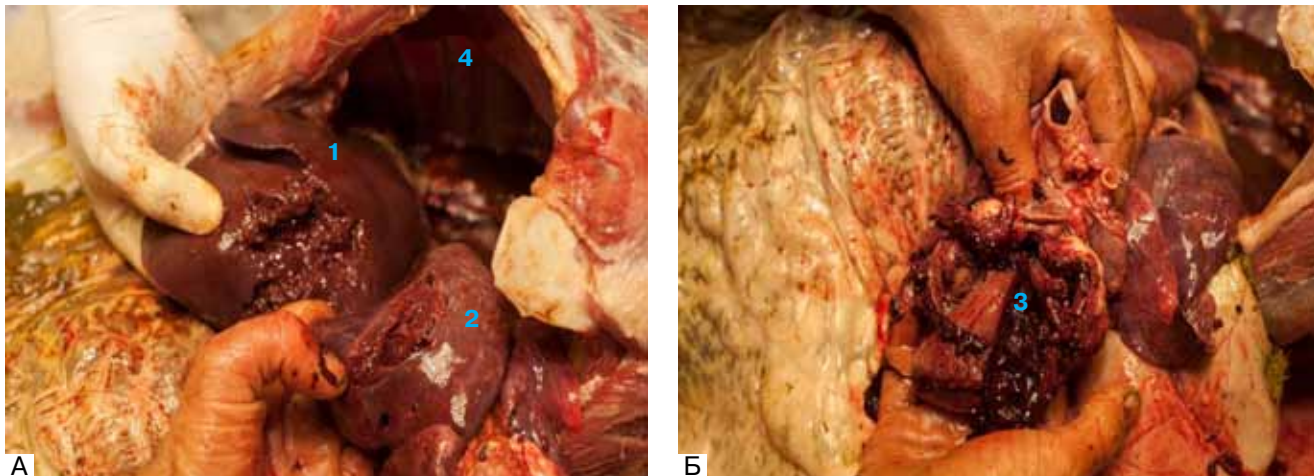


Рис. 1.102 Вогнепальні обширні ушкодження внутрішніх органів при ВП кулею Б-32 (калібр 7,62 мм), рикошет. 1. печінка. 2. легеня. 3. серце. 4. відкрита грудна і черевна порожнини

Осколкові поранення черевної, грудної порожнин, середостіння КББІ (зразок №2) мають множинний характер, причому РК має велику ширину та додаткові канали, без вихідних отворів. Форма металевого осколка (обшивка РС куля 7,62 мм) має не аеродинамічну форму, що спричинило утворення обширного рваного РК в печінці, форма якого майже відповідає відбитку осколка (рис. 1.103).

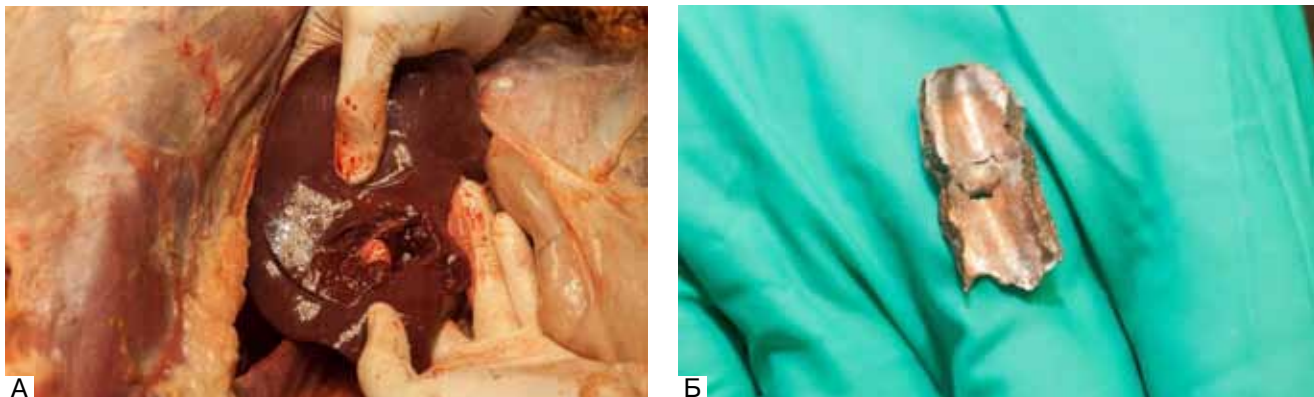


Рис. 1.103 Осколкове поранення печінки.
А. обширна рвана рана печінки. Б. металевий осколок (обшивка кулі 7,62 мм)

До зразків №3, 4, 5 КББІ застосовували заброневу перешкоду (бронезилет 4 класу та броньовану пластину товщиною 19 мм).

При трьох пострілах з АК-74 з відстані 220 метрів, при пробитті бронезилету кулею 5,45 мм торако-кардіальної АФЗ на шкірі спостерігалось декілька точкових дефектів з відшаруванням шкірного покриву шириною 3 мм з крововиливами підшкірної жирової клітковини та зоною осаднення порохових часточок (рис. 1.104).



Рис. 1.104 ВР на дефекті шкіряного покриву кардіальної зони (А), волосяного покриву (Б) у разі пробиття бронезилету 4 класу БК калібру 5,45 мм

При застосуванні бронезилетів 4 класу у зразка № 3 та № 6 у разі пробиття кулею 5,45 мм, а у зразка № 4 у разі непробиття кулею калібру 7,62 мм встановлено макро-структурні зміни легень, що характеризувалися ділянками забою та зливних крововиливів легеневої тканини, розривом плеври (рис. 1.105).

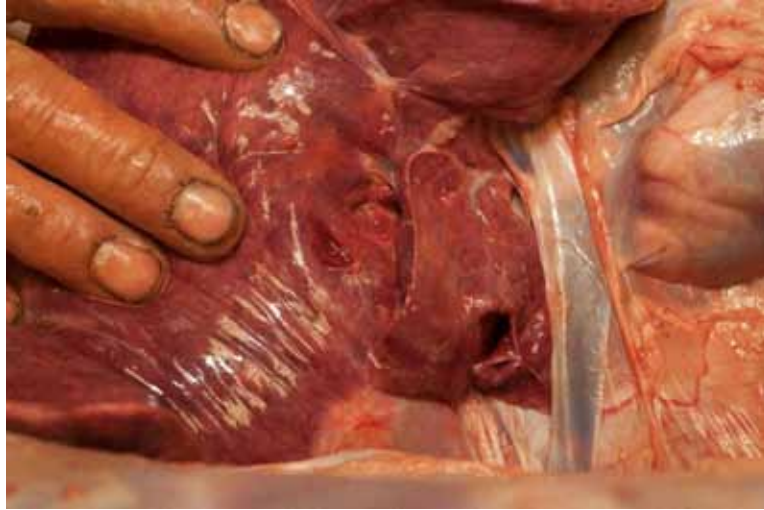


Рис. 1.105 Макропрепарат заброневої травми легені. Вибухова травма легені

Захист тазово-кушльової АФЗ бронезилетом 4 класу сприяло неушкодженню органів тазу, нижніх відділів живота КББІ, кушльових суглобів. Так у дослідних тварин встановлено ознаки фізіологічного спланхоптозу (опущення шлунку, підшлункової залози, селезінки, сечового міхура, внутрішніх статевих органів), що забезпечило їх цілісність у разі застосування бронезилету 4 класу (рис. 1.106).

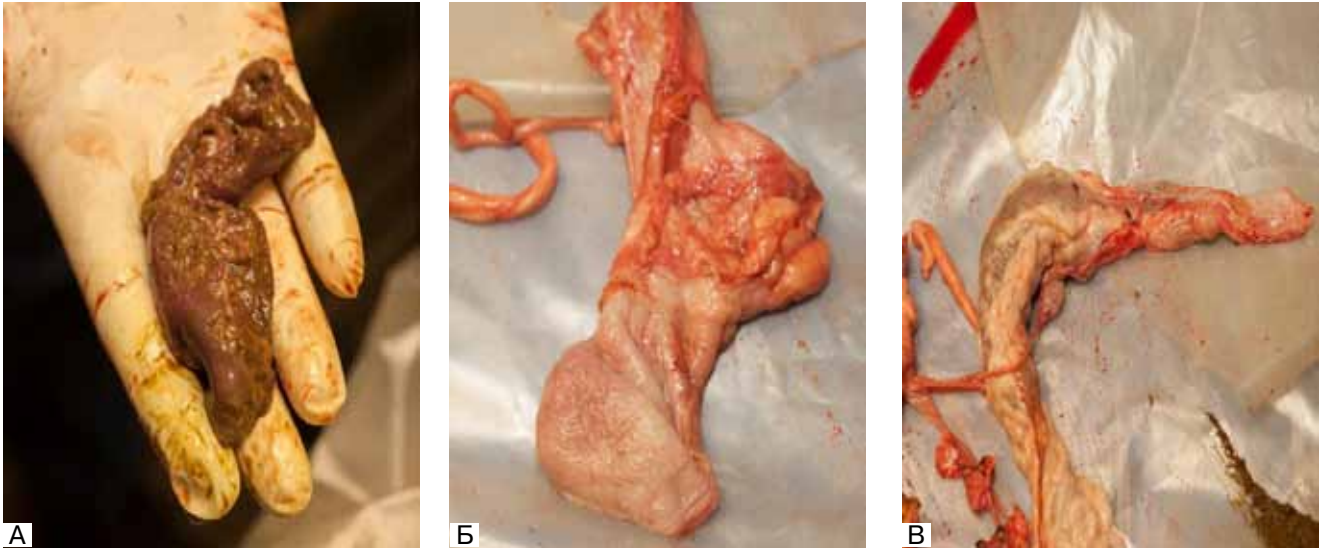


Рис. 1.106 Макропрепарати цілих органів черевної порожнини, заочеревинного простору, малого тазу у разі непробиття бронезилету 4 класу. А. Сечовий міхур. Б. Матка, додатки. В. Підшлункова залоза

У зразка № 5 при застосуванні броньової пластини товщиною 19 мм та здійсненні пострілів з кулемета НСВТ, при ураженні кулею калібру 12,7 мм в торако-кардіальній зоні встановлено повне розтрощення кістково каркасу та внутрішніх органів. При відкритому осколковому ВП голови визначилася обширна рвана рана з дефектами усіх шарів тканин, без вихідного отвору. Обширні ділянки просякнення кров'ю мозкової речовини чергувалися з множинними кістковими уламками кісток лицевого і мозкового черепа та уривками оболонок мозку. Вхідний отвір осколкової рани голови був майже 20 см, края рани вивернуті назовні (рис. 1.107).



Рис. 1.107 Вогнепальні осколкові поранення у разі пробиття броньової пластини товщиною 19 мм. А. Торако-кардіальна зона. Б. Краніальна АФЗ

В результаті гістологічного дослідження біоптатів, що отримали в зоні вхідного отвору в зразках № 1, № 2, при пострілах в незахищені АФЗ та зразках № 3, №4, № 6 при застосуванні бронезилетів 4 класу у разі їх пробиття різними видами стрілецької зброї у всіх КББІ характерною ознакою було утворення паска порохового осаднення (рис. 1.108–1.110).

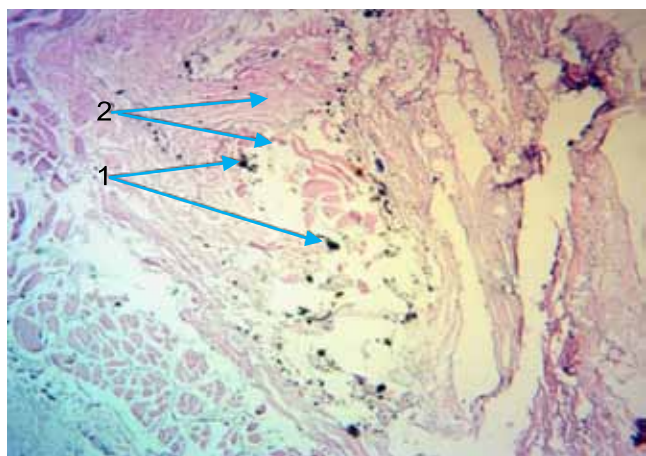


Рис. 1.108 Дефектна тканина вхідного отвору РК — в товщі м'яких тканин, що прилягають до РК (з бронезилетом). (1) залишки порохових часток, (2) фрагментація (розрив) сполучнотканинних волокон.

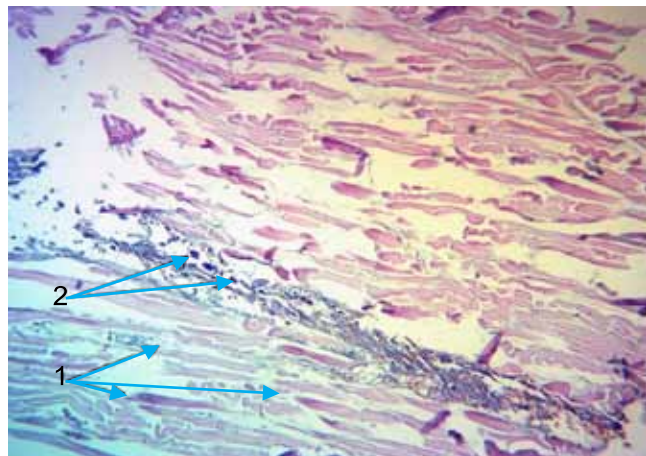


Рис. 1.109 Дефектна тканина вхідного отвору РК — м'які тканини (без бронезилету). (1) вогнищева фрагментація м'язових волокон, (2) скупчення порохових часток, крововиливи.

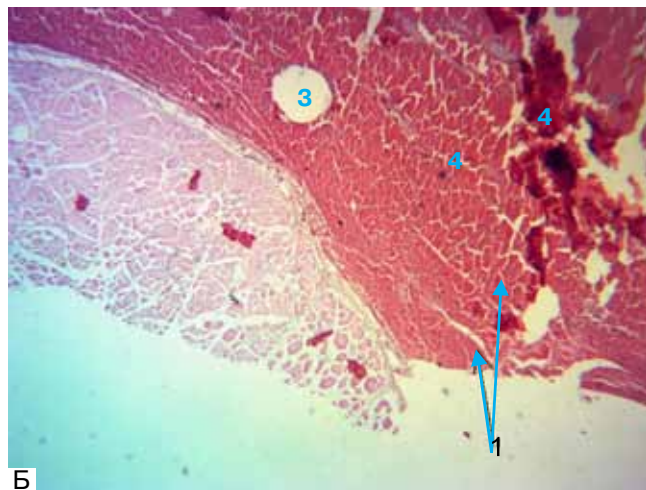
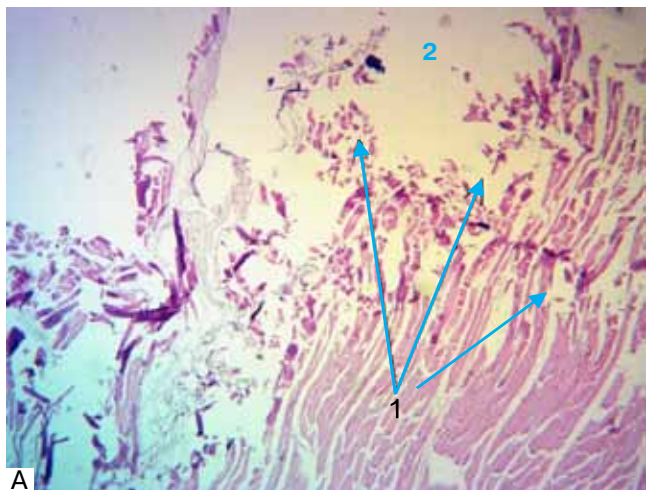


Рис. 1.110 М'які тканини грудної клітки. А. Застосування бронезилету. Б. Без застосування бронезилету. (1) м'язові волокна вогнищево фрагментовані. (2) непрозорі включення чорного кольору по типу плям. (3). пустоти. (4) крововилив

Межі паска осаднення з неушкодженою тканиною місцями були чіткими, або з розмитими контурами. Нижній базальний шар був нерівним. Сосочки з'єднувалися перетинками, в біоптатах спостерігалися пустоти округлої або зірчастої форми та фрагментація сполучнотканинних та м'язевих волокон.

Колагенові волокна дерми гомогенізовані. Судини розширені, повнокровні. У всіх шарах дерми, особливо в глибоких шарах, в підшкірно-жировій основі спостерігаються чисельні обширні крововиливи, що мають виразний характер — наявні місцями еритроцити з чіткими контурами (рис. 1.111).

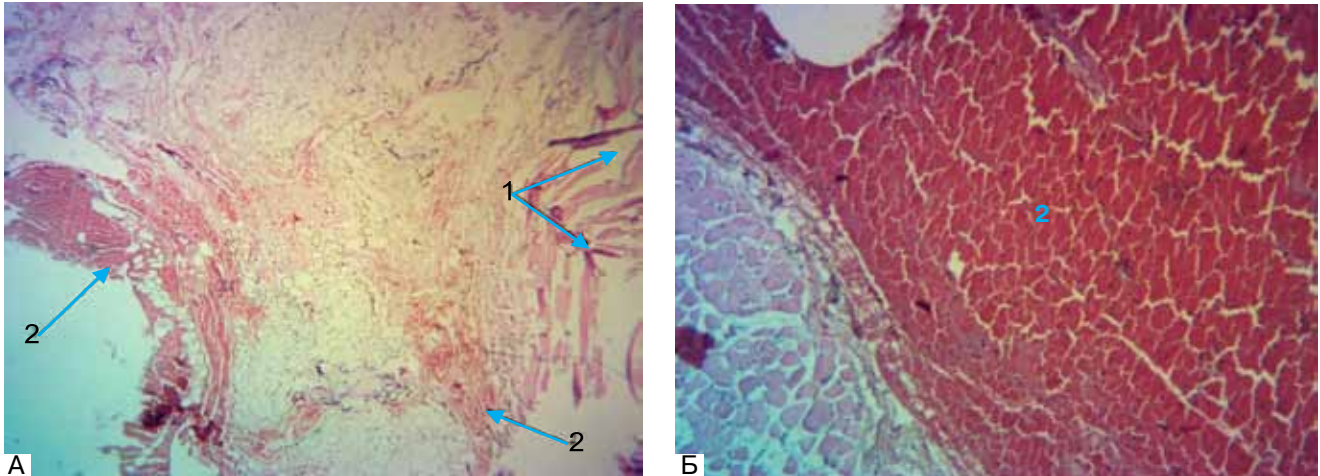


Рис. 1.111 Дефект м'яких тканин ранового каналу. 1. фрагментація м'язових волокон, 2. обширні вогнища крововиливів в товщі зрілої жирової клітковини

При застосуванні бронезилету 4 класу у разі його непробиття кулею калібру 9,0 мм, в результаті гістологічного дослідження біоптатів взятих з грудної клітки у зразка № 3, встановлено, що дерма набрякова, м'язеві волокна не ушкоджені, сполучна тканина фрагментована. При пострілі з АК-74, пробиття бронезилету кулею 5,45 мм у біоптатах зразків № 3 та № 6 спостерігалася фрагментація м'язевих волокон та крововиливи (рис. 1.112).

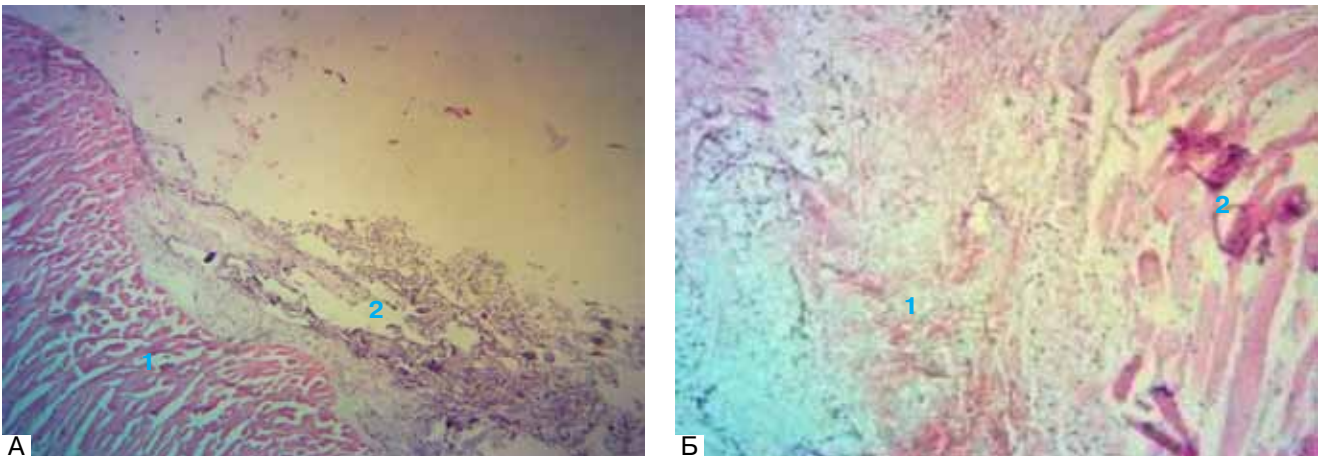


Рис. 1.112 Травмовані м'які тканини грудної клітки. А. Не пробиття бронезилету кулею 9,0 мм.

1. м'язова тканина збережена. 2. пухка та волокниста сполучна тканина фрагментована.

Б. Пробиття бронезилету кулею 5,45 мм. 1. фрагментація м'язевих волокон.

2. вогнища крововиливів в жировій клітковині

При застосуванні стрілецької зброї та у разі захисту броньованою пластиною товщиною 19 мм в результаті гістологічних досліджень біоптатів взятих з ділянки вхідного отвору ВР голови у дефектній тканині головного мозку виявлено явища перичелюлярного, периваскулярного набряку та повнокров'я судин (рис. 1.113).

При множинному осколковому пораненні хребта з наявністю металевго осколка в хребтовому каналі у зятому біоптаті зони РК, контакту спинного мозку зі стороннім тілом виявлено некроз клітин (рис. 1.114).

В результаті гістологічних досліджень біоптатів, взятих із зразків КББІ РК легені, серця при поєднаному ВП з різних видів стрілецької зброї органів грудної, черевної порожнини, середостіння виявлено ознаки деструктивних змін тканин, розширення кровоносних судин, ушкодження їх стінок та функціональних структур ушкоджених органів (рис. 1.115).

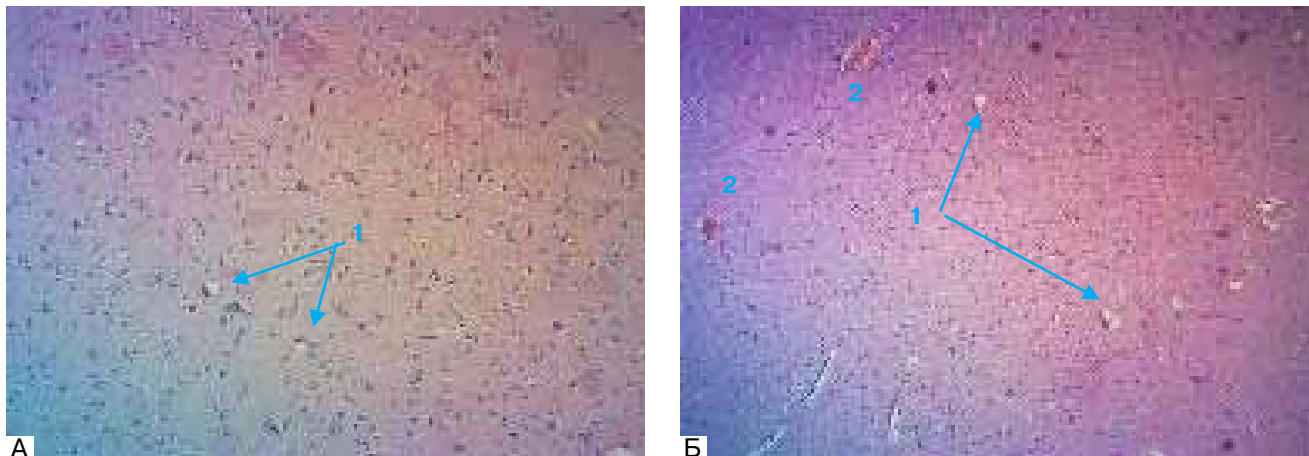


Рис. 1.113 Травмований головний мозок. 1. перичелюлярний набряк. 2. периваскулярний набряк, повнокров'я судин.

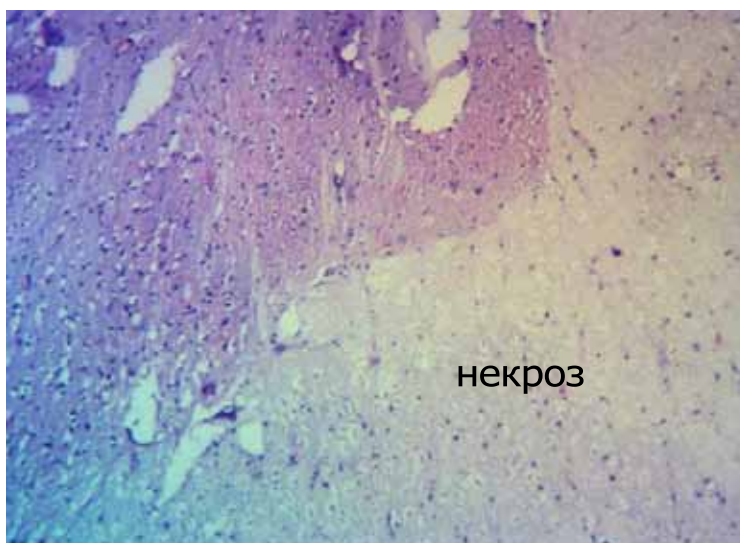


Рис. 1.114. Зона некрозу клітин спинного мозку.

Як видно з рис. 3.4.23. при некрозі виникають зміни клітин та міжклітинної речовини. В клітині змінюється ядро і цитоплазма, ядро гине, виникає глибокий розпад клітин, деструкція ультраструктур цитоплазми, що відповідає коагуляційному некрозу спинного мозку.

РК зразків № 5 при застосуванні великокалібрової кулі 12,7 мм, у разі пробиття броньової пластини товщиною 19 мм відрізнявся значною поліморфністю, представлявся нерівним, тканина була розтрощена, розірвана, розщеплена, місцями перетворилася на аморфні ділянки. В безструктурній тканині визначалися еритроцити, уривки судин, склеєних волокон. Клітинні ядра не визначалися, або були нечіткими. Тканина нагадувала стан аутолізу, некрозу з тією відмінністю, що при цьому загальний тон фарбування біоптатів був базофільним.

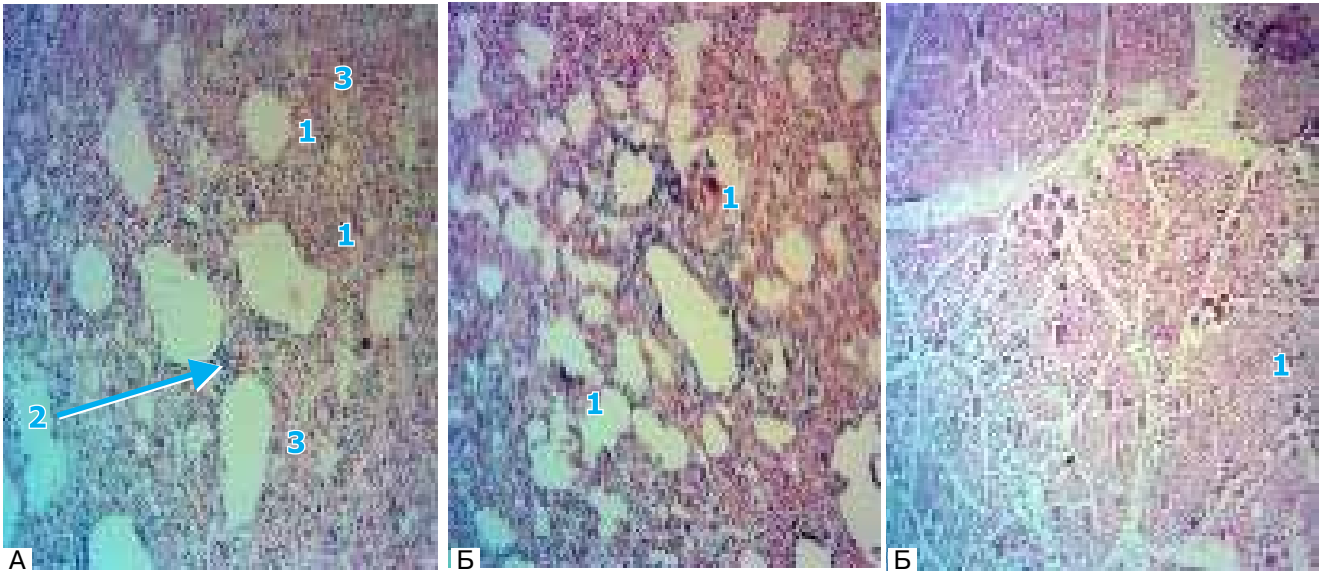


Рис. 1.115. Дефектна тканина вогнепальної рани зразків КББІ. А. Легеня — відзначається деструкцією більшості альвеол, (1) обширні вогнища крововиливів, (2) різке повнокров'я судин, на стінках збережених альвеол — нашарування еозинофільних, гомогенних мас (гіалінові тільця (3)). Б. Легені — (1) просвіт більшості альвеол заповнено незміненими еритроцитами, на стінках частини збережених альвеол — нашарування гіалінових мембран. В. Серце — в проекції раньового каналу відзначається (1) фокальна фрагментація м'язових волокон

Біоптати вибухової (заброневої) легені у разі застосування куль калібру 5,45 мм та 7,62 мм представлено на рис. 1.116.

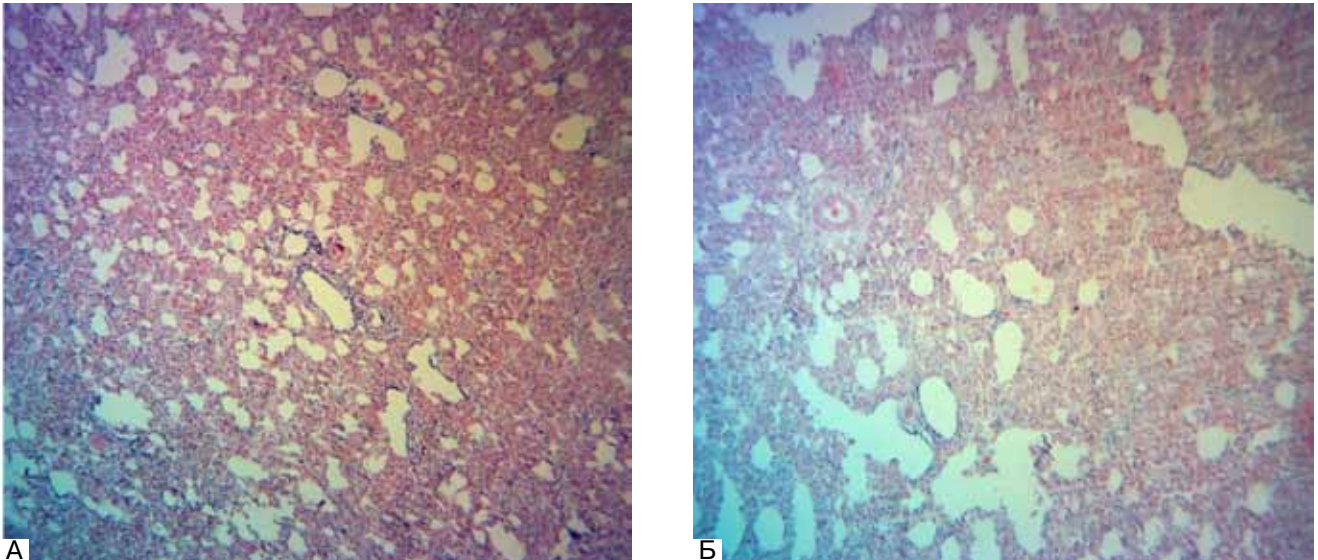


Рис. 1.116 Вибухова легеня. Визначається деструкція більшості альвеол, обширні вогнища крововиливів, різке повнокров'я судин

При гістологічному дослідженні ушкодженої ділянки печінки в зоні РК прослідковуються зруйновані гепатоцити, частки барвника синього кольору, що свідчить про переважне руйнування венозних структур печінки, а не артеріальних при ВП, що є джерелом масивної кровотечі (рис. 1.117).

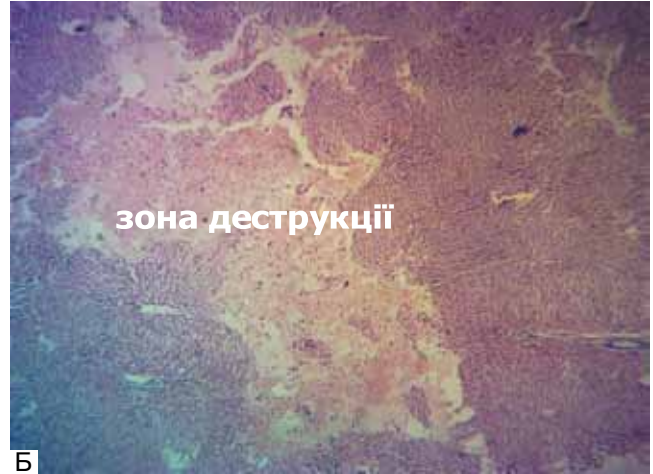
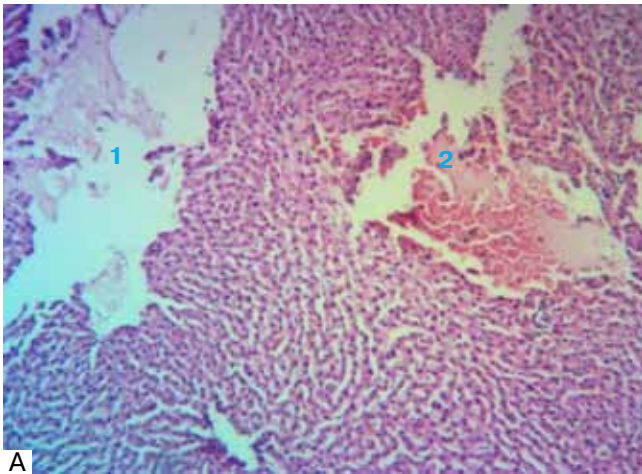


Рис. 1.117 Тканина печінки в зоні ранового каналу. Порушення архітеконики часточок. 1. вогнища деструкції паранхіми печінки. 2. вогнища крововиливів

В результаті гістологічного дослідження біоптатів зразків обох серій МБЕ взятих в зонах ВП різних органів виявлено, що у всіх зразках КББІ характерною ознакою ВП було обширні та локальні крововиливи, набряк (рис. 1.118-1.120).

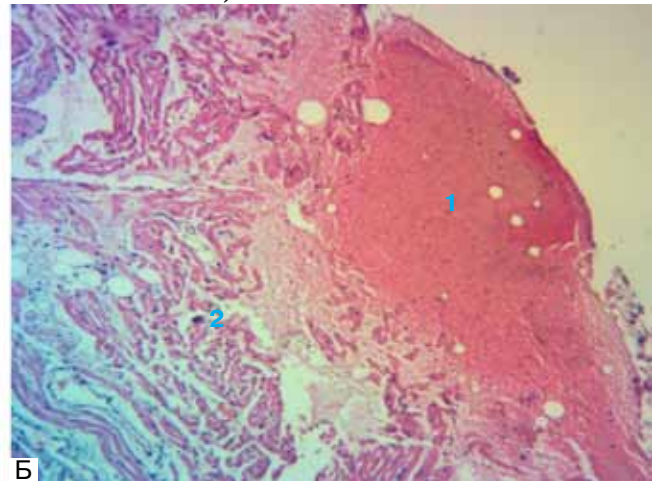
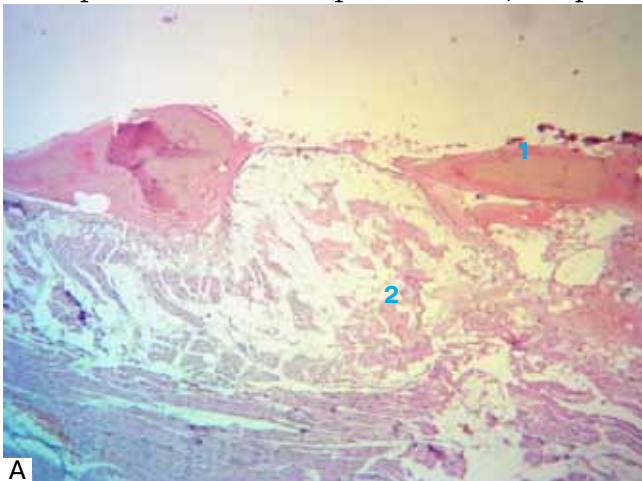


Рис. 1.118 Вогнепальне поранення серця. А. Б. 1. явище травмизації ендокарду з обширними вогнищами крововиливів. 2. фокальна фрагментація м'язових волокон

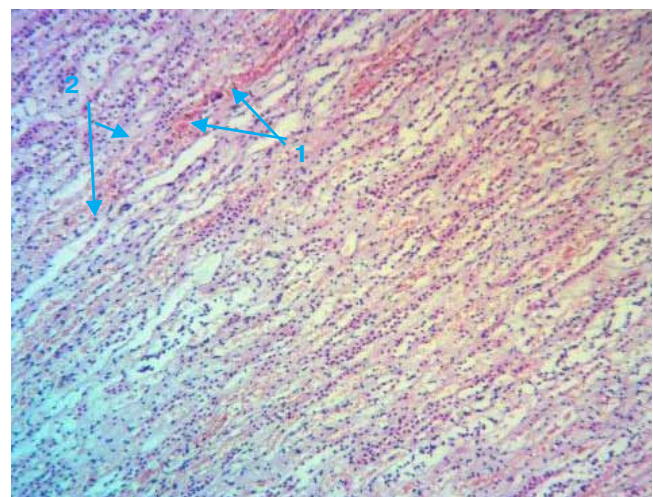


Рис. 1.119 Вогнепальне осколкове поранення печінки

Рис. 1.120 Біоптат нирки. 1. повнокров'я судин. 2. явище інтерстиціального набряку навколо дистальних канальців нефронів

При гістологічному дослідженні біоптатів всіх зразків серій ушкоджених органів у разі застосування різних видів стрілецької зброї та заброневої перешкоди визначаються повнокров'я органів, плазморрагія та явища дистрофії, переважно морфологічних змін в елементах паренхіми, строми, судин, з порушенням білкового обміну в клітинах (рис. 1.121-1.124).

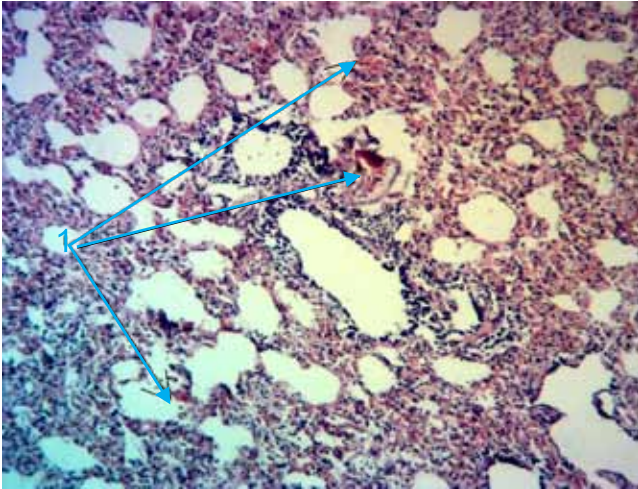


Рис. 1.121 Біоптат легені — (1) просвіт більшості альвеол заповнено незміненими еритроцитами, на стінках частини збережених альвеол — нашарування гіалінових мембран

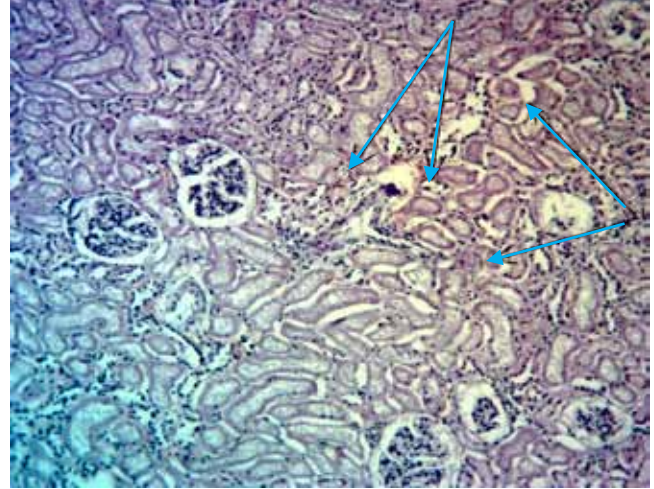


Рис. 1.122 Біоптат нирки — (1) епітелій проксимальних каналів з дистрофічними змінами та вогнищево некротизований. В просвіті більшості проксимальних каналців — гіалінові циліндри. (2) капіляри, клубочків повнокровні

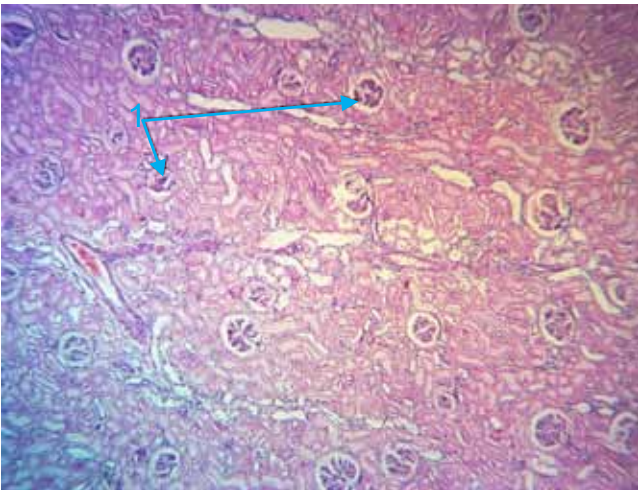


Рис. 1.123 Біоптат нирки — (1) капіляри клубочків повнокровні, епітелій проксимальних каналців з явищами зернистої дистрофії.

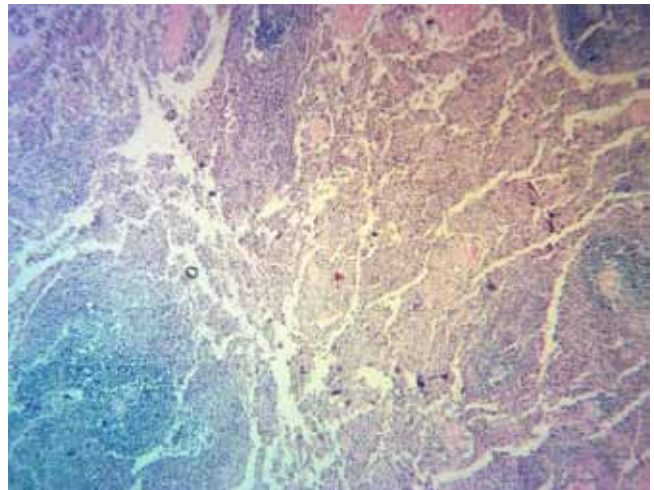


Рис. 1.124 Біоптат селезінки. Повнокров'я червоної пульпи.

Дистрофія розглядається як один з видів ушкодження (альтерація), що являє собою морфологічне порушення метаболізму тканин (клітин), що призводить до структурних змін [17]. А враховуючи морфологічні зміни в спеціалізованих елементах паренхіми або строми та судинах різних органів має місце загальна змішана дистрофія, що свідчить про розповсюдженість процесу при ушкодженні різними видами стрілецької зброї та заброневої перешкоди.

1.4 Резюме

Ранова балістика набуває особливого значення на сучасному етапі розвитку вогнепальної зброї, тактики ведення бойових дій та в умовах гібридної війни на сході України.

Так протягом трьох століть на кожному етапі еволюції стрілецької зброї оживають дослідження механогенезу вогнепальних поранень. Важливу роль відіграє застосування балістичних біологічних імітаторів. Так модель балістичного експерименту — комбінований балістичний біологічний імітатор в поєднанні із сучасними методами реєстрації фізичних, балістичних, медичних явищ, що супроводжують вогнепальні поранення, дозволяє вивчати механогенез вогнепальної та невогнепальної травми.

Сучасні збройні конфлікти характеризуються тісним протистоянням сторін, широким застосуванням партизанських, диверсійних, гібридних способів збройної боротьби із застосуванням крім стрілецької зброї протипіхотних засобів ближнього бою, мінно-вибухових боєприпасів, осколочних гранат та радіокерованих вибухових пристороїв. Це обумовлює переважання багатофакторного ураження, для якого характерно дія на організм ударної хвилі вибуху, гідродинамічного удару, локальної контузійної травми при непробитті засобів індивідуального захисту, поранення осколковими та сучасними високошвидкісними малокаліберними бойовими кулями. Тому модельний балістичний експеримент із застосуванням комбінованого балістичного біологічного імітатора (експериментальних тварин — кіз) завершається оцінкою тяжкості вогнепальної та невогнепальної травми, що закономірно об'єднується в сучасну бойову травму. Випробування стрілецької зброї, засобів індивідуального захисту (бронежилетів) та заброневої перешкоди в умовах модельного балістичного експерименту на біологічних об'єктах продемонстрували, що при сучасній бойовій травмі на перше місце виступає множинність, розповсюдженість поранень, поєднаний характер вогнепальної та невогнепальної травми. Тяжкість ушкоджень органів і тканин при застосуванні різних видів стрілецької зброї, заброневої перешкоди відображає морфологічну характеристику тяжкості сучасної бойової травми. Градації тяжкості ушкоджень визначаються характером, локалізацією та ступенем ушкодження анатомічних структур біологічного експериментального об'єкта, що також впливає на результат, перебіг, наслідки, прогноз сучасної бойової травми у людини.

При проходженні високошвидкісних ранихих снарядів через анатомо-функціональні зони комбінованого балістичного біологічного імітатора спостерігалися ушкодження різного ступеня (від точкових дефектів тканин до їх розтрощення), як результат первинного ушкодження бойовими кулями, так і під дією гідродинамічного удару, вибухової хвилі, заброневої контузії органів, осколкового поранення при фрагментації куль та проникненні через броньований лист осколкового потоку.

При пострілах кулями калібру 5,45 мм відмічалась їх нестабільність при проходженні через комбінований балістичний біологічний імітатор, зміна напрямку траєкторії польоту, деформація, рикошетування від кісток з утворенням множинних кісткових уламків та дрібноосколкової фрагментації з додатковим травмуванням суміжних органів і порожнини тіла, що спричинило поєднані поранення (краніо-цервікальне, торако-абдомінальне, торако-кардіальне, тазово-абдомінальне). При пострілах кулями калібру 7,62 мм відмічалась їх стійкість в польоті та при прямому попаданні в імітатор фрагментації оболонки не було, але зона вихідного отвору вогнепальної рани мала великі розміри з множинним розповсюдженим характером ушкодження тканин, поліорганих анатомічних структур. Також, при пострілі кулею 7,62 мм у разі рикошетування визначалась крупноосколкова фрагментація з утворенням осердя та неаеродинамічної обшивки, що спричинило тяжкі проникаючі осколкові сліпі поранення органів грудної і черевної порожнин (серце, легеня, печінка, шлунок, ін.). При застосуванні засобів індивідуального захисту (бронежилету 4 класу) у разі непробиття зона гідродинамічного удару від кулі 7,62 мм була значно більшою, ніж у кулі калібру 5,45 мм, що клінічно та інструментально було підтверджено променевими симптомами ушкодження (гемо/пневмоперитонеум, гемо/пневмоторакс, дисекції ретроперитонеального простору). Також більш тяжкою була невогнепальна забронева травма

легені при пострілах кулею 7,62 мм ніж кулею 5,62 мм в результаті дії ударної вибухової хвилі, що характеризувалось полісегментарним ураженням вибухової легені. Аналіз масових характеристик осколкового потоку при обстрілі броньового захисту товщиною 19 мм кулею калібру 12,7 мм (Б-32) показав, що найбільшу уражаючу енергію мають осколки передньої частини бронебійного осердя кулі Б-32, що викликають повне розтрощення тканин та анатомічних структур життєвоважливих органів з утворенням значних розмірів вогнепальних ран. А от застосування бронежилету 4 класу при пострілах кулями калібру 9,0 мм забезпечує анатомічну та морфо-функціональну цілісність захищених тканин органів.

Значного досягнення в розвиток сучасних поглядів на ранову балістику вдалось досягнути після впровадження в експериментальні дослідження засобів реєстрації формування вогнепальної рани, спеціальних приладів для вимірювання балістичних властивостей ранячих снарядів та хвильових процесів в тканинах балістичних імітаторів [33, 44]. Ефективними сучасними методами медико-біологічної візуалізації для вивчення механогенезу вогнепальних поранень в умовах експерименту виступають рентгенологічний та комп'ютерно-томографічні променеві методи [10, 20]. Запропонований варіант гібридних методів медичної візуалізації в експерименті — рентгенологічний та комп'ютерно-томографічний, зі значною діагностичною перевагою МДКТ дозволяє візуалізувати довільні анатомічні структури [4] та структурно-функціональні патологічні зміни у біологічних балістичних імітаторів. МДКТ в невідкладній променевій діагностиці вогнепальних поранень у експериментальних тварин забезпечує об'ємну візуалізацію вхідного та вихідного оторів ранового каналу, що створює об'ємні віртуальні моделі ушкоджених органів. Такі реконструкції дають базове зображення при вогнепальній та невогнепальній травмі, для зменшення часу при обстеженні балістичного імітатора. При визначенні протяжності змін ранового каналу в краніо-каудальному напрямку застосовували мультипланарні реконструкції в коронарній, сагітальній проекції та ін. В рановому каналі ушкоджених анатоμο-функціональних зон візуалізувалися міхурці газу, кісткові уламки, металеві осколки. У випадку поєднаних вогнепальних поранень спостерігалось затікання рентгеноконтрастної речовини в суміжні порожнини балістичного імітатора. Об'ємний рендеринг трьохвимірних наборів даних МДКТ дає точне об'ємне зображення з відтінками яскравості, прозорості, кольору, що особливо важливо для візуалізації повної анатомічної і патологічної картини [8].

МДКТ в програмі сканування всього комбінованого балістичного біологічного імітатора після проведеної вульнерографії, фістулографії застосовувалася як найбільш визначальний невідкладний метод променевої діагностики ушкоджень голови, шиї, органів черевної і грудної порожнин, грудино-реберно-плечового каркасу, хребта, тазу, кінцівок (рис. 3.3.20-3.3.34). 3D-реконструкції були дуже корисними при виявленні і оцінки характеру вогнепальних багатоуламкових переломів кісток, кінцівок, тазу, черепа, лицевої та мозкової частини, хребта (рис. 3.3.18, 3.3.24, 3.3.25).

Дані, отримані в модельному балістичному експерименті дають ключ до розуміння тяжкості ушкодження анатомічних структур органів різних анатоμο-функціональних зон при пораненнях сучасними ранячими снарядами та заброневій травмі. Узагальнюючи дані градацій травм та тяжкості ушкоджень за модифікованою шкалою Червоного Хреста 90% вогнепальних та невогнепальних травм в експерименті були тяжкими з поліорганною ознакою ушкодження життєвоважливих анатомічних структур (загальний, високий бал оцінки ВП — ЕХС1F2VTVAVNM1-3, табл. 3.3.2, категорія тяжкості травм III, табл. 3.3.3), що має несприятливий прогноз. З урахуванням тяжкості травми та загибелі зразків дослідних тварин обох серій застосування введення рентгеноконтрастного йодовмісного засобу у вхідні отвори ранових каналів по типу вульнерографії, фістулографії з оглядовою рентгенографією та мультidetекторною комп'ютерною томографією всього комбінованого балістичного біологічного імітатора забезпечило променеву діагностику поєднаних ушкоджень органів декількох порожнин тіла, множинних ушкоджень різних тканин балістичного імітатора та безпосереднього прогнозування ушкодження магістральних судин.

Гібридна методика поєднання вульнерографії, фістулографії з МДКТ (не можливо виконати внутрішньосудинне контрастування) всього комбінованого балістичного біологічного

імітатора дозволяє визначити сектор дії бойових куль, вплив гідродинамічного удару, ударної вибухової хвилі та осколкового направленої потоку, що дає можливість спланувати способи амортизації та захисту від механічних та багатofакторних уражень.

Вивчення гістологічних особливостей вогнепальної та невогнепальної травми в залежності від застосованих різних видів стрілецької зброї, заброневої перешкоди (бронезиля, броньована пластина) у біоптатах тканин ушкоджених органів забезпечує кінцевий експертний висновок. При співставленні результатів експериментального дослідження з результатами променевого методу діагностики ушкоджень при вогнепальній та невогнепальній травмі з макро та мікроскопічними даними встановлені характерні патоморфологічні зміни ушкоджених органів. Характер таких змін на макроскопічному рівні відповідає вогнепальній рані. Причому при прямому кульовому ураженні вхідний отвір був геометрично округлої форми невеликого розміру, вихідний отвір був значно більший з нерівними краями розвернутими назовні. Вогнепальні осколкові рани мали характерний вигляд по типу псевдорізаних із зімкненими або помірно розкритими краями рани. Більшість з вогнепальних осколкових поранень мали сліпі ранові канали. Патоморфологічні зміни визначалися при ушкодженні як від бойової кулі, направленої осколкового потоку так і при заброневій перешкоді. В клітинах ушкоджених органів різних анатомо-функціональних зон визначалися ознаки розповсюдженої дистрофії, некрозу та ін. явища клітинної альтерації.

Список літератури

1. Борзих Н.О. Хірургічне лікування поранених з поліструктурними вогнепальними травмами верхньої кінцівки та їх наслідками: (клініко-експериментальне дослідження): дис. ... д-ра мед. наук : 14.01.21. Київ, 2018. 341 с.
2. Герасименко О.С. Клінічно-організаційні принципи надання хірургічної допомоги та спеціалізоване лікування поранених з бойовою травмою живота в умовах АТО: дис. ... д-ра мед. наук : 14.01.03. Київ, 2021. 462 с.
3. Гусенцов А.О., Кильдюшов Е.М. Имитатор тела человека как входной параметр баллистического эксперимента. Судебно-медицинская экспертиза. 2020. № 63 (5). С. 23–29.
4. Дідух В.Д., Рудяк Ю.А., Багрій-Заяць О.А., Наумова Л.В. Методи візуалізації у медичних і біологічних дослідженнях. Вісник медичних і біологічних досліджень. 2020. № 1. С. 62–66.
5. Жианну К., Балдан М., Молде А. Военно-полевая хирургия. Работа хирургов в условиях ограниченности ресурсов во время вооружённых конфликтов и других ситуаций насилия. Том 1. Международный Комитет Красного Креста, 2010. 645 с.
6. Зеленецкий Н.В., Зеленецкий К.Н. Анатомия животных: учеб. пособие. Санкт-Петербург : Лань, 2014. 848 с.
7. Кожушко А.А. Патоморфологические изменения тканей при огнестрельных ранениях у дикого кабана: дис. ... кан. биолог. наук : 06.02.01. Уссурийск, 2019. 108 с.
8. Маринчек Б., Донделинджер р.Ф. Неотложная радиология. Т. 1 : Травматические неотложные состояния. Москва: Видар-М, 2008. 342 с.
9. Методология моделирования огнестрельных ранений конечностей / А. В. Штейнле и др. Сибирский медицинский журнал. 2008. № 23 (1). С. 74–81.
10. Моделирование влияния осколков осколочных боеприпасов на биологические ткани военнослужащего в защитных элементах боевой экипировки / Яковенко В.В. та ін. Azerbaijan medical journal. 2020. № 4. С. 107–115.
11. Озерецковский Л.Б., Трухан А.П. Принципы моделирования боевой хирургической травмы в эксперименте на лабораторных животных. Военная медицина. 2013. № 1. С. 111–113.
12. Озерецковский Л.Б., Гуманенко Е.К., Бояринцев В.В. Раневая баллистика. Санкт-Петербург : Калашников, 2006. 345 с.

13. Попов В.Л., Шигеев В.Б., Кузнецов Л.Е. Судебно-медицинская баллистика : практ. руководство. Санкт-Петербург: Гиппократ, 2002. 655 с.
14. Прусаков А.В. Особенности анатомии артериального русла головного мозга козы зааненской породы. Актуальные вопросы ветеринарной биологии. 2014. № 1 (21). С. 13–16.
15. Раневая баллистика, биофизика и морфология огнестрельной раны. Глава III. Озерцовский Л. Б., Гуманенко Е. К., Бояринцев В. В. Раневая баллистика. Санкт-Петербург : Калашников, 2006, с. 97–148.
16. Семенов Е.А. Применение баллонной окклюзии аорты при тяжелых ранениях и травмах: дис. ... канд. мед. Наук : 14.01.17. Санкт-Петербург. 2018. 148 с.
17. Серов В. В., Ярыгин Н. Е., Пауков В. С. Патологическая анатомия. Атлас Москва : Медицина, 1986. 368 с.
18. Сохранов М.В. Структура и тяжесть огнестрельных ранений груди и живота в аспекте моделирования средств индивидуальной бронезащиты военнослужащих: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27. Санкт-Петербург, 2006. 22 с.
19. Спосіб моделювання вогнепальних ран: пат. 133651 Україна. № 201901403. Заявл. 12.02.2019; опубл. 10.04.2019, Бюл. № 7.
20. Спосіб променевої діагностики вогнепальних ран в експерименті : пат. 141888 Україна. № u201911451. Заявл. 26.11.2019; опубл. 27.04.2020, Бюл. № 8
21. Чумаков В.Ю. Анатомия животных: учеб. пособие. Москва: Литерра, 2013. 630 с.
22. Экспериментальное моделирование в современной раневой баллистике / А.В. Денисов и др. Вестник Российской военно-медицинской академии. 2018. № 2 (62). С. 144–149.
23. Якимова Т.П., Михайлулов р.Н., Ромаев С.Н. Морфологические особенности современных огнестрельных ран мягких тканей. Харківська хірургічна школа. 2017. № 3–4 (84–85). С. 14–18.
24. Якимова Т.П., Негодуйко В.В., Михайлулов р.Н. Особенности патоморфоза огнестрельных ранений мягких тканей при наличии инородных тел. Теоретична і експериментальна медицина. 2017. № 2 (75). С. 11–17.
25. Яковенко В.В. Моделирование обстрелу рухомої броньованої цілі осколково-пучковими снарядами направленої дії у вигляді дискретно-непереривного випадкового процесу. Збірник наукових праць Військової академії (м. Одеса). 2020. № 1 (13). Ч. 1. С. 61–68.
26. Ярмолюк Ю.О. Система відновного лікування постраждалих із множинними переломами довгих кісток: автореф. дис. ... доктора мед. наук : 14.01.21. Харків, 2018. 36 с.
27. Addition of low-dose valproic acid to saline resuscitation provides neuroprotection and improves long-term outcomes in a large animal model of combined traumatic brain injury and hemorrhagic shock / I. Halaweish et al. Trauma Acute Care Surg. 2015. Vol. 79, no. 6. p. 911–919.
28. Biffl W.L., Moore E.E. Management guidelines for penetrating abdominal trauma. Curr. Opin. Crit. Care. 2010. Vol. 16. P. 609–617.
29. Crespo A. J. C. Application of the Smoothed Particle Hydrodynamics model SPPhysics free-surface hydrodynamics. PhD Thesis. Universidade de Vigo. 2008. 170 p.
30. CT-based Ballistic Wound Path Identification and Trajectory Analysis in Anatomic Ballistic Phantoms / R Les. et al. Radiology. 2011. Vol. 258, no. 3. P. 923–929.
31. DeBarros M., Martin M. J. Penetrating traumatic diaphragm injuries. Curr Trauma Rep. 2015. Vol. 1. p. 92–101.
32. Di Majo V. J., Di Majo D. Forensic Pathology. Second Edition. CRC. Boca Raton. London; New York; Washington, 2001. P. 109–113.
33. Diagnosis and classification of pancreatic and duodenal injuries in emergency radiology / U. Linsenmaier et al. Radiographics. 2008. Vol. 28, no. 6. p. 1591–1602.
34. Ditkofsky N. G., Maresky H., Mathur S. Imaging Ballistic Injuries. Can Assoc Radiol J. 2020. Vol. 71, no. 3. p. 335–343.
35. Effects of ultrasound on microbial growth and enzyme activity / G. Huang et al. Ultrason Sonochem. 2017. Vol. 37. P. 144–149.
36. Fackler M.L., Surinchak J.S., Malinowski J.A., Bowen R.E. Wounding potential of the

Russian AK-74 assault rifle. *J Trauma*. 1984 Vol. 24, no.3. p. 263–266.

37. Firearms, bullets, and wound ballistics: an imaging primer / T.N. Hanna et al. *Injury*. 2015. Vol. 46, no. 7. P. 1186–1196.

38. Folio L.R. *Combat Radiology: Diagnostic Imaging of Blast and Ballistic Injuries*. Springer Science+Business Media, lls., 2010. 231 p.

39. Gitto L., Stoppacher R. Gunshot wounds. (*PathologyOutlines.com*). URL: website. <https://www.pathologyoutlines.com/topic/forensicsgunshotwounds.html>.

40. Gotoh H., Shao S., Memita T. SPH-LES model numerical investigation of wave interaction with partially immersed breakwater. *Coastal Engineering Journal*. 2004. Vol. 46. P. 39–63.

41. Gunshot wounds: A review of ballistics related to penetrating trauma / P. K. Stefanopoulos et al. *Journal of Acute Disease*. 2014. Vol. 3, no. 3. p. 178–185.

42. Hayda R., Harri R.M, Bass C.D. Blast injury research: modelling injury effects of landmines, bullets, and bombs. *Clin Orthop Relat Res*. 2004. Vol. 422. p. 97–108.

43. Hogan D. E., Laird J. R. *Triage Disaster Medicine* / ed. by D. E. Hogan. 2-nd ed. Philadelphia, PA, 2007. P. 12–28.

44. Imaging Evaluation of Abdominopelvic Gunshot Trauma / F. Sodagari et al. *Radiographics*. 2020. Vol. 40, no. 6. p. 1766–1788.

45. Korver A. J. H. Outcome of war-injured patients treated at first aid posts of the International Committee of the Red Cross. *Injury*. 1994. Vol. 25. p. 25–30.

46. Mabbott A., Carr D.J. Effects of police body armour on overmatching ballistic injury. *Int J Legal Med*. 2020. Vol. 134, no. 2. p. 583–590.

47. Monaghan J.J., Kos A., Issa N. Fluid motion generated by impact. *J. of Waterway, Port, Coastal and Ocean Engineering*. 2003. Vol. 129. P. 250–259.

48. Prophylactic stabilization of an incomplete femoral shaft fracture produced by a low velocity gunshot: a case report / M. Murad et al. *The Journal of Trauma*. 2006. Vol. 60, no. 2. P. 423–425.

49. Reginelli A. Imaging Assessment of Gunshot Wounds / A. Reginelli et al. *Semin. Ultrasound CT MR*. 2014. Vol. 36, no. 1. P. 1–11.

50. Rifle bullet penetration into ballistic gelatin / Y. Wen et al. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017. Vol. 67. p. 1–25.

51. Stevenson T, Carr DJ, Gibb IE, Stapley SA. Preliminary effect of projectile yaw on extremity gunshot wounding in a cadaveric animal model: a serendipitous study / T. Stevenson et al. *Int J Legal Med*. 2020. Vol. 13, no. 4. p. 1149–1157.

52. Stevenson T., Carr D.J., Stapley S.A. The effect of military clothing on gunshot wounding patterns in gelatine. *Int J Legal Med*. 2019. Vol. 133, no. 4. p. 1121–1131.

53. Treating civilian gunshot wounds to the extremities in a level 1 trauma center: our experience and recommendations / A. Burg et al. *Israel Medical Association Journal*. 2009. Vol. 11, no. 9. P. 546–551.

54. Ultrasonic imaging of gunshot wounds in pig limb / Q. Li et al. *Genetics and Molecular Research*. 2015. Vol. 14, no. 2. P. 4291–4302.

55. Value of lung ultrasound score for evaluation of blast lung injury in goats / Yu-Qi Xue et al. *Chinese Journal of Traumatology*. 2020. Vol. 23. P. 38–44.

56. Wound ballistics and blast injuries / N. J. Prat et al. *J Visc Surg*. 2017. Vol. 154, suppl. 1. S9–S12.

57. Wound ballistics of military rifle bullets: An update on controversial issues and associated misconceptions / P. K. Stefanopoulos et al. *J Trauma Acute Care Surg*. 2019. Vol. 87, no. 3. p. 690–698.

2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ВИВЧЕННЯ МЕХАНОГЕНЕЗУ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ ЖИВОТА

2.1. Методика проведення експериментального дослідження ушкоджуючої дії стрілецької зброї на органи черевної порожнини

Для проведення балістичного експерименту ми використали різні види небіологічних імітаторів — блоки балістичного 20 % желатину 25×25×30 см (рис. 2.1), блоки балістичного гліцеринового мила 25×25×30 см, стандартні блоки 20 % балістичного гелю «Clear Ballistics» 6×6×16 дюймів (стандарт НАТО), та блоки 20 % балістичного желатину 20×20×25 см, на які на передню та задню поверхню послідовно була закріплена свиняча шкіра та тканина польової форми ЗС України.



Рис. 2.1. Балістичний блок з 20 % желатину

Для порівняння використали комбінований балістичний імітатор (КБІ) торако-абдомінальний (що складається з небіологічного та біологічного компонентів) та КБІ кінцівки, описання яких в сучасній літературі ми не знайшли.

КБІ торакоабдомінальний [1] представляє собою блок 20 % балістичного желатину, в який поміщений органокomплекс грудної та черевної порожнини свині, на передню та задню поверхню імітатору послідовно закріплена свиняча шкіра та тканина польової форми. Вказаний імітатор містить біологічні матеріали тваринного походження (свині), топорозміри котрих співпадають із розміром зразку регламентованої форми одягу, що розташовані у такій послідовності: передній шар одягу; передній шкіро-жировий фрагмент; грудино-реберний фрагмент грудної клітки; торакоабдомінальний органокomплекс; хребтово-реберний фрагмент; задній шкіро-жировий фрагмент; задній шар одягу. При цьому уся сукупність шарів просочена желатином.

Сукупність наведених ознак дозволяє досягнути такого технічного результату. Поєднання небіологічних та біологічних компонентів і використання біологічних матеріалів свині дозволяє здійснювати моделювання на зразку, що найбільш відповідає структурі людського тіла та його внутрішніх органів та дає можливість вивчення не тільки механогенезу, а й патоморфологічних змін в органах і тканинах, що виникають при пораненнях з різних видів вогнепальної зброї із додержанням відповідних засад біоетики.

Просочування компонентів желатином дозволяє зв'язати органи та тканини між собою, що під час процесу досліджень не призводить до їх роздроблення і також сприяє можливості вивчення механогенезу вогнепальних ран, змін у взаємодії органів між собою після пострілу, морфологічних змін у сусідніх органах, а також точно виміряти відстань дії гідродинамічного удару від зони ранового каналу.

На рис. 2.2 схематично показано сагітальний зріз запропонованого комбінованого імітатору.

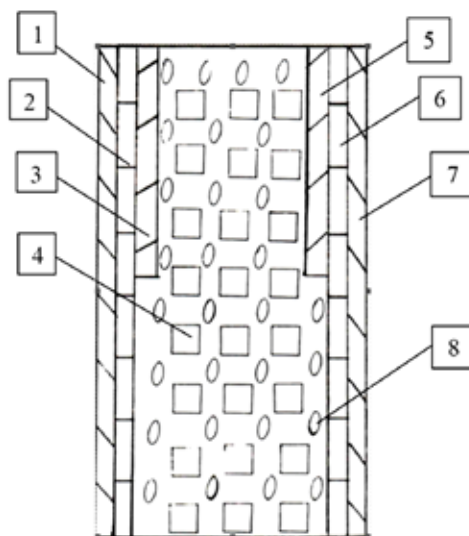


Рис. 2.2 Комбінований балістичний імітатор торакоабдомінальний (сагітальний зріз): передній шар польової форми (1), передній шкірно-жировий фрагмент (2), грудино-реберний фрагмент (3), торако-абдомінальний органоккомплекс (4), хребтово-реберний фрагмент (5), задній шкірно-жировий фрагмент (6), задній шар польової форми (7), застиглий 20 % желатин (8) у міжшарових проміжках імітатору

Запропонований імітатор виготовляється таким чином. В пластикову ємність розмірами 80×60×40 см укладають розстібнутий зразок регламентованого одягу, наприклад, кітель польової форми, борта якого вивертаються назовні; потім на нього пошарово укладають біологічні фрагменти тваринного походження, переважно, свині: задній шкірно-жировий фрагмент; хребтово-реберний фрагмент; торакоабдомінальний комплекс; грудино-реберний фрагмент грудної клітки; передній шкірно-жировий фрагмент. Слід зазначити, що перед укладанням торакоабдомінального органоккомплексу, в магістральні судини вводили харчовий барвник (в аорту — червоного кольору, в верхню та нижню порожнисту вену — синього кольору), після чого на краї вищевказаних судин накладали лігатури (для попередження витікання барвника). Після цього пластикову форму заливають гарячим розчином 20 % желатину. Після просочення желатину у всі вільні міжшарові проміжки та його застигання кітель застібують, а пластикову форму розміщують в холодильнику з температурою +3°C до повного застигання желатину.

Перед проведенням дослідження отриманий імітатор виймають з пластикової форми та встановлюють на підставку з вертикальною орієнтацією, що за розташуванням органів відповідає розташуванню органів людини.

Дослідження проводять в залежності від поставлених завдань та наявності необхідного технічного обладнання. Постріли здійснюють в умовні анатомічні ділянки, після чого проводять балістичні, патоморфологічні та інші дослідження ушкоджених органів.

Вивчення характеру ушкоджень кісток при кульових пораненнях також є актуальним, тому що по-перше — поранення кінцівок складають більшу частину всіх вогнепальних поранень (за нашими даними 72,6 %), по друге — в практичній діяльності ми неодноразово зіткнулися з вогнепальними пораненнями та вторинними ушкодженнями органів грудей і живота кістковими уламками ребер, кінцівок, тазу, як самого пораненого, так і іншої людини, що знаходилась поруч (рис. 2.3).

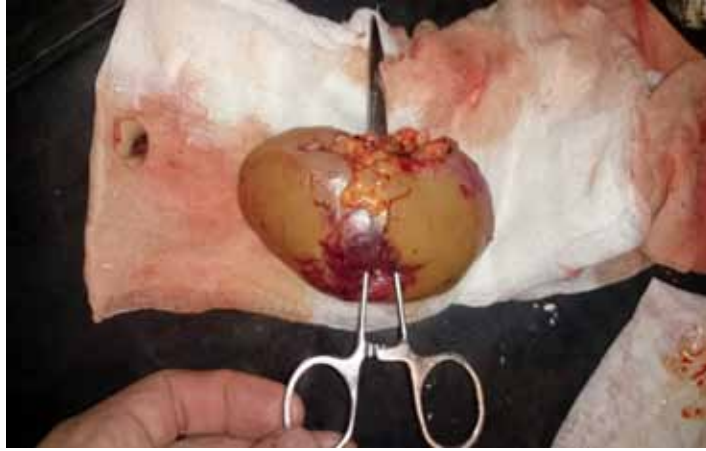


Рис. 2.3 Ушкодження нирки кістковим уламком ребра (відмічений стрілкою)

Балістичний імітатор кінцівки [2] містить зразок регламентованої форми одягу та шар 20 % желатину. При цьому вказаний імітатор містить наскрізь просочену желатином штанину регламентованої польової форми з розміщеною у ній гомілкою, навкруги обгорнутою шкіро-жировим клапотом відповідних розмірів. Для виготовлення імітатору використовується яловича гомілка та шкіро-жировий клапоть свині.

Сукупність заявлених ознак дозволяє досягнути такого технічного результату. Поєднання небіологічних та біологічних компонентів і використання біологічних матеріалів свиней та великої рогатої худоби, дозволяє здійснювати моделювання на зразку, що найбільш відповідає структурі людської кінцівки та її анатомічній будові, дає можливість вивчення не тільки механогенезу, а й патоморфологічних змін, що виникають при пораненнях з різних видів вогнепальної зброї із додержанням відповідних засад біоетики.

Просочування компонентів желатином дозволяє зв'язати складові імітатору між собою, що під час процесу досліджень не призводить до їх розстроєння і також сприяє можливості вивчення механогенезу вогнепальних ран, змін у взаємодії структурних складових між собою після пострілу, а також точно виміряти відстань дії гідродинамічного удару від зони ранового каналу.

Схема балістичного імітатору кінцівки представлена на рис. 2.4.

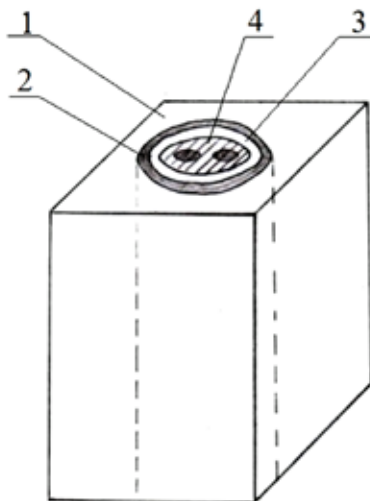


Рис. 2.4 Балістичний імітатор кінцівки: застиглий зовні та у міжшарових проміжках імітатору желатин (1), штанина регламентованої польової форми (2), шкіро-жировий клапоть (3), яловича гомілка (4)

Комбінований балістичний імітатор кінцівки виготовляється наступним чином: в пластикову ємність розмірами 45x30x25 см укладають штанину регламентованої польової форми одягу, надіту на яловичу гомілку, навкруги обгорнуту відповідних розмірів шкіро-жировим клапотом свині. Після цього пластикову форму заливають гарячим 20 % роз-

чином желатину. Після просочення желатину у всі вільні міжшарові проміжки та його застигання пластикову форму розміщують в холодильнику з температурою $+3^{\circ}\text{C}$ до повного застигання желатину.

Перед проведенням дослідження отриманий імітатор виймають з пластикової форми та встановлюють на підставку з вертикальною орієнтацією, що за розташуванням відповідає розташуванню кінцівки людини (рис. 2.5).



Рис. 2.5 Комбінований балістичний імітатор кінцівки

Дослідження проводили в двох варіантах: в польових умовах на полігоні (що найбільш наближено до реальних умов) — постріли здійснював снайпер (рис. 2.6), та на базі науково-випробувальної лабораторії зброї та спеціальних захисних матеріалів Національного університету оборони України імені Івана Черняхівського (начальник інституту генерал-лейтенант Сіротенко А.М., начальник лабораторії полковник Седов С.Г.).



Рис. 2.6 Вивчення балістичних властивостей стрілецької зброї в польових умовах

В умовах лабораторії використовували балістичні стволи (рис. 2.7) та різні види патронів калібру 5,45 мм, 7,62 мм та 12,7 мм.



Рис. 2.7 Балістичний ствол 5,45 мм

Швидкість кулі на виході зі ствола вимірювали за допомогою приладу ИБХ (вимірювач бойових характеристик, рис. 2.8).

В польових умовах постріли проводили з відстані 50 метрів з чотирьох видів зброї: АКМ (автомат Калашнікова модернізований, калібр 7,62 мм, рис. 2.9), АК-74 (калібр 5,45 мм, рис. 2.10), кулемет Калашнікова модернізований ПКМ, калібр 7,62 мм (рис. 2.11) та снайперська гвинтівка Драгунова СВД, калібр 7,62 мм (рис. 2.12).



Рис. 2.8 Вимірювач бойових характеристик (ИБХ-733)



Рис. 2.10 Автомат Калашнікова АК-74, калібр 5,45 мм



Рис. 2.9 Автомат Калашнікова модернізований АКМ, калібр 7,62 мм



Рис. 2.11 Кулемет Калашнікова модернізований ПКМ, калібр 7,62 мм



Рис. 2.12 Снайперська гвинтівка Драгунова СВД, калібр 7,62 мм

Основні технічні характеристики куль наведені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

Технічні характеристики куль, використаних в польових умовах

Вид зброї	Технічні характеристики куль					
	Калібр (мм)	маса (г)	довжина кулі (мм)	площа поперечно-го січення (см ²)	маса порохового заряду (г)	швидкість (м/с) на відстані 10 м
АКМ	7,62	7,9	26,5	0,455	1,6	715,0
АК-74	5,45	3,43	25,3	0,233	1,3	900,0
ПКМ	7,62	9,6	33,4	0,476	3,15	825,0
СВД	7,62	9,52	33,4	0,476	3,10	830,0

В умовах балістичної лабораторії використовували патрони 5,45 (ПС); 5,45 (ПП); 7,62 (ЛПС); 7,62 (СТМ2); 7,62 (Б-32); 12,7 (Б-32). Постріли проводили з відстані 10 м зі стволів калібру 5,45 мм та 7,62 мм, а зі стволів калібру 12,7 мм — з відстані 30 м. Балістичні блоки для спрощення розрахунків виконували не у вигляді паралелепіпеду, а у вигляді циліндру діаметром 190 мм. Види застосованих патронів, розміри балістичних блоків та швидкість кулі на виході зі ствола наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2

Види патронів, використаних в лабораторних умовах, розміри балістичних блоків та швидкість кулі на виході зі ствола

Постріл	Патрон	Вид блоку	Розміри блоку, мм	Швидкість, м/с
1	5,45 (ПС)	20 % желатин	260x190	902,4
2	5,45 (ПП)	20 % желатин		889,0
3	5,45 (ПС)	КБІ	302x190	904,0
4	5,45 (ПП)	КБІ		904,7
5	7,62 (ЛПС)	20 % желатин	320x190	878,5
6	7,62 (СТМ2)	20 % желатин	322x190	891,2
7	7,62 (Б-32)	20 % желатин	323x190	868,2
8	7,62 (Б-32)	КБІ	305x190	866,6
9	7,62 (ЛПС)	КБІ	315x190	881,2
10	12,7 (Б-32)	20 % желатин	300x190	840,5
11	12,7 (Б-32)	20 % желатин	299x190	841,0

Основні тактико-технічні характеристики застосованих патронів показані на рисунках 2.13, 2.14, 2.15, 2.16.

На передню поверхню КБІ торакоабдомінального наносили повздовжні та поперечні смуги, які умовно відмежовували наступні ділянки живота: праве та ліве підребір'я та власно епігастральна ділянка; права та ліва мезогастральні, навколопупкова ділянки; права та ліва здухвинні, надлобкова ділянки. Постріли наносили послідовно в кожен з ділянок. Також наносили постріли в небіологічні імітатори.

Блоки балістичного мила після пострілів розпилювали в повздожньому напрямку, що дозволяло дослідити напрямок ранового каналу, кут нутації, максимальний об'єм тимчасової пульсуючої порожнини (ТПП). У сформовані ранові канали желатинових блоків вводили рентген-контрастну речовину та виконували рентгенографічне дослідження у прямій та боковій проєкціях, після цього заповнювали ранові канали самозастигаючою пластмасою «Протакрил» для отримання зліпків ранових каналів. З КБІ вилучали внутрішні органи для макроскопічного та мікроскопічного дослідження. Проводили фотореєстрацію отриманих даних та відеозйомку за допомогою високошвидкісної відеокамери Phantom (рис. 2.17).

При проведенні пострілів встановлювали мірну лінійку, розкреслену в клітку 15x15 мм з одного боку блоків, з іншого боку — високошвидкісну відеокамеру Phantom з частотою відеозйомки 25000 кадрів за секунду (режими зйомки — 10000, 15000 та 25000 кадрів за секунду). Завдяки високошвидкісній відеореєстрації в подальшому проводили розрахунки розмірів тимчасової пульсуючої порожнини та час проходження РС через імітатори.



Рис. 2.13 Патрон калібру 5,45х39 мм (автомат АК-74): гільза «гс» (1), куля типу «ПС» (2), куля типу «ПП» (3), сталеве осереддя (4)



Рис. 2.15 Патрон калібру 7,62х54R мм (гвинтівка СВД): гільза «гс» (1), куля типу «ЛПС» (2), куля в розтині (3), сталеве осереддя (4)



Рис. 2.14 Патрон калібру 7,62х39 мм (автомат АКМ): гільза «гс» (1), куля типу «БЗ» (2), куля в розтині (3), сталеве осереддя (4)



Рис. 2.16 Патрон калібру 12,7х108 мм (кулемет НСВТ): гільза «гл» (1), куля типу «Б-32», «Б3Т», «БС» та в розтині (2)



Рис. 2.17 Високошвидкісна відеокамера Phantom V 2511

Після проведення пострілів проводили інструментальні дослідження: ультразвукове дослідження з метою вивчення ходу ранового каналу та виявлення та фрагментів РС; рентгенографію блоків в двох проєкціях; комп'ютерну томографію з 3D-моделюванням та визначенням об'єму вогнепального ушкодження. Також проводили морфологічні (гістоло-

гічні) дослідження ушкоджених органів та тканин, математичне моделювання залишкових елементів ТПП (програма polygon-procedure) фізичне моделювання динамічних процесів (SPH-метод).

Таким чином, застосування запропонованого оригінального «способу моделювання вогнепальних ран органів грудної, черевної порожнин та кінцівок» [3], за рахунок особливостей конструкції імітаторів, виконаних із доступних небіологічних та біологічних компонентів, які в своїй комбінації дозволяють змоделювати найбільш близько до структури органів грудної, черевної порожнин та кінцівок людини, дозволяє детально вивчити не тільки механогенез, а й патоморфологічні зміни шкіри, підшкірної клітковини, внутрішніх органів, фасцій, м'язів, кісток та судин, які виникають при пораненнях з різних видів вогнепальної зброї, визначити особливості функціонування тимчасової пульсуючої порожнини та вплив одягу на формування вогнепальної рани, провести математичне обчислення сил, які діють на тканини та органи людини під час проходження куль та осколків через них, спрогнозувати об'єм вогнепального ушкодження органів і тканин та шляхом співставлення отриманих даних з клінічними даними обрати оптимальну хірургічну тактику у поранених з вогнепальної зброї, вивчити особливості РБ при вогнепальних пораненнях з різних видів зброї.

2.2 Геометрія тимчасової пульсуючої порожнини, що утворюється під впливом куль різних видів вогнепальної стрілецької зброї

Розміри та час функціонування тимчасової пульсуючої порожнини (ТПП) відрізнялись при застосуванні куль різного калібру та видів патронів. При проведенні високошвидкісної відеозйомки відмічалось розширення желатинових блоків як в поперечному, так і в поздовжньому напрямку. Кількість коливань також відрізнялась при пострілах кулями різного калібру. Проводився підрахунок кількості коливань, величини поздовжнього та поперечного розширення блоків на початку формування ТПП, при її максимальному розширенні та наприкінці коливань. Також вимірювались розміри вхідних та вихідних отворів.

При пострілах з автомату АКМ (калібр 7,62 мм) вхідний отвір склав 6 мм, вихідний 60 мм, розліт шматків желатину з вихідного отвору — 2,5 м. Відмічалось 5 коливань ТПП. Максимальний радіус пульсуючої порожнини склав 225 мм, що спостерігалось на першому та другому коливаннях. Розміри пульсуючої порожнини при пострілі з автомату АКМ представлені в таблиці 2.3.

Вигляд желатинового блоку (з закріпленими на торцевих поверхнях клаптей свинячої шкіри) після проходження кулі калібру 7,62 мм при пострілі з автомату АКМ представлений на рис. 2.18.

Максимальне стиснення блоку довжиною 300 мм в поздовжньому напрямку склало 285 мм, максимальне розтягнення блоку в поздовжньому напрямку — 405 мм.

Таблиця 2.3

Радіус пульсуючої порожнини після проходження кулі калібру 7,62 мм при пострілі з автомату АКМ

Показник	Довжина желатинового блоку (l, мм)													
	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150	165	180	195
r, мм	15	60	120	165	185	190	195	200	205	210	215	220	225	225
	210	225	240	255	270	285	300	315	330	345	360	375	390	405
	220	219	218	217	216	215	214	212	210	195	180	150	120	105

Примітка. r — радіус пульсуючої порожнини

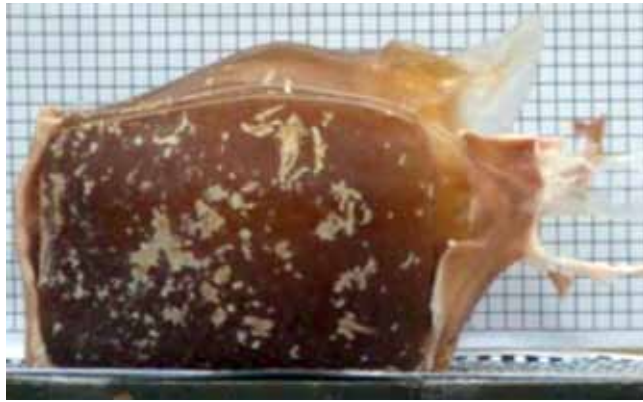


Рис. 2.18 Максимальні розміри ТПП в желатиновому блоці після проходження кулі 7,62 мм з автомату АКМ

При пострілах зі снайперської гвинтівки Драгунова СВД (калібр 7,62 мм) вхідний отвір склав 6 мм, вихідний 35 мм. Відмічалось 5 коливань ТПП. Максимальний радіус пульсуючої порожнини склав 135 мм, що спостерігалось на першому та другому коливаннях. Максимальні розміри пульсуючої порожнини при пострілі з гвинтівки СВД представлені в таблиці 2.4.

Вигляд желатинового блоку після проходження кулі калібру 7,62 мм при пострілі з гвинтівки СВД представлений на рис. 2.19.

Таблиця 2.4

Радіус пульсуючої порожнини після проходження кулі 7,62 мм з гвинтівки СВД

Показ- ник	Довжина желатинового блоку (l, мм)																	
	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150	165	180	195	210	225	240	255
r, мм	7	15	30	35	40	45	50	55	60	62	65	70	75	80	85	90	95	100
	270	285	300	315	330	345	360	375	390	405	420	435	450	465	480	495	270	285
	105	107	110	115	120	125	130	135	125	110	75	60	55	50	45	30	105	107

Примітка. r — радіус пульсуючої порожнини.

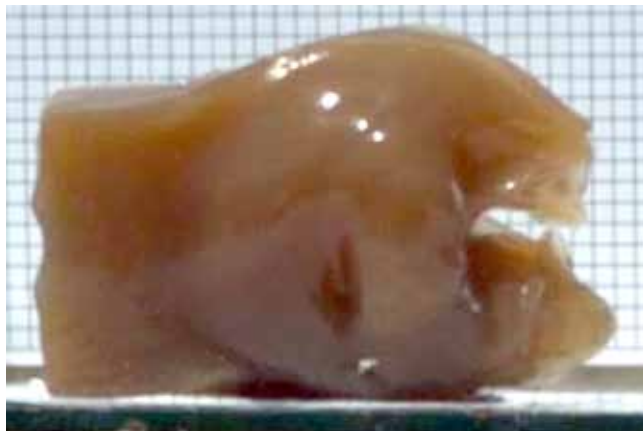


Рис. 2.19 Максимальні розміри ТПП в желатиновому блоці після проходження кулі 7,62 мм з гвинтівки СВД

Максимальне стиснення блоку з позадвжнім розміром 300 мм в позадвжньому напрямку склало 255 мм, максимальне розтягнення блоку в позадвжньому напрямку — 495 мм.

Для вивчення максимальних розмірів ТПП застосовували блоки гліцеринового мила. Після здійснення пострілів у порожнину, що утворилася, заливали гіпсовий розчин. Після застигання гіпсу блок мила розрізався, отримана гіпсова модель висувувалась та вивчалися характеристики (розміри, форма) в залежності від застосованої зброї. Вигляд ТПП після пострілу в блок гліцеринового мила з гвинтівки СВД представлений у вигляді гіпсової моделі (рис. 2.20).

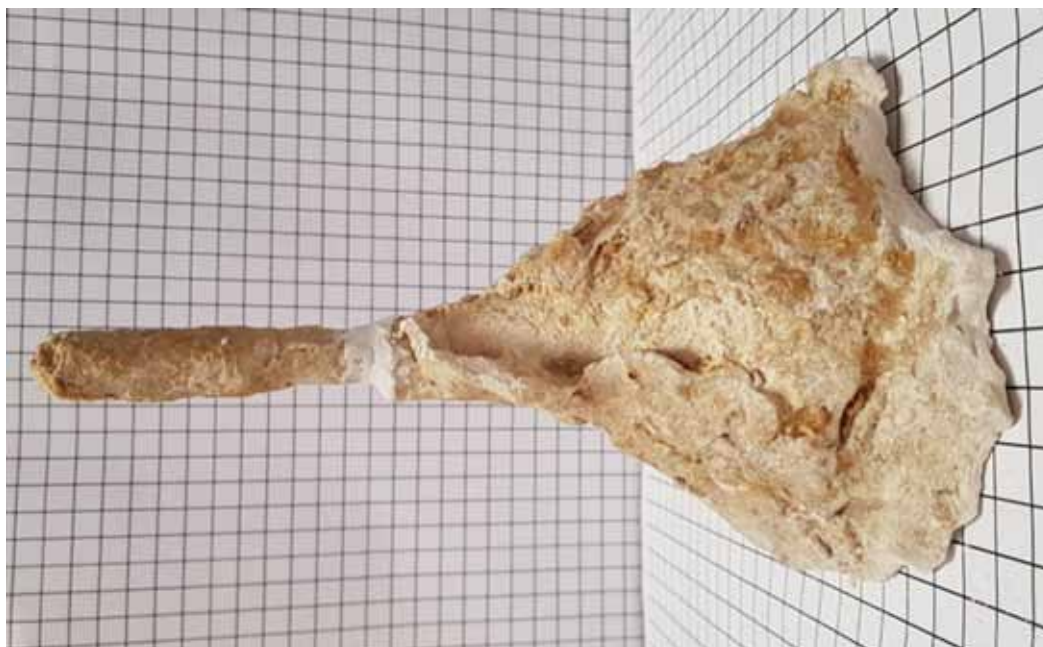


Рис. 2.20 Гіпсова модель ТПП, що утворилася після пострілу з гвинтівки СВД (калібр 7,62 мм) в блок гліцеринового мила

При пострілах з автомату АКС-74, калібр 5,45 мм, вхідний отвір склав 6 мм, вихідний — 120 мм (за рахунок перекидання кулі). Спостерігалось 6 колювань ТПП, максимальний радіус якої склав 165 мм (табл. 2.5).

Таблиця 2.5

Максимальний радіус пульсуючої порожнини при пострілі з автомату АКС-74, калібр 5,45 мм

Показ- ник	Довжина желатинового блоку (l, мм)															
	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150	165	180	195	210	225
r, мм	15	30	60	75	90	95	100	105	120	135	140	145	150	155	160	163
	240	255	270	285	300	315	330	345	360	375	240	255	270	285	300	315
	165	165	165	165	120	100	90	80	70	60	165	165	165	165	120	100

Примітка. r — радіус пульсуючої порожнини

Вигляд желатинового блоку після проходження кулі калібру 5,45 мм при пострілі з автомату АКС-74 представлений на рис. 2.21. Максимальне стиснення блоку в поздовжньому напрямку — 285 мм, максимальне розтягнення в поздовжньому напрямку — 495 мм.

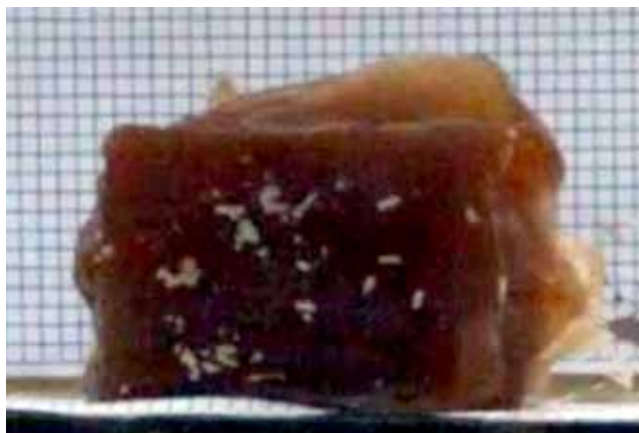


Рис. 2.21 Максимальні розміри ТПП в желатиновому блоці після проходження кулі 5,45 мм з автомату АКС-74

При пострілах з кулемету ПКМ (калібр 7,62 мм) вхідний отвір склав 10 мм, вихідний 50 мм. Спостерігалось 6 коливань ТПП, максимальний радіус вона мала на другому коливанні, що склало 210 мм (табл. 2.6).

Таблиця 2.6

**Максимальний радіус пульсуючої порожнини
(друге коливання), постріл з кулемету ПКМ, калібр 7,62 мм**

Показ- ник	Довжина желатинового блоку (l, мм)															
	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150	165	180	195	210	225
r, мм	15	45	65	70	90	110	145	160	170	180	190	200	205	210	195	180
	240	255	270	285	300	315	330	345	360	375	390	240	255	270	285	300
	165	160	155	150	145	140	135	130	128	125	120	165	160	155	150	145

Примітка. r — радіус пульсуючої порожнини

Вигляд желатинового блоку (з закріпленими в зонах входу та виходу шкірними клаптями свині) після проходження кулі калібру 7,62 мм при пострілі з кулемету ПКМ представлений на рис. 2.22.

Максимальне стиснення блоку в поздовжньому напрямку склало 262 мм, максимальне розтягнення блоку в поздовжньому напрямку — 465 мм.

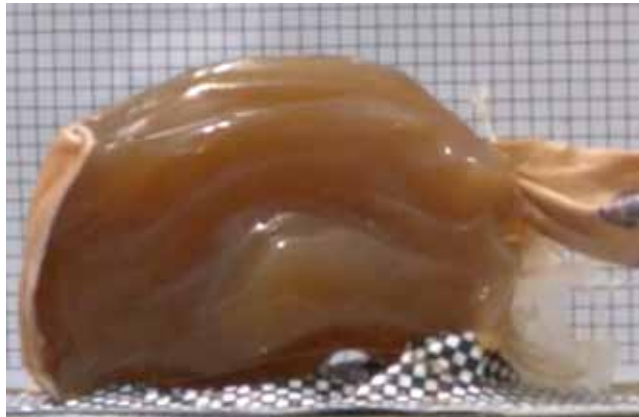


Рис. 2.22 Максимальні розміри ТПП в желатиновому блоці після проходження кулі 7,62 мм з кулемету ПКМ

При пострілах великокаліберними кулями (12,7 мм) спостерігалось руйнування та фрагментація балістичних блоків (рис. 2.23, 2.24 та 2.25).



Рис. 2.23 Вигляд желатинового блоку після пострілу кулею типу «Б-32», калібр 12,7 мм



Рис. 2.24 Вигляд желатинового блоку після пострілу кулею типу «БЗТ», калібр 12,7 мм, початок формування ТПП

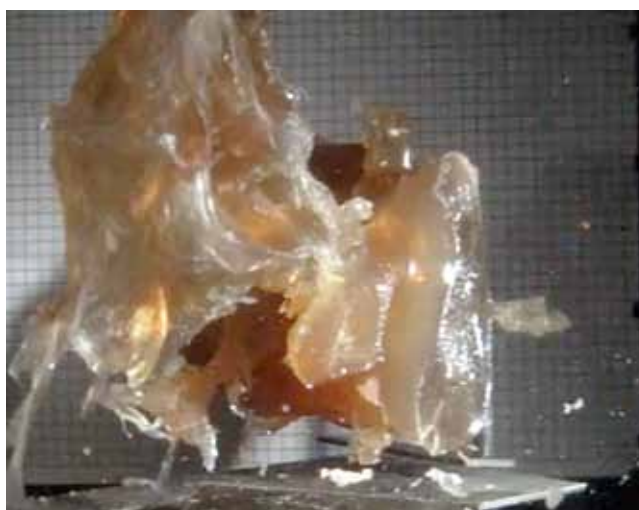


Рис. 2.25 Вигляд желатинового блоку після пострілу кулею типу «БЗТ», калібр 12,7 мм, повне розтрощення імітатору

Узагальнення характеру ушкоджуючої дії різних видів стрілецької зброї представлено в таблиці 2.7.

Таблиця 2.7

Характер ушкоджуючої дії стрілецької зброї

Характер ушкоджуючої дії	Вид зброї та калібр			
	АКМ 7,62 мм	СВД 7,62 мм	АКС-74 5,45 мм	ПКМ 7,62 мм
Діаметр вхідного отвору, мм	6	6	6	10
Діаметр вихідного отвору, мм	60	35	120	50
Кількість коливань ТПП	5	5	6	6
Максимальний радіус ТПП, мм	225	135	165	210
Стиснення блоку в повздовжньому напрямку, мм	15	45	15	38
Розтягнення блоку в повздовжньому напрямку, мм	105	195	195	165

Як видно з таблиці, діаметр вхідного отвору значно не відрізнявся при пострілах з різних видів зброї та приблизно відповідав калібру куль. Найбільший діаметр вхідного отвору (10 мм) спостерігався при пострілах з кулемету ПКМ. Найбільший діаметр вихідного отвору (120 мм) спостерігався при застосуванні автомату АКС-74, калібр 5,45 мм при наявності

перекидання кулі, при відсутності перекидання вхідний та вихідний отвори були точковими. Розміри вихідних отворів при стрільбі з АКМ та ПКМ були приблизно однаковими і склали 60 та 50 мм відповідно. Найменший діаметр вихідного отвору спостерігався після пострілів з гвинтівки СВД і склав 35 мм. Найбільший максимальний радіус ТПП мав місце при застосуванні АКМ та ПКМ і склав 225 та 210 мм відповідно. Дещо меншим радіус ТПП був при застосуванні АКС-74 та СВД і склав 165 та 135 мм відповідно. Найбільше стиснення імітаторів у повздовжньому напрямку спостерігалось при застосуванні СВД та ПКМ, воно склало відповідно 45 та 38 мм. Меншим (15 мм) стиснення було при застосуванні автоматів АКМ та АКС-74. Найбільше розтягнення в повздовжньому напрямку (195 мм) спостерігалось при пострілах з СВД та АКС-74, менше (165 та 105 мм) — при пострілах з ПКМ та АКМ. Виходячи з даних, наведених в таблиці, найбільшою ушкоджуючою дією володіє автомат АКС-74 (калібру 5,45 мм) за рахунок нестійкості кулі в польоті, її перекидання, фрагментування та рикошетування (так звані кулі зі зміненим центром тяжкості). Другу позицію за ушкоджуючою дією займають гвинтівка СВД та кулемет ПКМ, третю — автомат АКМ. Застосування зброї калібру 12,7 мм з невеликої відстані призводить до повного розтрощення та фрагментування імітаторів, тому вимірювання вищенаведених параметрів було неможливим.

2.3 Морфологічні зміни в тканинах та органах черевної порожнини в зонах ранового каналу та гідродинамічного удару

Після здійснення пострілів в торакоабдомінальний балістичний імітатор вивчався макроскопічний та мікроскопічний характер ушкоджень внутрішніх органів (рис. 2.26).

Проводилось вивчення ушкоджень таких тканин, органів та структур черевної та грудної порожнини: шкіра (в ділянці вхідного та вихідного отвору), підшкірна клітковина, м'язова тканина, кісткова тканина (грудино-реберний каркас, хребет, кістки гомілки), легеня, серце, аорта, шлунок, тонка і товста кишка, печінка, підшлункова залоза.



Рис. 2.26 Вигляд комбінованого балістичного торакоабдомінального імітатора після здійснення пострілів

При проходженні кулі через нирку і селезінку спостерігалось їх повне руйнування. При попаданні кулі в печінку утворювався центральний рановий канал, навколо якого розташовувалися множинні радіальні і циркулярні тріщини печінкової тканини. Обсяг ушкодження порожнистих органів залежав від ступеня їх наповнення. Так при пораненнях малокаліберними високошвидкісними кулями (калібр 5,45 мм) спостерігалися повні або неповні поперечні розриви тонкої кишки, краї розривів — бахромчасті, зона ушкодження темно-синього кольору поширювалася на 10–12 мм від краю рани. Рани товстої кишки досягали в діаметрі 25-30 мм і на таку ж відстань від краю рани по стінці кишки поширювалися ділянки відшарування слизової оболонки, а зміна кольору поширювалася до 100 мм від краю рани, що може загрожувати небезпекою розвитку гострих трофічних розладів в стінці кишки.

При пострілах (3 постріли) з відстані 50 м з автомату АК-74 калібру 5,45 вхідний та вихідний отвори в одному випадку співпадали з калібром кулі та мали вигляд невеликих, однакових між собою, округлих точкових дефектів. В двох випадках відмічалась зміна траєкторії польоту кулі (за рахунок феномену перекидання в желатиновому блоці), вихід через бокові поверхні балістичного блоку та рикошетування від прилеглих поверхонь. Це свідчить про нестабільність куль невеликого калібру в польоті, перекидання та зміну траєкторії при проходженні через тканини різної щільності. Також відмічалось фрагментування куль калібру 5,45 мм, що може призвести до додаткових ушкоджень фрагментами оболонки (рис. 2.27).



Рис. 2.27 Фрагментація кулі калібру 5,45 мм в желатиновому блоці

При здійсненні пострілів зі зброї калібру 7,62 мм вихідний отвір перевищував за розмірами вхідний. Вхідний отвір був правильної округлої форми, своїм розміром співпадав з калібром кулі. Вихідний отвір мав вигляд рани неправильної зірчастої форми розмірами 6х2 см. На рис. 2.28 представлений зовнішній вигляд та розміри вхідного та вихідного отворів на шкірно-жирових клаптях свині після проходження кулі АКМ калібру 7,62 мм.

Аналогічний вигляд мали вхідний та вихідний отвори після пострілу з кулемету ПКМ (рис. 2.29).



Рис. 2.28 Зовнішній вигляд та розміри вхідного та вихідного отворів на шкірно-жировому клапті свині після пострілу з автомату АКМ калібру 7,62 мм



Рис. 2.29 Зовнішній вигляд та розміри вхідного та вихідного отворів на шкірно-жировому клапті свині після пострілу з кулемету ПКМ калібру 7,62 мм

Після здійснення пострілів в імітатор кінцівки кулями калібру 7,62 мм відмічався розліт кісткових уламків на відстань до 5 метрів, що може призвести до поранень кістковими уламками як людей, що знаходяться поруч, так і ушкоджень внутрішніх органів самого пораненого (рис. 2.30).



Рис. 2.30 Вихідний отвір імітатора кінцівки після пострілу з гвинтівки СВД калібру 7,62 мм, розліт кісткових уламків на 5 м

Після пострілу з гвинтівки СВД в желатиновий блок характер та розміри вхідного та вихідного отвору були ідентичними з описаними вище дефектами шкірно-жирових клаптей (рис. 2.31). Але кулі калібру 7,62 мм були більш стабільними в польоті та при проходженні через імітатори, рекошетування не спостерігалось.

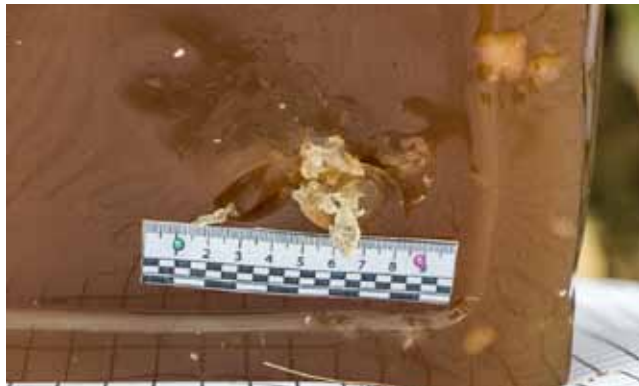


Рис. 2.31 Вигляд вихідного отвору в блоці балістичного желатину після пострілу з гвинтівки СВД, калібр 7,62 мм

Після здійснення пострілів у вищевказані балістичні імітатори та здійснення відеореєстрації високошвидкісною відеокамерою всі ушкоджені тканини брались для мікроскопічного дослідження. Препарати виготовлялися за загально-прийнятими методиками після забарвлення гематоксилін-еозином. Проводилось макроскопічне та мікроскопічне дослідження отриманих результатів.

На рис. 2.32 представлена мікроскопічна картина ушкодженої жирової тканини з фрагментами сполучної тканини та скелетного м'язу з наявністю дрібних часток металу та порошу (вхідний отвір вогнепальної рани).

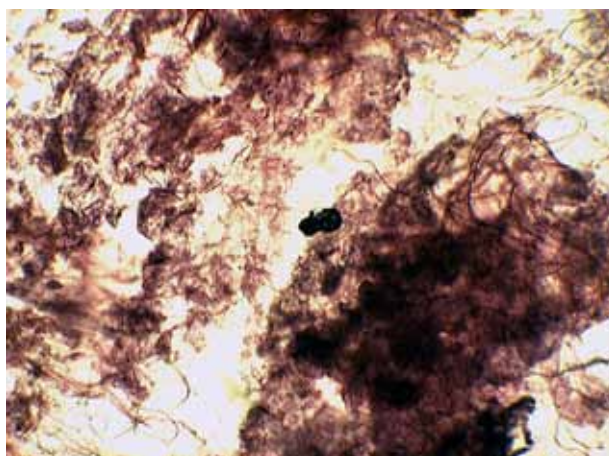


Рис. 2.32 Фрагменти жирової, сполучної тканин та скелетного м'язу з наявністю часток металу та порошу, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

На рис. 2.33 представлений фрагмент тканин вихідного отвору рани балістичного торакоабдомінального імітатору, на якому просліджуються ділянки ушкодженої шкіри, фрагменти хрящів та кісткових уламків ребер, фрагменти скелетного м'язу з множинними розривами та частками одягу і металу.

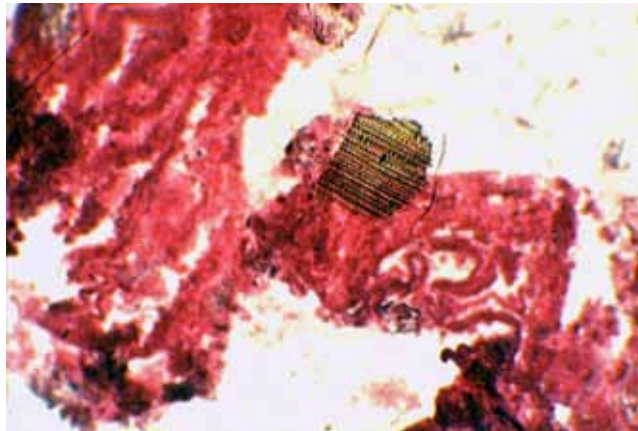


Рис. 2.33 Тканини вихідного отвору вогнепальної рани комбінованого балістичного торакоабдомінального імітатору, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

На рис. 2.34 представлений ушкоджений кістковий уламок з фрагментами жирової тканини та скелетного м'язу.

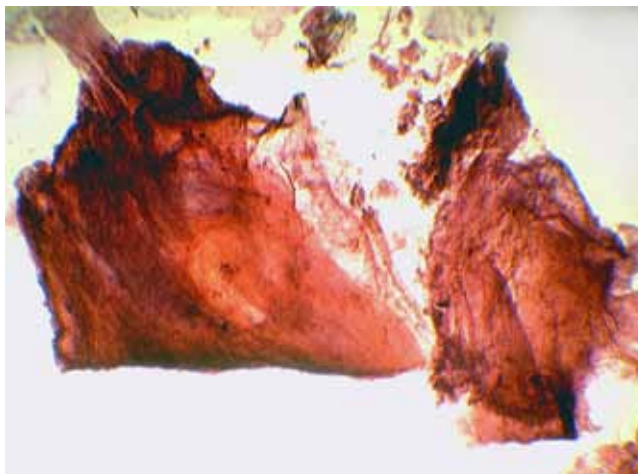


Рис. 2.34 Кістковий уламок з фрагментами скелетного м'язу та жирової тканини, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

При дослідженні ушкодженої стінки товстої кишки спостерігалось відшарування слизової оболонки, crush-синдром м'язового шару стінки товстої кишки, шматки одягу та частки металу (рис. 2.35).

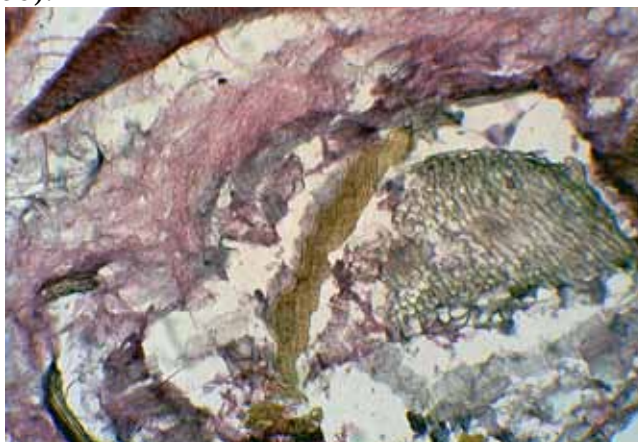


Рис. 2.35 Мікроскопія ділянки ушкодженої товстої кишки, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

При дослідженні uszkodженої стінки тонкої кишки спостерігалось відшарування слизової оболонки, crush-синдром м'язового шару стінки товстої кишки, поперечні розриви стінки, шматки одягу та частки металу (рис. 2.36).

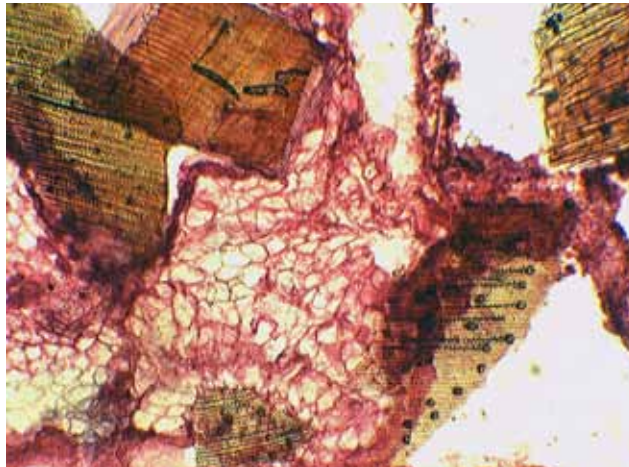


Рис. 2.36 Ділянка стінки uszkodженої тонкої кишки, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

При дослідженні uszkodженої ділянки печінки просліджуються руйновані гепатоцити та частки барвника синього кольору, що свідчить про переважне руйнування венонних структур печінки при вогнепальних пораненнях, а не артеріальних, що є джерелом масивної кровотечі (рис. 2.37).

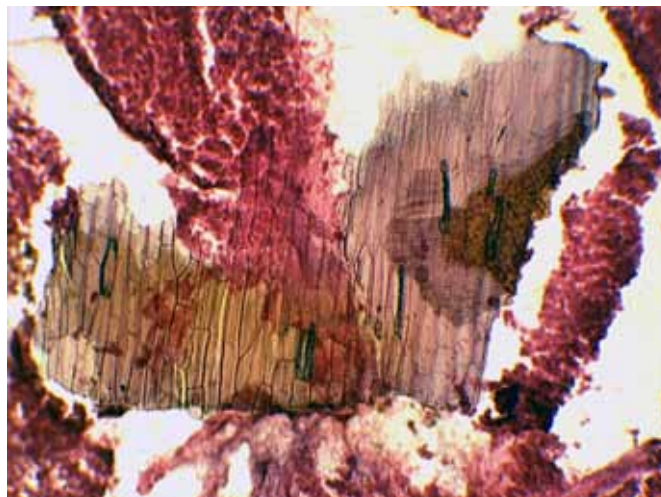


Рис. 2.37 Ділянка uszkodженої печінки з наявністю чужорідних тіл та шматків одягу, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

В uszkodженій стінці шлунку просліджуються повздовжні розриви його стінки, що розповсюджуються на підслизовий шар, частки металу та крововиливи (рис. 2.38).

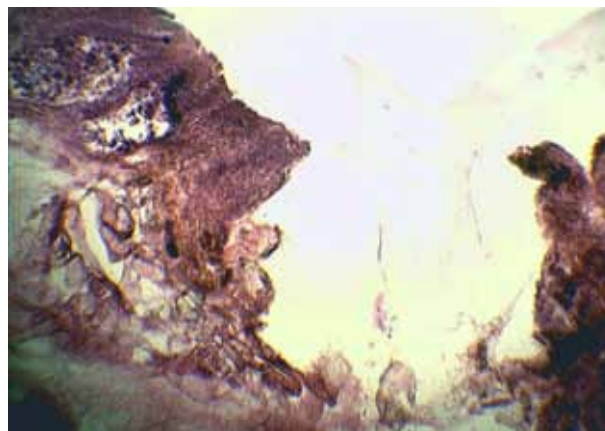


Рис. 2.38 Стінка uszkodженого шлунку, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

В ділянці ушкодженої підшлункової залози відмічається руйнування панкреатоцитів (crush-синдром, рис. 2.39).

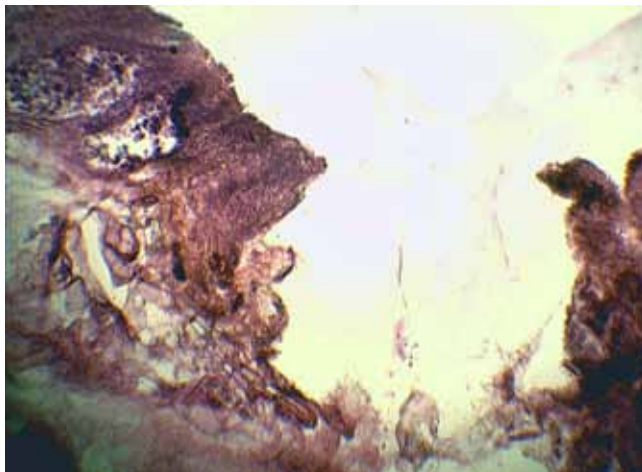


Рис. 2.39 Ділянка ушкодженої підшлункової залози, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

При дослідженні ушкодженої аорти відмічалась наявність повздовжніх розривів, відшарування інтими, дрібні металеві уламки (рис. 2.40).

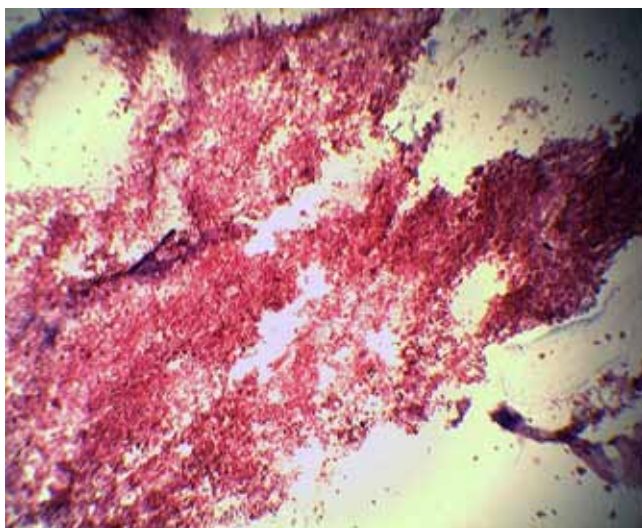


Рис. 2.40 Ділянка ушкодженої аорти, забарвлення гематоксилін-еозином, збільшення $\times 400$

Таким чином, при проходженні високошвидкісних ранячих снарядів через балістичний торакоабдомінальний імітатор спостерігались ушкодження різного ступеня (від точкових дефектів до розтрощення), як за рахунок первинного ушкодження, так і під дією гідродинамічного удару. Такі органи, як нирка і селезінка були схильними до повного руйнування після пострілів усіма видами куль. Також відмічалось часткове руйнування підшлункової залози. При проходженні куль через печінку в її паренхімі формувався рановий канал та вогнища молекулярного струсу. При пострілах кулями калібру 5,45 мм відмічалась їх нестабільність при проходженні через імітатор, зміна напрямку траєкторії, рикошетування від кісток та фрагментація оболонки куль з додатковим травмуванням суміжних органів. При пострілах кулями калібру 7,62 мм відмічалась їх стійкість в польоті та при проходженні через імітатори, рекошетування та фрагментації оболонки не було, але зона гідродинамічного удару була значно більшою, ніж у куль калібру 5,45 мм.

2.4 Інструментальні методи дослідження ранової балістики

Після здійснення пострілів в балістичні блоки проводили такі інструментальні дослідження: рентгенографія в прямій та боковій проекціях, ультразвукове дослідження, комп'ютерна томографія з 3D-моделюванням залишкових елементів ТПП [4].

Перед проведенням рентгенографії в рановий канал за допомогою шприця Жане під тиском вводили водорозчинну контрастну речовину. При рентгенографії в боковій проекції простежувався рановий канал та залишкові елементи ТПП у вигляді дископодібних розривів желатину (рис. 2.41), на рентгенограмах в прямій проекції візуалізувались радіарні розриви желатину зірчастої форми (рис. 2.42).

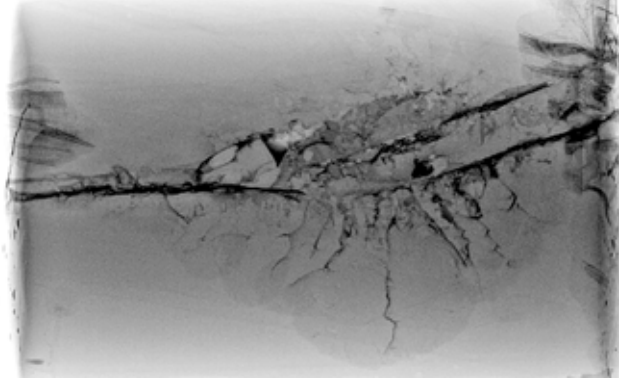


Рис. 2.41 Залишкові елементи ТПП в блоці балістичного желатину. Рентгенографія в боковій проекції після попереднього контрастування ранового каналу

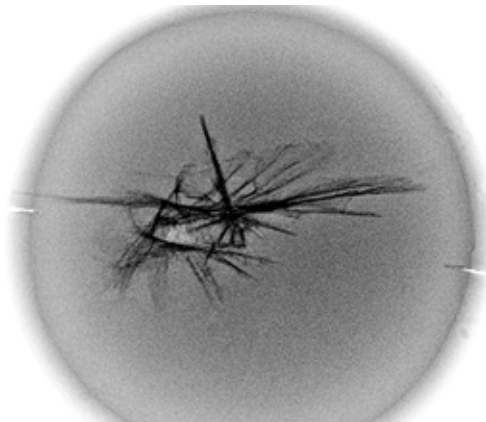


Рис. 2.42 Залишкові елементи ТПП в блоці балістичного желатину. Рентгенографія в прямій проекції після попереднього контрастування ранового каналу

При фрагментації куль візуалізувались сторонні тіла (фрагменти оболонки кулі, рис. 2.43).

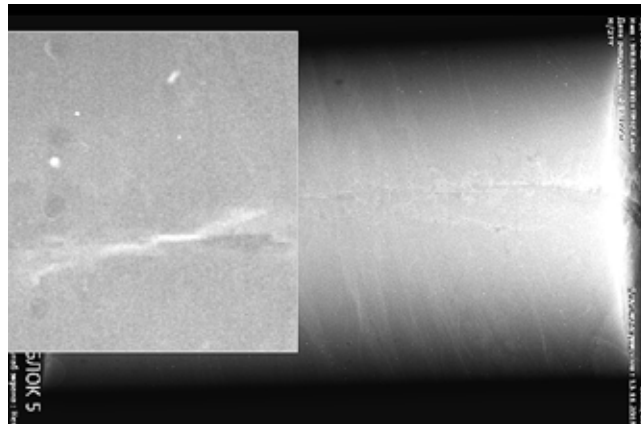


Рис. 2.43 Фрагменти оболонки кулі в желатиновому блоці, рентгенографія в боковій проекції

При пострілах кулями калібру 12,7 мм спостерігалось руйнування желатинового блоку (рис. 2.44).

При п'ятикратному збільшенні вдавалось детально вивчити структуру, напрямок та розміри залишкових елементів ТПП, особливо вихідного отвору (рис. 2.45).

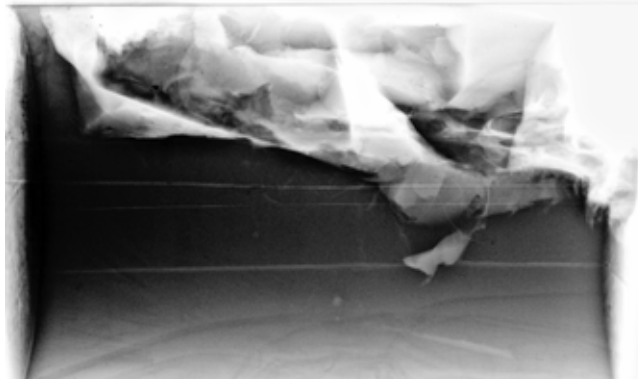


Рис. 2.44 Руйнування желатинового блоку після пострілу кулею калібру 12,7 мм, рентгенографія в боковій проекції

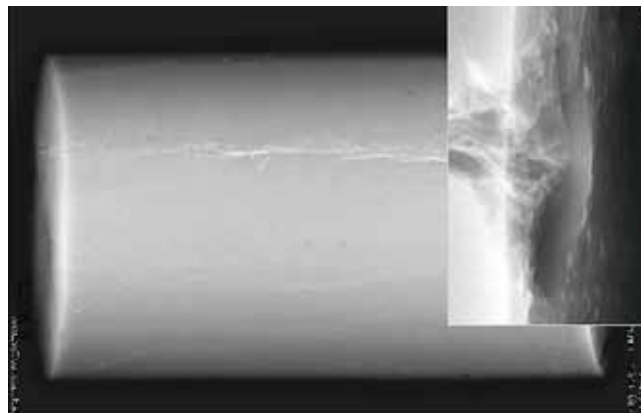


Рис. 2.45 Вихідний отвір балістичного блоку після пострілу кулею калібру 7,62 мм, рентгенографія в боковій проекції, попереднє контрастування ранового каналу, п'ятикратне збільшення

Ультразвукове дослідження дозволяло відстежити напрямок ранового каналу, наявність фрагментів куль, розміри розривів желатину (рис. 2.46).



Рис. 2.46 Ультразвукове дослідження залишкових елементів ТПП в блоці балістичного желатину

При проведенні комп'ютерної томографії візуалізовались залишкові елементи пульсуючої порожнини, металеві фрагменти куль, радіарні розриви желатину (рис. 2.47). Також проводилась 3D-реконструкція, завдяки чому визначались розміри та характер ушкоджень (рис. 2.48).



Рис. 2.47 Комп'ютерна томографія балістичного блоку після пострілу з автомату АКС-74, калібр 5,45 мм, радіарні розриви желатину, фрагмент оболонки кулі

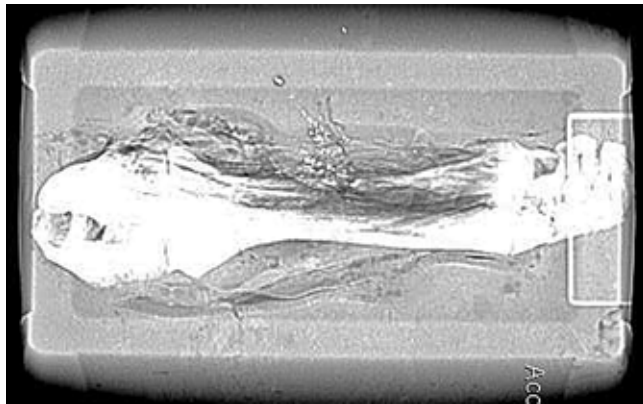


Рис. 2.48 Комп'ютерна томографія комбінованого балістичного імітатору кінцівки після пострілу з автомату АКС-74, калібр 5,45 мм, 3D-реконструкція

Таким чином, застосування таких інструментальних досліджень, як рентгенографія, ультразвукове дослідження, комп'ютерна томографія дозволяють деталізувати балістичні особливості РС, виявити особливості їх ушкоджуючої дії, бути доповненням до інших методів вивчення ранової балістики з наступним застосуванням на практиці.

2.5. Об'єм вогнепального ушкодження живота, прогностична цінність та клінічне застосування

Після здійснення пострілів в балістичні імітатори проводилось вивчення об'єму залишкової кульової порожнини (ЗКП) в блоках балістичного желатину та максимального об'єму ТПП в блоках гліцеринового мила. Було проведено порівняння вищезазначених показників для куль калібру 5,45 мм (патрон ПС) та калібру 7,62 мм (патрон ЛПС), як найбільш часто застосованої в бойових умовах зброї. Постріли проводили з відстані 10, 100 та 300 м. Вимірювали швидкість кулі на вході в балістичні імітатори за допомогою вимірювача бойових характеристик ИБХ-733. Блоки 20 % балістичного желатину після здійснення пострілів розрізалися в поперечному напрямку через кожні 2 см, після цього вимірювалися радіуси радіарних розривів желатину на кожному зрізі та периметр розривів. Обчислення проводилися за допомогою програми «polygon-procedure». Максимальний об'єм ТПП визначався на моделях з гліцеринового мила (після здійснення пострілу в блоки гліцеринового мила відзначалося максимальне розширення ТПП без подальшого її скорочення). Порожнина, що утворювалась в блоках мила заливалася гіпсом, після застигання якого були отримані моделі ТПП. Гіпсові моделі занурювалися в воду та проводилося визначення їх об'єму за об'ємом витісненої води. Отримані результати наведені в таблиці 2.9.

Як видно з таблиці швидкість куль калібру 5,45 мм була суттєво більшою, ніж у куль калібру 7,62 мм на усіх дистанціях ($p < 0,001$). Максимальний об'єм ТПП та об'єм ЗКП був

більшим ($p < 0,001$) при пострілах кулями калібру 7,62 мм, ніж кулями калібру 5,45 мм, це свідчить про те, що зона гідродинамічного удару та молекулярного струсу більша, ніж у куль 5,45 мм. Проте кулі калібру 5,45 мм були більш схильними до зміни траєкторії та фрагментування (особливо при пострілах з відстані 100 та 300), що може призводити до додаткових ушкоджень суміжних органів не тільки в зоні проходження кулі, а і за її межами.

Таблиця 2.9

Максимальний об'єм ТПП в гліцериновому милі та об'єм залишкової кульової порожнини в балістичному желатині, $M \pm m$

Калібр	Кількість пострілів	Дальність пострілу, м	Швидкість кулі на вході в імітатор	Об'єм ТПП, см^3 (гліцеринове мило)	Об'єм ЗКП, см^3 (20 % желатин)
5,45 мм	12	10	914±6,1	428±24,3	54±7,2
	11	100	849±7,4	259±17,2	39±4,8
	11	300	627±9,7	182±9,7	28±2,3
7,62 мм	10	10	719±3,1	621±127,8	228±81,4
	12	100	624±5,8	879±111,2	281±26,3
	13	300	364±7,6	592±81,2	97±14,6

Примітка. При усіх порівняннях однотипних показників між кулями різного калібру відмінності достовірні з $p < 0,001$

Характеристика впливу сучасних вогнепальних РС на тканини організму залежить від їх початкової швидкості, дальності стрільби, конструктивних особливостей. Механізм ушкодження тканин залежить від величини переданої тканинам кінетичної енергії ранячого снаряда, що визначається щільністю ушкоджених тканин і розмірами тимчасової пульсуючої порожнини. Так, на відстані 100 м при стрільбі кулями калібру 5,45 мм (патрон ПС) тканинам передається 53,25 % її кінетичної енергії, кулями 7,62 мм — 12,3 %. Однак, слід зазначити, що на цьому ж видаленні кінетична енергія кулі калібру 7,62 мм в 1,5 рази перевищує кінетичну енергію кулі калібру кулями 5,45 мм. Потрапляючи в тканини, куля калібру 5,45 мм піддається деформації, що викликає додаткове ушкодження тканин.

Резюме

Дані, отримані в експерименті на імітаторах тканин і біологічних об'єктах, дають ключ до розуміння тяжкості ушкодження органів черевної порожнини при пораненнях сучасними СР. При високих швидкостях снарядів, що ранять, зростає ймовірність поліорганних ушкоджень, а також глибокого і великого забруднення черевної порожнини при пораненні порожнистих органів.

При співставленні результатів експериментального дослідження з клінічними спостереженнями виявлено, що кулі меншого калібру (5,45 мм) менш стійкі в польоті, ніж кулі 7,62 мм; виникає їх рекошетування, відхилення від траєкторії, феномен «перекидання» та фрагментація оболонки при проходженні через тканини, що призводить до додаткових ушкоджень суміжних органів та потребує ретельної ревізії під час операції. Діаметри вхідних отворів коливалися від 6–8 мм (АКМ, АКС-74, СВД) до 10–12 мм (ПКМ); діаметр вихідних отворів — від 35 мм (СВД) до 120 мм (АКС-74). Якщо провести умовну лінію, що з'єднає вхідний та вихідний отвори вогнепальної рани живота, можна визначити сектор дії кулі та спланувати обсяг діагностичних та хірургічних заходів з урахуванням тяжкості стану пораненого. Порожністі органи при вогнепальних пораненнях як в експерименті, так і на практиці, мали переважно парні ушкодження, тому при пораненнях шлунку обов'язково необхідно ревізувати його задню стінку шляхом мобілізації шлунково-ободової зв'язки; дванадцятипалу кишку ревізувати шляхом мобілізації за Кохером; при наявних ушкодженнях протибрижового краю тонкої або товстої кишки необхідно ревізувати брижовий край навпроти дефекту. При проходженні куль через шлунок в зону гідродинамічного

удару попадає підшлункова залоза (при мікроскопії експериментальних препаратів визначається руйнування панкреатоцитів, субкапсулярні та інтрапаренхіматозні крововиливи), гепатодуоденальна зв'язка, печінка, селезінка, а при пошкодженнях тіла або дна шлунку — серце та легені (що потребує особливої уваги на практиці). При мікроскопічному дослідженні тканин печінки комбінованого балістичного імітатору в зоні ранового каналу виявляються зруйновані жовчні протоки та венозні структури з системи ворітної вени (75% мікропрепаратів) та з системи печінкових вен (25%), в зоні бокового удару — ушкодження венозних структур та руйнування гепатоцитів. Отже венозна система печінки (особливо з системи v. porta) більш вразлива до дії снаряду, що ранить, ніж жовчні протоки та артерії. З цього можна зробити висновок, що під час зупинки кровотечі з ранового каналу печінки буде мати ефективність маневр Прінгла. Виходячи з даних експерименту, на II рівні медичного забезпечення слід застосовувати тактику «damage control» з використанням компресійних методів гемостазу (балонна тампонада, гемостатична марля або їх комбінація). Після стабілізації стану пораненого (на наступних рівнях) — завершальний етап операції. Руйнування гепатоцитів, що виявлено при мікроскопії, в наступному призводить до набряку паренхіми печінки та жовчної гіпертензії. Тому на II рівні за показаннями слід застосовувати декомпресію шляхом зовнішнього дренажу загальної жовчної протоки або холецистостомії, а на наступних рівнях — ендоскопічні транспілілярні втручання (ЕПСТ, ЕРХПГ, стентування) або чресшкірну чреспечінкову холангіостомію. При мікроскопічному дослідженні ушкодженої стінки тонкої кишки комбінованого балістичного імітатору (при пострілах з відстані 50 м) патологічні зміни слизової оболонки, м'язового шару, серозної оболонки та судинні зміни (руйнування клітин та вихід еритроцитів за межі мікроциркуляторного русла) виявлено на відстані $4 \pm 1,3$ см від ранового дефекту. Тому при резекції тонкої кишки з формуванням первинного анастомозу необхідно відступати не менше 7 см від поранення (якщо є демаркаційна лінія — від неї); при розтрощеннях значних ділянок тонкої кишки — виконувати її резекцію без формування анастомозів з тимчасовим закриттям черевної порожнини за тактикою «damage control surgery», відновлювальний етап операції виконується на наступних рівнях. Ідентична морфологічна картина спостерігалася й при ушкодженнях товстої кишки, але патологічні зміни виявлялися на відстані $2 \pm 0,7$ см. Менше поширення гідродинамічного удару на стінки товстої кишки пов'язано з її заповненням більш щільним вмістом, ніж тонкої кишки, яка заповнена рідким вмістом. Тому при пораненнях товстої кишки під час резекції необхідно відступати не менше 5 см від краю ранового дефекту. При її розтрощеннях — резекція без анастомозів. При формуванні первинних анастомозів (тонко-тонкокишкових, ілеотрансверзоанастомозу або товсто-товстокишкових анастомозів) вважаємо доцільним постановку в передню черевну стінку лапаропорта для проведення динамічної лапароскопії на наступних рівнях за тактикою «second look», а в сумнівних випадках віддавати перевагу обструктивній резекції з формуванням стоми проксимальніше ушкодження. Слід зазначити, що при пострілах в балістичні імітатори кулями калібру 5,45 мм, спостерігалася більш виражена руйнація органів черевної порожнини, ніж при пострілах кулями калібру 7,62 мм. Тому при пораненнях кулями 5,45 мм необхідно віддавати перевагу застосуванню тактики «damage control surgery» та динамічної лапароскопії («second look»).

2.6 Фізико-математичне обґрунтування ушкоджуючої дії снарядів, що ранять, стрілецької зброї на органи черевної порожнини

Важливим елементом вивчення ранової балістики є визначення швидкості снарядів, що ранять (CP), їх енергетичних параметрів, реєстрація швидкоплинних процесів, що виникають при їх взаємодії з експериментальними об'єктами, а також дослідження характеру і обсягу вогнепального ушкодження. У даному підрозділі використовували наступні дані та формули [5–34].

Важливою умовою для визначення енергетичних параметрів CP є дані про його швидкість при підході та швидкість його на виході з об'єкта дослідження. Користуючись цими даними можна розрахувати початкову (E_c) і кінцеву кінетичну енергію CP (E_k), а також ту частину кінетичної енергії, яку CP витрачає на поранення (E_p) за такою залежністю:

$$E_c = m \times V_c^2 / 2; E_p = E_c - E_k = m / 2 (V_c^2 - V_k^2), \quad (2.1)$$

де V_c — швидкість на вході в об'єкт, м/с;

V_k — швидкість на виході з об'єкта, м/с.

Швидкість CP розраховують за формулою $V = S/t$, де S — відстань прольоту кулі, t — час прольоту кулі.

На підставі отриманих даних можна розрахувати енергетичні параметри CP, такі як питома кінетична енергія та питома імпульс:

$$E_{num} = E/S_o \text{ (Дж/см}^2\text{)}, J_{num} = mV^2/S_o, \quad (2.2)$$

де E — кінетична енергія,

S_o — площа поперечного перерізу,

m — маса,

V — швидкість.

Після проведення серій експериментальних пострілів в балістичні блоки проводилось вивчення залишкових елементів тимчасової пульсуючої порожнини. Блоки розрізались через кожні 2 см та проводилось вимірювання довжини радіарних розривів (для розрахунків геометричних особливостей залишкових елементів ТПП програмою polygon-procedure, табл. 2.10).

Таблиця 2.10

Показники довжини радіарних розривів балістичного желатину після пострілів кулями різного типу

Показник	Номер зрізу (від вхідного отвору до вихідного)														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Патрони 5,45 (ПС)															
R1	5	3	8	11	10	10	37	11	31	29	30	21	21	11	11
R2	4	2	2	12	23	33	34	40	12	31	15	6	22	10	4
R3	3	7	5	10	28	45	57	52	34	45	35	21	26	28	10
R4	2	2	3	-	21	-	-	-	15	21	23	12	-	-	-
P1	9	6	6	11	27	39	53	50	34	34	32	27	47	21	20
P2	4	7	5	20	12	69	84	82	40	52	29	11	17	18	19
P3	2	6	7	22	26	59	88	51	27	22	44	18	38	32	14
P4	5	3	10	-	17	-	-	-	41	46	33	29	-	-	-
Патрони 5,45 (ПП)															
R1	10	10	14	11	38	35	32	52	34	80	70	34	17	48	33
R2	5	12	22	12	42	50	43	11	55	53	57	26	26	22	15
R3	9	9	35	10	12	9	12	92	52	75	72	40	32	30	13
R4	4	6	10	-	38	52	54	-	99	39	56	62	52	-	-
P1	7	15	32	11	50	56	52	126	30	112	121	51	28	64	31
P2	9	17	28	20	39	43	38	66	43	127	54	25	57	42	49
P3	10	12	34	22	44	54	60	134	121	58	25	66	53	44	26
P4	5	16	18	-	58	48	58	-	128	42	118	83	42	-	-

Патрони 7,62 (ЛПС)															
R1		15	18	20	19	12	12	14	23	18	47	57	65	78	64
R2		9	14	10	7	17	17	12	44	52	42	58	53	54	40
R3		8	19	7	15	13	13	7	72	82	115	105	104	47	25
R4		14	13	17	16	16	20	19	–	–	–	–	–	–	–
P1		25	19	21	12	17	16	32	45	56	60	94	84	112	52
P2		12	15	18	22	12	20	19	117	127	138	137	136	134	82
P3		17	7	14	11	11	29	11	82	98	135	145	147	148	44
P4		16	20	17	24	19	10	9	–	–	–	–	–	–	–
Показник	Номер зрізу														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Патрони 7,62 (Б-32)															
R1	10	17	14	23	17	21	34	14	22	39	46	46	46	41	34
R2	9	12	16	21	24	22	35	52	58	65	72	74	52	65	18
R3	12	11	18	14	16	11	15	61	89	104	114	118	123	36	48
R4	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	57	–
P1	16	20	23	21	32	27	36	40	102	98	96	88	70	32	76
P2	17	24	19	32	14	26	72	117	45	86	174	182	158	94	38
P3	20	21	27	25	28	18	42	65	117	143	136	139	148	78	49
P4	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	62	–

Примітка. *R* — радіус максимального розриву (мм); *P* — периметр розривів (мм)

Для вивчення механогенезу вогнепальних поранень живота та динамічних процесів, які виникають під час проходження *CP* через органи черевної порожнини, що заповнені рідким вмістом, був розроблений безсітковий алгоритм чисельного моделювання проникнення подовженого тіла (кулі) в черевну порожнину людини. Запропонований чисельний алгоритм, заснований на SPH-методі, згідно з яким дискретизується не геометрична область, а середовище, що представлено набором частинок. Запропонований метод заснований на лагранжевому підході.

Розглядаємо задачу про входження витягнутого твердого тіла в рідке середовище. Розрахункова область є прямокутним контейнером $0 < x < A, 0 < z < H$. У початковий момент часу цей прямокутний контейнер заповнений рідиною до висоти $z = h < H$. Рідина знаходиться у спокійному стані. Над поверхнею води на деякій висоті $z = h < H$ знаходиться тверде тіло, що має форму витягнутого прямокутника. У початковий момент часу задана швидкість тіла — V_0 . Тіло рухається у напрямку до рідини і через деякий час входить в неї.

Завдання формулюється в рамках моделі в'язкої нестисливої ньютонівської рідини. Такий процес описується нестационарною системою рівнянь Нав'є-Стокса. Рівняння збереження імпульсу і рівняння нерозривності мають вигляд:

$$\frac{Du}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + g + \Theta, \tag{2.3}$$

$$\nabla u = 0, \tag{2.4}$$

де u, p — вектор швидкості і тиск в частці, ρ — щільність, g — прискорення вільного падіння, Θ позначає дифузійні члени. Геометрія задачі представлена на рис. 2.49.

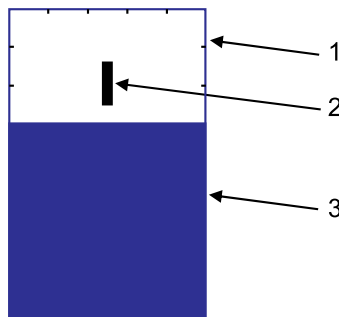


Рис. 2.49 Геометрія задачі (1 — ємність, 2 — снаряд, що раниць, 3 — рідина)

У даному дослідженні ми приділяємо більше уваги імплементації даного методу до поставлених задач. В рамках SPH-методу довільна функція $A(r)$ наближено представляється у вигляді інтегрального інтерполянта

$$A(r) = \int A(r')W(r-r', h)dr', \quad (2.5)$$

де h — довжина згладжування, $W(r-r', h)$ — вагова функція або функція ядра. Після дискретизації таке інтегральне уявлення призводить до наступного наближеного представлення функції в деякій розглянутій частці середовища а:

де індекси a та b означають, що значення функції взято в частинках a та b , відповідно, підсумовування здійснюється по всім частинкам в області істотних значень функції ядра, m_a та m_b маса і щільність, відповідно, а $W_{ab} = W(r-r', h)$.

Ефективність SPH-методу залежить від вибору функції ядра. В якості опції ядра вибирають фінітну функцію, яка до того ж монотонно зменшується з відстанню від частки a . В граничному випадку, якщо направити довжину згладжування від h до 0 , функція ядра веде себе подібно дельта-функції. Функція ядра залежить від довжини згладжування h та від відстані між частинками a та b . Параметр h визначає розмір області навколо частки a , в який враховується дія часток середовища на частку a . Дією часток, що знаходяться за межами цієї області, нехтують.

Надалі при чисельних розрахунках ми використовуємо солвер з відкритим кодом SPHysics. У SPHysics імplementовані чотири варіанти різних функцій ядра. А саме

1) Гаусовий розподіл:

$$W(r, h) = \alpha_D \exp(-q^2), \quad (2.7)$$

де $q = r/h$ — безрозмірна відстань до частки, $\alpha_D = 1/(\pi h^2)$ у двовимірному випадку та $\alpha_D = 1/(\pi^{3/2} h^3)$ у тривимірному.

2) Квадратичний розподіл:

$$W(r, h) = \alpha_D \left[\frac{3}{16} q^2 - \frac{3}{4} q + \frac{3}{4} \right], \quad 0 \leq q \leq 2, \quad (2.8)$$

де $\alpha_D = 2/(\pi h^2)$ у двовимірному випадку та $\alpha_D = 5/(4\pi h^3)$ у тривимірному.

3) Кубічний сплайн:

$$W(r, h) = \alpha_D \begin{cases} 1 - \frac{3}{2} q^2 + \frac{3}{4} q^3, & 0 \leq q \leq 1, \\ \frac{1}{4} (2 - q)^3, & 1 \leq q \leq 2, \\ 0, & q \geq 2, \end{cases} \quad (2.9)$$

де $\alpha_D = 10/(\pi h^2)$ у двовимірному випадку та $\alpha_D = 1/(\pi h^3)$ у тривимірному.

4) Поліном п'ятого ступеню:

$$W(r, h) = \begin{cases} \alpha_D \left(1 - \frac{q}{2} \right)^4 (2q + 1), & 0 \leq q \leq 2, \\ 0, & q \geq 2, \end{cases} \quad (2.10)$$

де $\alpha_D = 7/(\pi h^2)$ у двовимірному випадку та $\alpha_D = 21/(16\pi h^3)$ у тривимірному.

В рамках SPH-методу використовуються різноманітні підходи для представлення рівняння збереження імпульсу, які відрізняються представленням дифузних членів. В SPHysics імplementовані наступні три методи:

- штучна в'язкість;
- ламінарна в'язкість;
- повна в'язкість (ламінарна в'язкість+дрібномасштабна (Sub-Particle Scale, SPS) турбулентна в'язкість).

При моделюванні динаміки середовища одним з недоліків безсіткових методів часток, які закладені в самій природі цих методів, є можливість проникнення часток один крізь одного при розрахунках зустрічних або зсувних потоків. Така проблема виникає при розрахунках течій з великими числами Маха. Це означає, що SPH-апроксимація рівнянь газової динаміки не зберігає властивість суцільного середовища, яке закладено у вихідних рівняннях. Взаємне проникнення часток виникає за рахунок того, що SPH-апроксимація рівнянь руху середовища не має на увазі однопотоківість середовища. SPH-метод не виключає випадку, коли в одній і тій же точці простору може виявитися декілька часток зі швидкостями, що відрізняються.

У SRHysics імплементований підхід, який найчастіше використовується при чисельному моделюванні завдяки своїй простоті. У рамках SPH підходу рівняння (ф. 3) представляється у вигляді:

$$\frac{du_a}{dt} - \sum_b m_b \left(\frac{p_b}{\rho_b^2} \frac{p_a}{\rho_a^2} \Pi_{ab} \right) \nabla_a W_{ab} = g \quad (2.11)$$

Градiєнт тиску в рамках SPH підходу представляється у вигляді:

$$\left(\frac{\nabla p}{\rho} \right)_a - \sum_b m_b \left(\frac{p_b}{\rho_b^2} \frac{p_a}{\rho_a^2} \right) \nabla_a W_{ab} \quad (2.12)$$

Тут, як і раніше, нижні індекси *a* та *b* кажуть про номер частинки середовища, в якому обчислюються фізичні поля. В'язкісний член представляється наступним чином:

$$\Pi_{ab} = \begin{cases} -\frac{\alpha c_{ab} \mu_{ab}}{\rho_{ab}}, & \text{if } u_{ab} r_{ab} < 0, \\ 0, & \text{if } u_{ab} r_{ab} > 0, \end{cases} \quad (2.13)$$

де $\mu_{ab} = (h_{uab} r_{ab}) / (r_{ab}^2 + \eta^2)$, $\bar{c}_{ab} = (c_a + c_b)/2$, $r_{ab} = r_a - r_b$, $u_{ab} = u_a - u_b$, $\eta^2 = 0,01h^2$, α — вільний параметр, який може змінюватися в залежності від конкретної задачі.

Розглядаючи рух рідини як ламінарний, можна представити рівняння збереження імпульсу таким чином:

$$\frac{Du}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + g + v_0 \nabla^2 u, \quad (2.14)$$

де v_0 — кінематична в'язкість ламінарного потоку. У разі води приймається $v_0 = 10^{-6} \text{ м}^2/\text{с}$. Згідно член з ламінарною в'язкістю представляється таким чином:

$$(v_0 \nabla^2 u)_a = \sum_b m_b \left(\frac{4v_0 r_{ab} \nabla_a W_{ab}}{(\rho_a + \rho_b) |r_{ab}|^2} \right) u_{ab} \quad (2.15)$$

Таким чином, у рамках SPH підходу рівняння збереження імпульсу може бути представлено у вигляді:

$$\frac{du_a}{dt} = -\sum_b m_b \left(\frac{p_b}{\rho_b^2} + \frac{p_a}{\rho_a^2} \right) \nabla_a W_{ab} + g + \sum_b m_b \left(\frac{4v_0 r_{ab} \nabla_a W_{ab}}{(\rho_a + \rho_b) |r_{ab}|^2} \right) u_{ab} \quad (2.16)$$

Таким чином автори враховували ефект турбулентності у своїй моделі. Цей підхід є адаптацією підходу LES (Large-eddy simulation), часто використовуюваного в сіткових методах при чисельному моделюванні турбулентних потоків, до методу SPH. Суть підходу LES полягає в тому, що до вихідного рівняння Нав'є-Стокса застосовують операцію фільтрації, після чого для великих вихрових структур, які мають масштаб розглянутих частинок середовища (PS, particle-scale), отримують відповідні рівняння руху. А рухи масштабів менших, ніж розміри частинок (SPS, sub-particle scale), моделюються. Фізичне обґрунтування такого підходу полягає в тому, що великі масштаби, які містять основну енергію, залежать від основного потоку і можуть бути описані відповідними рівняннями руху, у той час, як більш мілкі масштаби можуть бути описані статистично у термінах дисипації енергії. Такий підхід дозволяє уникнути чисельно затратних розрахунків, які характерні

для методів прямого чисельного моделювання. Хоча слід зазначити, що мінімальні вимоги до технології LES полягають у тому, що повинні бути чисельно вирішені масштаби, які містять біля 80 % енергії потоку. У результаті застосування операції фільтрації отримуємо наступні рівняння для величин масштабів PS:

$$\frac{Du}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla \bar{p} - g - v_0 \nabla^2 \bar{u} - \frac{1}{\rho} \nabla \tau, \quad (2.17)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{D\rho}{Dt} - \nabla \cdot u = 0 \quad (2.18)$$

де « - » означає компоненти масштабу PS, а $\bar{\tau}$ — тензор напругу масштабу SPS. Оскільки ми маємо справу із стискуваними рівняннями, то у даному випадку слід використовувати осереднення по Фавру ($\bar{f} = \rho \overline{f} / \bar{\rho}$), а не по Рейнольдсу, оскільки осереднення по Рейнольдсу привносить до рівняння збереження маси додаткові члени кореляцій щільності вигляду $\overline{\rho' u'}$. Далі, використовуючи гіпотезу Бусінеска, отримуємо наступні вираз для компонент тензора SPS напруг:

$$\frac{\tau_{ij}}{\rho} - v_t \left(2S_{ij} - \frac{2}{3} k \delta_{ij} \right) - \frac{2}{3} C_s \nabla^2 \delta_{ij} |S_{ij}|^2, \quad (2.19)$$

де v_t — турбулентна вихрева в'язкість (згідно з моделлю Смагоринського $v_t = (C_s \Delta l)^2 |S|$), k — турбулентна кінетична енергія SPS масштабів, C_s — константа Смагоринського, $C_l = 0,0066$ згідно з, Δl — відстань між частинками середовища, $|S| = (2S_{ij} S_{ij})^{1/2}$, S_{ij} — елемент SPS тензора деформацій.

Дотримуючись рівняння (3.17) можна представити у SPH формі таким чином:

$$\begin{aligned} \frac{du_a}{dt} = & - \sum_b m_b \left(\frac{\rho_b}{\rho_b^2} + \frac{\rho_a}{\rho_a^2} \right) \nabla_a W_{ab} + g + \sum_b m_b \left(\frac{4v_0 r \nabla_a W_{ab}}{(\rho_a + \rho_b) |r_{ab}|^2} \right) u_{ab} + \\ & + \sum_b m_b \left(\frac{\tau_b}{\rho_b^2} + \frac{\tau_a}{\rho_a^2} \right) \nabla_a W_{ab}, \end{aligned} \quad (2.20)$$

Зміни щільності середовища описуються рівнянням нерозривності, яке в SPS формі надається у вигляді:

$$\frac{d\rho_a}{dt} = \sum_b m_b u_{ab} \nabla_a W_{ab}, \quad (2.21)$$

Рідина у теорії SPH розглядається як слабо стискувана, тобто для визначення тиску використовується рівняння стану. Наступні співвідношення між тиском і щільністю представляється таким чином:

$$p = B \left[\left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^\gamma - 1 \right], \quad (2.22)$$

де $\gamma = 7$, $B = c_0^2 \rho_0 / \gamma$, ρ_0 — щільність незбуреної рідини (для води $\rho_0 = 103 \text{ кг/м}^3$), $A_0 = A(\rho_0) = \sqrt{dp/d\rho}$ $\rho = \rho_0$ — швидкість звуку при незбуреній щільності рідини.

Згідно роботі, рух частинок рідини описується рівнянням:

$$\frac{dr_a}{dt} = u_a + \frac{1}{2} \sum_b \frac{m_b}{\bar{\rho}_{ab}} u_{ba} W_{ab}, \quad (2.23)$$

де $p_{ab} = (p_a + p_b)/2$. Корекція у правій частині дозволяє уникнути сильної розбіжності швидкості частинок, які знаходяться в безпосередній близькості одна від одної. Частинці α пропонується швидкість, близька до середньої швидкості в її оточенні.

Теплова енергія кожної частки середовища визначається наступним чином:

$$\frac{de_u}{dt} = \frac{1}{2} \sum_b m_b \left(\frac{\rho_a}{\rho_a^2} \left| \frac{\rho_b}{\rho_b} \right| \Psi_{ab} \right) u_{ab} \nabla_a W_{ab}, \quad (2.24)$$

де ψ_{ab} позначає в'язкісний член, обчислення якого обговорювалося вище.

Слід зазначити, що при чисельній реалізації SPH методу виникають складнощі, пов'язані із тим, що поле тиску часток рідини демонструє великі коливання тиску. Для подолання цієї проблеми та забезпечення стійкості рішення було запропоновано декілька підходів, включаючи корекцію ядра та розробку нестискаємого солвера. Один з найбільш простих і чисельно найменш затратних методів складається в застосуванні фільтра до щільності часток, у результаті чого відбувається корекція щільності та її перевизначення (re-initialization) у кожній частці. Можлива корекція нульового порядку (фільтр Шепарда, Shepard Filter) і першого порядку (метод рухомих найменших квадратів, Moving Least Squares, MLS). Фільтр Шепарда являє собою швидко та просту корекцію поля щільності. Ця техніка інтерполяції була запропонована Шепардом у 1968 році. Наступна процедура корекції застосовується кожні M кроків у часі (в SPHysics за замовчуванням $M = 30$):

$$\rho_a^{new} = \sum_b \rho_b \tilde{W}_{ab} \frac{m_b}{\rho_b} = \sum_b \tilde{W}_{ab} m_b, \quad (2.25)$$

де ядро скоректовано з використанням корекції нульового порядку.

$$\tilde{W}_{ab} = \frac{W_{ab}}{\sum_b W_{ab} \frac{m_b}{\rho_b}} \quad (2.26)$$

MLS процедура є інтерполяційною схемою першого порядку для ірегулярно розташованих точок. Таким чином, ця схема враховує лінійну варіацію поля щільності. Реініціалізація поля щільності здійснюється за наступною формулою:

$$\rho_a^{new} = \sum_b \rho_b W_{ab}^{MLS} \frac{m_b}{\rho_b} = \sum_b W_{ab}^{MLS} m_b, \quad (2.27)$$

де скореговане ядро обчислюється таким чином:

$$W_{ab}^{MLS} = W_b^{MLS}(r_a) = \beta(r_a) r_{ab} W_{ab} \quad (2.28)$$

Тут β являє собою кореляційний вектор. Зокрема, у двомірному випадку формула для обчислення скоректованого ядра набуває вигляду:

$$W_{ab}^{MLS} = [\beta_0(r_a) + \beta_1(r_a)(x_a - x_b) + \beta_2(r_a)(y_a - y_b)] W_{ab} \quad (2.29)$$

Корекційний вектор β визначається наступним чином

$$\beta(r_a) = \begin{bmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \beta_2 \end{bmatrix} = A^{-1}(r_a) \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (2.30)$$

де

$$A(r_a) = \sum_b W_b(r_a) \tilde{A}_{ab} \quad (2.31)$$

з матрицею \tilde{A}_{ab} визначеною наступним чином:

$$A(r_a) = \begin{bmatrix} 1 & (x_a - x_b) & (y_a - y_b) \\ (x_a - x_b) & (x_a - x_b)^2 & (x_a - x_b)(y_a - y_b) \\ (y_a - y_b) & (x_a - x_b)(y_a - y_b) & (y_a - y_b)^2 \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

оскільки і у випадку фільтра Шепарда, дана процедура корекції застосовується кожні 30 кроків у часі. У трьохмірному випадку процедура корекції аналогічна та лише включає також третій напрямок z .

Очевидно, що якщо розглянута частка рідини близька до граничного шару або до поверхні рідини, для коректного обчислення функції ядра W бракує часток. Тобто, для подолання таких труднощів необхідно періодично проводити корекцію ядра та розглядати деяку скореговану функцію W або проводити корекцію градієнта ядра. У SPHysics реалізовані два підходи, які дозволяють уникнути похибок, викликаних спотворенням інтерполяційних функцій поблизу границь та вільних поверхонь.

Метод корекції ядра заключається в тому, що ядро модифікується таким чином, щоб поліноміальні функції точно інтерполювалися до визначеного заданого ступеню. При такому підході векторна змінна f_a визначається наступним чином:

$$f_a = \frac{\sum_b \frac{m_b}{\rho_b} f_b W_{ab}}{\sum_b \frac{m_b}{\rho_b} W_{ab}}. \quad (2.33)$$

При розрахунку сил в рівняннях руху слід використовувати скорегований градієнт ядра $\tilde{\nabla} W_{ab}$ замість звичайної функції ∇W_{ab} , який визначається наступним чином:

$$\tilde{\nabla} W_{ab} = L_b \nabla W_{ab}, \quad (2.34)$$

$$L_a = M_a^{-1}, \quad (2.35)$$

$$M_a = \sum_b \frac{m_b}{\rho_b} \nabla W_{ab} \odot (x_a - x_b), \quad (2.36)$$

де N — число часток, які взаємодіють із часткою a .

Слід зазначити, що як матриця M , так і зворотня до неї матриця L перетворюються в одиничну матрицю, коли частка a розташовується далеко від границь області та вільної поверхні. Тобто, у цьому випадку корекція градієнта ядра не відбувається. Коли ж частка розташована поблизу границь або вільної поверхні, розподіл часток біля неї більш не є симетричним і, отже, матриці M і L відрізняються від одиничної матриці.

Отже, чисельно вирішена задача про проникнення подовженого тіла в резервуар, заповнений рідиною. Таким чином моделюється кульове поранення людини в області черевної порожнини.

Список літератури

1. Гайда Я. І., Гайдаржи І. Т., Гайдаржи О. І., Герасименко О.С., Гержик К. П., Горбенко В. О., Єнін Р. В., Кальчук Р. Д., Каштальян М. А., Квасневський Є. А., Кошиков М. О., Майданюк В. П., Масунов К. Л., Мурадян К. Р., Хоменко І. П., Хорошун Е. М., Шаповалов В. Ю., Явдощук П. К. Патент на корисну модель №130950 Україна, А45F 3/00. Торакоабдомінальний балістичний імітатор; власник Гайда Я. І., Гайдаржи І. Т., Гайдаржи О. І., Герасименко О. С., Гержик К. П., Горбенко В. О., Єнін Р. В., Кальчук Р. Д., Каштальян М. А., Квасневський Є. А., Кошиков М. О., Майданюк В. П., Масунов К. Л., Мурадян К. Р., Хоменко І. П., Хорошун Е. М., Шаповалов В. Ю., Явдощук П. К. № u 201810846; заявлено 02.11.2018; опубліковано 26.12.2018; Бюл. №24.
2. Гайда Я. І., Гайдаржи І. Т., Гайдаржи О. І., Герасименко О. С., Гержик К. П., Горбенко В. О., Єнін Р. В., Кальчук Р. Д., Каштальян М. А., Квасневський Є. А., Кошиков М. О., Майданюк В. П., Масунов К. Л., Мурадян К. Р., Хоменко І. П., Хорошун Е. М., Шаповалов В. Ю., Явдощук П.К. Патент на корисну модель №132576 Україна, G09D 23/28. Комбінований балістичний імітатор кінцівки; власник Гайда Я. І., Гайдаржи І. Т., Гайдаржи О. І., Герасименко О. С., Гержик К. П., Горбенко В. О., Єнін Р. В., Кальчук Р. Д., Каштальян М. А., Квасневський Є. А., Кошиков М. О., Майданюк В. П., Масунов К. Л., Мурадян К. Р., Хоменко І. П., Хорошун Е. М., Шаповалов В. Ю., Явдощук П.К. №u201812798; заявлено 22.12.2018; опубліковано 25.02.2019; Бюл. №4.
3. Бублій В. А., Гайда Я. І., Гайдаржи І. Т., Гайдаржи О. І., Герасименко О. С., Гержик К. П., Горбенко В. О., Єнін Р. В., Заболотний О. А., Кальчук Р. Д., Каштальян М. А., Квасневський Є. А., Кошиков М. О., Майданюк В. П., Масунов К. Л., Мурадян К. Р., Ревуцький А. А., Сахно В. П., Седов С. Г., Хоменко І. П., Хорошун Е. М., Шаповалов В. Ю., Явдощук П. К. Патент на корисну модель №133651 Україна, А61В 17/02. Спосіб

моделювання вогнепальних ран; власник Бублій В. А., Гайда Я. І., Гайдаржи І. Т., Гайдаржи О. І., Герасименко О. С., Гержик К. П., Горбенко В. О., Єнін Р. В., Заболотний О. А., Кальчук Р. Д., Каштальян М. А., Квасневський Є. А., Кошиков М. О., Майданюк В. П., Масунов К. Л., Мурадян К. Р., Ревуцький А. А., Сахно В. П., Седов С. Г., Хоменко І. П., Хорошун Е. М., Шаповалов В. Ю., Явдошук П. К. №u201901403; заявлено 12.02.2019; опубліковано 10.04.2019; Бюл. №7.

4. Гречаник О. І., Дикан І. М., Хоменко І. П., Абдуллаєв Р. Я., Цвігун Г. В., Казмірчук А. П., Бублій В. А., Седов С. Г., Голуб В. А., Яковенко В. В., Стеценко Є. В., Бузницький В. В., Колодюк О. О., Мельник В. М., Яцун В. В., Алексеєва Н. Б., Ніцак Н. В., Тарасюк Б. А., Лисак А. В., Бубнов Р. В., Герасименко О. С., Стеблюк В. В., Гречаник М. І. Патент на корисну модель №141888 Україна, А61В 10/00. Спосіб променевої діагностики вогнепальних ран в експерименті; власник Гречаник О. І., Дикан І. М., Хоменко І. П., Абдуллаєв Р. Я., Цвігун Г. В., Казмірчук А. П., Бублій В. А., Седов С. Г., Голуб В. А., Яковенко В. В., Стеценко Є. В., Бузницький В. В., Колодюк О. О., Мельник В. М., Яцун В. В., Алексеєва Н. Б., Ніцак Н. В., Тарасюк Б. А., Лисак А. В., Бубнов Р. В., Герасименко О. С., Стеблюк В. В., Гречаник М. І. №u201911451; заявлено 26.11.2019; опубліковано 27.04.2020; Бюл. №8.

5. Monaghan, J. J. Why particle methods work. *Siam J. Sci and Stat. Comput.* 1982. V. 3. P. 422–433.

6. Monaghan, J. J. On the problem of penetration in particle methods. *Journal Computational Physics.* 1989. V. 82. P. 1-15.

7. Monaghan, J. J. Smoothed particle hydrodynamics. *Annua Rev. Astron. Appl.* 1992. V. 30. P. 543–574.

8. Monaghan, J. J. Simulating free surface flows with SPH. *Journal Computational Physics.* 1994. V. 110. P.

9. Monaghan, J. J. SPH without tensile instability. *Journal Computational Physics.* 2000. V. 159. P. 290-311.

10. Monaghan, J. J. Smoothed Particle Hydrodynamics. *Rep. Prog. Phys.* 2005. V. 68. P. 1703-1759.

11. Monaghan, J. J. and Kos, Solitary waves on a Cretan beach. *J. Wtrwy. Port. Coastal and Ocean Engrg.* 1999. V. 125. P. 145–154.

12. Monaghan, J. J., and Lattanzio, J/C/ A refined method for astrophysical problems. *Astron. Asrtrophys.* 1985. V. 149. P. 135–143.

13. Monaghan, J. J., A. Kos, and Issa. Fluid motion generated by impact. *J. of Waterway, Port, Coastal and Ocean Engineering.* 2003. V. 129. P. 250–259.

14. Benz W. Smoothed Particle Hydrodynamics: A review in "The numerical Modelling of Nonlinear Stellar Pulsations: Problems and Prospects J.R. Butchler ed.. Kluwer Acad. 1990. P. 269-288.

15. Liu, G.R. Mesh Free methods: Moving beyond the finite element method. CRC Press, 2003. 692 p.

16. Wendland, H. Piecewise polynomial, positive definite and compactly supported radialfunctions os minimal degree. *Advances in computational Mathematics.* 1995. V. 4. P. 389–396.

17. Lucy, L. B. A numerical approach to the testing of the fission hepothesis. *Astron. J.* 1977. V. 82. P. 1013–1024.

18. Wood, D. Collapse and fragmentation of isothermal gas clouds. *MNRAS.* 1981. V. 194. P. 201–218.

19. Monaghan, J. J., Gingold, R. A. Shock Simulation by the Particle Method SPH. *J. Comput. Phys.* 1983. V. 52. P. 374–389.

20. Evrard, A. E. Beyond N-body: 3D cosmological gas dynamics. *MNRAS.* 1988. V. 235. P. 911- 934.

21. Loewenstein, M., Mathews, W. G. Adiabatic particle hydrodynamics in three dimensions. *J. Comput. Phys.* 1986. V. 62. P. 414-428.

22. Lo, E.Y.M., Shao, S., Simulation of near-shore solitary wave mechanics by an incompressible SPH method. *Applid Ocean Research*. 2002. V. 24. P. 275–286.
23. Gotoh, H., Shao S., Memita, T. SPH-LES model numerical investigation of wave interaction with partially immersed breakwater. *Coastal Engineering Journal*. 2004. V. 46. P. 39–63.
24. Pope, S.B. *Turbulent Flows*, Cambridge University Press, 2000, 806 p.
25. Dalrymple, R. A., Rogers B. D. Numerical Modelling of Water Wavws wihh the SPH Method, *Coastal Engineering*. 2006. V. 53. P. 141–147.
26. Batchelor, G. K. *Introduction to fluid dynamics*. Cambridge University Press. U.K. 1974
27. Bonet J., Lok T.-S. L. Variational and momentum preservation aspects of Smoothed Particle Hydrodynamic formulations. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg*. 1999. V. 180. P. 97–115.
28. Colagrossi A., Langrini M. Numerical simulation of interfacial flows by smoothed particle hydrodynamics. *J. Comp. Phys*. 2003. V. 191. P. 448–475.
29. Crespo A. J. C. Application of the Smoothed Particle Hydrodynamics model SPHysics free-surface hydrodynamics. PhD Thesis. Universidade de Vigo. 2008. 170 p.
30. Panizzo, A. Physical and Numerical Modelling of Subaerial Landstide Generated Waves. PhD thesis. Universita degli Stude di L'Aquila. 2004.
31. Shepard, D. A Two-Dimensional Interpolation Function for Irregularly-Spaced Data. *Proceedings of the 1968 ACV National Conference*, New York, 27–29 August 1968. 1968. P. 517–524.
32. Belytschko, T., Krongauz, Y., Dolbow, J., Gerlach, C. On the completeness of meshfree particle methods. *Int. J. Numer. Meth. Engng*. 1998. V. 43. P. 785–819.
33. Dilts, G.A. Moving-Least-Squares-Particle Hydrodynamics — I. Consistency and stability. *Int. J. Numer. Meth. Engng*. 1999. V. 44. P. 1115–1155.
34. Liu, W.-K., Li, S., Belytschko, T. Moving least-square reproducing kernel method (I) Methodology and convergence. *Comput. Methods, Appl. Mech. Engineering*. 1997. V. 143. P. 113–154.

3. КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ВОГНЕПАЛЬНОГО КУЛЬОВОГО РАНОВОГО КАНАЛУ ЗА ДОПОМОГОЮ ІМІТАТОРА БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Експериментальне дослідження було проведене на базі тиру Київського наукового-дослідного експертно-криміналістичного центру МВС України із залученням для проведення експериментів фахівців Державного наукового-дослідного експертно-криміналістичного центру МВС України. В якості імітатора біологічних тканин, використовували спеціальний сертифікований балістичний пластилін (ROMA PLASTILINA №.1, Ballistic Testing Backing Material), виробництва США (рис.3.1).



Рис. 3.1 Блок балістичного пластиліну (Ballistic Testing Backing Material)

Під час експериментів використані 10 блоків балістичного пластиліну у формі паралелепіпеда розмірами (40,0×24,0×28,0) см., в які виконували по одному пострілу з вогнепальної автоматичної стрілецької зброї АКС-74 (рис. 3.2), та карабін ZBROYAR Z-10 з оптичним прицілом (рис. 3), з відстані 25 метрів.



Рис. 3.2 Автомат «АКС-74»



Рис. 3.3 Напівавтоматичний карабін «ZBROYAR Z-10»

Експерименти проводились за нормальних умов довкілля (температура 25 °С, відносна вологість 72%, атмосферний тиск 738 мм рт/ст). Блоки балістичного пластиліну перед пострілом розігрівались до температури 28–32 °С. Для експериментальної стрільби використовували наступні боєприпаси: патрони 5,45×39 мм споряджені експансивними кулями типу «V-Мах» (рис. 3.4,1); військові 5,45 мм патрони з кулями «ПС» зі сталевим осердям (7Н6), (рис. 3.4,2); патрони 7,62×39 мм (рис. 3.4,3); патрони 7,62×39 мм споряджені експансивними кулями типу SP (рис.3.4,4).

Після проведених пострілів оцінювали розміри (см.) вхідного та вихідного отворів. У вхідний отвір заливали рідкий пластик — силіконполісистем (Rubber Silicone Liquid) Німеччина, який має властивість структуруватись приймаючи відповідну форму в середині балістичного пластиліну (рис.3.5 а,б). Через 20–30 хвилин рідкий пластик після заливання стає твердим. Пластик має два компоненти: А та В, які перед заливанням змішували у співвідношенні 1 : 1, ретельно перемішували 30–40 секунд до отримання однорідної маси, при температурі 22–25 °С, після чого розчин був готовий до використання. Для кращої візуалізації окремих типів куль використовували барвник зеленого кольору для куль з експансивними властивостями, та червоного кольору для звичайних куль (рис.3.6. а,б).



Рис. 3.4 (1, 2, 3, 4) Загальний вигляд патронів

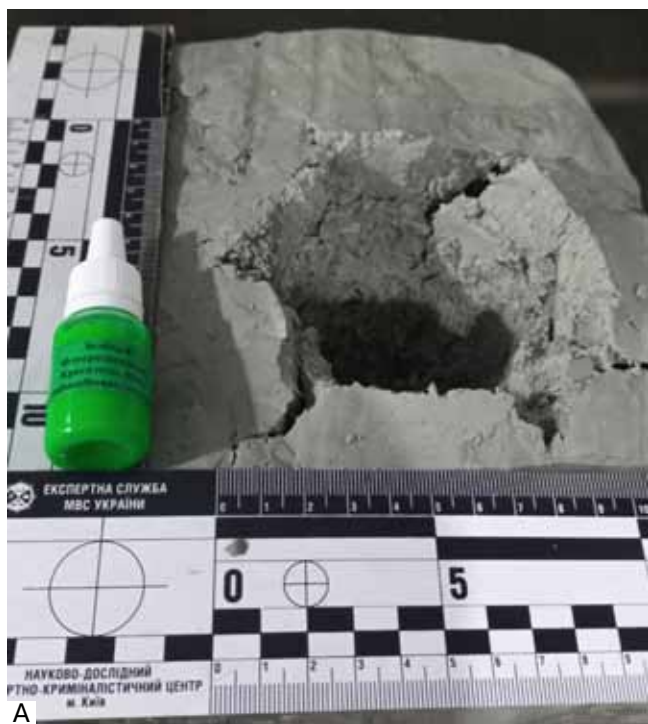


Рис. 3.5 Вхідний отвір (а) з заливкою форми (б) рідким пластиком

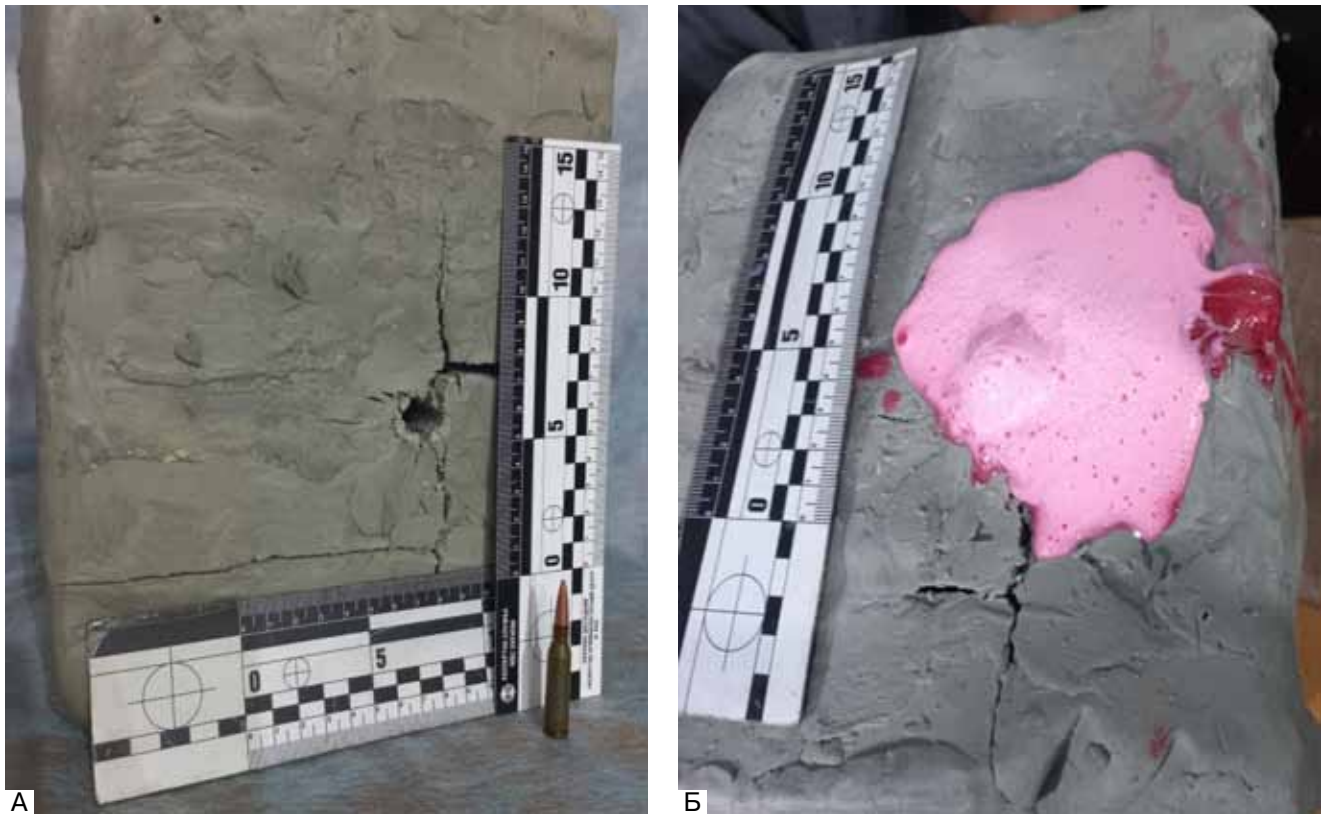


Рис.3.6 Вхідний отвір (а) з заливкою форми (б) рідким пластиком

Утворені форми через 30–40 хв., після структурування виймали з балістичного пластиліну очищували від нього і візуально оцінювали за формою та розмірами (см.). У подальшому візуалізували в них кулі та їх фрагменти, виконували рентгенологічне дослідження цих форм в двох проекціях на апараті OPERA T30 cs (Італія), (рис. 3.7).

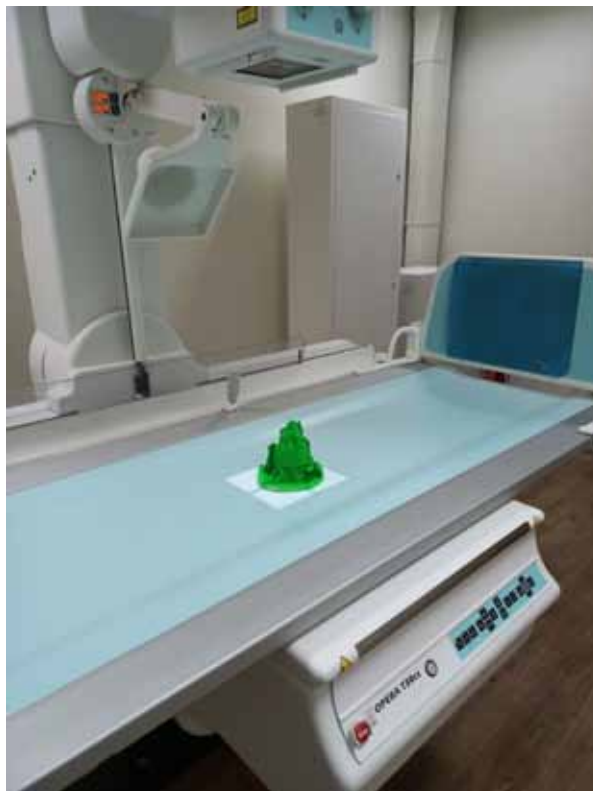


Рис. 3.7 Рентгенологічне дослідження на апараті OPERA T30 cs (Італія) отриманої пластикової форми

Статистичний аналіз отриманих результатів здійснений за допомогою пакету прикладних програм Statistica (StatSoftInc., США), версія 6.1 (ліцензійний №BX XR901E246022FA). Для кожного параметра визначали середнє значення та стандартну похибку середнього ($M \pm m$). Для порівняння відповідних показників незалежних груп застосовували непараметричний критерій Колмогорова-Смірнова. Різниця між відповідними показниками рахувалась значущою при $p \leq 0,05$.

За результатами проведеного експериментального дослідження нами було встановлено, що для кожної кулі була характерна своя форма та розміри вхідного та вихідного отвору на балістичному пластиліні. Так лише для військового 5,45 мм патрона з кулями «ПС» зі сталевим осердям (7Н6), були характерні властивості з наявністю вхідного та вихідного отворів, рис. 3.8 (а,б), відповідно 1,5 см., та 3,0 см.



Рис. 3.8 Вхідний (а), та вихідний (б) отвори 5,45 мм кулею «ПС» зі сталевим осердям (7Н6)

Для усіх інших боєприпасів — патронів 5,45×39 мм з експансивними кулями типу «V-Мах»; патронів 7,62×39 мм; патронів 7,62×39 мм з кулями типу SP, було характерним відсутність вихідного отвору. Такі особливості свідчили про наявність сліпого характеру ушкодження в балістичному пластиліні. Ряд авторів відмічають, що при таких пораненнях вся кінетична енергія передається від кулі в середину об'єкта пострілу призводячи до значних руйнацій [11]. На нашу думку це дуже важливо, при поступленні пораненого з ознаками такого ушкодження, тому що хірург має усвідомлювати, що характер ушкоджень органів та тканин на різних відстанях буде значно більшим, ніж при наскрізному пораненні. Від цього залежить швидкість та якість лікування пораненого, зокрема об'єм та тактика оперативного втручання, адже вона буде різною. По розмірам вхідного отвору найбільший був у кулі 7,62×39 мм з кулями типу SP — 10,0 см., (рис. 3.9). Меншим за розмірами у кулі 5,45×39 мм з експансивними властивостями типу «V-Мах» — 9,0 см., (рис.3.10). У кулі патронів 7,62×39 мм — 2,5 см (рис.3.11).

Відповідно по об'єму тимчасово пульсуючої порожнини було встановлено, що найбільший її розмір був у кулі патронів 7,62×39 мм — $852,0 \pm 1,3$ мл³., у кулі 7,62×39 мм типу SP — $517,5 \pm 1,4$ мл³., у кулі калібру 5,45×39 мм з експансивними властивостями типу «V-Мах» — $378,5 \pm 1,5$ мл³., найменший її розмір був у 5,45 мм патрона з кулями «ПС» зі сталевим осердям (7Н6) — $253,5 \pm 2,1$ мл³. Отримані результати вимірювання (см.,) вхідного та вихідного отворів, об'єму тимчасово пульсуючої порожнини представлені в таблиці 3.1.



Рис. 3.9 Вхідний отвір при пострілі кулі 7,62×39 мм типу SP



Рис. 3.10 Вхідний отвір при пострілі кулі 5,45×39 мм з експансивними кулями типу «V-Max»



Рис. 3.11 Вхідний отвір при пострілі кулі 7,62×39 мм

Таблиця 3.1

Показники балістики ранихих снарядів

Група	Калібр патрона та тип кулі	Показники		
		Діаметр вхідного отвору $M \pm m$ (см)	Діаметр вихідного отвору $M \pm m$ (см)	Об'єм тимчасової пульсуючої порожнини $M \pm m$ (мл ³)
1	5,45×39 ПС	1,52±0,03*	2,96±0,04	253,5±2,1*
2	5,45×39 V-max	8,85±0,06*	немає	378,5±1,5*
3	7,62×39 ПС	2,44±0,03*	немає	852,0±1,3*
4	7,62×39 SP	10,43±0,09*	немає	517,5±1,4*

Примітка: * — показник достовірно відрізняється від всіх відповідних показників в інших групах дослідів $p < 0,001$.

Отримані пластикові форми ранового каналу та тимчасово пульсуючої порожнини різних куль представлені на рис.3.12, рис.3.13, рис.3.14, рис. 3.15.



Рис. 3.12 Пластикова форма при пострілі 5,45 мм кулею «ПС» зі сталевим осердям (7Н6)



Рис.3.14 Пластикова форма при пострілі кулі калібру 7,62x39 мм



Рис. 3.13 Пластикова форма при пострілі кулі калібру 5,45x39 мм з експансивними кулями типу «V-Max»



Рис. 3.15 Пластикова форма при пострілі кулі калібру 7,62x39 мм типу SP

Загальний вигляд отриманих пластикових форм після вогнепальних пострілів різними бойовими патронами представлений на рис. 3.16.

Таким чином, проведено нами експериментальне дослідження по моделюванню сучасного ранового каналу на балістичному пластиліні, як імітаторі біологічних тканин і дозволило нам, змоделювати всі компоненти вогнепального поранення в біологічних тканинах а саме: вхідний та вихідний отвори, рановий канал, тимчасово пульсуючу порожнину. Отримані пластикові форми при пострілах різними кулями, відрізняються не тільки по своїм розмірам, формі, но і по об'єму тимчасово пульсуючої порожнини, що характеризує балістичні властивості різних куль, які потрібно враховувати в клінічній роботі при наданні допомоги, зокрема виконанні первинної хірургічної обробки та визначені в об'ємі хірургічного втручання. Адже кожна з отриманих форм вказує на довжину, ширину та об'єм ураження. Крім того, отримані пластикові форми є багаторазовими та можуть бути предметом подальшого вивчення за допомогою інших методик.



Рис. 3.16 Загальний вид отриманих пластикових форм ранових каналів, тимчасово пульсуючих порожнин

За результатами рентгенологічного дослідження пластикових форм нами були отримані наступні результати: для форми від пострілу патрона 5,45×39 мм з кулями «ПС» зі сталевим осердям (7Н6), враховуючи наскрізний характер ушкодження балістичного пластиліну, межі вхідного та вихідного отвору чітко візуалізовані, тимчасово пульсуюча порожнина має веретеноподібну рівну форму. За рахунок осаднення свинця від оболонки кулі на стінках тимчасово пульсуючої порожнини та вихідного отвору спостерігаються множинні мілкі поодинокі металеві осколки (рис. 17). Для форми від пострілу патронів 5,45×39 мм з експансивними кулями типу «V-Мах», були характерними сліпий характер ушкодження з наявністю металеві фрагментованої кулі в сліпом рановому каналі, та множинних мілких металевих осколків розмірами від 0,1 до 0,3 мм., розташування осколків від вхідного отвору з більшою локалізацією в тимчасово пульсуючій порожнині, яка має конусоподібну широку форму з нечіткими краями з наявністю додаткових радіарних розривів, на які вказує автор [7], як еквівалент пошкоджуючої дії ранячого снаряду (рис. 3.18), (рис.3.19).



Рис. 3.17 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 5,45x39 ПС (1 — вхідний отвір, 2 — тимчасово пульсуюча порожнина, 3 — вихідний отвір)

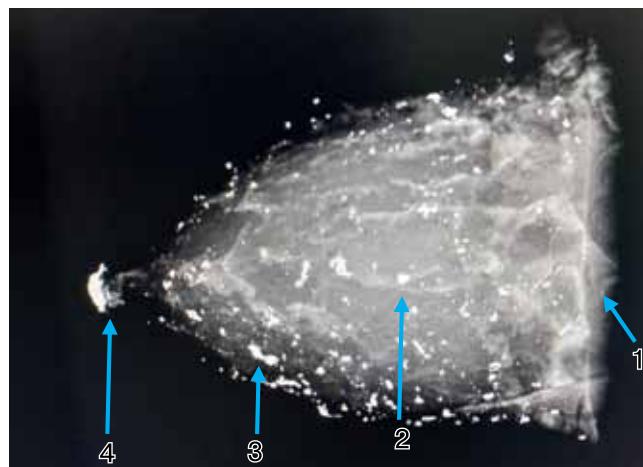


Рис.3.18 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 5,45x39 типу «V-Мах», (1 — вхідний отвір, 2 — тимчасово пульсуюча порожнина, 3 — металеві осколки, 4 — фрагментована куля)

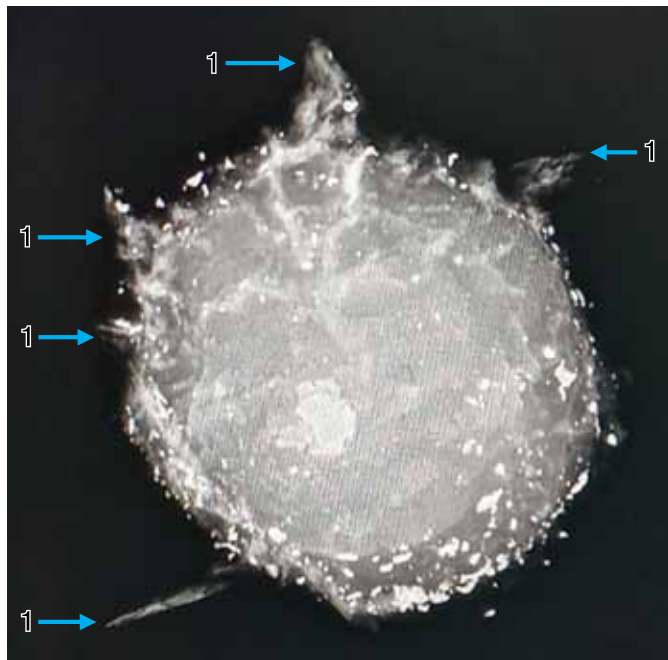


Рис. 3.19 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 5,45x39 типу «V-Max» (вид зверху)
(1 — радіарні розриви)

Для форми від пострілу патронів 7,62x39 мм, було характерним сліпий характер ушкодження, з фрагментацією кулі на множинні осколки розмірами від 0,5 до 0,8 мм., з переважним розташуванням їх в тимчасово пульсуючій порожнині, яка має неправильну велику веретеноподібну форму з ділянками радіарних розривів, прослідковується вхідний отвір рановий канал та основа вихідного каналу сліпим ходом (рис. 3.20), (рис. 3.21).



Рис. 3.20 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 7,62x39 мм, (1 — вхідний отвір, 2 — тимчасово пульсуюча порожнина, 3 — металеві осколки, 4 — радіарні розриви)

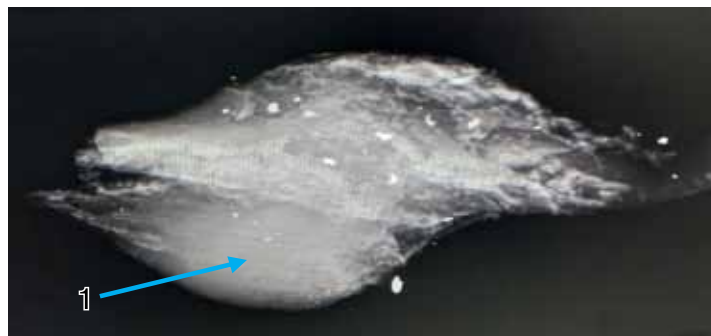


Рис. 3.21 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 7,62x39 мм,
(1 — тимчасово пульсуюча порожнина)

Для форми від пострілу патронів калібру 7,62×39 мм з кулями типу SP, було характерним також сліпий характер ушкодження з наявністю фрагментованої та деформованої кулі, яка знаходилась на основі сліпого каналу, її осколки знаходились в тимчасово пульсуючій порожнині на різних відстанях, були множинними від 0,2×0,3 мм., до 0,5×0,9 мм., форма була видовженою високою до 20,0 см., діагностовані радіарні розриви (рис. 3.22), (рис. 3.23).

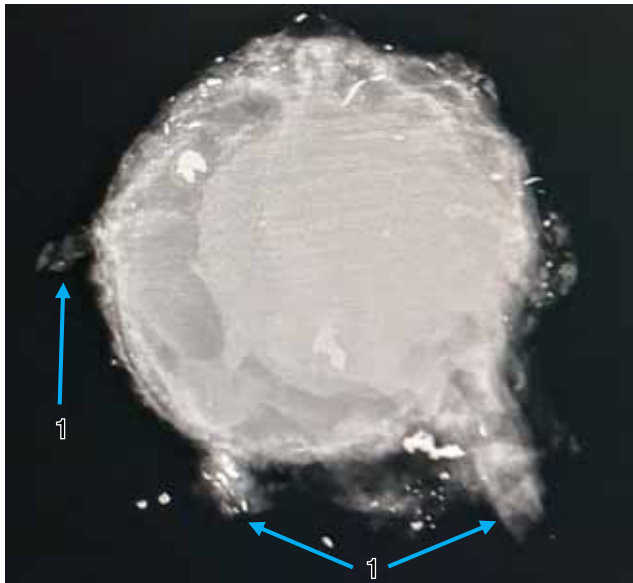


Рис. 3.22 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 7,62x39 мм SP, (вид зверху) (1 — радіарні розриви)



Рис. 3.23 Рентгенограма пластикової форми пострілу кулі 7,62x39 мм SP, (1 — металеві осколки, 2 — вхідний отвір)

Ми не знайшли в доступній нам літературі повідомлень про опис рентгенограм саме експериментальних форм ранового каналу з наявністю металевих куль та її фрагментів в експерименті. Тому описані нами результати мають неординарне клінічне значення. Під час надходженні пораненого на 2 рівень медичного забезпечення — рівень військово мобільного госпіталя, за результатами рентгенограм відповідно до наших даних, хірург

маже спрогнозувати характер та об'єм ураження різними типами куль. Може врахувати траєкторію польоту кулі, які анатомічні органи та тканини можуть бути пошкодженні, попередньо оцінити характер цих ушкоджень, визначити топічну локалізації кулі та її фрагментів для їх наступного видалення. Особливу увагу, на нашу думку, слід звернути на діагностовані нами радіарні розриви, адже вони є важливими і впливають на розвиток різних важких післяопераційних ускладнень; неспроможності анастомозів, ерозивних кровотеч, перфорацій порожнистих органів та інших. Отримані нами дані допоможуть у лікувально-діагностичному алгоритмі надання допомоги пораненим від сучасної вогнепальної зброї на різних рівнях надання допомоги.

3.1 Резюме

Таким чином, авторам вдалось в експерименті за допомогою балістичного пластиліну отримати модель сучасного вогнепального ранового каналу різними типами куль у вигляді пластикових форм, які дозволили провести їх дослідження. Різні типи куль мають різні за розмірами вхідні отвори та різні об'єми тимчасово пульсуючої порожнини, що статистично підтверджено. Кулі з експансивними властивостями характеризуються сліпим ураженням, що підсилює їх руйнівну дію за рахунок кінетичної енергії повністю направленою всередину об'єкта з наявністю радіарних розривів. Рентгенологічне обстеження отриманих форм довело різницю в характері пошкодження різними кулями з наявністю фрагментації куль та їх осколків на різних відстанях ранового каналу та тимчасово пульсуючої порожнини, що є важливим для клінічної роботи у виборі хірургічної тактики.

Список літератури

1. Wound Ballistics: Basics and Applications / P.Beal., M.Robin, A.Markus Rothschild, M.Thali. // Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2011, P.2-10.
2. Hill P.F. Small fragment wounds: Biophysics, pathophysiology and principles of management. / P.F. Hill, D.P.Edwards, G.W.Bowyer // J.R. Army Med. Corps. — 2001. — Vol.147. — P. 41-51.
3. Филипчук О.В., Гуров А.М. Особенности применения баллистического желатина как имитатора биологических тканей человека // Судово-медична експертиза — Випуск (15). — 2015. С. 367.
4. Khomenko IP, Willow AB, Khoroshun EM. [Characteristics of combat injuries, shortcomings and access to injured and injured in the minds of anti-terrorist operations]. Science and practice. 2016;1-2:27-31. Ukrainian.
5. Bird SM, Fairweather CB. Military fatality rates (by cause) in Afghanistan and Iraq: a measure of hostilities. Int J Epidemiol. 2007;36(4):841-846.
6. Chattar-Cora D, Perez-Nieves R, McKinlay A, Kunasz M, Delaney R, Lyons R. Operation Iraqi Freedom: a report on a series of soldiers treated with free tissue transfer by a plastic surgery service. Ann. Plast. Surg. 2007;58(2):200-206.
7. Щербак В.В. Особливості формування тимчасово пульсуючої порожнини при пострілах із пістолетів “ФОРТ” // Український журнал медицини, біології та спорту — Том 4, №1 (17) — 2018. С. 225-226.
8. Jussila J. Measurement of kinetic energy dissipation with gelatine fissure formation with special reference to gelatine validation. Forensic Sci Int. 2005; 150: 53–62. PMID: 15837008. DOI: 10.1016/j.forsciint.2004.06.038.
9. Jussila J. Wound ballistic simulation: assessment of the legitimacy of law enforcement firearms ammunition by means of wound ballistic simulation. Helsinki, 2005. 112 p.
10. Kneubuehl BP, Coupland RM, Rothschild MA, Thali MJ. Wound Ballistics: basics and applications. Berlin: SpringerVerlag; 2011. 496 p.
11. Воєнно-польова хірургія / за ред. Я.Л.Заруцького, В.Я. Білого.- К.: В 63 Фенікс, 2018. — С.48.

4. МОДЕЛІ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ М'ЯКИХ ТКАНИН БЕЗ НАЯВНИХ СТОРОННІХ ТІЛ

4.1 Методи досліджень вогнепальних поранень на небіологічних і біологічних моделях м'яких тканин

Експериментальна частина роботи складалася з моделювання кульових та осколкових поранень з дотриманням правил безпеки відповідно до існуючих нормативів [9]. Безпосереднє консультування та здійснення пострілів зі стрілецької зброї виконував майстер спорту СРСР з стендової стрільби, 14 кратний чемпіон «Динамо-Харків» зі стендової стрільби, Кучеренко С.М. Підриви вибухових пристроїв виконували співробітники Науково-дослідного експертно-криміналістичного центру Головного управління Міністерства внутрішніх справ України (ГУ МВС) в Харківській області (начальник центру, полковник поліції Перлин С.І.). План і графік проведення стрілецьких і підривних робіт був узгоджений зі Службою безпеки України (СБУ) у Харківській області. Моделювання із застосуванням стрілецької зброї здійснено у спеціалізованому сертифікованому стрілецькому тирі ТОВ «Латек» (м. Харків, вул. Динамівська, 3). Осколкові поранення моделювалися на спеціалізованому підривному майданчику МВС України (Харківська область, Дергачівський район, с. Руська Лозова).

Експериментальну частину роботи умовно можна розділити на два етапи. На першому етапі експерименту здійснено визначення виду зброї та дистанції від місця пострілу (підриву) до об'єкту ураження із застосуванням небіологічних матеріалів. Етап небіологічного моделювання вогнепальних поранень був необхідним для вибору оптимальних умов проведення експериментів на тваринах і визначення руйнувань небіологічних тканин, схожих за своїми характеристиками з м'якими тканинами людини, насамперед, вибір матеріалу для імітації біологічних тканин. З огляду на етичну сторону запланованих експериментів з лабораторними тваринами, першочерговим завданням цієї частини експерименту було визначення виду зброї і боєприпасів, дистанції пострілів і вибухів, з метою мінімізації летальних випадків експериментальних тварин в гострому періоді травми, але, в той же час, нанесення достатніх пошкоджень для можливості їх подальшої оцінки та лікування.

З цією метою було вивчено балістичну дію вражаючих елементів при застосуванні стрілецької та вибухової зброї (табл. 4.1).

Таблиця 4.1

Характеристика вражаючих елементів стрілецької та вибухової зброї

Найменування зброї	Калібр, мм	Початкова швидкість кулі (осколка), м/сек	Маса кулі (осколка), грам	Дульна енергія/початкова енергія осколків, Дж
Пневматична гвинтівка МР-532	4,5	140-173	0,5	7,5
Пневматична гвинтівка «Чайка-12» (ООО «ЛІАТЭЖ»)	4,5	240-330	0,45-0,68	15-20
Малокаліберна гвинтівка «Урал»	5,6	340-380	2,6	140
Пістолет «Форт-12»	3,5	430	0,9-1,1	45-50
Карабін «КСС»	7,62	725-780	7,7-7,9	1800-2060
Граната Ф-1 (200-290 осколків з сталювого чавуну)	3-6	730-800	1,6-2,0	420-640
Граната РГН (220-300 алюмінієвих осколків)	2-5	620-700	0,2-0,42	570-900
Саморобний вибуховий пристрій (200 сталювих осколків 90 г. вибухової речовини)	3,5	580-630	0,9-1,1	160-210

Загальновідомим матеріалом для імітації біологічних тканин під час експериментів з вогнепальною зброєю є желатинові блоки, які за своєю щільністю схожі з м'якими тканинами людини. Але на сьогодні з'явилися матеріали, які володіють схожими характеристиками, але більш доступні для експериментального застосування, зокрема, це пінополістерол заданої щільності.

Можливість використання цього матеріалу було вивчено в експерименті із застосуванням: 8% (щільність 960 кг/м³) та 20% (щільність 1050 кг/м³) желатину у вигляді блоків 5×20×20 см, полістирольного пінопласту ПС-1-600 зі щільністю 600 кг/м³ блоками 25,0×15,0×3,0 см і полістиролу марки ПСМ-115 зі щільністю 1050 кг/м³ блоками 25,0×15,0×3,0 см. В результаті порівняльного аналізу встановлено, що за характеристиками кульового каналу найбільш близькими виявилися блоки з 20% желатину та з пінополістеролу ПСМ-115 — не виявлено статистично значимих розходжень у довжині кульового каналу та розміру вхідного отвору ($p > 0,05$ за t -критерієм при усіх застосованих видах зброї); такі закономірності виявлено й при порівнянні 8% желатину та пінополістеролу ПС-1-600 ($p > 0,05$ за t -критерієм при усіх застосованих видах зброї).

Однак одношарова модель не відповідає реальним анатомічним умовам структури м'яких тканин біологічних об'єктів. В реальних умовах при пораненнях вражаючі елементи зброї проходять кілька шарів — шкіру, підшкірну жирову клітковину, фасції та м'язи. Відповідно до цього, було розроблено багатошарову модель, яка за своїми характеристиками наближається до реальних анатомічних умов людини [7].

З цією метою формуються блоки, які складаються з наступних шарів (рис. 4.1):

1. Військова форма (зимова або літня);
2. Імітатор шкіри людини — поліетилен товщиною 0,2 мм (щільність 940 г/см³);
3. Імітатор підшкірно-жирової клітковини — желатин 8% товщиною 20 мм (або пінополістерол ПС-1-600 — товщиною 50 мм);
4. Імітатор поверхневої фасції м'яза або апоневрозу — поліетилен товщиною 0,1 мм (щільність 940 г/см³).
5. Імітатор м'язів — желатин 20% товщиною 50 мм (або пінополістерол ПСМ-115 — товщиною 50 мм).

Після чого всі шари моделі щільно з'єднують по краях за допомогою липкої стрічки (скотч), гумових джгутів або іншим підручним способом.

Запропонований спосіб, за рахунок пошарового анатомо-топографічного моделювання м'яких тканин ділянки тіла, що найчастіше вражається (стегно), дозволяє найбільш наближено до реальних умов змоделювати вогнепальні поранення для перевірки ушкоджуючої дії зброї, ефективності захисних властивостей засобів захисту та інші.

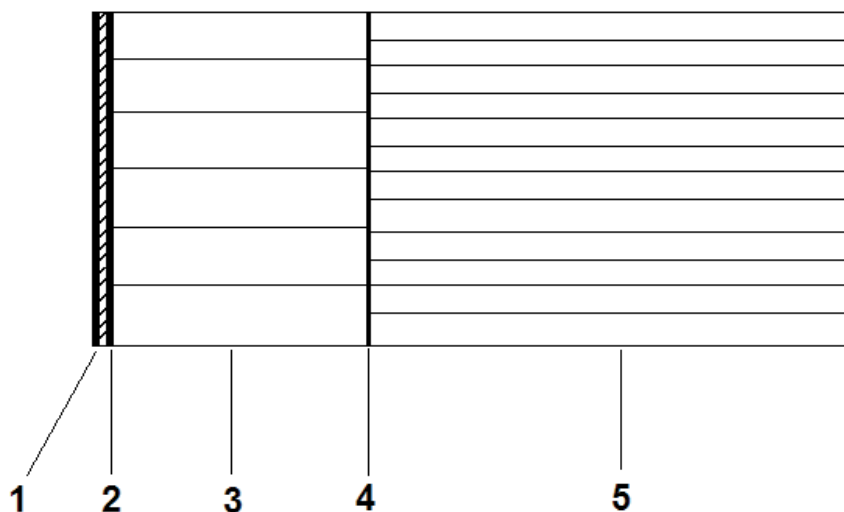


Рис. 4.1 Схема небіологічної багатошарової моделювання м'яких тканин:

1 — військова форма (зимова або літня) 2 — поліетилен товщиною 0,2 мм; 3 — желатин 8% товщиною 20 мм; 4 — поліетилен товщиною 0,1 мм; 5 — желатин 20% товщиною 50 мм

Цей спосіб небіологічного моделювання відтворює основні фізичні та анатомічні параметри м'яких тканин людини: згідно з наявними науковими даними щільність підшкірної клітковини людини дорівнює $920-960 \text{ кг/м}^3$, а м'язів $1040-1100 \text{ кг/м}^3$ [2]. Слід зазначити, що в моделі можна використовувати желатинові блоки, однак, у зв'язку з трудомісткості їх приготування, з обмеженим терміном їх зберігання та неможливістю моделювання при високих температурах повітря навколишнього середовища (температура плавлення желатину складає у середньому 35°C) гарною альтернативою є застосування пінополістерольних блоків відповідної товщини та щільності.

Наступним завданням цього етапу експерименту було визначення оптимальної дистанції та виду зброї. Для порівняння руйнівної дії зброї були виконані серії пострілів з дистанції 3,0 м; 10,0 м та 30,0 м з наступним вимірюванням довжини кульового каналу, величини вхідного отвору, а при наскрізному проходженні кулі й вихідного отворів [8]. Встановлено, що постріли з карабіну СКС на всіх дистанціях супроводжувалися повношаровим руйнуванням як желатинових, так і пінополістерольних блоків. При цьому, величина вихідного отвору майже у 2,5 рази перевищувала величину вхідного отвору. Це свідчило про дуже велику руйнівну дію цієї зброї на цих дистанціях і для подальших біологічних експериментів на кроликах її не використовували.

При застосуванні іншої зброї після пострілів у більшості випадків отримано сліпі руйнування блоків (з відсутністю вихідного отвору). Аналіз довжини кульового каналу, вхідного та вихідного отворів виявив, що при застосуванні пневматичної гвинтівки МР-532 с дистанції 10,0 та 30,0 м куля пробиває лише поверхневі шари та зупиняється на рівні підшкірної клітковини (довжина кульового каналу у середньому 6 ± 2 мм). При пострілі на дистанції 3,0 м — куля повністю проходить шар, якій відповідає підшкірно-жировій клітковині, але зупиняється на рівні першої третини шару, якій відповідає м'язам. Тобто, незалежно від дистанції пострілу руйнування експериментальних багатошарових блоків є поверхневим. При цьому, гвинтівку МР-532 можна заряджати кулями довільної форми, тому цей від зброї був використаний для моделювання поверхневих осколкових поранень.

Застосування гвинтівки «Урал» з калібром 5,6 мм дозволяло отримати як наскрізні так і сліпі балістичні канали в залежності від дистанції пострілів.

У пістолеті «Форт-12» за рахунок застосування патрону Флобера є технічна можливість заряджання його окрім штатних шарикових або гумових кулями довільної форми імітуючими осколками. Однак використання штатного патрону Флобера надавало вхідні та вихідні отвори діаметром 11-18 мм, які були занадто великими для проведення експерименту на тваринах. При заряджанні металевими шурупами СМК 3,5x9,5 («саморіз») обрізаними без шляпки з масою 0,9-1,1 гр удавалось отримати як наскрізні так й сліпі балістичні канали з різних дистанцій;

Для підтвердження адекватності моделі м'яких тканин та відповідності вибору зброї та боеприпасів при моделюванні вогнепальних кульових, осколкових та мінно-вибухових поранень біли виконані постріли з пневматичної гвинтівки МР-532 (обрізками сталльної проволочки масою 0,5 г), з пістолету «Форт-12», малокаліберної гвинтівки «Урал», карабіну СКС та підриви боеприпасів (гранати РГН, Ф-1, саморобний вибуховий пристрій на основі «Пластиду») у сконструйовану багатошарову модель м'яких тканин чоловіка.

При виконанні пострілів та підривів у багатошарової моделі спостерігались явища транспозиції, транслокації різних слоїв, бокових розривів, дроблення модельованих тканин виражені в різній мірі в залежності від виду зброї та дистанції ураження.

При моделюванні вибухових осколкових вогнепальних поранень апробовано гранати Ф-1, РГН та саморобні вибухові пристрої (СВП) з пластидом (ПВВ-5А). При підривах на дистанції 1,0 м спостерігалася значна дія порохових газів, повне закопчення та забруднення об'єкту. При більшій дистанції ми зіткнулися з непрогнозованим сектором розсіювання і розльоту осколків сучасних гранат і малою вірогідністю влучення осколка в ціль. Так при пробних підривах 20 боеприпасів (5 гранат Ф-1 і 10 РГН і 5 СВП на основі пластиду) тільки в 2 (10%) випадках осколочки потрапили в заплановану ціль розміром $10,0 \times 10,0$ см, що знаходилась на відстані 3,0 м від джерела вибуху.

З метою моделювання осколкового поранення заданої ділянки об'єкту, підвищення точності попадання вражаючих елементів в ціль, дозування ушкоджуючої дії осколків, а також для отримання ушкоджень від осколків прямої дії та в результаті рикошету був розроблений та використаний пристрій-концентратор з фільтром для моделювання мінно-вибухових і вогнепальних поранень (рис. 4.2) [6].

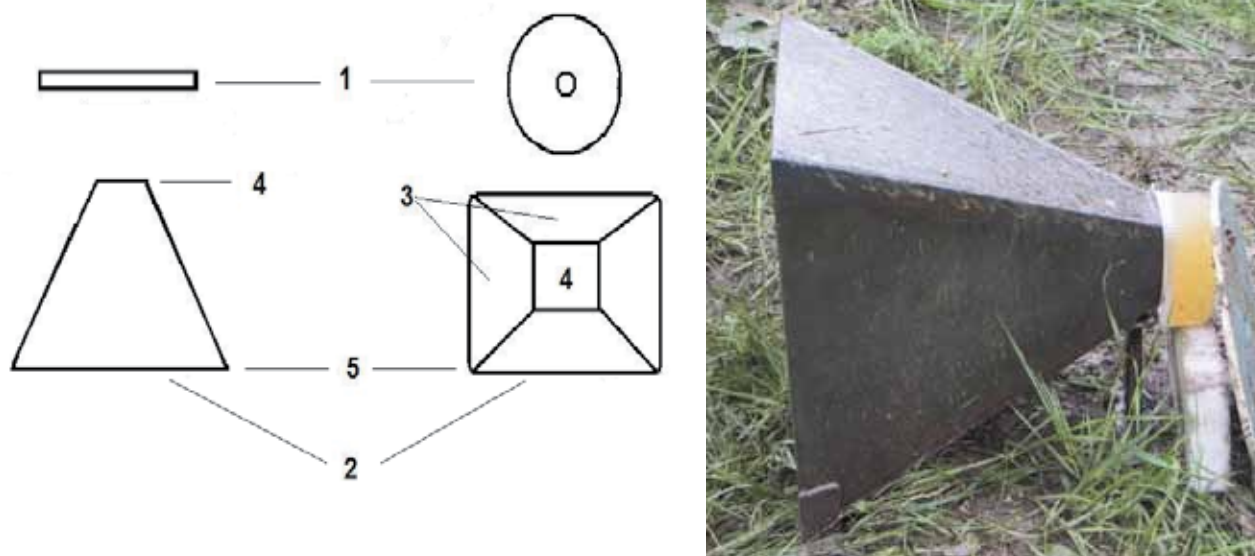


Рис. 4.2 Схема пристрою-концентратора (а) та його загальний вигляд (б) для моделювання мінно-вибухових поранень та вогнепальних осколкових поранень:

1 — фільтр; 2 — корпус концентратора у вигляді усіченої піраміди; 3 — стінки-відбивачі пристрою (см. патент); 4 — горловина з найменшим розміром 100 x 100 мм; 5 — горловина з найбільшим розміром 500 x 500 мм

Для цього пристрій-концентратор встановлювали та фіксували на ґрунті за допомогою металевої арматури. Впритул до найменшого отвору фіксували фільтр у вигляді металевого диска діаметром 450 мм з товщиною металу 10 мм і отвором в центрі із заданим діаметром та експериментальну модель (тварина, броньовані плита, бронезилет, каска, модель-імітатор м'яких тканин та ін.). Вибуховий пристрій фіксували на певній відстані (в залежності від його потужності і цілей дослідження) від пристрою-концентратора напроти широкої горловини таким чином, щоб він знаходився на одній лінії з запланованим місцем поранення, на рівні проекції центру малої горловини. Підрив здійснювали дистанційно електричним способом з дотриманням заходів безпеки при поводженні з вибуховими пристроями, згідно чинних нормативів.

Також було встановлено, що при використанні пристрою-концентратора без фільтра, площа контакту осколків з експериментальною моделлю збільшувалася. Тому, в залежності від вибору діаметру отвору в фільтрі, представляється можливим точно планувати місце ушкодження на об'єкті моделювання.

Виконано 24 вибухів гранат РГН, 6 вибухів гранат Ф-1 та 8 вибухів саморобних вибухових пристрів на відстані 2,0 м та 3,0 м. Встановлено, що підриви гранати Ф-1 супроводжувалися значною вибуховою хвилею, важкі осколки призводили до значних руйнувань тканин та загибелі тварин, а вибухи саморобних пристроїв з'явилися досить не прогнозованими. Оптимальне ураження мішені досягнуто при застосуванні гранати РГН на відстані 2,0 м. Використання пристрою-концентратора при підривах РГН дозволило отримати осколкові ураження в 7 з 8 вибухів (88%).

Таким чином, в результаті небіологічного етапу експерименту для подальшого біологічного моделювання обрано наступні моделі:

1) моделювання поверхневих осколкових поранень — постріли з пневматичної гвинтівки МР-532 з дистанції 3,0 м. З метою максимального наближення до реальних умов гвинтівки заряджали осколками (фрагменти сталеві проволочки масою до 2,0 г), нагрітими до 50 °С;

2) моделювання глибоких поранень осколками зі більшою кінетичною енергією — постріли з пістолету Форт-12, зарядженим обрізаними (без шляпки) металевими шурупами СМК 3,5×9,5 («саморіз») масою 0,9–1,1 гр з дистанції 3,0 м;

3) моделювання кульових поранень — постріли з малокаліберної гвинтівки «Урал» з дистанції 3,0 м;

4) моделювання мінно-вибухових осколкових поранень — підриг гранати РГН на відстані 2,0 м з використанням пристрою-концентратора.

На другому етапі експериментальної частини роботи здійснено моделювання вогнепальних поранень у живих тварин. З цією метою були використані 120 племінних кроликів, однієї лінії, породи «Шиншила», чоловічої статі, віком (15±1) тижнів, масою 2200–3000 г. (у середньому (2620±120) г).

Тварини були вирощені на кролефермі сертифікованого господарства «Зміївське», сел. Таранівка, Зміївського району, Харківської області. Перед проведенням експериментів всі тварини проходили акліматизацію протягом 7-и днів. Акліматизація проводилася в боксах карантинного приміщення. Утримання тварин проводилося в боксах постійного утримання віварію ХМАПО, в стандартних умовах — природна зміна світла і темряви, температура повітря при утриманні тварин становила 21±2°C. Всі тварини отримували однакове збалансоване дозоване помірно-калорійне харчування змішаним кормом згідно раціону для лабораторних кроликів [1; 10]. Безперешкодний доступ кроликів до їжі і води був забезпечений цілодобово. Протягом 7-и днів до проведення експерименту кроликів фіксували в розробленому нами лабораторному верстаті для кращої адаптації до умов експерименту. Безпосередньо перед проведенням експерименту кроликів фіксували в 4-х точках за кінцівки в спеціально розробленому і виготовленому верстаті.

Утримання, догляд за тваринами і методи експериментальної роботи були виконані відповідно до національних (Закон України №3447-IV «Про захист тварин від жорстокого поводження»; розпорядження МОЗ України №32 від 22.02.88 р.; «Правила виконання робіт з використанням експериментальних тварин», затвердженими наказом МОЗ України та Законом України «Про захист тварин від жорсткого звернення» (№1759-VI від 15.12.2009) та міжнародних етичних норм: Гельсінкська декларація 1975 р. і її перегляду 1983 р., «Європейська конвенція про захист хребетних тварин, які використовуються в експериментальних та інших цілях» (Страсбург, Франція, 1985), Директива Ради Європейського Співтовариства від 24.11.86 р., модельний закон «Про поводження з тваринами» прийнятий на 29 пленарному засіданні Міжпарламентської Асамблеї держав-учасниць СНД (Постанова №29-17 від 31 жовтня 2007 року).

Протоколи досліджень, з використанням лабораторних тварин були узгоджені з етичної комісією ВМКЦ ПнР (позитивне рішення Комісії з питань етики ВМКЦ ПнР №3/2 від 12.03.2015 р. «Про проведення досліджень вогнепальних поранень м'яких тканин з використанням лабораторних тварин»). Проводилось знеболювання всіх лабораторних тварин за 20 хвилин до проведення експериментів препаратом налбуфин в дозі 0,1 мл внутрішньом'язово.

Виконано 4 серії експериментів на тваринах:

I серія (30 тварин) — моделювання поверхневих осколкових поранень з використанням гвинтівки МР-532 з нагрітими сталевими осколками;

II серія (30 тварин) — моделювання глибоких осколкових поранень з використанням пістолету «Форт-12»;

III серія (30 тварин) — моделювання кульових поранень з використанням малокаліберної гвинтівки «Урал»;

IV серія (30 тварин) — моделювання мінно-вибухових поранень з використанням пристрою-концентратора з підригом гранати РГН на відстані 2,0 м.

У II–IV серіях експериментального моделювання проводилося хірургічне та місцеве лікування лабораторних тварин:

— за стандартною методикою (обробка 0,05% розчином хлоргексидину біглюконату з накладанням пов'язки з маззю «Левомеколь», яка містить 0,0075 г хлорамфеніколу, 0,04 г метілурацилу в 1 г на основі поліетіленоксиду 1500 та 400) — по 6 тварин,

- із застосуванням нових технологій: мазьові пов'язки («Левомеколь») та фотодинамічна терапія (ФДТ) — по 6 тварин,
- мазьові пов'язки («Левомеколь») та вакуум-терапія (ВАК) — по 6 тварин;
- пов'язка «Гідрофера» — по 6 тварин.

В експериментальній частині роботи застосовано планіметрична оцінка рани, гістологічне та електронно-мікроскопічне дослідження тканин ранового каналу, бактеріологічне дослідження ранового ексудату.

Гістологічне та бактеріологічне дослідження виконані за методиками, аналогічними клінічній частині роботи. Дослідження виконували на 3, 7, 14 та 30 добу експерименту.

Електронна мікроскопія виконувалась на 30 та 60-у добу експерименту (після повного загоєння рани). Електронно-мікроскопічному дослідженню піддавалися шматочки шкіри, підшкірно-жирової клітковини, м'язів, вмісту ранового каналу лабораторних тварин (кроликів). Відразу після видалення гострим одноразовим лезом на восковій пластині, шматочки тканин розміром 1,0x1,0x1,0 мм, поміщали для попередньої фіксації в 2,5% -ний забуферений розчин глютарового альдегіду на 5–6 годин при температурі 4°C. Після закінчення попередньої фіксації, шматочки тканини промивали в буферному розчині і поміщали в 1% забуферений розчин чотирьох окису осмію на 2–3 години при температурі 4°C. Тканину зневоднювали в спиртах зростаючої концентрації і ацетоні, просочували сумішшю епоксидних смол (епо-аралдіт) і укладали в блоки за загальноприйнятими методиками. Полімеризацію блоків проводили в термостаті при температурі 60°C протягом двох діб.

З отриманих блоків, на ультрамікроскопі ЛКВ-III (Швеція) (виготовляли ультратонкі зрізи, які після контрастування цитратом свинцю вивчали під електронним мікроскопом ПЕМ-125К при прискорюючій напрузі 75 кВ. Збільшення підбиралось адекватне цілям дослідження і коливалось в межах 20000-60000 крат. Контролем якості гістологічної обробки тканини служили біоптати інтактних експериментальних тварин.

Підготовку і електронне сканування препаратів виконувалися в лабораторії морфології та електронної мікроскопії НМУ ім. А.А. Богомольця, (зав. лабораторією, д. мед. наук, проф. Дьяченко Л.А, ст. лаборант Кривошеєва О.І.). Опис і аналіз препаратів проводився спільно з завідувачем лабораторії патоморфології та експериментальної хірургії ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України», к. біол. наук, Невзоровим В.П.

Крім цього, для з'ясування точності планіметричної оцінки ран за допомогою розробленого інструменту [4] та об'єму ран за допомогою розробленого способу [5] застосовано біологічне невітальне моделювання. В якості мішені для ураження використано шматки свіжого частково охолодженого свинячого м'яса (підгорок) масою 2,0–2,5 кг. Виконано серію з 10 пострілів з пневматичної рушниці «Чайка-12», 10 пострілів дрібнокаліберної гвинтівки «Урал» і 10 пострілів з карабіну «СКС» з відстані 20 м. Експеримент виконано у сертифікованому стрілецькому тирі ТОВ «Латек». У подальшому рани та ранові канали у шматках м'яса вимірювалися 3 способами: за допомогою лінійки, УЗД (апарат Voluson 730 Pro) та СКТ (апарат Toshiba Activion 16) з наступною порівняльною оцінкою отриманих результатів. Результати СКТ визнавалися як найбільш точні.

Отримані в експериментальній та клінічній частині роботи дані оброблено за допомогою пакета статистичних програм SPSS for Windows Release 19,0 з урахуванням рекомендацій до медико-біологічних досліджень (Стентон Гланц). Кількісні показники, перевірені на нормальність розподілу за допомогою критерію Колмагорова-Смирнова та Лілієфорса, відповідали нормальному розподілу. Тому для їх порівняння був використаний t-критерій (Стьюдента) для незалежних вибірок та парний критерій Стьюдента для залежних вибірок. Для порівняння якісних показників використано таблиці спряженості з визначенням критерію χ^2 (при малих вибірках — з поправкою Йетса) або критерію Фішера. Відмінності вважали значущими при ймовірності нульової гіпотези менше 5 % ($p < 0,05$).

4.2 Гістологічні дослідження тканин вогнепальних ран у експериментальних тварин

4.2.1. Динаміка загоєння поверхневих осколкових поранень у експериментальних тварин

Для моделювання поверхневих осколкових поранень виконували постріли з пневматичної гвинтівки МР-532 з дистанції 3,0 м, яку заряджали фрагментами сталеві проволочки, нагрітими до 500С.

Відразу після поранення рана мала розміри 0,5×0,5 см, з рівними краями. На 2-й день після поранення утворився струпу. На 7-й день після поранення рана загоїлась під струпом, який відпав, та утворився тонкий, ніжний, незрілий рубець. На 14-й день після поранення шкірні покриви відновлювали цілісність, рана зажила без хірургічних обробок, без накладення швів, первинним натягом з ніжним тонким рубцем, що добре візуалізується, розміром 0,3×0,4 см, візуально ознак запалення навколо рубця немає. На мікропрепараті видно, що на 14-й день після поранення епідерміс відновлений, а під ним в області рани — молода сполучна тканина, в якій ще багато фібробластів, є невелика присутність фіброцитів і макрофагів (рис. 4.3).

Під відновленим шаром епідермісу і поверхневого шару дерми зберігається довгастої форми рановий канал, заповнений дистрофічно зміненою жирною тканиною без ядер, повністю не заповнений грануляційною тканиною. В глибині, на рівні м'язового шару, він змінив орієнтування. Тонкі, хаотично розташовані колагенові волокна, тверді округлі частинки, фрагменти волосся (рис. 4.4).

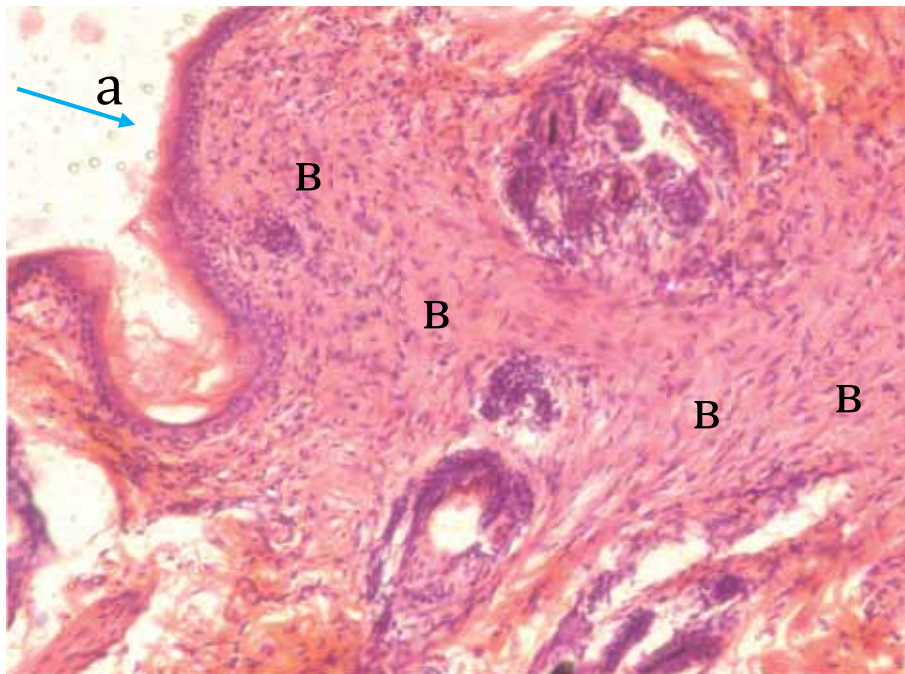


Рис. 4.3 Шкіра на 14-й день після поранення (гвинтівка МР-532).

Епідерміс відновлений (а), в дермі — рубець з молоді сполучної тканини (в). Забарвлення гематоксилином — еозином. × 100

На 30-й день після поранення на місці рани відзначається формування малопомітного тонкого рубця розміром 0,2 x 0,4 см, візуально ознак запалення навколо рубця немає.

Мікроскопічно: рівень поверхні епідермісу над рубцем — трохи нижче в порівнянні з неушкодженою шкірою. Товщина епідермісу — аналогічна такій як в непошкоджених ділянках, але поверхня більш гладка (рис. 4.5).

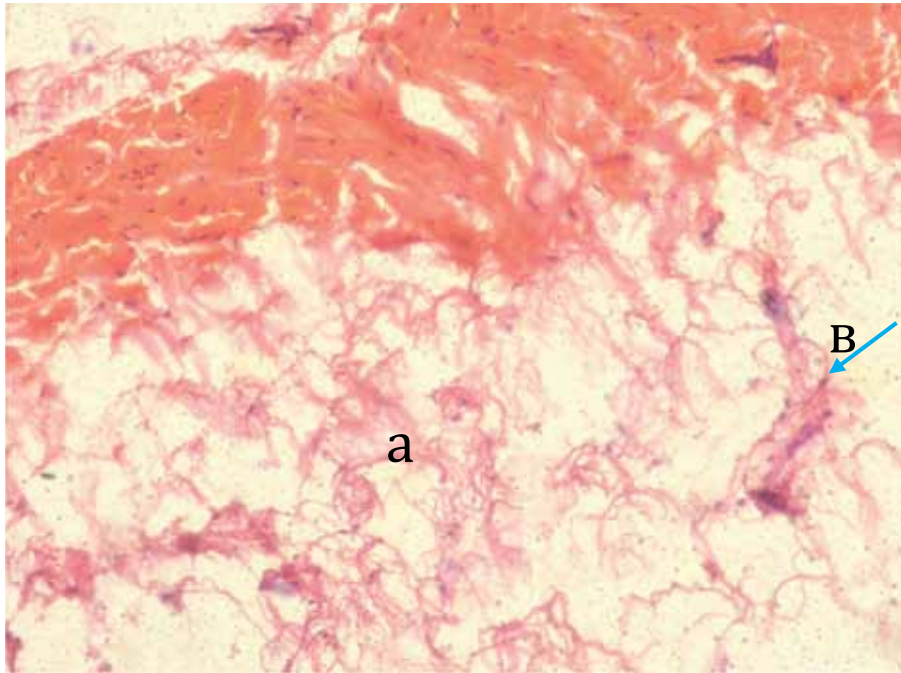


Рис. 4.4 Рановий канал на 14 день після поранення (гвинтівка МР-532).

У глибині рани виявлена жирова тканина з виразними дистрофічними змінами, яка позбавлена ядер, контуруються тільки границі клітин, колагенові волокна (а) і поодинокі капіляри (в). Забарвлення пікрофуксином за Ван Гізоном. × 100

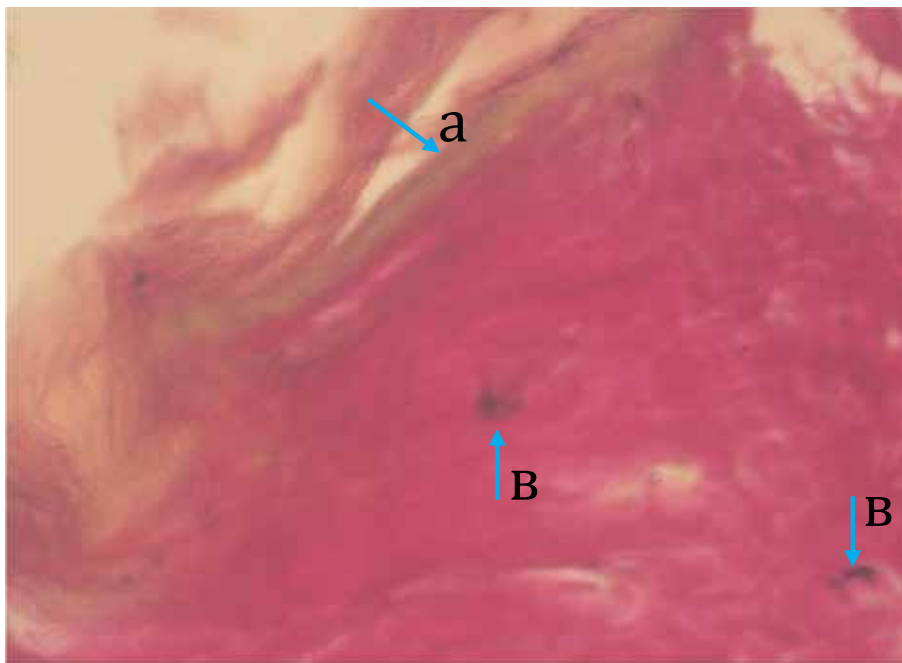


Рис. 4.5 Шкіра на 30-й день після поранення (гвинтівка МР-532).

Гладкий епідерміс над рубцем (а). У товщі рубця — дрібні осколки (в). Забарвлення пікрофуксином за Ван Гізоном. × 100

При фарбуванні за Ван Гізоном в дермі визначається рубець з паралельно-звитими, товстими колагеновими волокнами. У рубцевій тканині виявлено трохи чорних зернистих включень капоті. У прилеглій дермі немає волосяних фолікулів. Однак в нижній частині одного з найближче розташованих фолікулів видно кератиноцити, що проліферують, тобто відбувається відновлення росту волосся. Візуалізуються фібробласти, що вільно лежать, і, ймовірно, ендотеліоцити, тобто ймовірно, рубцева тканина продовжує нарощуватися, але цей процес повільний (рис. 4.6).

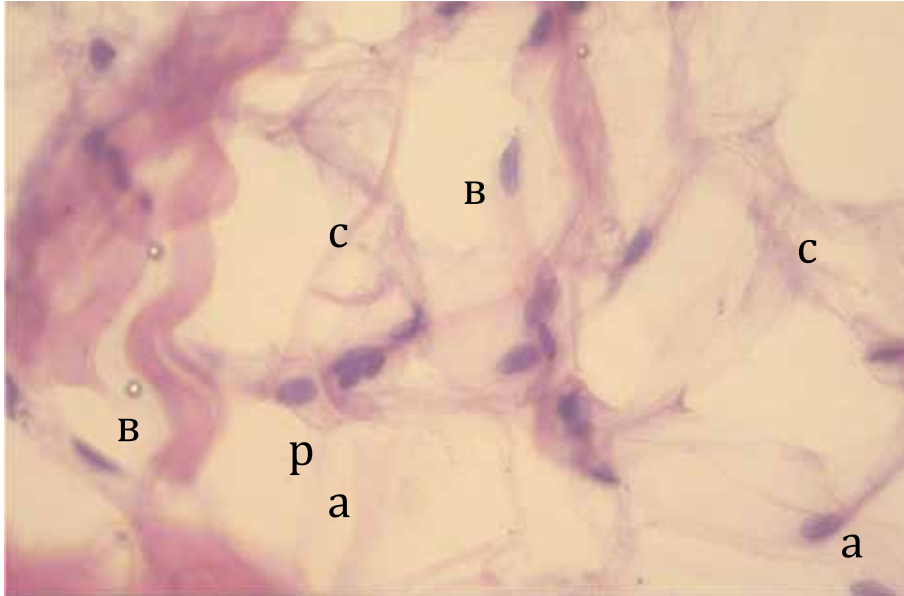


Рис. 4.6 Рана на 30 день після поранення (гвинтівка МР-532).

В рановому каналі жирова тканина заповнена фібробластами, що пухко-лежать (а), моноцитами з ознаками регенерації (в), капілярами колагенових волокон, що утворюються (с). Забарвлення гематоксиліном — еозином. $\times 400$

На 60-у добу після поранення тварину було виведено з експерименту. На місці рани шкірні покриви цілі, рубець помітний з великими труднощами, при яскравому бічному освітленні, у вигляді тонкої смужки — шраму, що має більш світле забарвлення, ніж навколишня шкіра, розміром від 0,4 см до 0,1 см.

Мікроскопічно виявлено, що рубцева тканина в рановому каналі виглядає рихлою, не компактною, тобто з пустотами. В глибині колишнього ранового каналу рубцева тканина більш зріла, а ближче до поверхні — менш зріла, тому що в ній зустрічається набагато більше фібробластів, ніж фіброцитів. Це свідчить про незавершеність колагенуутворення в рубці ранового каналу.

У самій нижній частині ранового каналу, де відбувалося руйнування м'язової тканини, рубець зрілий (рис. 4.7).

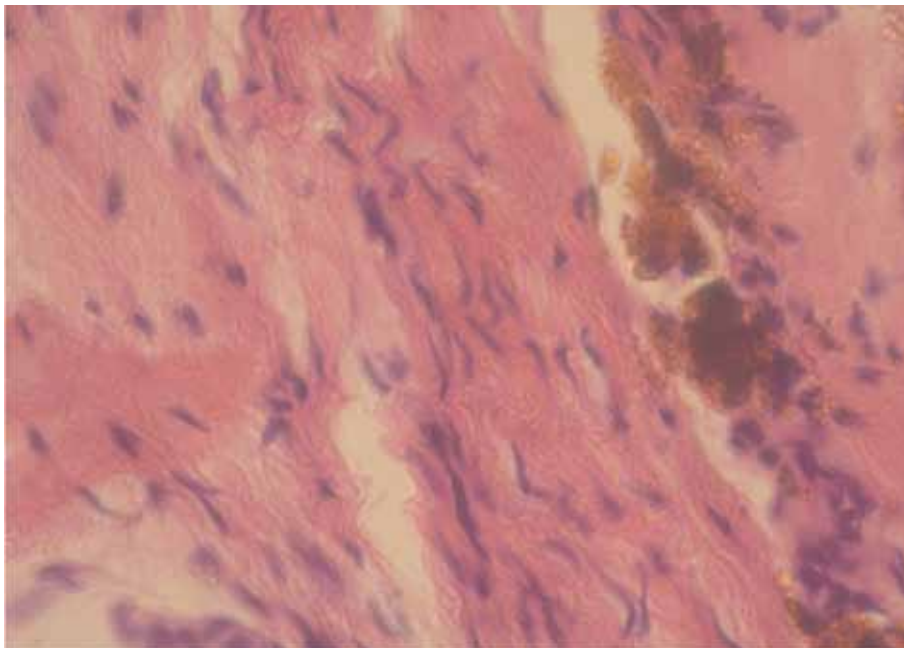


Рис. 4.7 М'язова тканина на 60 день після поранення (гвинтівка МР 532).

В глибині ранового каналу — зріла сполучна тканина на місце погіблої м'язової тканини. Виявлено пігмент коричневого кольору від капоті, як в цитоплазмі макрофагів, так і вільно розташований, тут же невелика лімфоцитарна інфільтрація. Забарвлення гематоксиліном — еозином. $\times 400$

У рубцевої тканини багато фрагментів пошкоджених міоцитів. Орієнтування колагену в рубцевій тканині нечітке. Контакт рубця з м'язом в цій ділянці колишнього ранового каналу збережений в більшій мірі, ніж на 30-й день дослідження.

Слід зазначити, що в цій серії експериментів було виконано тільки видалення ранячого снаряду та промивання рани розчином хлоргексидину білюконату. Інші засоби та методи лікування не застосовувалися, але навіть за цих умов вже на 7-й день рани повністю епітелізувалися у всіх експериментальних тварин, а 14-й день відмічено повноцінне рубцювання без ознак запалення. Це свідчить про відсутність необхідності будь-якого спеціального лікування поверхневих осколкових поранень.

4.2.2 Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень та кульових вогнепальних поранень при різних методах лікування

Динаміка загоєння ран після кульових поранень на 3-ю, 7 у, 30-у добу після поранень майже не відрізнялися від та їх морфологічної картини глибоких осколкових поранень, тому їх опис був об'єднаний.

Приблизно через 5–7 годин після поранення м'яких тканин стегна (без пошкодження кісток) під час первинної хірургічної обробки вогнепальних ран з країв рани на різній глибині був узятий матеріал для гістологічного дослідження. Візуально (макроскопічно) через 5–7 год. після поранення обсяги ураження м'яких тканин і зовнішні розміри ранових отворів були значно більше, ніж ми спостерігали при моделюванні поверхневих поранень. Розміри ран варіювали від $0,5 \times 0,5$ см до $1,5 \times 1,0$ см. Краї ран були нерівним, місцями з нежиттєздатними темними фрагментами некрозу.

ПХО вогнепальних ран виконувалася тільки тим кроликам, де були показання до його проведення — великі розміри ран, наявність візуально нежиттєздатних тканин в рановому каналі і навколо рани. Додатково рану обробляли розчином хлоргексидину біглюконату та у наступному перев'язували з використанням мазі «Левомеколь».

У всіх тварин мікроскопія тканин навколо ранового пошкодження в 1-у добу після поранення показала аналогічну картину. Поверхневий шар шкіри був відсутній до рівня цибулин волосяних фолікулів. У кількох випадках край шкіри, що зберігався (епідерміс і поверхневий шар дерми), вільно провисав в рановий канал, будучи некротизованим і відірваним від підлеглої тканини (рис. 4.8).

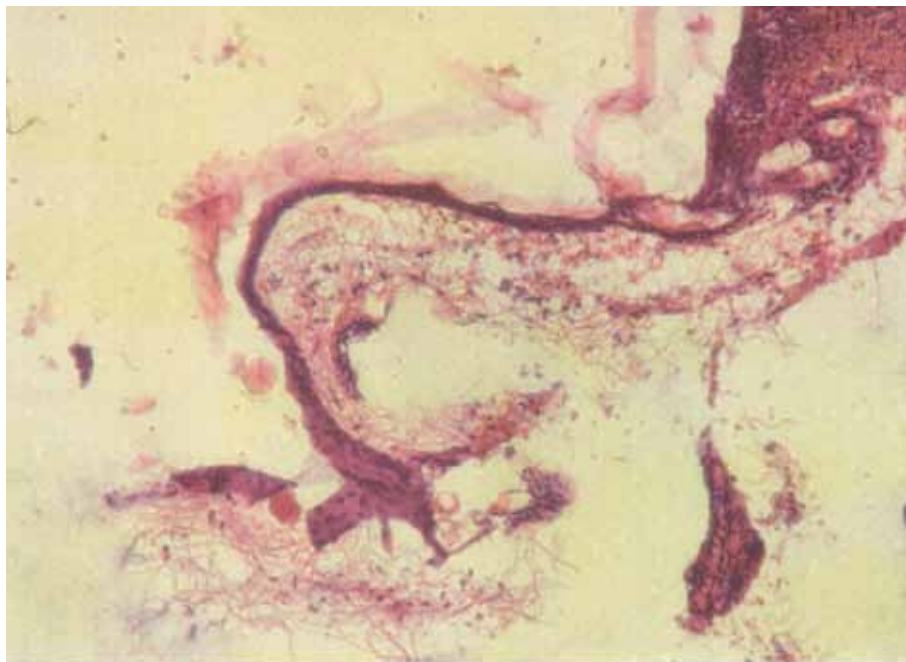


Рис. 4.8 Край рани в 1-й день після поранення.

Відрив і некроз поверхнього шару шкіри. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

Поверхневий шар шкіри навколо ранового каналу також був некротизованим — тканини ущільнені, інтенсивно забарвлюються, що свідчить про коагуляційний характер некрозу (рис. 4.9).

Зустрічалася картина вдавнення збереженого епідермісу в дерму біля входу кулі в шкірний покрив.

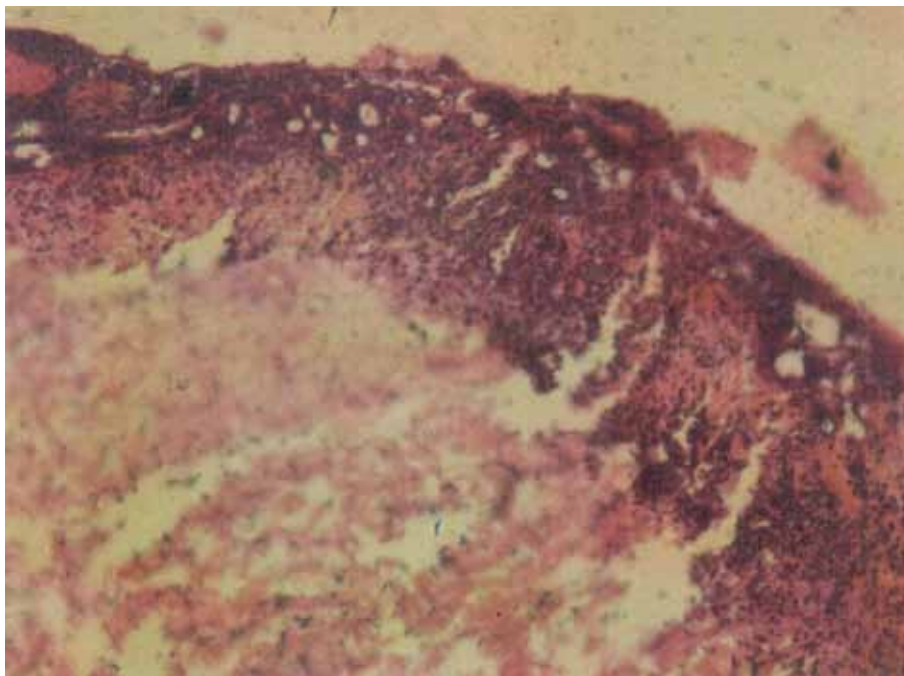


Рис. 4.9 Край рани в 1-й день після вогнепального поранення.

Коагуляційний некроз поверхневого шару шкіри навколо ранового дефекту шкіри. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

У випадках більш пізнього проведення ПХО і забору матеріалу для гістологічного дослідження (у середньому через 7 год.) гнійний ексудат покривав відкриту рану і проникав під коагульовані м'яки тканини — дерму та епідерміс (рис. 4.10).

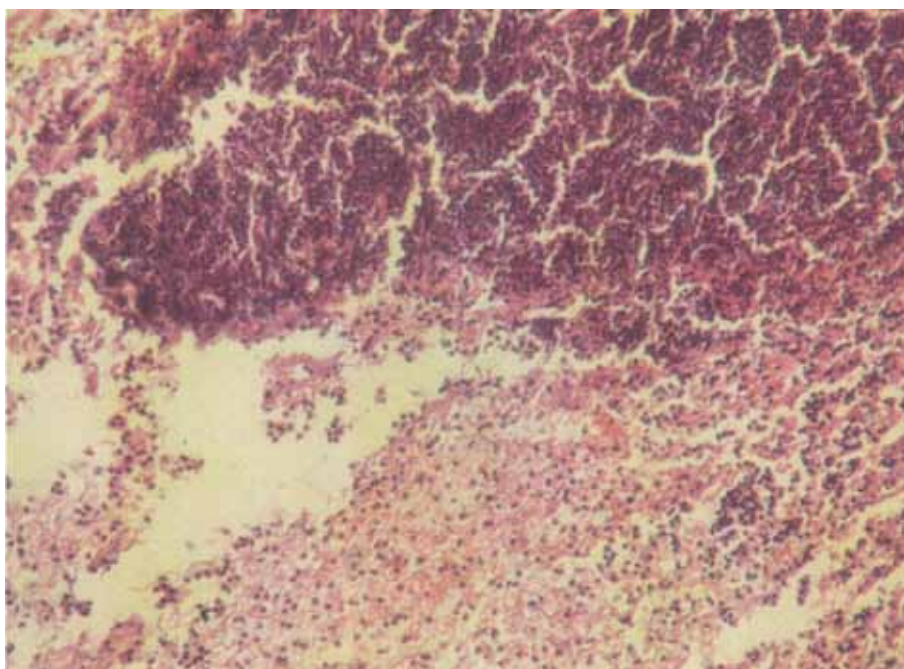


Рис. 4.10 1-й день після поранення.

Скупчення гною в поверхневих ділянках тканини навколо ранового каналу. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

4.2.1. Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень у експериментальних тварин при лікуванні загальноприйнятою методикою

Пропоновані в даному дослідженні методики лікування ран порівнювалися в ефективності із загальноприйнятою методикою — щоденна обробка рани 1 раз на добу стерильним марлевым тампоном з антисептиком хлоргексидин (група порівняння) з наступним лікуванням з використанням мазі левомеколь.

На 3 добу після вогнепального поранення і виконання ПХО рана розмірами 0,4x 0,5 см з рівними краями. Морфологічно навколо ранового каналу дуже широко спостерігається набряк дерми, лізис фрагментів колагену (рис. 4.11).

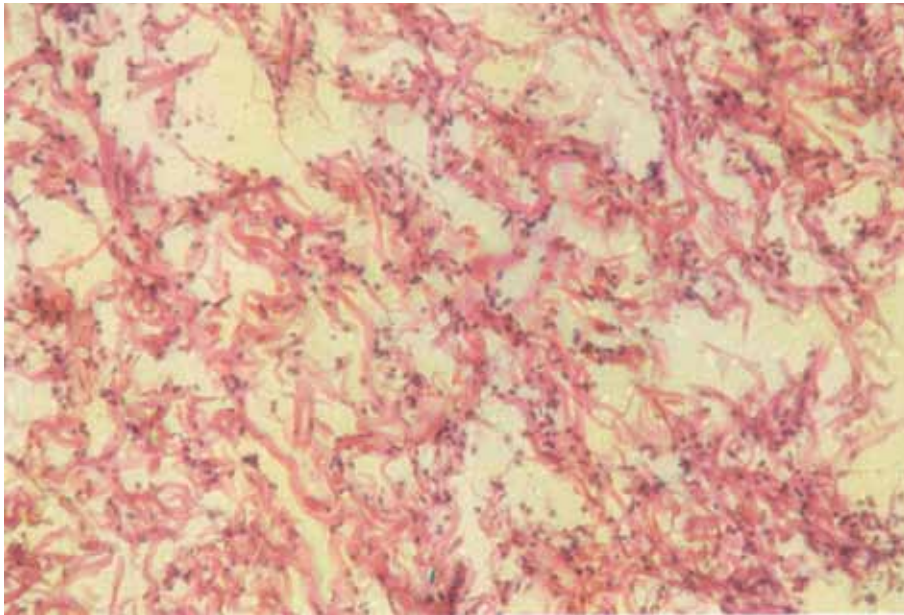


Рис. 4.11 1-й день після поранення. Виразений набряк дерми навколо ранового каналу. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

Місцями в дермі виявлялися невеликі крововиливи. Проглядалася еозинофільна гомогенна, компактна вистілка ранового каналу, яку можна оцінити, як результат коагуляції білків в пошкоджених тканинах. Причому, ближче до поверхні ця зона коагуляції була більшою, а вглибині рани — меншою (рис. 4.12).

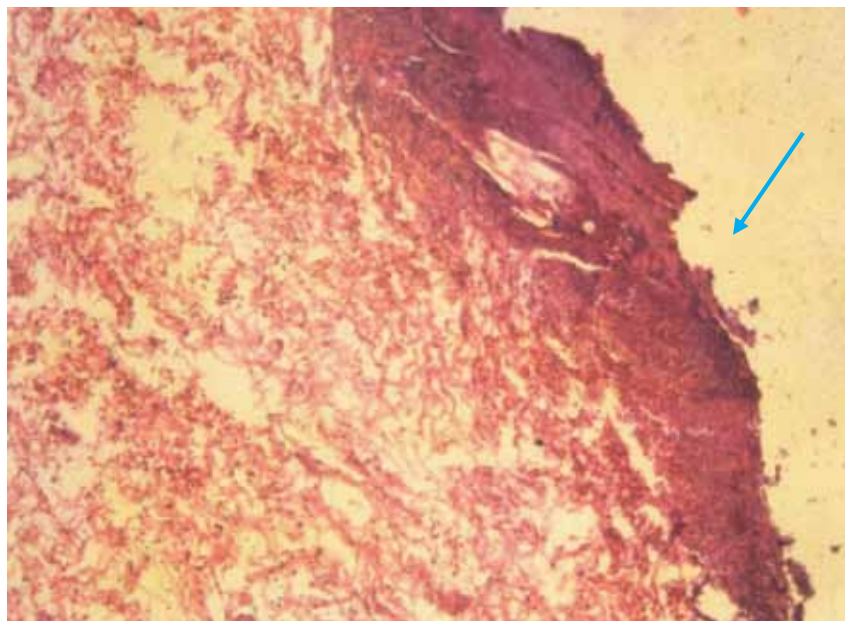


Рис. 4.12 Край ранового каналу на рівні дерми в 1-й день після поранення. Шар коагуляційного некрозу. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

Виявлялася лейкоцитарна інфільтрація стінок ранового каналу з домінуванням нейтрофілів і великою кількістю тканинних базофілів, нижче по ходу ранового каналу є фібринозно-гнійний ексудат (рис. 4.13), фрагменти некротизованих міоцитів.

При виведенні з експерименту тварин групи порівняння на 7-у добу після поранення рана загоїлася, рубець розміром 0,3 x 0,4 см, щільний, помірно еластичний, нелінійної форми. Мікроскопічно показано, що стінки ранового каналу утворені грануляційною тканиною, що дозріває, а в м'язовій тканині спостерігалось зростання грануляційної тканини між фрагментами м'язової тканини (рис. 4.14).

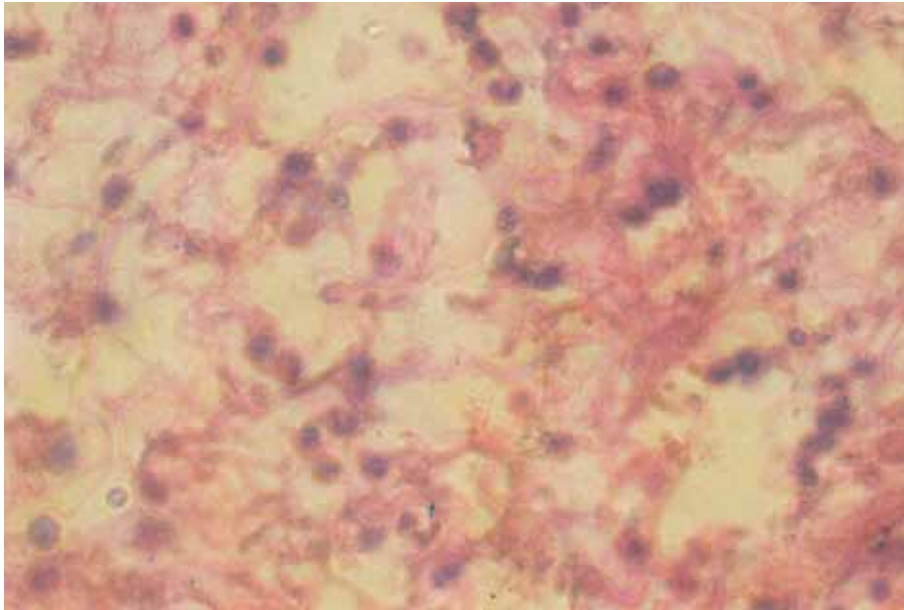


Рис. 4.13 Нейтрофіли в зоні набряку дерми навколо ранового каналу. На 1-й день після поранення. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

Мікроскопічно в товщі дерми був виявлений канал, оточений щільною сполучною тканиною. Канал майже повністю заповнений грануляційною тканиною з великою кількістю макрофагів і лімфоцитів, інфільтруючих грануляційні тканини. Крім того, в середній частині ранового каналу, утвореного при пострілі, видна вузька щілина, також добре відмежована тонким шаром зрілої сполучної тканини від навколишньої грануляційної тканини. Дана щілина виконана лейкоцитами та нитками фібрину (рис. 4.15).

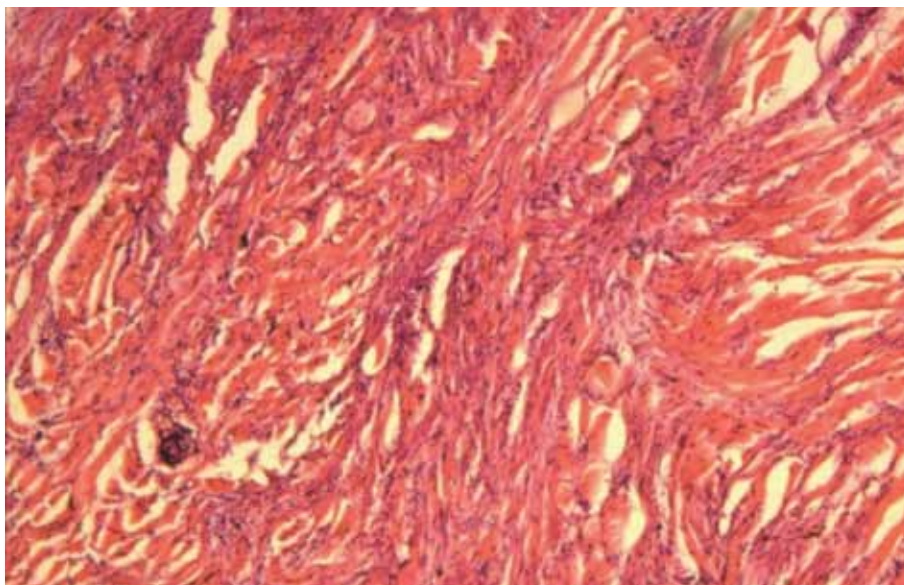


Рис. 4.14 Тварина групи порівняння. 7-й день після поранення.

Загоєння в глибині рани. Ділянки рубцевої тканини перемежуються з фрагментами м'язової тканини. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

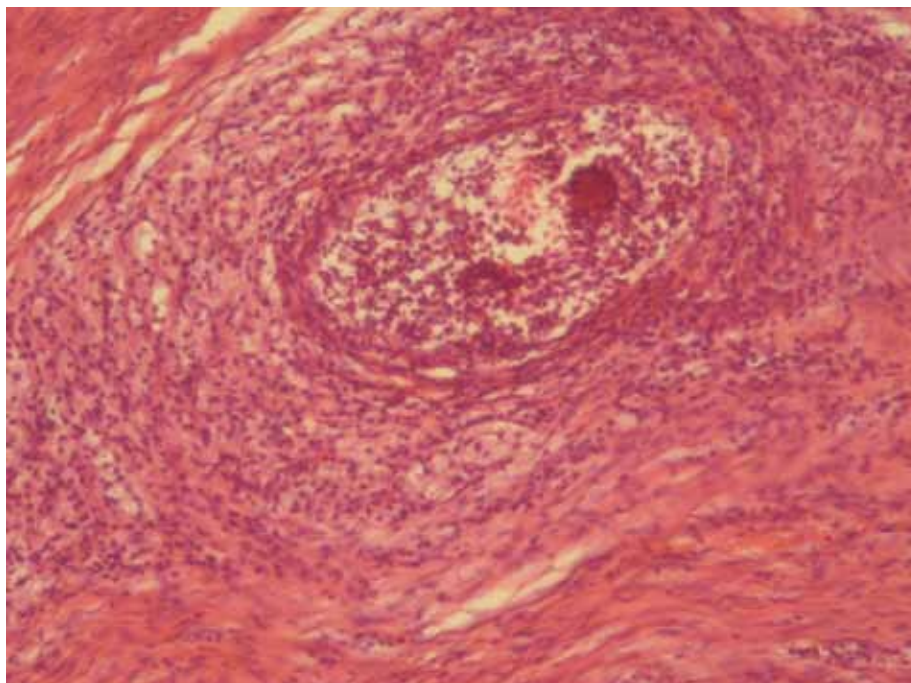


Рис. 4.15 Тварина групи порівняння на 7-й день після поранення.

Залишки ранового каналу з частинками сторонніх тіл. Зовнішній шар рубця, що формується — зріла сполучна тканина, внутрішній шар — грануляційна тканина, що дозріває, з макрофагально-лімфациторним інфільтратом. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 100$

Глибше канал був обмежений м'язовими волокнами, майже порожнім, з фрагментами некротизованих м'язових волокон (рис. 4.16).

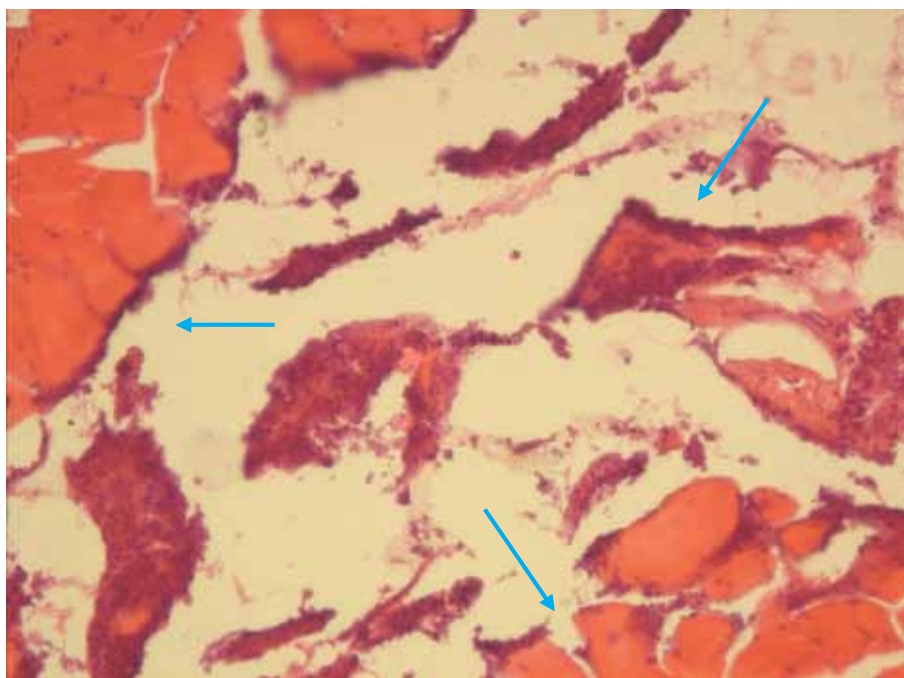


Рис. 4.16 Тварина групи порівняння на 7 день після поранення.

Велика порожнина в глибині рани покрита тонким шаром коагуляційного некрозу. Коагульована тканина в просвіті ранового каналу. М'язові волокна фрагментовані, гомогенізовані продольної та поперечної ісчерченності. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 100$

При виведенні експериментальних тварин на 30 добу з експерименту, рани у всіх тварин сформувався щільний післярановий рубець. М'язова тканина навколо каналу має ділянки зміни забарвлення (базофілія), каріолізис (рис. 4.17).

В окремих випадках були знайдені щільні гранульоми з макроскопічно з сирнистим, жовтоватим, вязким, світлим вмістом, при мікроскопічному дослідженні — з наявністю

«холодного» абсцесу, тобто скупчення лейкоцитів та тканинного детриту в прямому контакті з м'язовою тканиною (рис. 4.18).

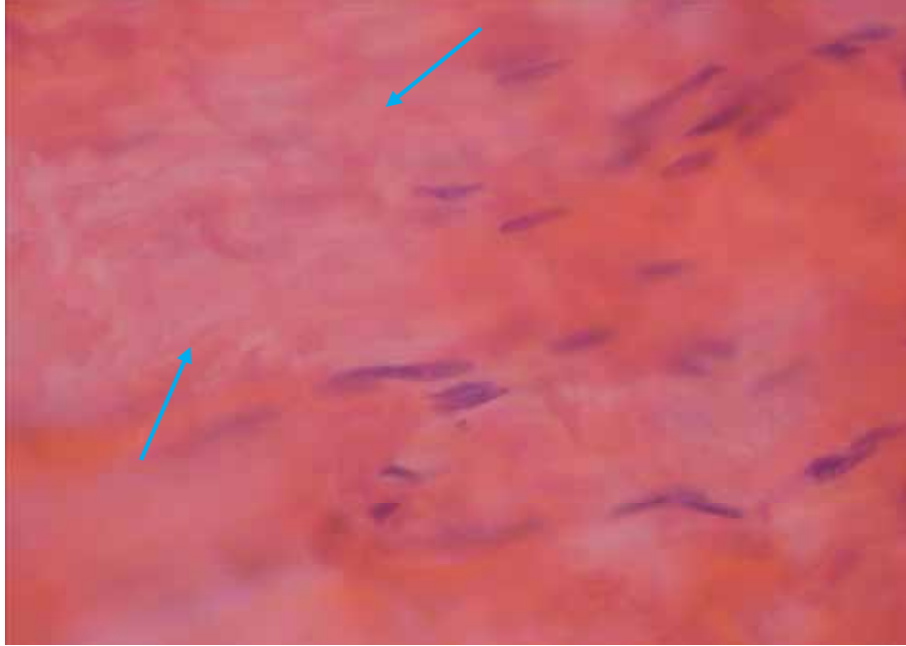


Рис. 4.17 Тварина групи порівняння на 30-й день після поранення.

Ділянка м'язової тканини з вогнищами базофілії і каріолізіс в безпосередній близькості до ранового каналу. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

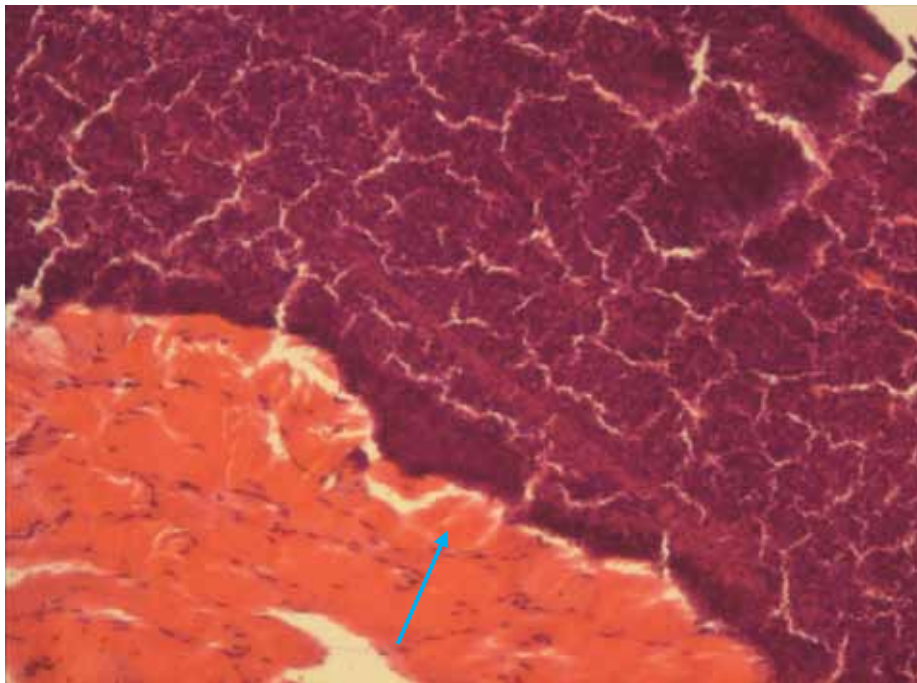


Рис. 4.18 Тварина групи порівняння на 30-й день після поранення.

Межа так званого «холодного» абсцесу навколо рани, що загоїлась. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

Таким чином, у тварин групи порівняння загоєння рани характеризується повним і швидким рубцюванням і епітелізацією поверхневих шарів дефекту, тоді як в глибині ранового каналу навіть через 1 міс. після поранення, крім рубцювання є також просвіти, щілини, як відмежовані від здорової тканини грануляційною тканиною, так і в прямому контакті зі здоровою тканиною. Це може бути пояснене тим, що в глибині «сліпого» ранового дефекту тривалий час знаходяться елементи, лізис яких утруднений; це можуть бути як дрібні сторонні тіла, так і коагульовані внаслідок дії високої температури кінетичної енергії кулі м'які тканини, дислоковані в глибину ранового каналу.

4.2.2.1 Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень у експериментальних тварин при лікуванні ФДТ

На 3-ю добу після вогнепального поранення при застосуванні для лікування ФДТ розміри рани $0,8 \times 1,4$ см, краї рани рівні. Поверхня рани виглядала чистою, рожевою, з одиничними грануляціями. Був виконаний контрольний забір матеріалу для гістологічного дослідження перед зашиванням рани.

Мікроскопічно край рани має епідермальний покрив, центральні його частини мають ознаки регенерації, але не фіксовані на дермі, тобто, очевидно, саме цю ділянку епідермісу «приречено на загибель», тобто відбувається вторинна альтерація тканини, що регенерує (рис. 4.19).

В іншій ділянці краю рани виявлено, що і епідерміс, і підлегла дерма знаходяться в стані некрозу, ймовірно, у зв'язку з розвитком вторинної альтерації. Тобто на 3-ю добу після поранення і після ПХО, краї ранового дефекту ще мають тенденцію до розширення через вторинну альтерацію.

Стінки ранового каналу на 3-ю добу після поранення також зберігають ознаки некрозу, що розширюється (рис. 4.20).

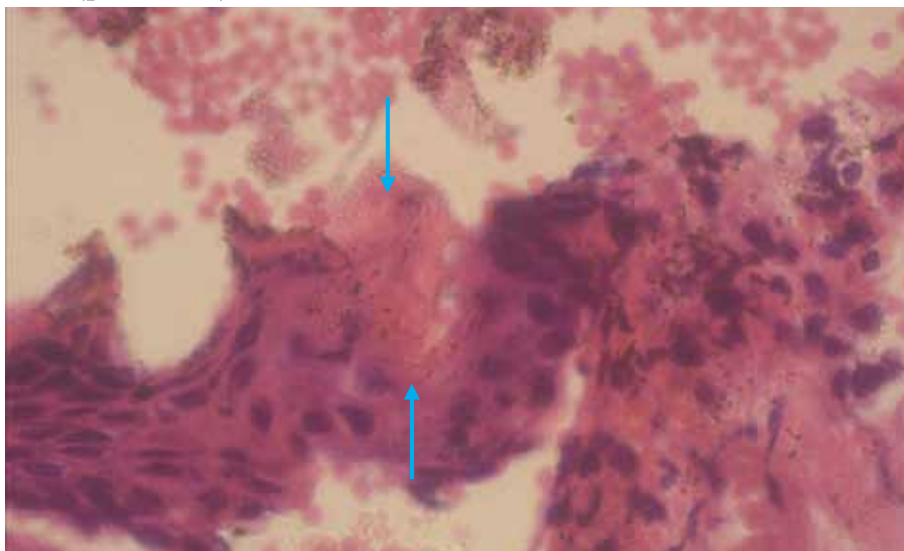


Рис. 4.19 Епітеліальний покрив з краю рани, лікований ФДТ на 3-й день після поранення. Ознаки регенераторної проліферації епідермоцитів. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

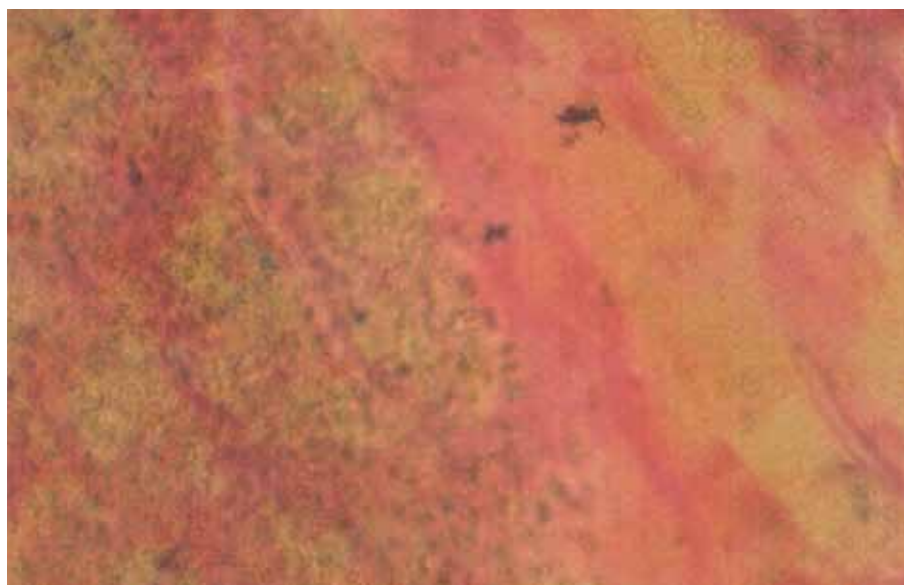


Рис. 4.20 Стінка ранового каналу на 3 добу після поранення і застосування ФДТ.

Ділянки некротизованого колагену перемежуються з ділянками, що зберегли фуксинофілін. Забарвлення за Ван-Гізон. $\times 400$

При використанні забарвлення за Ван-Гізон видно, що межа присутності гнійного ексудату в рановому каналі — рівна. Зовнішня зона стінки ранового каналу також некротизована, але запальна реакція в ній ще відсутня.

На 7-й день після поранення на мікропрепараті шкіри з нижнім рубцем, що формується, в якому ще домінують фібробласти, епідерміс виявився тонкий, плоский, тобто з меншими змінами профілю епідермально-дермального з'єднання. У рубці, що формується, виявляються невеликі порожні ділянки, ще не заповнені колагеном і капілярами (рис. 4.21).

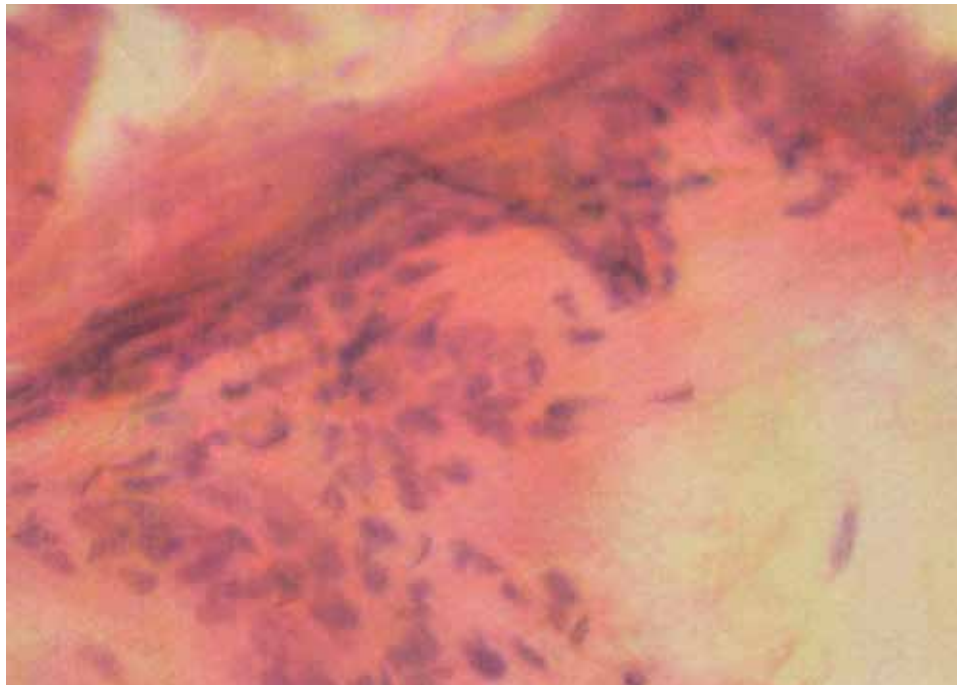


Рис. 4.21 Епідермальне покриття рубця, що формується, з наявністю щілини в ньому (а). Виконувалося лікування методом ФДТ, 7-й день після поранення. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 400$

У цих ділянках рановий канал виглядає вузьким, неправильної форми, в стінках каналу — численні фібробласти в складі грануляційної тканини, що дозріває (рис. 4.22).

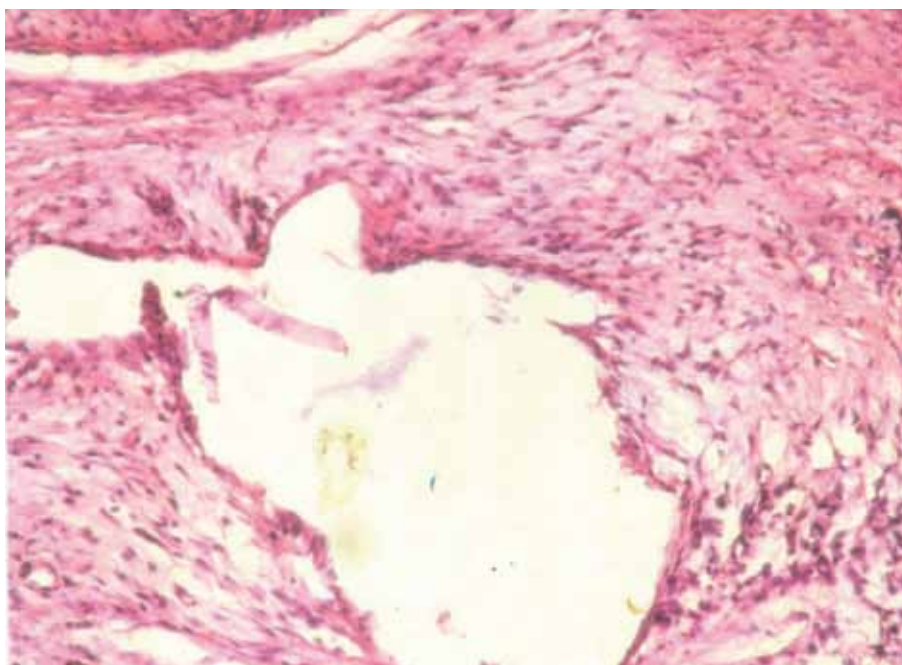


Рис. 4.22 Експериментальна тварина на 7-й день після поранення та лікування ФДТ. У рановому каналі — грануляційна тканина, що дозріває, яка заповнює просвіт. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 100$

На 30 добу після поранення привертає увагу відсутність лейкоцитарної інфільтрації стінок ранового каналу (рис. 4.23).

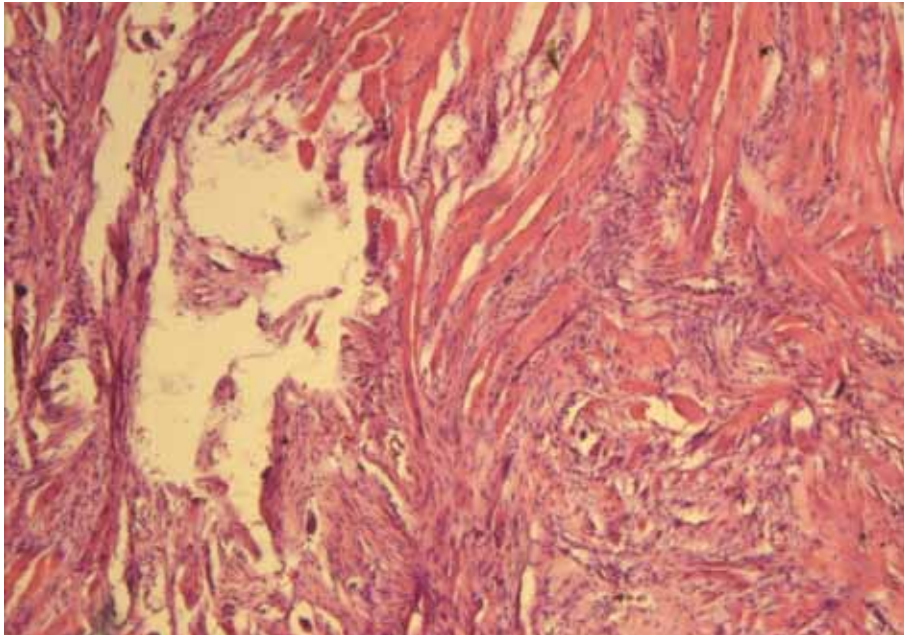


Рис. 4.23 30-й день після поранення при лікуванні ФДТ: в глибині рани присутня щілина в оточенні фрагментів м'язових волокон, "замурованих" в рубцеву тканину. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 100$

У глибині рани — дефект ще присутній, обрамлений зоною з частково фрагментованими міоцитами, перемежованими з рубцевою тканиною.

В просвіті ранового каналу місцями можна виявити молоду грануляційну тканину (рис. 4.24), тобто в глибині ранового каналу загоєння триває.

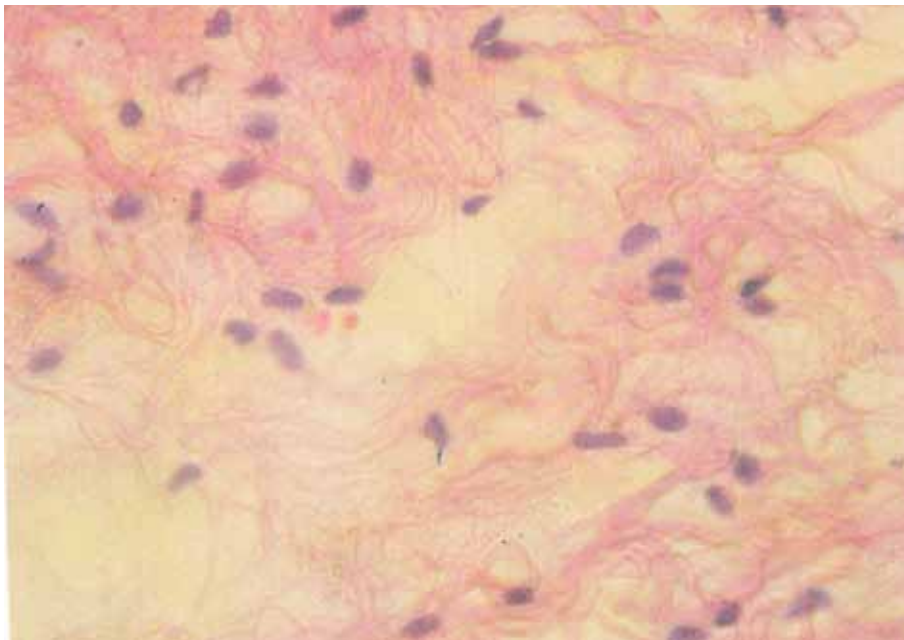


Рис. 4.24 У рановому каналі елементи грануляційної тканини на 30 день після поранення і початку лікування ФДТ. Відсутність нейтрофілів, велика кількість ендотеліоцитів, фібробластів і синтезованого колагену. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 400$

Таким чином, при лікуванні ФДТ на відміну від групи порівняння на 30-у добу після поранення в глибині м'яких тканин не виявлено ознак триваючого запалення у вигляді «холодних» абсцесів, але у цей термін процес загоєння ще не завершився — тривають процеси формування рубцевої тканини.

4.2.2.2 Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень у експериментальних тварин при лікуванні із застосуванням ВАК

При візуальному огляді поранень експериментальних тварин, яких лікували із застосуванням ВАК, на 3-й день після поранення розміри рани $1,4 \times 1,2$ см, краї рани були рівними, поверхня рани чистою, рожевою, з грануляціями.

Мікроскопічно в препараті шкірі краї рани чіткі, гнійний ексудат відсутній. Порожнина ранового каналу заповнена на різних рівнях різним вмістом: глибше від поверхні — фібрином і фрагментами колагенових волокон, а ближче до поверхні шкіри — грануляційною тканиною з фібробластами і капілярами, причому нейтрофілів в цій грануляційній тканині не виявлено. Привертає увагу, що тканинні базофіли в тканині навколо рани — дрібні, з функціонально малим об'ємом цитоплазми.

В грануляційній тканині, яка заповнює рановий канал, спостерігається накопичення колагенових волокон. Зустрічаються дрібні сторонні предмети, швидше за все текстильного походження, показують картину хімічного розпаду, навколо них — муфта з коагульованих некротичних мас з виразною лейкоцитарною інфільтрацією (рис. 4.25).

На 7 день після поранення в глибині ранового каналу (на рівні м'язу) спостерігається початок склерозування простору між фрагментами м'язових волокон, тобто накопичення колагену (рис. 4.26).

На 30-й день після поранення рубець ледь проглядається, розмір $2,0 \times 0,3$ см, м'який, помірно еластичний.

Мікроскопічно, використовуючи напівтонкі зрізи, вдалося встановити, що на місці ранового каналу, що раніше був присутній, виявляються дрібні, овально-вигнуті, з рівною поверхнею частинки — очевидно, елементи пов'язки ВАК. Вони щільно оточені компактною грануляційною тканиною з великою кількістю клітин, швидше за все, круглоядерних лейкоцитів (рис. 4.27).

Таким чином, морфологічна картина ран експериментальних тварин після лікування за методом ВАК вказує на гарні процеси загоєння, але на відміну від попередніх груп в глибині рани можна спостерігати елементи пов'язки.

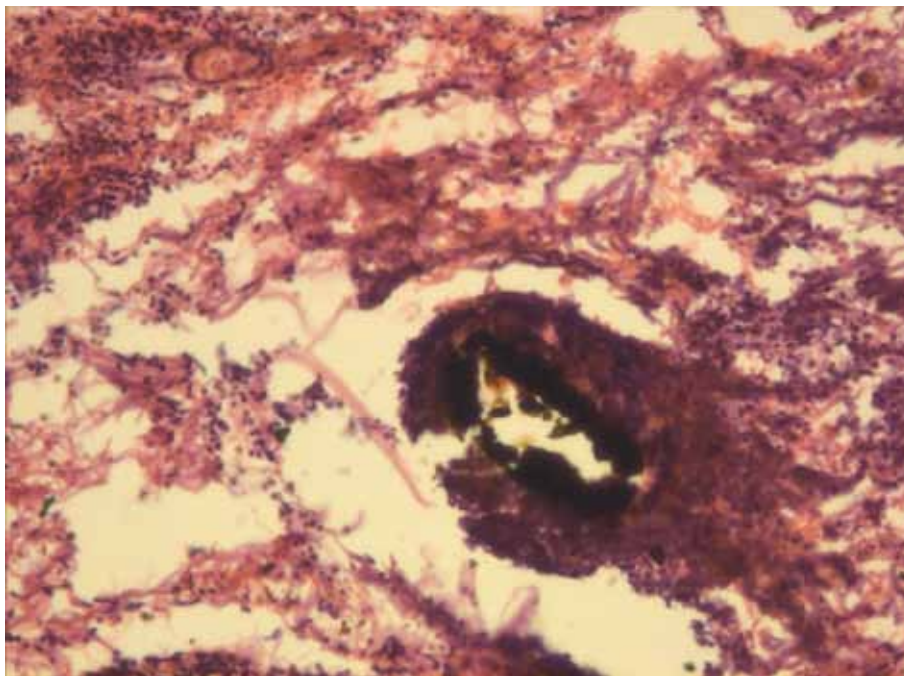


Рис. 4.25 Експериментальна тварина на 3-й день після поранення при лікуванні ВАК.

Фрагмент текстильного стороннього тіла, оточений щільним кільцем коагуляційного некрозу з ознаками його лейкоцитарної інфільтрації. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$



Рис. 4.26 Ділянка грануляційної тканини в глибині рани у тварини, після лікування ВАК, 7-й день після поранення.

Накопичення колагену (забарвлення фуксином в червоний колір). Забарвлення пікрофуксином за Ван-Гізон. × 400

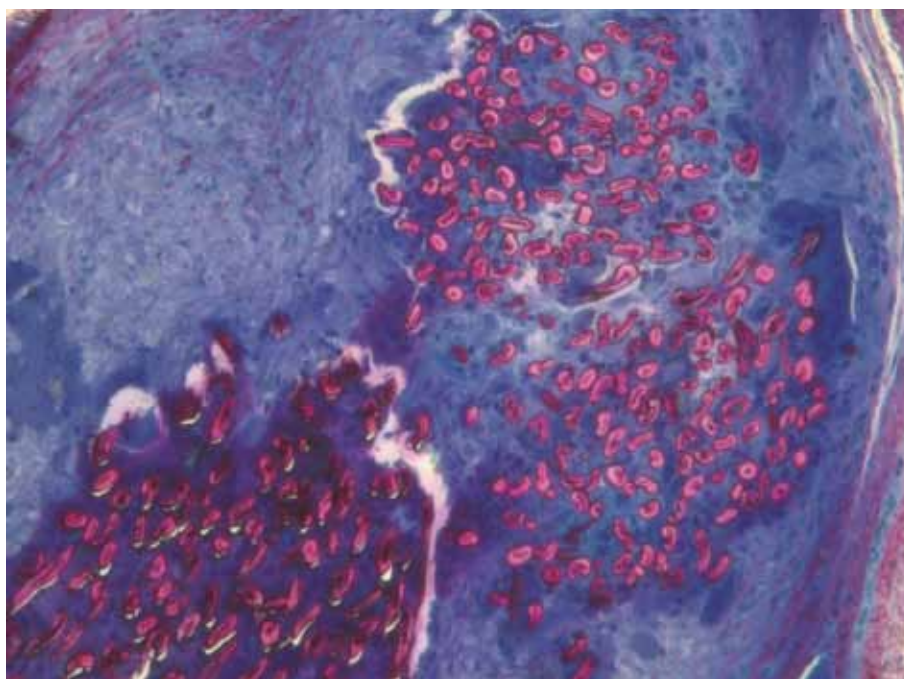


Рис. 4.27 Елементи пов'язки ВАК в щільному оточенні грануляційної тканини.

На 30-й день після поранення, рана в глибині ранового каналу. Напівтонкий зріз, забарвлення метиленовим синім. × 100

4.2.2.3 Динаміка загоєння глибоких осколкових поранень у експериментальних тварин при лікуванні із застосуванням пов'язки «Гідрофера»

На 3-й день після поранення при застосуванні пов'язки «Гідрофера» розміри рани 1,7 x 1,2 см, краї рани були рівні, її поверхня чиста, рожева, з грануляціями. Мікроскопічно на 3-й день край ранового дефекту демонструє істотну активацію проліферації епідермоцитів: епідерміс на краю дефекту потовщений як булава, тому що тут утворюється скупчення молодих епідермоцитів (рис. 4.28).

Є також ділянка епідермісу, що поглиблюється на протязі ранового каналу. Волоссяна цибулина, що відновлюється, має волосяну піхву, витягнуту у напрямку до поверхні

шкіри, що обумовлено активною проліферацією епітеліоцитів в волосяному фолікулі і волосяній піхві.

Дефект тканини (рановий канал) в групі лікування рани пов'язкою «Гідрофера» на 3-й день став ширше, ніж в 1-й день, очевидно, завдяки більш швидкому очищенню рани. По центру ранового каналу є фібринозно-гнійний ексудат з великою кількістю фібробластів, а на периферії виявлено набряклу дерми, волокна колагену були набряклими та фрагментованими. Очевидна ще одна особливість морфологічної будови вогнепальної рани, що лікувалась пов'язкою «Гідрофера», — це відсутність коагульованих тканин, що вистилають рановий канал, на 3-й день після поранення і початку лікування.

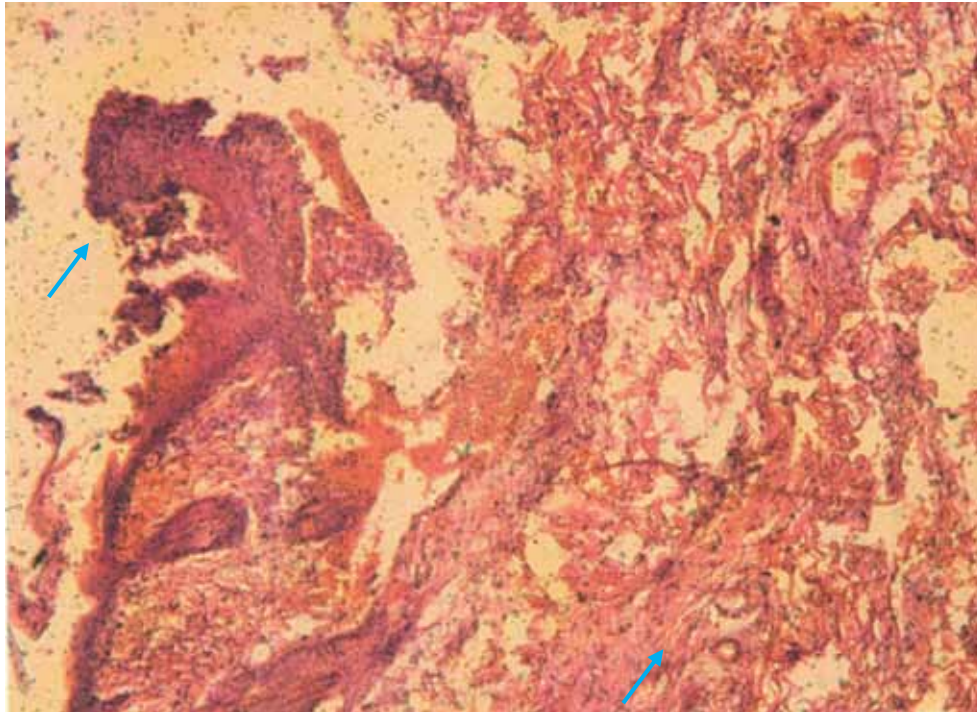


Рис. 4.28 Активно проліферуючий епідерміс на краю ранового дефекту.

Лікування пов'язкою «Гідрофера», 3-й день після поранення. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 50$

У глибині рани виявляється молода грануляційна тканина з тонкими негусто розташованими колагеновими волокнами і фібробластами зі слабкою інфільтрацією круглоядерними лейкоцитами, але в порожнині ранового каналу виявляється фібринозно-гнійний ексудат.

При огляді рани на 3-й день після поранення і початку лікування був витягнутий фрагмент пов'язки «Гідрофера», що знаходилася в рані. Цей фрагмент пов'язки «Гідрофера» був оброблений як звичайний зразок тканини, а потім виготовлений мікропрепарат, пофарбований гематоксиліном-еозином. Мікроскопічно пов'язка «Гідрофера» з рани є гематоксилінофільною масою пористого виду, яка знаходиться в щільному контакті з гнійним ексудатом і некротичними масами (рис. 4.29).

На 7-й день після поранення і початку лікування рубець розміром 1,8 x 0,3 см, рівний, щільний, помірно еластичний. Мікроскопічно в рановому каналі виявлена рубцева ззовні і грануляційна тканина всередині з вертикальними невеликими щілинами (рис. 4.30), в яких вільно або пухко, але в контакт з стінкою каналу знаходяться колагенові волокна. В грануляційній тканині, в ділянках присутності фрагментів пов'язки «Гідрофера» виявлені гігантські багатоядерні клітини чужорідних тіл (рис. 4.31, 4.32).

На 30-у добу після поранення в глибині рани просвіт ранового каналу заповнений грануляційною тканиною, яка по зовнішньому контуру чітко межує з м'язовою тканиною (рис. 4.33).

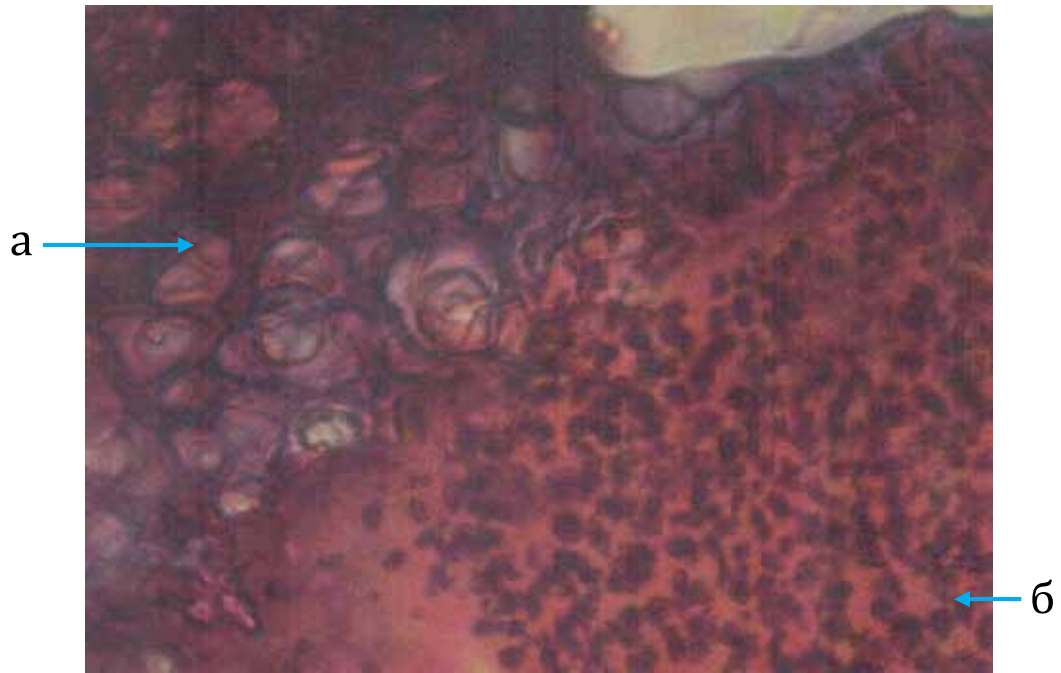


Рис. 4.29 Матеріал ранової пов'язки «Гідрофера» (а) на 3 добу після поранення в контакт з гноем (б).
Заб. гематоксиліном-еозином. × 400.

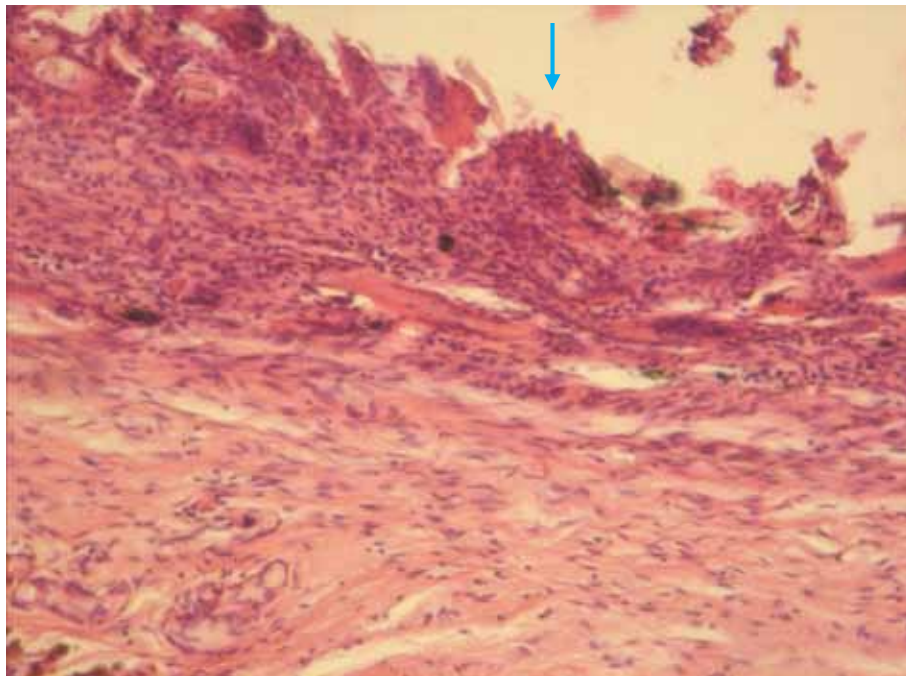


Рис. 4.30 Поперечний зріз ранового каналу у кролика, якого лікували Гідроферою, 7-й день після поранення. Просвіт ранового каналу і його стінка — з макрофагально-лімфоцитарною інфільтрацією.
Забарвлення гематоксиліном-еозином. × 100

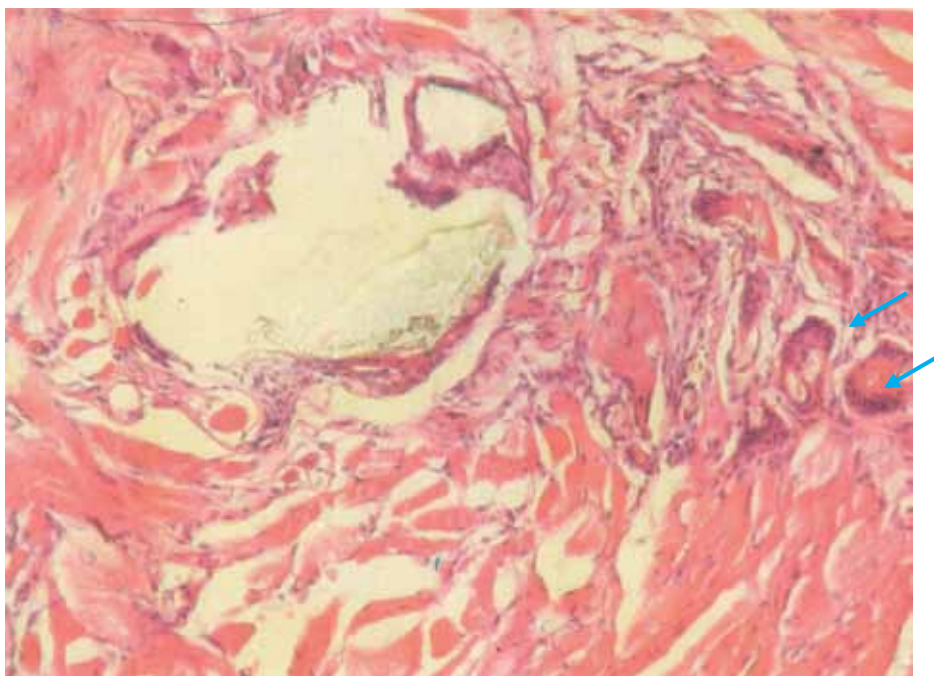


Рис. 4.31 Поперечний зріз ранового каналу у кролика, якого лікували Гідроферою. 7-й день після поранення. Щілина в рановому каналі. Велика кількість гігантських багатоядерних клітин сторонніх тіл в тканині рубця, що формується. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

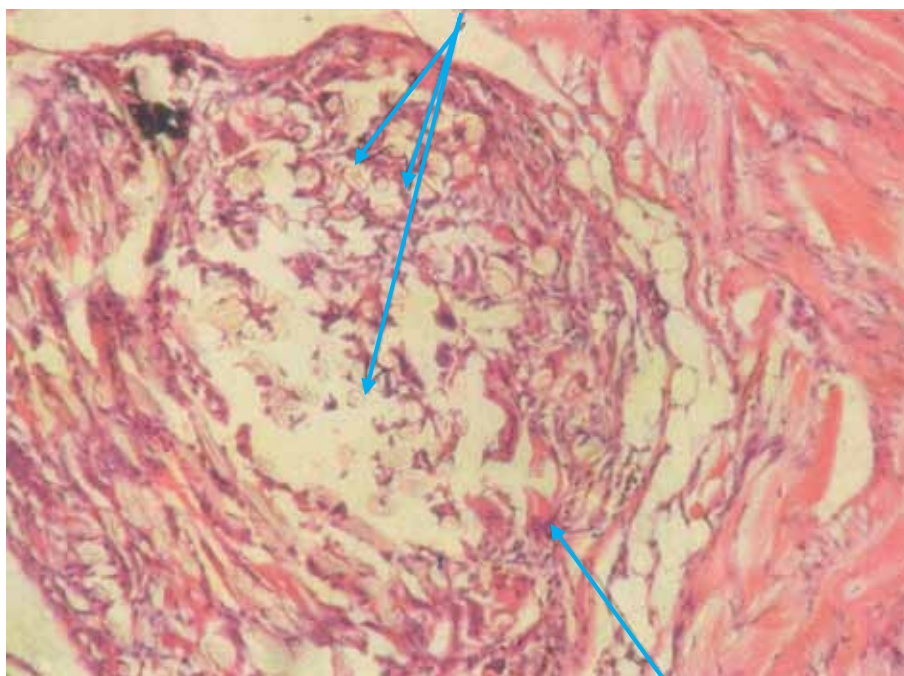


Рис. 4.32 Поперечний зріз ранового каналу у кролика, якого лікували Гідроферою. 7-й день після поранення. В рановому каналі багато часток пов'язки «Гідрофера» (а), рубець, що формується, має лейкоцитарний інфільтрат з гігантськими клітинами чужорідних тіл (б). Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

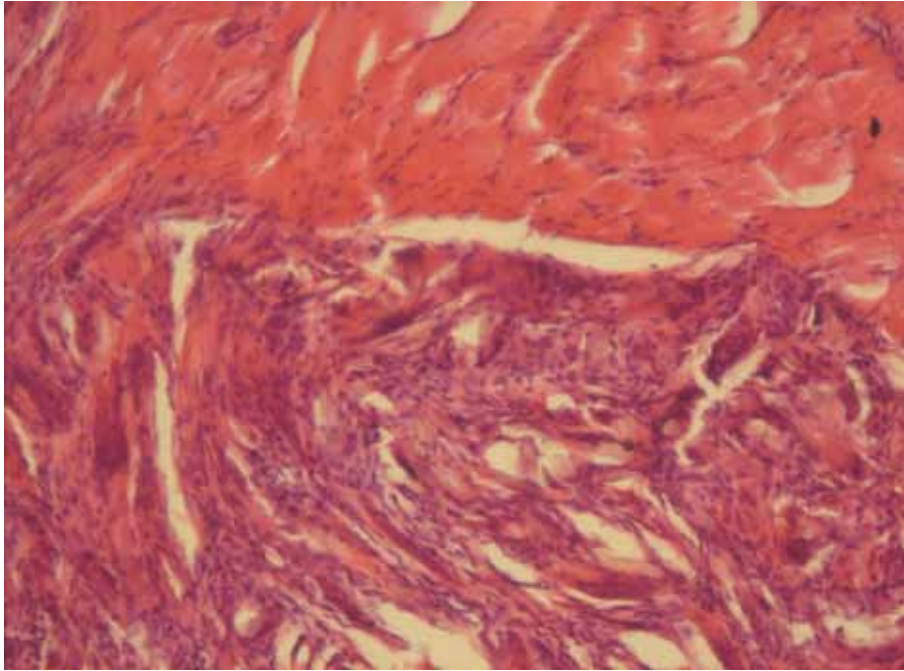


Рис. 4.33 Грануляційна тканина з клітинами чужорідних тіл в рані, що загоюється, на 30-й день після поранення і лікування рановою пов'язкою «Гідрофера». Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 100$

На 30-й день після поранення і початку лікування із застосуванням пов'язки Гідрофера тканина рубця, що заповнює рановий канал, збагачена макрофагами, лімфоцитами, гігантськими багатоядерними клітинами чужорідних тіл в зв'язку з присутністю елементів пов'язки «Гідрофера».

Дрібні осколки вже «утилізовані», і на їх місці розташовані групи великих сидеробластів, цитоплазма яких заповнена метаболітами заліза (рис. 4.34).

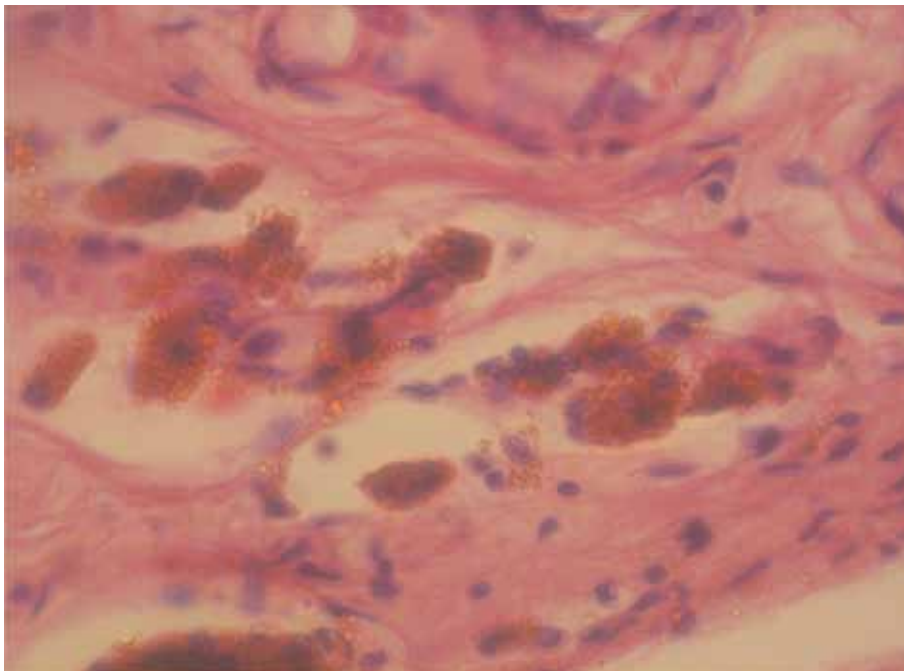


Рис. 4.34 Макрофаги з продуктами заліза в цитоплазмі на місці колишніх осколків в рубцевій тканині у тварини, що лікувалась пов'язкою Гідрофера на 30-й день після поранення. Забарвлення гематоксилином-еозином. $\times 400$

Таким чином, пов'язка «Гідрофера» також сприяє швидкому очищенню поверхні ранового каналу, але при тривалому, більше 3 діб перебуванні в вогнепальній рані піддається біодеградації, з утворенням дрібних сторонніх тіл, що погіршує подальший перебіг процесу загоєння рани, призводить до розвитку хронічного запалення навколо деградуючих елементів пов'язки «Гідрофера» з появою гігантських багатоядерних клітин сторонніх тіл. Можна припустити, що в подальшому елементи пов'язки «Гідрофера» повністю лізируються, запалення завершиться, але рубець в товщі м'яких тканин виявиться масивніше. Щоб зберегти позитивний ефект (очищаючий рану) та не створювати умови для формування додаткового хронічного запалення навколо елементів пов'язки, необхідно обмежити тривалість перебування пов'язки на поверхні рани терміном не більше 2-х діб.

4.3. Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при різних методах лікування

Через 5-7 годин після мінно-вибухового поранення (МВП) середні розміри ран до ПХО коливалися від $0,7 \pm 0,3 \times 1,3 \pm 0,2$ см ($M \pm SD$). Краї рани нерівні, некротизовані, розтрощені, рана забруднена ґрунтом, травою. Візуально обсяги ураження м'яких тканин при мінно-вибуховій травмі значно більше, ніж ми спостерігали при інших пораненнях.

Під час гістологічного дослідження виявлено, що навколо рани шкіра місцями має збережений епідерміс, місцями — без епідермісу, набряклу дерму, яка у відділах, близьких до ранового каналу, інфільтрована лейкоцитами у відносно невеликій кількості, з присутністю нейтрофілів (рис. 4.35, 4.36). При відсутності епідермісу поверхня шкіри вкрита шаром некротичного детриту з гранулами гемосидерину.

Зустрічаються дрібні, чорні, незграбної форми сторонні предмети як на поверхні шкіри, так і в товщі дерми. У шкірі виявлені чисельні порожнини в результаті численних розривів тканин на дрібні фрагменти, і наявність бічних розривів тканин (внаслідок дії бічного удару), що є особливістю ушкодження м'яких тканин при мінно-вибуховій травмі. У тканинах, що оточують рановий канал на рівні дерми і гіподерми, виявлені загальний набряк, осередки некрозу, крововиливи і дифузна лейкоцитарна інфільтрація, в ранових відгалуженнях (то бічні розриви тканин — бічний удар, цей фактор говорить про «справжні» вогнепальні поранення), а інколи і на стінках ранового каналу — скупчення нейтрофілів, які можна назвати гнійним ексудатом. (рис. 4.37).

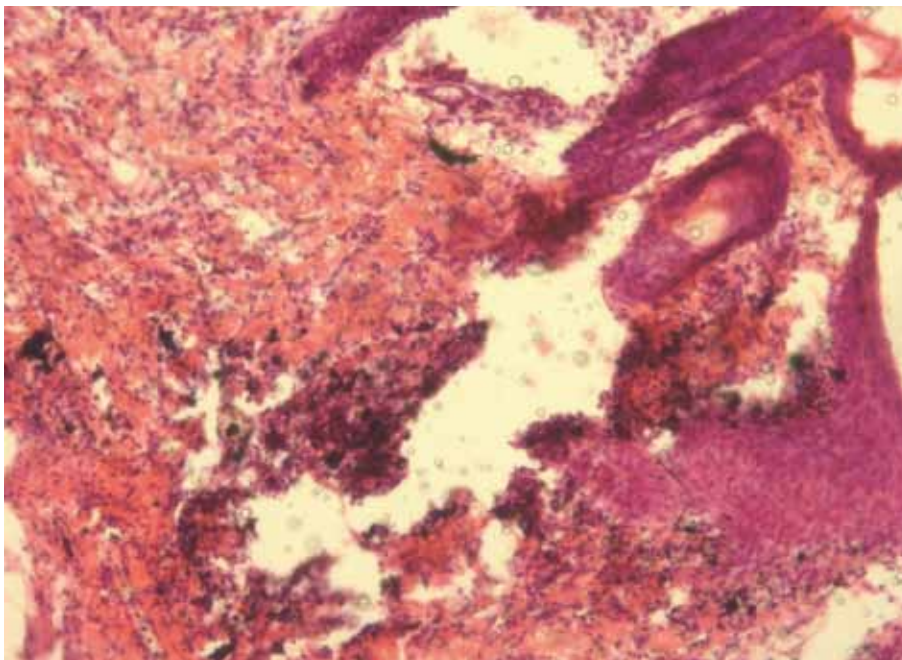


Рис. 4.35 Через 7 годин після МВП. Зовнішній отвір ранового каналу. Розриви шкіри, з крововиливами дифузним лейкоцитарним інфільтратом. Заб. гематоксіліном-еозином. $\times 100$

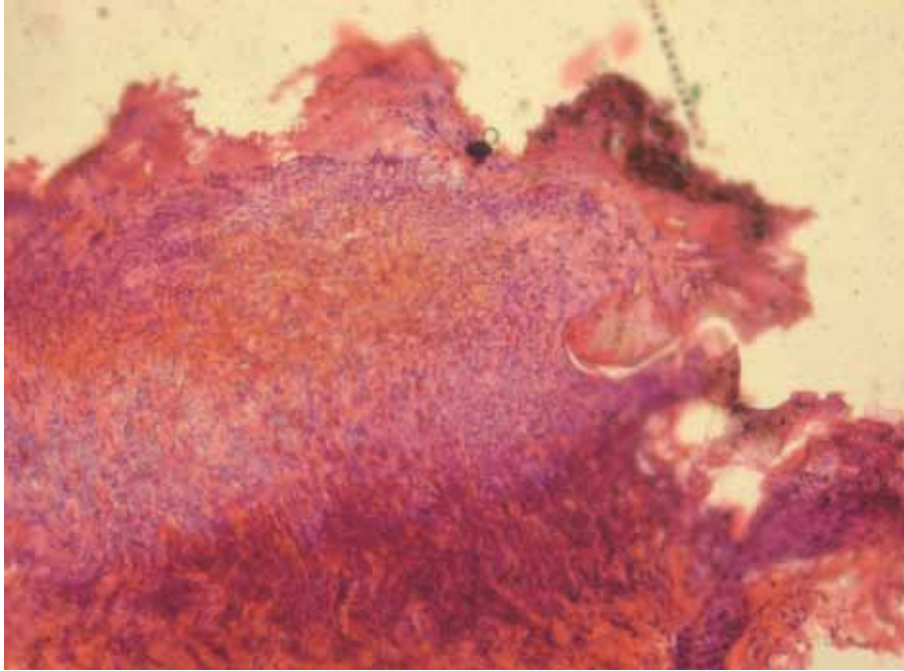


Рис. 4.36 Препарат шкіри в 1-й день після МВП. Епідерміс відсутній, в дермі — фокально-дифузний інфільтрат з присутністю сегментоядерних лейкоцитів. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

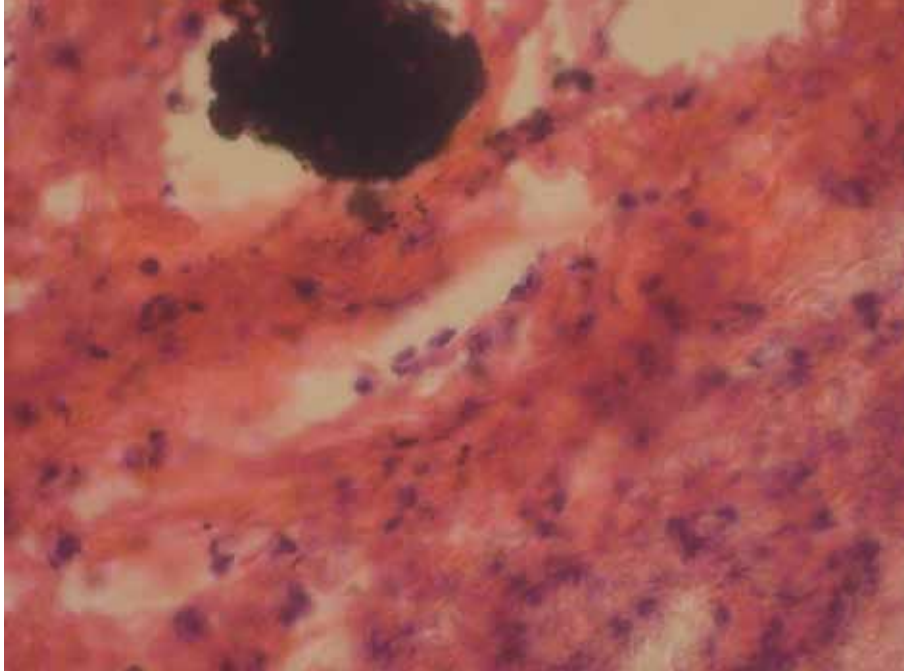


Рис. 4.37 Наявність розривів в дермі з наявністю в них чорних сторонніх тіл (порох, кіптява). 1-й день після МВП. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 400$

4.3.1 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні загальноприйнятою методикою

У тварин групи порівняння після ПХО лікування рани здійснено із застосуванням стерильної пов'язки з антисептиком — хлоргесидином та у наступному з маззю «Левомеколь». На 3-й день після поранення розміри рани були $0,5 \times 0,6$ см. Рана чиста, блідо-рожева, краї рівні. Навколо рани епідерміс зберігся, і кінцеві ділянки його проліферували. Дерма була набряклою. Спостерігалися фрагментовані м'язові волокна в стані некрозу. В просвіті виявлялися згортки фібрину, множинні крапкові геморагії (рис. 4.38).

В одному з додаткових осколкових ходів (бічний канал) стінки бокового ранового каналу представлені грануляційною тканиною, в просвіті каналу є гній (рис. 4.39).

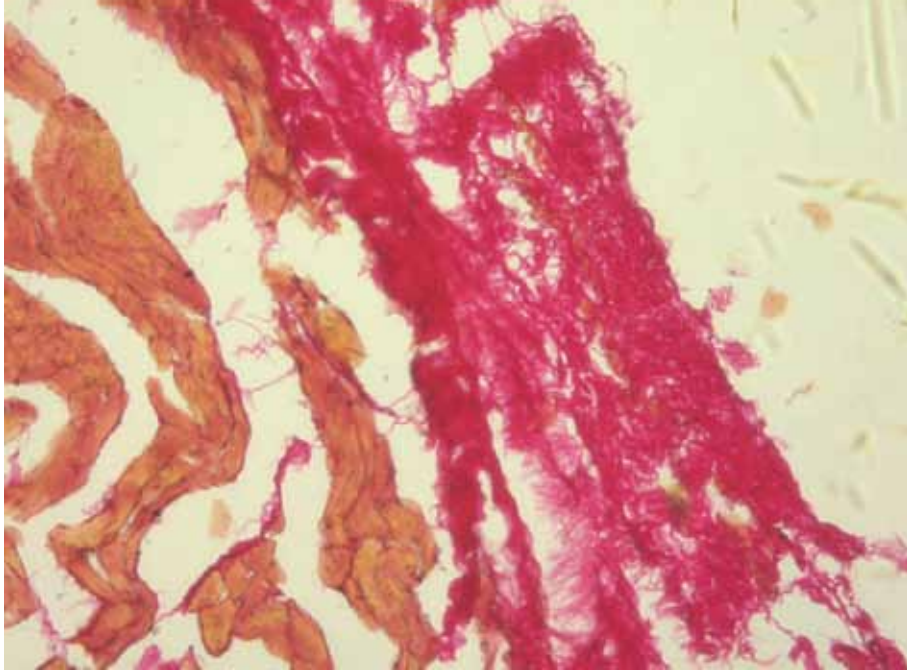


Рис. 4.38 Тварина групи порівняння на 3-ю добу після МВП. Дно ранового каналу. Фрагментовані м'язові волокна в стані некрозу. В просвіті згорток фібрину в результаті крапкових геморагій. Забарвлення Гематоксилін-еозин. $\times 50$

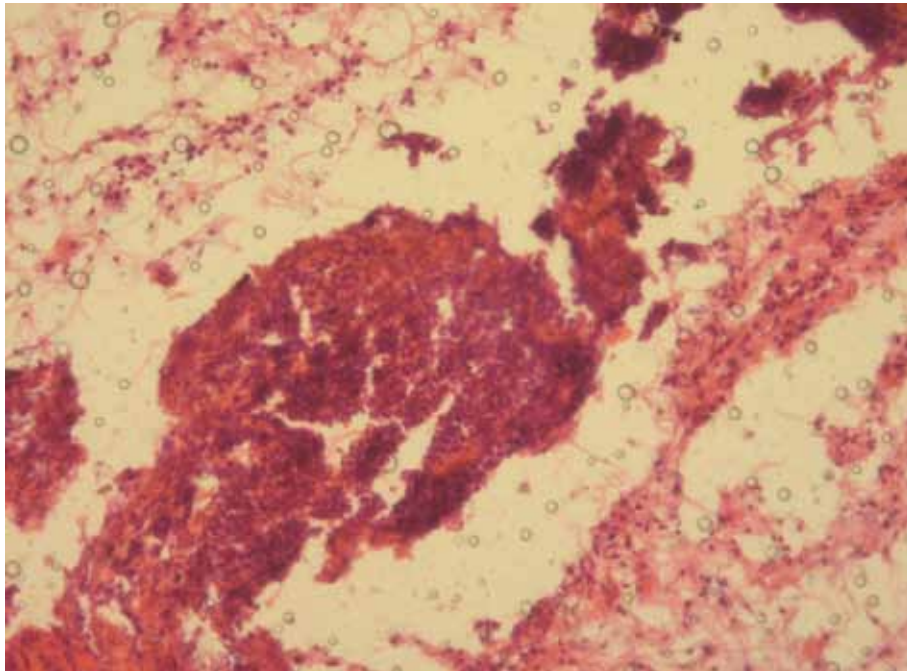


Рис. 4.39 Тварина групи порівняння. 3-я доба після ПХО рани. Стінки бокового ранового каналу представлені грануляційною тканиною в просвіті каналу гній. Забарвлення Гематоксилін-еозин. $\times 50$

На 7-й день після поранення на мікропрепараті на дні ранового каналу, незважаючи на проведене лікування, зберігаються фрагменти тканин в стані коагуляційного некрозу (рис. 4.40).

На 30-й день після поранення рана загоїлася з утворенням рубця, розмірами $1,6 \times 0,3$ см. Рубець щільний, нееластичний. Мікроскопічно — на місці загиблої м'язової тканини сформована сполучна тканина з великими фібробластами, скупченнями макрофагів і незначною кількістю лімфоїдних клітин. У прилеглий до ранової каналу м'язовій тканині вогнища макрофагально-лімфоцитарного інфільтрату (рис. 4.41).

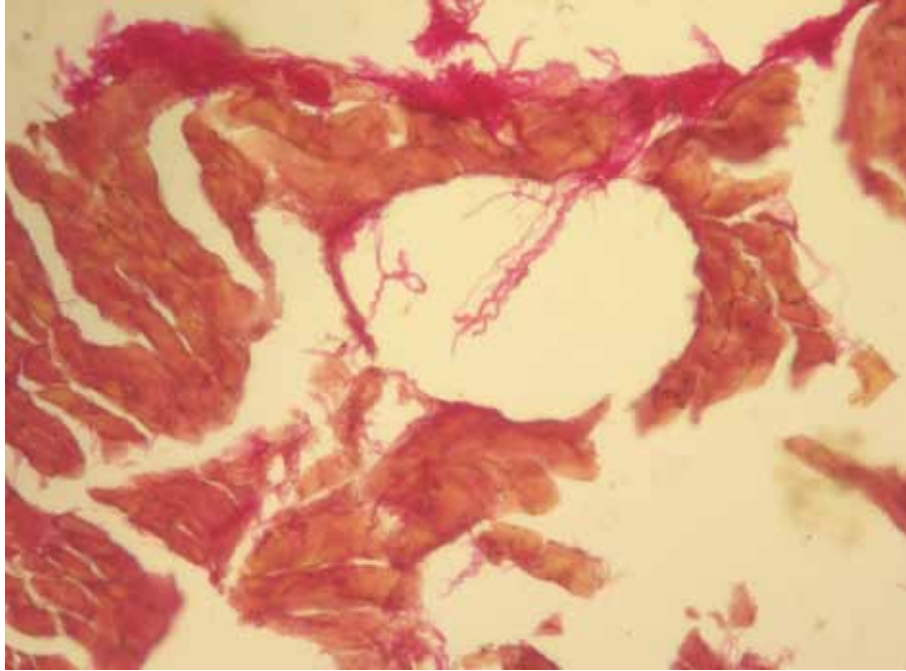


Рис. 4.40 Тварина групи порівняння на 7 добу після МВП. Рановий канал на дні рани утворений м'язовою тканиною в стані коагуляційного некрозу. Забарвлення Гематоксилін-еозин. $\times 50$

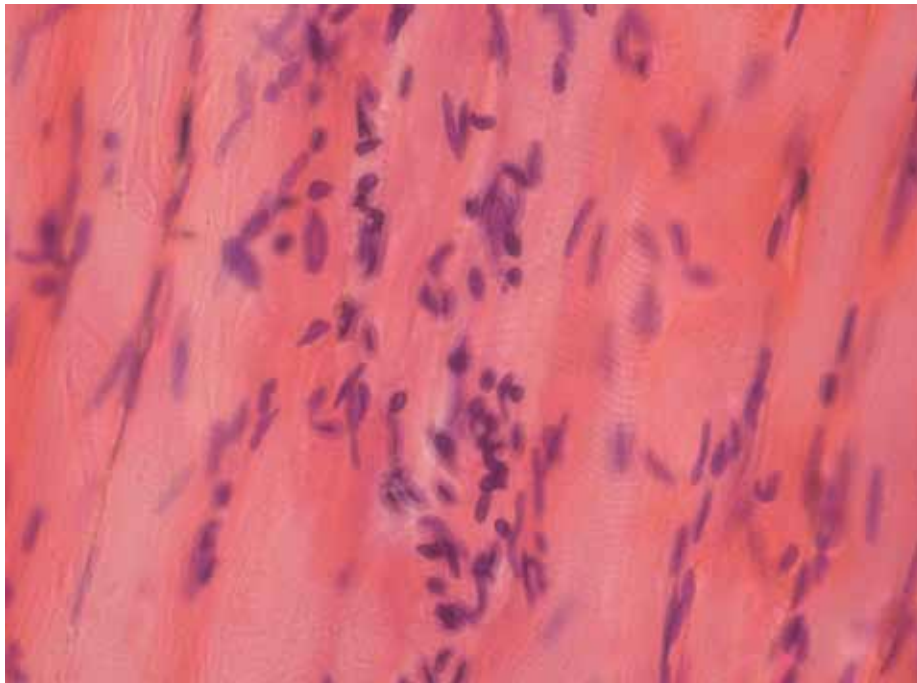


Рис. 4.41 Тварина групи порівняння. 30-й день після МВП. На місці загиблої м'язової тканини сформована сполучна тканина з великими фібробластами, скупченнями макрофагів і незначною кількістю лімфоїдних клітин. Забарвлення Гематоксилін-еозин. $\times 50$

4.3.2 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні ФДТ

У експериментальних тварин другої групи після ПХО рани була застосована методика ФДТ. На 3-й день після поранення розміри рани були 0,4 x 0,3 см. Рана чиста, рожева, краї рівні. Навколо рани епідерміс зберігся, і кінцеві ділянки його проліферували. Дерма набрякла. На поверхні рани стінки представлені грануляційною тканиною. В глибині дерми в напрямку від головного ранового каналу є додатковий осколковий рановий хід виконаний гноем і грануляційною тканиною (рис. 4.42).

За стінкою ранового каналу в поверхневих його ділянках простежується додатковий канал, який зберіг контакт з навколорановими тканинами, новостворений епідерміс, товстий шар некротичних мас в більш глибоких ділянках — це коагуляційний некроз (рис. 4.43). Ще глибше в рановому каналі виявлено гнійний ексудат, що покриває його стінки (рис. 4.44).

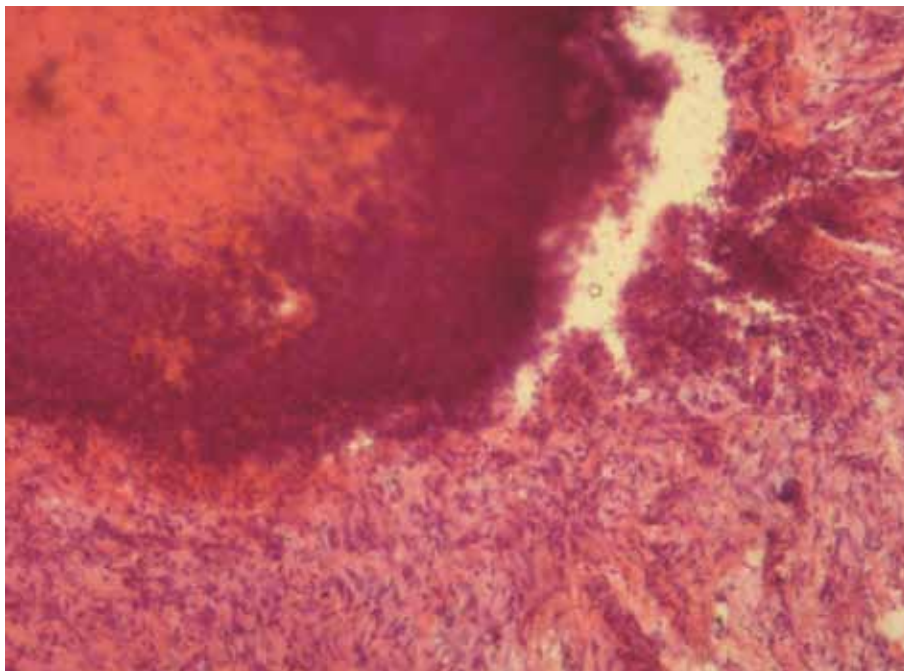


Рис. 4.42 Експериментальна тварина на 3-й день після поранення, ПХО та лікування з ФДТ. Додатковий осколковий рановий хід в дермі. Гнійний вміст в просвіті і лейкоцитарна інфільтрація грануляційної тканини стінки цього ходу. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

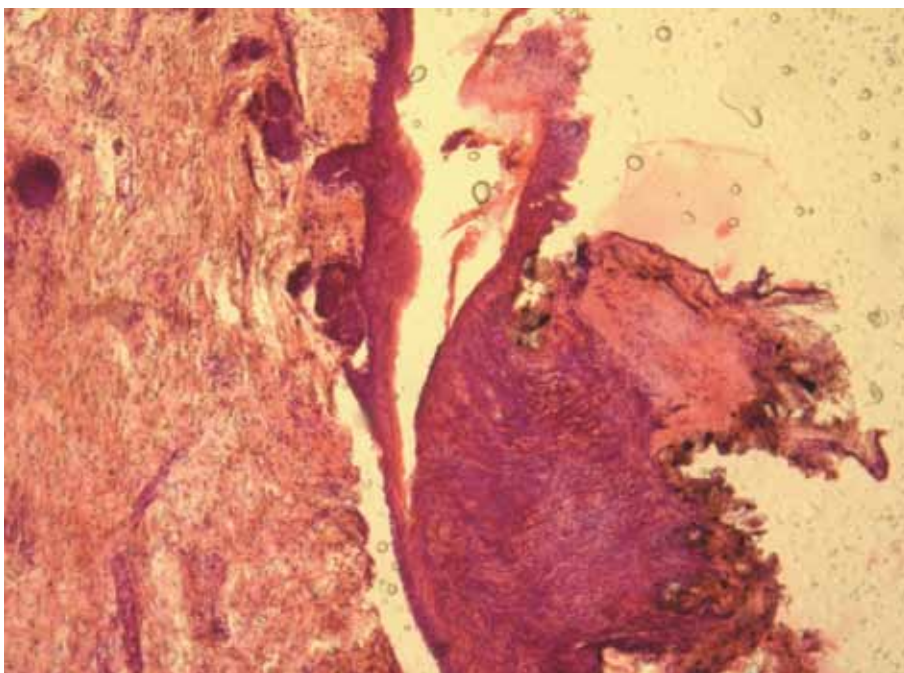


Рис. 4.43 Тварина, що лікувалась ФДТ, на 3-й день після МВП. Верхня частина — шкіра навколо ранового каналу. Над раною товстий струп пошкоджений, який відшарувався від шкіри, але зберігає контакт з некротичними масами в глибині. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 50$

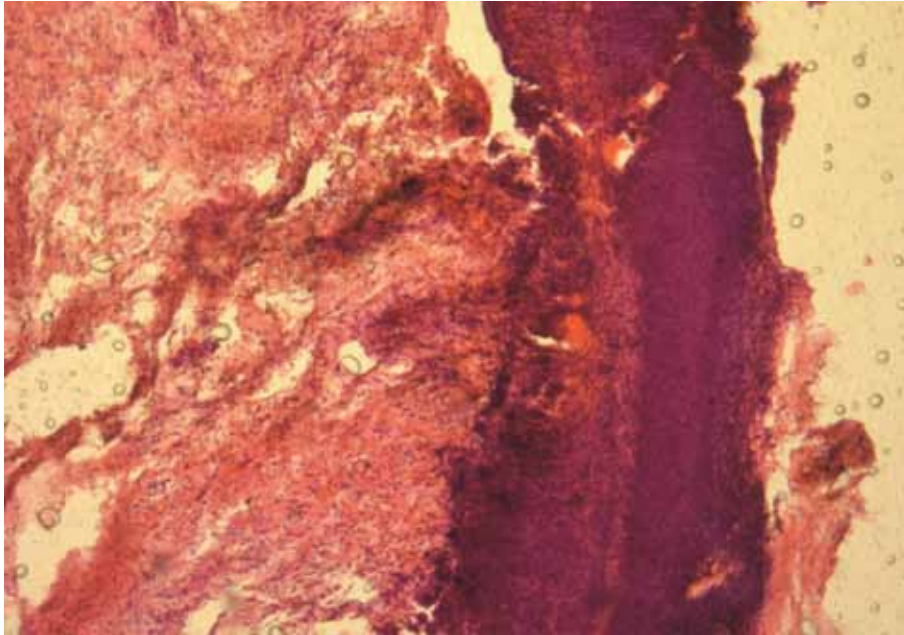


Рис. 4.44 Тварина, що лікувалась ФДТ, на 3-й день після МВП. Стінку ранового каналу покриває гнійний ексудат. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 50$

Разом з тим необхідно відзначити, що під струпом рана вже заповнена молодого сполучною тканиною.

На рівні м'язу, у дна рани, спостерігається формування грануляційної тканини з негустий інфільтрацією макрофагами і лімфоцитами, без нейтрофілів.

На 7 день після поранення безпосередньо стінки ранового каналу на рівні гіподерми покриті шаром густого гнійного ексудату — поверх сполучно-тканинного (рубцевого) шару (рис. 4.45).

В глибині рани — подекуди місцями прямо в ексудаті можна побачити фрагменти некротизованих м'язових волокон, тобто в глибині рани відбувається розширення зони гнійного запалення (рис. 4.46).

На 30 день після поранення при використанні лікування з ФДТ рана загоїлася. Розміри рубця $0,8 \times 0,3$ см, рубець м'який, еластичний. Гістологічно у прилеглий до рубця тканині — численні широкі прошарки колагенізованої сполучної тканини (рис. 4.47).

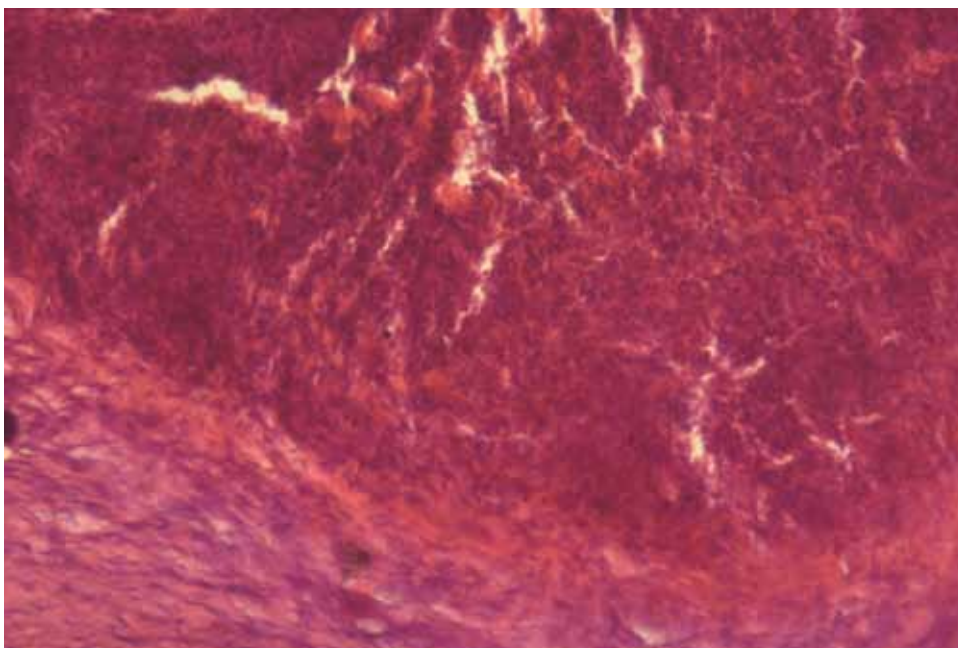


Рис. 4.45 Лікування ФДТ, на 7-й день після МВП. На дні рани стінки утворені рубцевої тканиною, в просвіті — гнійний ексудат. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

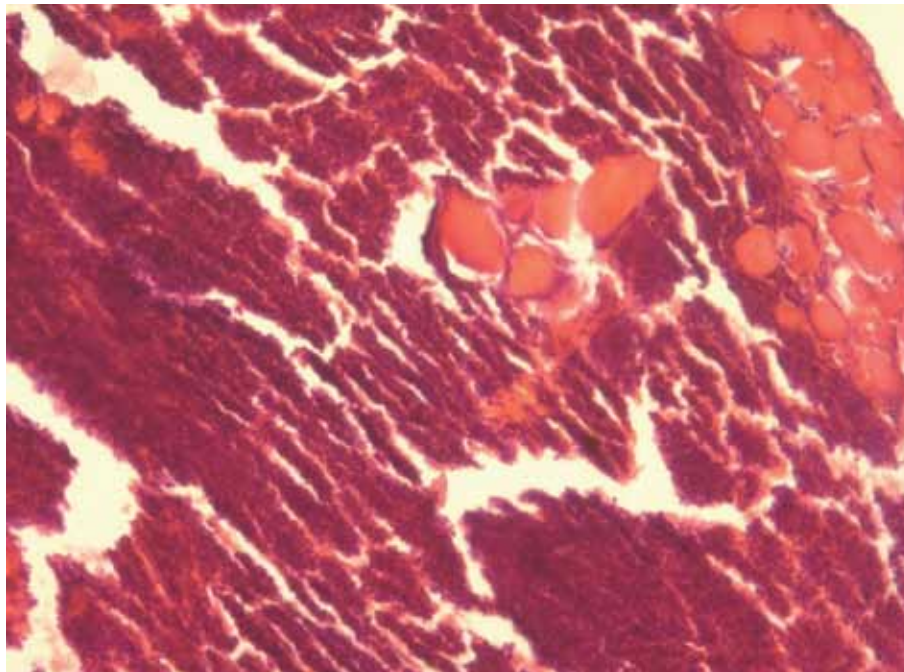


Рис. 4.46 Група лікування ФДТ, на 7-й день після МВП. В рановому каналі — об'ємний гнійний ексудат. Заб. гематоксиліном-еозином. × 100

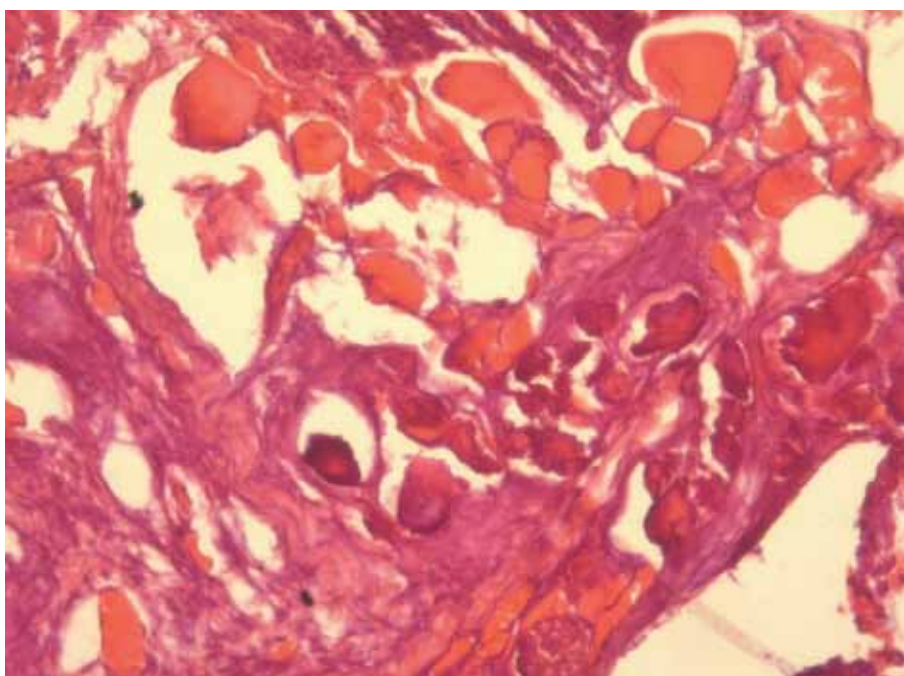


Рис. 4.47 Лікування ФДТ, на 30-й день після МВП. У глибині рани навколо некротизованих м'язових волокон формується фіброзна капсула. Заб. гематоксиліном-еозином. × 100

Виявляються включення дрібних сторонніх тіл чорного кольору, незграбної форми (рис. 4.48), які, очевидно, потрапили в глибину рани при пораненні.

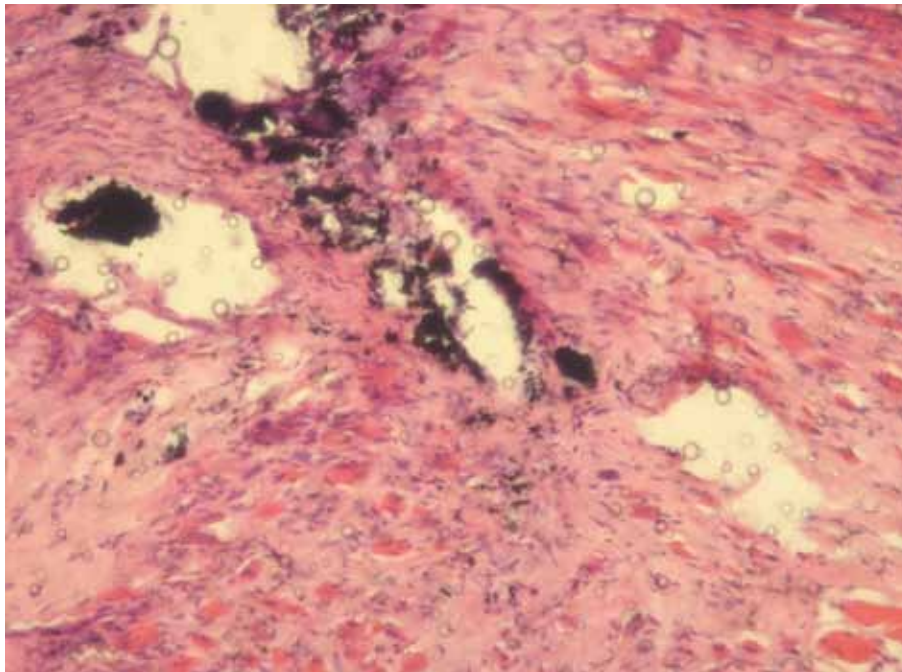


Рис. 4.48 Ранової канал експериментальної тварини, що лікувалась ФДТ, на 30-й день після МВП. У глибині рани — рубець з «вкрапленнями» фрагментів некротизованих м'язових волокон з наявністю чорних, неправильної форми, з нерівними краями, щільних сторонніх тіл. Заб. гематоксилином-еозином. $\times 100$

Таким чином, в результаті МВП спостерігається роздрібнення м'язових волокон, утруднюється репарація, а тим більше регенерація тканин. Сторонні тіла, що потрапляють у глибину м'яких тканин, підтримують запальний процес, ускладнюють репарацію і регенерацію тканин.

4.3.3 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні ВАК

У експериментальних тварин з мінно-вибухової раною, після проведення ПХО і застосування пов'язки ВАК, на 3-й день поранення розміри рани $1,0 \times 0,9$ см, поверхня рани чиста, рожева, краї рівні.

Мікроскопічно — по краях рани епідерміс регенерує, виявляються молоді проліферуючі епідермоцити. В дермі, що є стінкою ранового каналу, тканина просочена фібрином, некротизована, інфільтрована лейкоцитами з домінуванням макрофагів і лімфоцитів, а при відсутності фібрину і некрозу — спостерігається активація і проліферація фіброblastів. У прилеглому просторі ранового каналу зустрічаються окремі елементи пов'язки ВАК, що відокремилися від неї. Вони оточені грануляційною тканиною з концентрацією навколо них — макрофагів і лімфоцитів (рис. 4.49).

На 7 день після поранення в глибині ранового каналу грануляційна тканина, що дозріває (рис. 4.50). Лейкоцитарної інфільтрації грануляційної тканини, що дозріває, немає.

На 30-й день після поранення в глибині ранового каналу молода сполучна тканина з наявністю фіброblastів з об'ємною і добре контурованою цитоплазмою (рис. 4.51), що свідчить про високоактивне функціонування цих клітин щодо продукції білків. Лейкоцитарної інфільтрації в грануляційній тканині, що формується, немає.

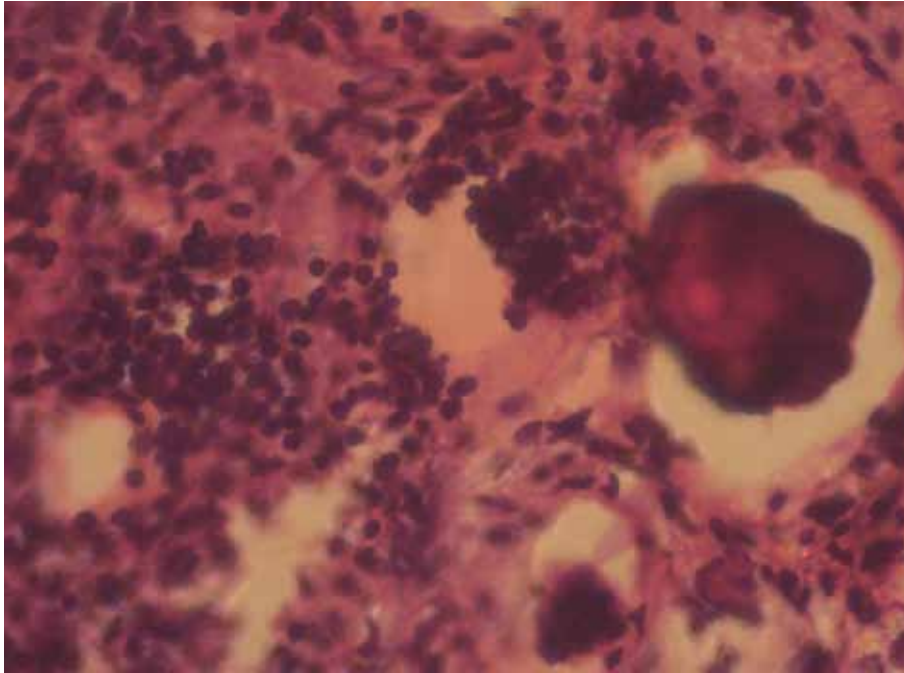


Рис. 4.49 Стінка ранового каналу на 3-й день після МВП, ПХО і лікування з використанням пов'язки ВАК. Наявність макрофагально-лімфоцитарної інфільтрації в грануляційній тканині близько елементів пов'язки, «включених» в грануляційні тканини. Забарвлення гематоксилін-еозином. $\times 400$

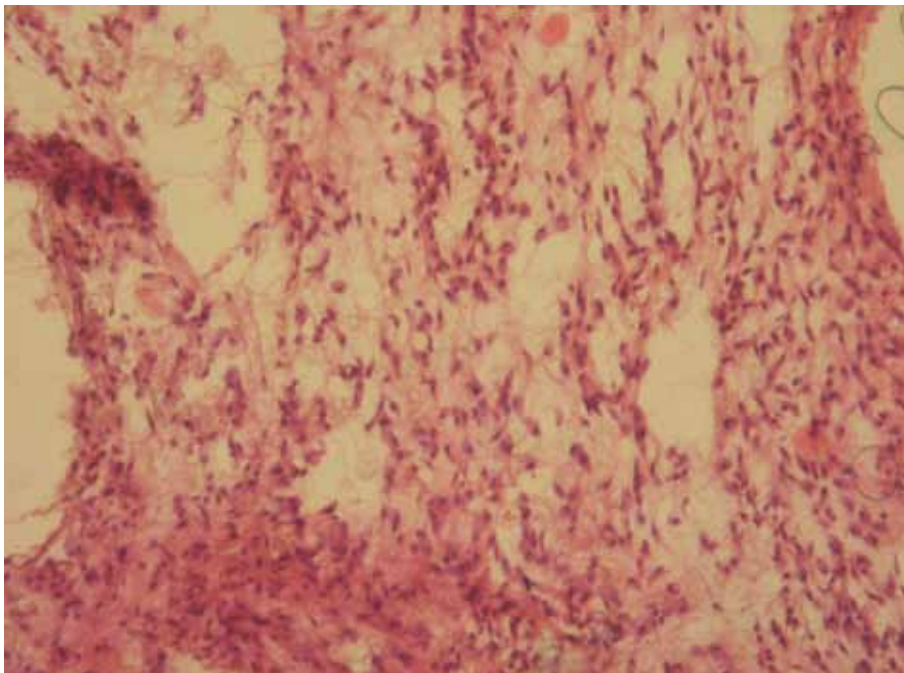


Рис. 4.50 На 7 день після МВП при лікуванні із застосуванням ВАК. Грануляційна тканина в просвіті ранового каналу. Велика кількість фібробластів. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

У цей термін рана загоїлася, розміри рубця $1,2 \times 0,4$ см. Рубець щільний, помірно еластичний. У просторі ранового каналу формується рубцева тканина зі щільними, в глибині рани, в м'язовій тканині грануляційні тканини, а по центру ранового каналу залишився простір, ще не заповнений рубцевою тканиною. У рубцевій тканині, що формується, є різні ділянки: з макрофагально-лімфоцитарним інфільтратом і одиничними елементами ВАК, а також ділянки зі зрілої сполучної тканини без лейкоцитарного інфільтрату. У навколишній м'язовій тканині міжм'язовий інтерстиціум розширений і колагенізований.

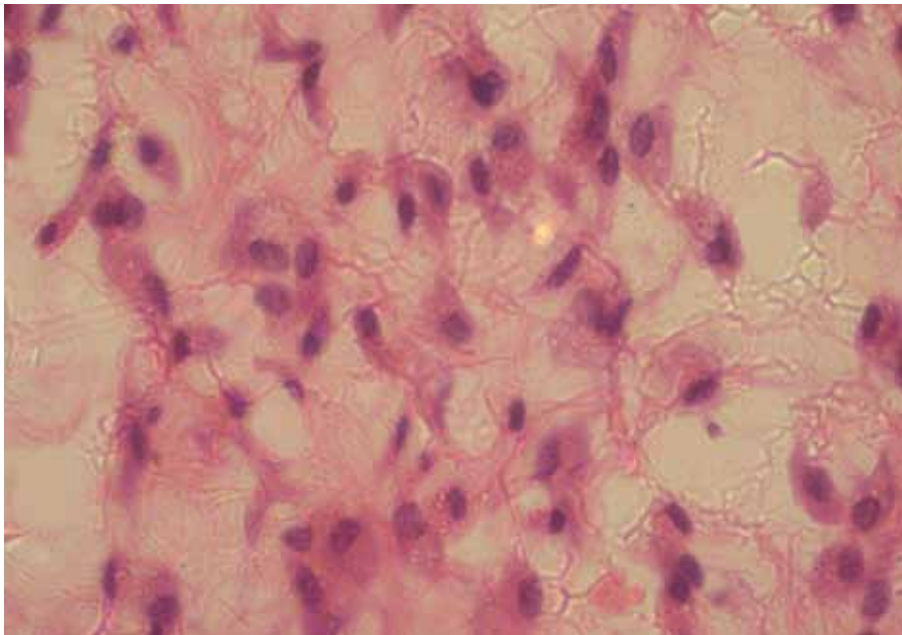


Рис. 4.51 На 30-й день після МВП при лікуванні пов'язкою ВАК. Молода сполучна тканина в просвіті ранового каналу. Висока морффункціональна активність фібробластів, тому що вони мають велике овальне ядро і об'ємну цитоплазму. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

Таким чином, рановий процес у цій групі тварин перебігав більш активно, але на 3-й добу процеси формування рубцевої тканини ще не завершилися.

4.3.4 Динаміка загоєння мінно-вибухових поранень у експериментальних тварин при лікуванні із застосуванням пов'язки «Гідрофера»

На 3-й день після МВП, ПХО і застосування пов'язки «Гідрофера» розміри рани $1,2 \times 0,8$ см, поверхня рани чиста, рожева, краї рівні.

Гістологічно край рани набряклий, дифузно і дрібно-очагово інфільтрирований запальним інфільтратом. Тут же спостерігаються розриви з наявністю фрагментів м'яких тканин. У глибині рани, в м'язовому шарі, на грануляційній тканині виявлено округлі базофільні частинки в прямому контакті з м'язовими волокнами. Це фрагменти пов'язки Гідрофера випали в тканини, у зв'язку з розвитком гнійного запалення в рані і лізуючого потенціалом нейтрофілів. Навколо них формується запальний макрофагально-лімфоцитарний інфільтрат (рис. 4.52).

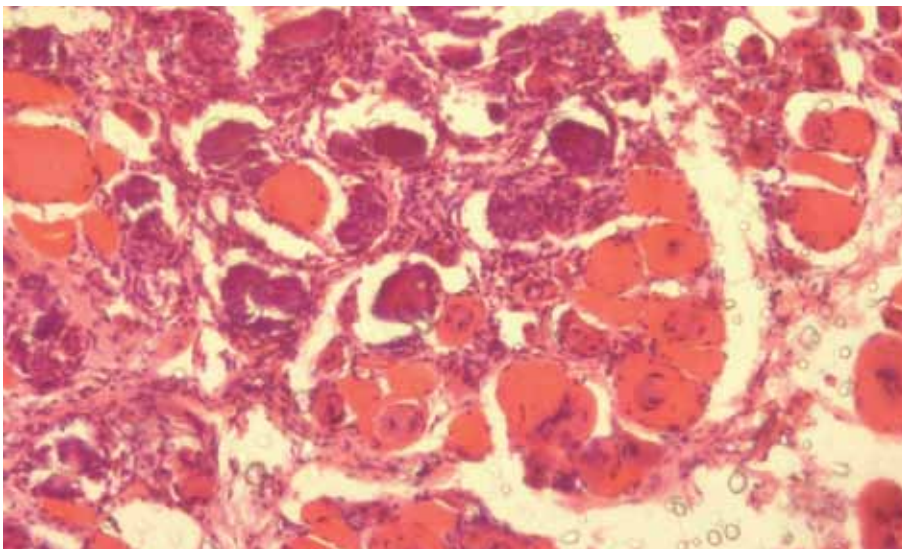


Рис. 4.52 Дно рани на 3-й день після МВП та лікування з використанням пов'язки «Гідрофера». Наявність елементів пов'язки в оточенні грануляційної тканини з макрофагально-лімфоцитарним інфільтратом. Заб. гематоксиліном-еозином. $\times 100$

На 7 добу після поранення в ділянках дна рани, серед м'язових волокон спостерігаються некротичні маси з дрібними чорними частинками сторонніх тіл, що забруднюють рану і заважають початку формування грануляційної тканини, яка інфільтрована лейкоцитами з присутністю нейтрофілів (рис. 4.53).

На 30-й день після МВП рана загоїлася з утворенням рубця, розмірами 1,6 × 0,3 см. Рубець щільний, помірно еластичний. Мікроскопічно — рановий канал частково заповнений молодий сполучною тканиною з включеннями дрібних оксифільних овальних частинок, пов'язки «Гідрофера». В молодій сполучній тканини багато фіброblastів, макрофагів і лімфоцитів (рис. 4.54).

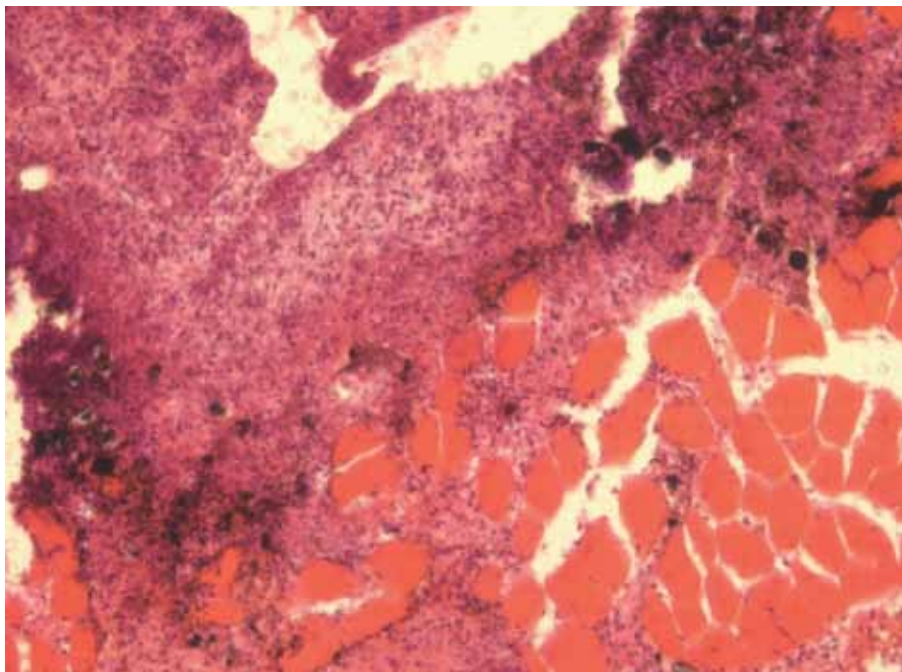


Рис. 4.53 Дно рани на 7-й день після МВП та лікування з використанням пов'язки «Гідрофера». Некротичні маси, інфільтровані лейкоцитами з великою кількістю нейтрофілів. Ліворуч на поверхні зрізу грануляційна тканина. В просвіті рани фрагменти некротизованих м'язових волокон. Заб. гематоксиліном-еозином. × 100

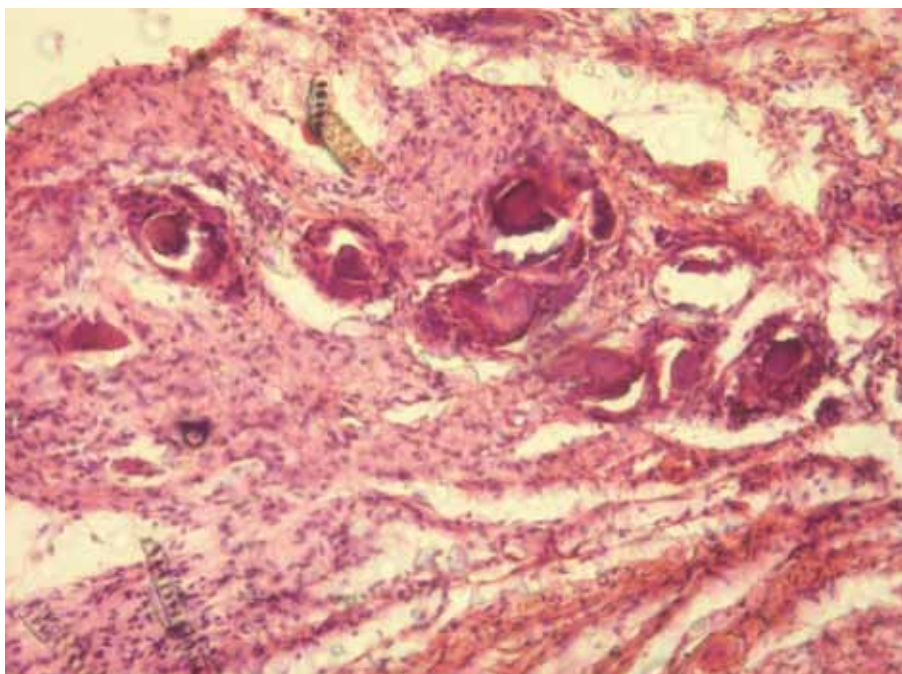


Рис. 4.54 30-й день після МВП та лікування з використанням пов'язки «Гідрофера». Рубцева тканина в рановому каналі з інкапсульованими окремими елементами пов'язки. Заб. гематоксилін-еозин. × 100

У тканині, взятої з дна рани, виявлена молода сполучна тканина, в якій присутні не тільки фібробласти, а й фіброцити, макрофаги і поодинокі лімфоцити. Тобто, при застосуванні пов'язки «Гідрофера» спостерігається інкапсуляція її фрагментів, що збільшує запальну реакцію та може призвести до збільшення терміну загоєння.

Резюме

Узагальнюючи результати гістологічного дослідження м'яких тканин експериментальних тварин при застосуванні різних видів зброї можна стверджувати, що мінно-вибухових поранення є найбільш важкими. При цих пораненнях частіше спостерігаються вкраплення сторонніх тіл, додаткові багатощілинні ранові ходи, розтрощення і розриви тканин, що свідчить про більш виражені пошкодження тканин при МВТ в порівнянні з кульовими і осколковими пораненнями.

Аналіз процесів загоєння виявив, що застосування ФДТ призводить до більш швидкого загоєння ран. Вже на 3-ю добу після поранення розмір ран був меншим, ніж в інших групах, а у більш пізні терміни рубці на місці колишніх ран також були меншими, що свідчить про найбільшу ефективність лікування методом ФДТ на рівні дерми і гіподерми. Наявність гною в глибині рани в одному з випадків цієї підгрупи — результат загального стану організму, кролик був з пневмонією (на аутопсії), яку необхідно було коригувати додатковою терапією з урахуванням зниження захисних сил організму.

При лікуванні ран у експериментальних тварин пов'язкою ВАК спостерігається менш виражене запалення, стимуляція локальних імунних реакцій (лімфоцитів і моноцитів в тканинах), гарне загоєння (активація грануляційної тканини, багато фібробластів). В меншому ступені це проявляється при застосуванні пов'язки «Гідрофера», при чому частим явищем було інкапсуляція фрагментів пов'язки в тканини, що заважали повноцінному загоєнню на 30-у добу після поранення.

4.4 Узагальнення діагностично-лікувальної тактики при вогнепальних пораненнях м'яких тканин

З огляду на «індивідуальність» вогнепальних ран м'яких тканин і триваючі дискусії з лікувальної та хірургічної тактики, обсягом і переліком необхідних методів лікування, що сприяють найкращому загоєнню, ми пропонуємо свій структурований і диференційований підхід до лікування вогнепальних ран, розроблений в процесі накопичення досвіду лікування поранених. Ця стратегія базується насамперед на нових підходах в діагностиці та об'ємній (3D) оцінці вогнепальної рани.

Для оцінки вогнепальних ран м'яких тканин ми пропонуємо використовувати інтегральні показники об'єму рани і площі поверхні рани з подальшим визначенням обсягу лікування.

І етап — визначення об'єму пошкоджених м'яких тканин

Визначення об'єму пошкодження м'яких тканин можна виконувати, залежно від клінічної ситуації, наступними, доступними способами:

1. Вимірювання ран за даними УЗД м'яких тканин (більш зручно виконувати за 3-ма величинами (довжина, ширина і глибина рани) за допомогою датчика 3D реконструкції, який є в комплектації більшості сучасних УЗ апаратів експертного класу, в разі його відсутності за допомогою звичайного конвексного ультразвукового датчика.

2. Вимірювання ран за даними СКТ м'яких тканин (за 3-ма величинами вимірюваними при програмній комп'ютерній обробці зображень).

3. Вимірювання ран за інтегральним методом (в цьому наближеному методі обчислення об'єму і площі використовується метод найменших квадратів і формули для знаходження об'єму і площі через інтеграли).

Найбільш доступним є спосіб вимірювань за логарифмічним методом, розроблений спільно з співробітниками кафедри вищої і прикладної математики Української інженерно-педагогічної академії: спосіб визначення об'єму пошкодження м'яких тканин при вогнепальному пораненні [92]. Відповідно до цього способу, загальний обсяг пошкодження м'яких тканин при вогнепальному пораненні визначається сумою V (об'ємів) первинного дефекту, V первинного ушкодження (і V вторинного ушкодження для вимірювання об'єму пошкодження в динаміці).

Об'єм первинного дефекту, визначається за формулою:

$$V = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 V_i,$$

для більш точного визначення об'єму первинного дефекту м'яких тканин при вогнепальному пораненні проводиться вимір глибини рани з її центру, 4-х розмірів діаметрів поверхні рани, розташованих через рівний проміжок на відстані 450 один від одного, 8 напівдіаметрів, розташованих під кутом 45° в глибину рани залежно від форми ранового каналу.

Для виконання вимірювань доцільно використання інструменту для обстеження і вимірювання ранового каналу [4]. Також можна скористатися хірургічними зондами, лінійками або іншими вимірювальними інструментами.

Найбільш часто зустрічаються 3 форми ранового каналу (сферична, грибоподібна і ромбовидна).

Для більш точного визначення об'єму рани проводяться такі вимірювання:

1. Вибирається центр рани, з яким пов'язується початок координат;
2. Поверхня рани відповідає площині XOY , вісь z спрямована вгору;
3. Визначається глибина рани h (вимірювання проводиться від початку координат в негативну сторону осі OZ);
4. Визначаються діаметри рани $L1, L2, L3, L4$. Діаметр $L1$ лежить на осі, OY — $L2$ — OX , $L3$ — лежить на прямій, що проходить під кутом 45° до осі OX (додатковий напрям) і осі OY (об'ємний напрям), діаметр OY є перпендикулярним до діаметру $L3$;
5. Визначаються радіуси рани $R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8$. Для цього розглядаються 8 напівперетинів. У кожному напівперетині радіус вимірюється під кутом 45° до діаметру. Перетини P_i , $i = \overline{1,8}$ будуть визначатись системою координат $X_1 O Y_1$ трьома точками

$$A_i(0, r_{0i}), \quad B_i(r_{1i} \frac{\sqrt{2}}{2}, r_{1i} \frac{\sqrt{2}}{2}), \quad C_i(r_{2i}, 0), \quad i = \overline{1,8},$$

де $r_0 = (h, h, h, h, h, h, h, h)^T$,

$r_1 = (R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8)^T$,

$r_2 = (L1/2, L2/2, L3/2, L4/2, L1/2, L2/2, L3/2, L4/2)^T$.

Для визначення об'єму рани користуємось наступною формулою: $V = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 V_i$, де для знайдення кожного об'єму V_i розглядаються три випадки в залежності від вихідних даних.

Випадок №1 (сферична форма ранового каналу або у вигляді усіченого конусу): Якщо $r_{1i} \frac{\sqrt{2}}{2} < r_{2i}$, тоді за трьома заданими точками A_i, B_i, C_i будується крива $A_i B_i C_i$ — парабола $y = f(x) = ax^2 + bx + c$, де параметри a, b, c знаходяться методом найменших квадратів. Об'єм V_i знаходиться шляхом обертання функції $y = f(x) = ax^2 + bx + c$ навколо осі OY_1 .

Випадок №2 (грибоподібна форма ранового каналу): Якщо $r_{1i} \frac{\sqrt{2}}{2} > r_{2i}$, тоді за трьома заданими точками A_i, B_i, C_i будується крива $A_i B_i C_i$ — парабола $y = f(x) = ax^2 + bx + c$, де

параметри a, b, c знаходяться методом найменших квадратів. Обсяг V_V знаходиться шляхом обертання функції $y = f(x)$ навколо осі $OX_2 = OY_1$.

Випадок №3 (форма ранового каналу у вигляді усіченого ромбу): Якщо $r_{1i} \frac{\sqrt{2}}{2} > r_{2i}$ и, $r_{1i} \frac{\sqrt{2}}{2} > r_{0i}$ тоді обсяг V_V знаходиться як різниця обсягів V_{i1} та V_{i2} . Обсяг V_{i1} знаходиться шляхом обертання кривої B_iC_i навколо осі OY_1 , а обсяг V_{i2} знаходиться шляхом обертання кривої A_iB_i навколо осі OY_1 . Рівняння кривої B_iC_i та A_iB_i визначається методом найменших квадратів відповідно випадку 1 і випадку 2.

Наочне пояснення схематично показано на рис. 4.55 і рис. 4.56

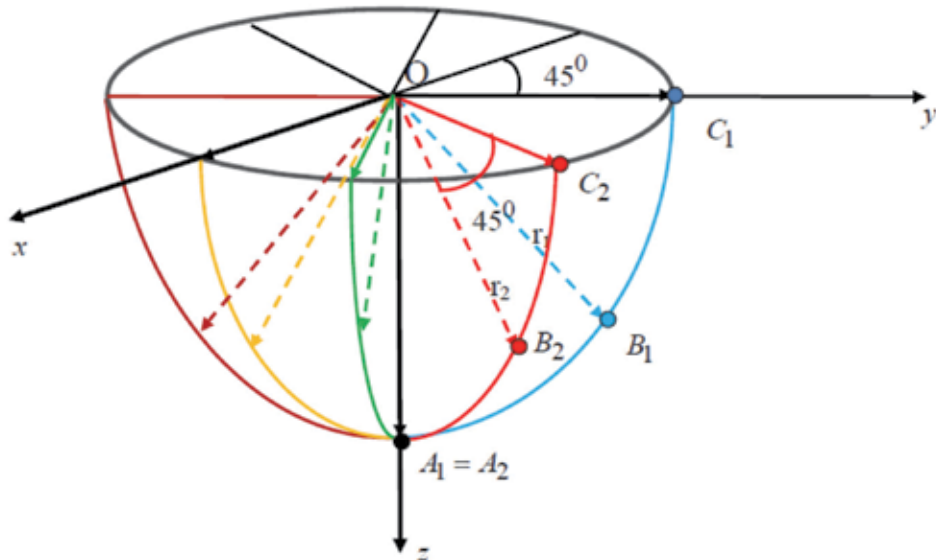


Рис. 4.55. Схематичне об'ємне зображення точок координат рани: x — ось координат (ширина рани); y — ось координат (довжина рани); z — ось координат (глибина рани); $C_1, C_2, C_3, C_4, C_5, C_6, C_7, C_8$ — дистальні точки діаметрів поверхні рани (L_1, L_2, L_3, L_4) (розташовані через рівний проміжок, на відстані 45° один від одного); $B_1, B_2, B_3, B_4, B_5, B_6, B_7, B_8$ — дистальні точки вимірювання напівдіаметрів рани (розташовані під кутом 45° в глибину рани); $A_1 = A_2 = A_3 = A_4 = A_5 = A_6 = A_7 = A_8$ — точка глибини рани; O — точка центру рани

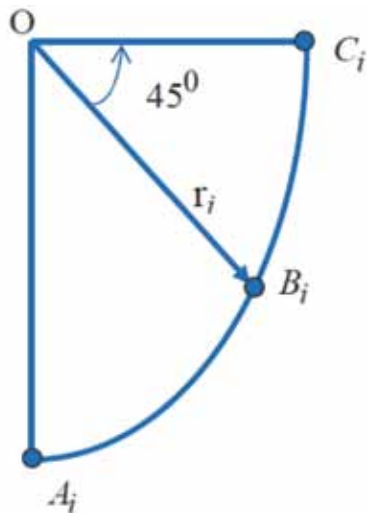


Рис. 4.56 Схематичне зображення точок рани у фронтальній площині:

O — точка центру рани; A_i — точка глибини рани; C_i — точка дистального краю діаметру поверхні рани; B_i — дистальна точка вимірювання напівдіаметру (r_i) рани (розташована під кутом 45° у глибину рани)

Послідовність застосування способу наступна: першим кроком, визначається центр рани візуально шляхом проєкційного проведення перехресть найбільших розмірів ширини і довжини рани. Точка перехресть береться за центр рани. Другим кроком, проводиться вимірювання глибини рани строго перпендикулярно до поверхні шкіри з точки центру рани всередину рани до відчуття упору. Третім кроком, проводиться вимір 4 розмірів діаметрів поверхні рани, розташованих через рівний проміжок на відстані 45° один від одного. Четвертим кроком, проводиться вимір 8 напівдіаметрів, розташованих під кутом 45° за напрямком всередину рани з точки центру рани до її країв. Всі вимірювання виконуються з точністю до 1 мм. Всі вимірювання виконуються з дотриманням правил асептики. П'ятим кроком, проводиться виконання розрахунків за формулою:

$$V = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 V_i,$$

При цьому в залежності від форми ранового каналу (розглядається 3 основних форми ранового каналу, на кожен запропонована своя формула), виконання розрахунків проводиться за допомогою математичного додатку програми Mathcad (рис. 4.57) або в програмі Microsoft Excel, так само можливе проведення розрахунків за формулою, зазначеною вище без програмного забезпечення за допомогою обчислювальної техніки або «ручним» методом.

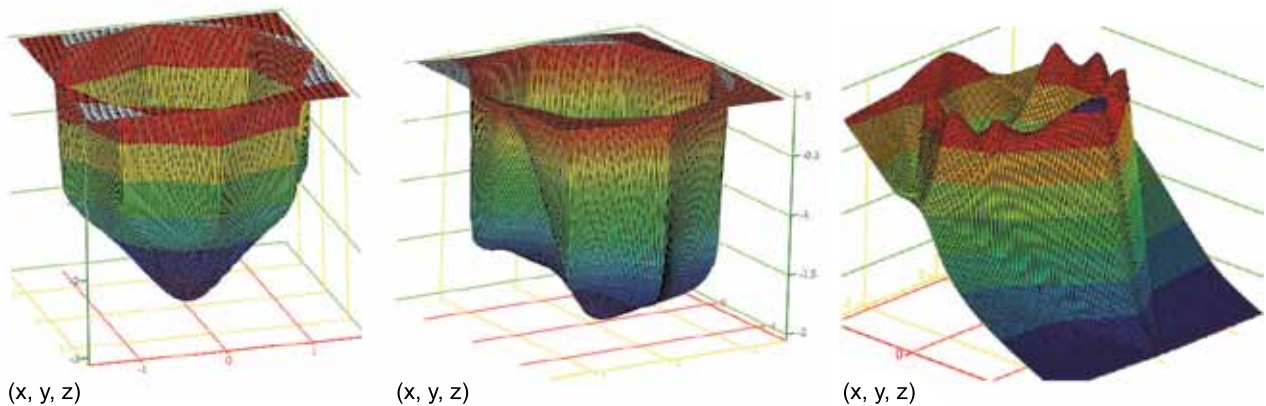


Рис. 4.57 Об'ємне 3D зображення вогнепальної рани, змодельованої в програмі Mathcad за даними, отриманими за допомогою інструменту для обстеження і вимірювання ранового каналу (А — випадок №1; Б — випадок №2; С — випадок №3)

З огляду на те, що не всі лікарі мають можливість використовувати програму Mathcad, для більш зручного проведення обчислень ручним методом нами, спільно з співробітниками КБ «Електроважмаш» (ст.н.с., к.тех.н. Третьяк А.В.) була створена програма для обчислення об'єму рани і площі поверхні рани. Програма, спроектована в мові програмування Delphi, розміром 382 кб, у вигляді виконавчого *.exe файлу, легко встановлюється на персональний комп'ютер, планшет або мобільний телефон. Робочий інтерфейс програми наведено на рис. 4.58.

Спосіб дозволяє виконувати вимірювання об'єму пошкодження м'яких тканин при вогнепальному пораненні м'яких тканин. Можливе застосування цього способу відразу після вогнепального поранення, після проведення ПХО, після проведення повторних, вторинних і етапних хірургічних обробок вогнепальних ран м'яких тканин.

Можливе застосування способу для контролю динаміки ранового процесу в якості монотесту, а також і в поєднанні з іншими способами визначення об'єму пошкодження м'яких тканин за даними ультразвукового дослідження та спіральної комп'ютерної томографії. Виконання способу можна здійснювати в плановому і терміновому порядку в ранах, які знаходяться в різних стадіях ранового процесу. У випадках наскрізних вогнепальних поранень загальний обсяг визначається шляхом додавання обсягів, які вимірюються з вхідного і вихідного отвору.

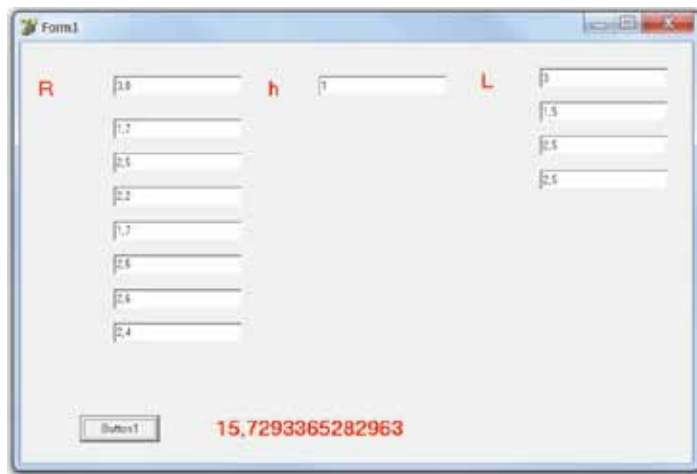


Рис. 4.58 Робочий інтерфейс розробленої програми для обчислень об'єму рани і площі поверхні рани

У післяопераційному періоді діагностичний процес подовжується у вигляді повторних ревізій рани, виявлення можливих ускладнень та ін. Найбільш простим методом контролю запального процесу є контроль температури тіла. Найчастіше з цією метою застосовуються термометри (ртутні, електронні або інфрачервоні), що дозволяють зробити кратні вимірювання з наступною реєстрацією в температурному аркуші, журналі чи комп'ютерній програмі. Застосування стандартних термометрів прив'язано до визначеного часу (найчастіше вранці та ввечері), але підвищення температури можливо в інші періоди.

Тому був розроблений та впроваджений роботу хірургічного відділення ВМКЦ пристрій для моніторингу температури тіла біологічних об'єктів [3] (рис. 4.59).

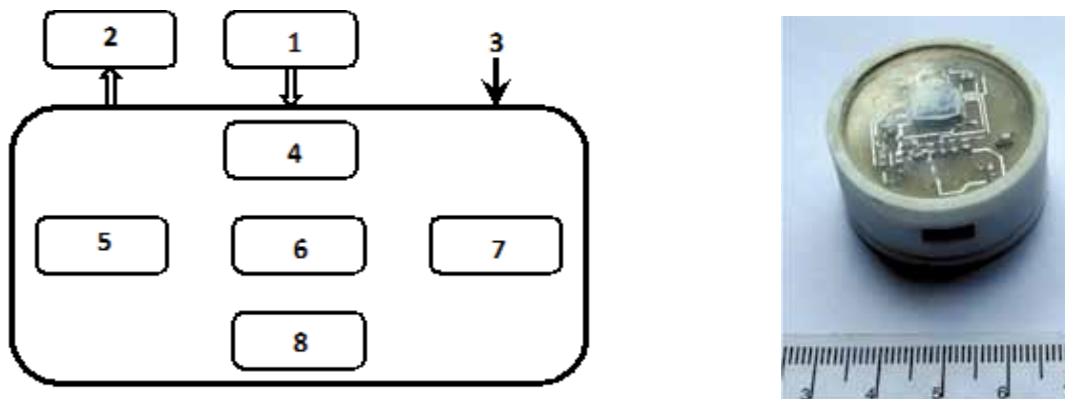


Рис. 4.59 Блок-схема та пристрій для моніторингу температури тіла біологічних об'єктів: термодатчик (1), пристрій оповіщення при нестандартній ситуації (2), програмований мікроконтролер (3), який складається з пристрою незалежної пам'яті (4), вузлу двостороннього зв'язку з персональним комп'ютером (5), блоку синхронізації (6), таймеру (7), другого термодатчику (8)

Робота розробленого пристрою здійснюється наступним чином. Пристрій для моніторингу температури тіла підключають до персонального комп'ютера через USB порт, виконують його тестування, проводять контроль стану елементів живлення і вносять керуючі дані — інтервал вимірювань, тривалість циклу вимірювань, початок часу вимірювання, поточну дату і час, температуру порогу оповіщення максимального допустимого підвищення температури, після чого пристрій відключають від комп'ютера. Ділянку шкіри пацієнта готують для установки пристрою: видаляють волосся і знежирюють. Пристрій прикладають до відповідної ділянки шкіри і фіксують. Проводиться моніторинг температури тіла. Максимальна тривалість використання пристрою 72 години.

Цей пристрій дозволяє здійснювати вимірювання температури тіла з точністю до 0,1°C, що підтверджено метеорологічною експертизою та засвідчено виробником термодатчику, через програмно заданий проміжок часу. Якщо під час проведення моніторингу темпера-

тура тіла піднімається вище програмно встановленої межі оповіщення (в більшості випадків для дорослої людини вище 38,5°C, для вагітних жінок і дітей цей рівень досягає 38°C), подається звуковий зумер (переривчастий) відмінний від сигналу про несправність пристрою (безперервний), що сигналізує про необхідність вжиття заходів щодо зниження температури або в разі перевищення встановленого порогу температури біологічних об'єктів подає інший встановлений сигнал оповіщення. Це дає можливість оперативно реагувати на критичне підвищення.

Після закінчення моніторингу пристрій знімають, підключають до персонального комп'ютера і за допомогою спеціальної програми проводять обробку отриманих даних з поданням у графічному вигляді, де відображені дата і час вимірювання температури і значення температури з точністю до 0,1°C.

Список літератури

1. Западнюк ІП, Западнюк ВІ, Захарія ЕА, Западнюк БВ. Лабораторні тварини. Розведення, утримання, використання в експерименті. К. : Вища школа, 1983. 383 с.
2. Ирвинг П. Герман. Физика организма человека: пер. с англ. А. Мелькумянц, С. Ревенко. М. : «Интеллект», 2011. 992 с.
3. Михайлузов РМ, Коваленко НО, Ромаев СМ, Свириденко ЛЮ. Пристрій для моніторингу температури тіла біологічних об'єктів. Патент України на корисну модель №107976. 24.06.2016.
4. Михайлузов РМ, Негодуйко ВВ Біленький ВА. Інструмент для обстеження та вимірювання ранового каналу Патент України на корисну модель №100225. 25.08.2015.
5. Михайлузов РМ, Негодуйко ВВ, Нечуйвітер ОП, Першина ЮІ, Литвин ОО. Спосіб визначення об'єму пошкодження м'яких тканин при вогнепальному пораненні. Патент України на корисну модель №113608. 10.02.2017.
6. Михайлузов РМ, Негодуйко ВВ, Перлін СІ, Шевцов ДО, Каракучі ДА, Приходько ЮВ. Пристрій-концентратор для моделювання мінно-вибухових осколкових та вогнепальних поранень. Патент України на корисну модель №113708. 10.02.2017.
7. Михайлузов РМ, Негодуйко ВВ, Перлін СІ, Шевцов СО, Куча МС, Каракуркчі ДА, та ін. Спосіб пошарового моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин. Патент України на корисну модель №114405. 10.03.2017.
8. Михайлузов РН, Негодуйко ВВ, Приходько ЮВ. Небиологическое послойное моделирование огнестрельных ранений мягких тканей. Экспериментальна і клінічна медицина. 2016; 4(73):144-147.
9. Наказ Міністерства внутрішніх справ України № 653 від 09.07.2014 року «Про затвердження Інструкції про поведження з вибуховими матеріалами в органах і підрозділах внутрішніх справ України» Доступно на <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/z0870-14>.
10. Снегов А. Самый полный справочник кролиководы, Москва: АСТ, 2014. 320 с.

5. МОДЕЛЮВАННЯ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ З НАЯВНИМИ СТОРОННІМИ ТІЛАМИ

Моделювання, як один з методів сучасного наукового пізнання, широко застосовується у сучасній хірургії пошкоджень і експериментальній хірургії. Особливо важливе значення експериментальне моделювання має у вивченні важко відтворюваних і матеріально-витратних процесів та явищ в тих випадках, коли моделювання дає можливість отримати нові відомості про досліджувані предмети або явища [49, 78, 80], підтвердити або спростувати висунуті наукові гіпотези [20, 23, 95].

Одним з таких напрямків є моделювання вогнепальних поранень, яке найбільш часто застосовується для з'ясування вражаючої спроможності сучасної вогнепальної зброї, а також для оцінки ефективності запропонованих методів захисту від вогнепальної зброї [54, 82].

Широко застосовується моделювання вогнепальних поранень у судовій медицині й криміналістиці при дослідженні характеру і обсягу пошкодження, викликаного вогнепальною зброєю, при розробці нових видів зброї, снарядів, пошкоджуючих елементів [13, 15, 26, 53], з метою дослідження термінальної ранової балістики вогнепальної зброї [18, 19, 22, 47].

Без чіткого уявлення про механізми вогнепальних поранень різними травмуючими снарядами неможливо розробити адекватну діагностичну і хірургічну тактику, по відношенню до СТМТ вогнепального походження.

Найбільш повно вивченим є моделювання при вогнепальних кульових пораненнях [28, 45, 50, 55, 59], однак цілковито непередбачувані і маловивчені пошкодження виникають при осколкових та мінно-вибухових вогнепальних пораненнях [51, 56, 79].

Наявні способи моделювання осколкових вогнепальних поранень, за даними доступної наукової літератури, характеризуються малою вірогідністю попадання у ціль внаслідок великого розлітання осколків [32], або присвячені вивченню превалюючої пошкоджуючої дії фактору вибуху при контактному підриві вибухового пристрою безпосередньо рядом або під об'єктом, що досліджується [2].

Відомі наступні групи способів, що використовуються для моделювання вогнепальних поранень: біологічні, небіологічні і математичні.

До біологічних способів моделювання вогнепальних поранень відносяться моделювання за допомогою лабораторних тварин (пацюків, кролів, баранів, свиней та інших). Недоліками біологічних способів є складність розмноження, утримання, харчування тварин, забезпечення необхідних умов їх утримання, дотримання етичних правил досліджень, узгодження протоколу дослідження з етичною комісією закладу.

До небіологічних способів відносяться моделювання вогнепальних поранень за допомогою балістичного геля, мила, желатину, поролону, пінопласту, дерева [1, 46, 48].

Небіологічні способи моделювання вогнепальних поранень є більш простими та доступними для відтворення. До недоліків небіологічних способів відносяться обмеження параметрів моделювання. Небіологічні способи моделювання не дають можливості вивчати зміни фізіологічних, біохімічних та інших параметрів в результаті вогнепального поранення і динаміку ранового процесу.

Способи математичного моделювання носять виключно приблизний віртуальний характер та можуть застосовуватися для моделювання попередніх результатів, або як додаткові способи при виконанні інших методів моделювання [46].

Як модель для дослідження біосумісності організму зі сторонніми матеріалами використовується визначення метаболічної активності нейтрофілів та моноцитів [33].

Найбільш перспективними внаслідок простоти, доступності, економічності, повторюваності є небіологічні способи моделювання. Запропонований багат шаровий спосіб виготовлення моделей, що імітує м'які тканини людини для вогнепальних поранень, полягає у стрільбі в желатиновий (20%) блок, покритий імітатором шкіри (поліетилен товщиною 0,2 мм) та зразки літнього і зимового одягу, [11] недостатньо анатомічно моделює кількість та товщину шарів м'яких тканин тіла людини.

Таким чином, на сучасному етапі розвитку військово-польової хірургії недостатньо вивченими та практично мало розробленими залишаються питання моделювання термінальної балістики при вогнепальних осколкових пораненнях, залишається нерозробленою можливість локального впливу уражаючими факторами на задану ділянку, а наявні сучасні багат шарові моделі неповноцінно відповідають кількості, якості і фізичним характеристикам шарів м'яких тканин людини.

5.1 Дизайн експериментального дослідження вогнепальних поранень с наявними сторонніми тілами

Дизайн експериментального дослідження включав 6 етапів:

I. Вивчення існуючих моделей вогнепальної травми, можливостей діагностичної та експериментальної бази.

II. Моделювання СТ для проведення дослідження. Освоєння методики відтворення сліпого осколкового вогнепального поранення на одношарових і багат шарових неоднорідних моделях. Вивчення термінальної балістики осколків в моделях. Оцінка переваг та недоліків методик і моделей.

III. Моделювання сліпих осколкових вогнепальних поранень на тваринах (кролях) з розподілом на групи за переважним фактором ураження через тканину форми старого і нового зразка: при пораненні з пневматичної зброї осколками різної температури; при пораненні з вогнепальної зброї поодиноким СТ з різними швидкісними показниками і дистанціями стрільби; при пораненні з вогнепальної зброї множинними СТ з різними швидкісними показниками і дистанціями стрільби. Оцінка методик і методів вивчення.

IV. Аналіз результатів гістологічного дослідження (світлова мікроскопія, електронна мікроскопія) і рентгеноспектрального аналізу видалених СТ і тканин, що їх оточують, із оцінкою їх ефективності.

V. Проведення порівняльного аналізу результатів досліджень.

VI. Обґрунтування отриманих результатів від запропонованих методик.

5.2 Матеріали експериментальних досліджень

У якості експериментального матеріалу і об'єкта для дослідження вогнепальних поранень були використані кролі породи *Shinshilla* в кількості 114 особин самців, у віці 7 місяців, вагою 2600–3600 грам (у середньому 3100 ± 126) грам, 6 з яких не отримували поранення (контрольна група). За 2 тижні до початку і 3 місяці після дослідження кролі жили у віварії. У період до початку дослідження кролі перебували у вольєрах віварію в карантинному приміщенні зі стандартною температурою $(19 \pm 1,0)$ °С, отримували однакове помірнокалорійне харчування [52]. Тваринам був забезпечений доступ до їжі і води. За тиждень до початку дослідження тварин двічі фіксували у верстаті для адаптації.

Зміст, догляд і методи експериментальної роботи з тваринами відповідали загальноприйнятим нормам і правилам, передбаченим «Європейською конвенцією з нагляду і захисту хребетних тварин, які використовуються в експериментальних та інших наукових цілях» (Страсбург, 1986), Директивою Ради Європейського Співтовариства від 24.11.86 р., Гельсінською декларацією, Женевською конвенцією "International Guiding principles for Biochemical research involving animals", 1990 г., розпорядженням МОЗ України № 32 від 22.02.88 р. і «Законом України про захист тварин від жорстокого поводження» № 1759 від 15.12.2009 р. [14, 16, 25].

Поранення тварини отримували з пневматичної, вогнепальної зброї і при підриві боеприпасів у спеціалізованому тирі (стрілецький тир «Сафарі», ТОВ «Латек») та на полігоні (полігон МВС, с. Руська Лозова, Харківська область) з дотриманням заходів безпеки. Поранення наносилися осколком із сталі низької якості, розмірами 5–6×4 мм, вагою 0,36-

0,52 грама з відстані, при якій отримували сліпі поранення. При нанесенні поранення з пневматичної зброї використовували осколки різної температури: температури навколишнього середовища, 50°C і 100°C. Тварини були фіксовані у верстаті і знеболені до і після дослідження налбуфіном в дозі 0,3 мг/кг. Місця передбачуваного поранення стегна та протилежна симетрична ділянка були за годину до дослідження поголені. Поранення наносилися через 2 варіанти військової форменого одягу старого і нового зразків.

Експериментальна частина дослідження була розділена на III етапи:

I етап. Поранення з пневматичної зброї поодиноким металевим осколком: 1. Поранення металевим осколком, температура якого співпадала із температурою навколишнього середовища (18 особин); 2. Поранення металевим осколком із температурою 50°C (18 особин); 3. Поранення металевим осколком із температурою 100°C (18 особин).

II етап. Поранення з вогнепальної зброї: 1. Поранення поодиноким металевим осколком (18 особин); 2. Поранення множинними металевими осколками (проводилося, але ці випадки довелося виключити з дослідження через пошкодження кісток, судин і нервів).

III етап. Поранення металевими осколками від вибуху гранати та саморобного вибухового пристрою (32 особин).

Кожен кроль був маркований на внутрішній поверхні вушної раковини водостійким маркером. Зважування кролів проводили за добу до початку експерименту та 1 раз на місяць в подальшому до виведення з дослідження.

Для зважування кролів і вимірювання сили зчеплення магнітного інструменту використовували сертифіковані ваги електронні WLC 10/C/1 №545850, «REDWAG» (Польща).

Вимірювання температури осколка, області поранення (стегна) і протилежної області (стегна) проводили за допомогою тепловізора Fluke Ti125 (США) і термографа ІРТІС 2000С (Росія). За основний показник місцевої температури брали варіант, коли показання пристроїв збігалися.

При виведенні тварин з експерименту шляхом введення у хлоретиловий наркоз на 30-ту, 60-ту і 90-ту добу м'які тканини з капсулою, що оточує осколок, прямували на гістологічне дослідження та електронну мікроскопію.

Дослідження взаємодії магніту із різною індукцією магнітного поля з феромагнітним металевим СТ та його вплив на живу м'язову тканину різної товщини експериментальних тварин проводили із використанням устаткування у вигляді відривної випробувальної машини Р-0,5 (вимір сили утримання феромагнітним СТ), датчика Хола (вимір індукції магнітного поля магніту), вимірювальної лінійки, секундоміру, оптико-діагностичного пристрою «Green Light» з програмним забезпеченням і насадкою 60×.

Рана розмірами 4 см наносилася на підготовлену ділянку (поголену за 2 години до дослідження) за допомогою скальпеля з виконанням фасціотомії без пошкодження м'язів. Досліджувана товщина м'язової тканини після стискання складала 2, 3, 4 та 5 мм. Досліджувана індукція магнітного поля неодимового магніту складала 0,2, 0,3, 0,4 та 0,5 Тл. У подальшому використанні магніти використовували для виготовлення магнітного інструменту.

Ділянка м'язів тварини, яка планувалася використовуватися в експерименті, вивчалася за допомогою оптико-діагностичного пристрою «Green Light» з програмним забезпеченням і насадки 60× до і після його здавлення, що дозволяло оцінити особливості мікроциркуляції і оборотність змін. При цьому часовий фактор складав: 5, 10, 15, 20, 25 та 30 хвилин (ці тимчасові проміжки характеризували час взаємодії магніту із СТ в тканинах під час оперативного втручання).

Магніти були представлені неодим-залізо-бор магнітами у вигляді шайб із розмірами 10×8 мм (0,5 Тл), 6×8 мм (0,4 Тл), 7×8 мм (0,3 Тл), 9×8 мм (0,2 Тл). За основу обрано магніт у вигляді шайби 5×8 мм (0,5 Тл), індукція магнітного поля зменшувалася на 0,1 Тл за допомогою додавання до основного магніту магнітного прошарку різної товщини.

Досліджувані феромагнітні металеві СТ: у вигляді шайби із розмірами 6×4 мм, масою 0,6 грам і такої ж форми і ваги з наявністю клиновидного виступу промовця на 1 мм по лінії радіуса шайби. Площа зіткнення СТ правильної форми з магнітом складала 28,3 мм²,

що відповідало площі робочої частини магніту, а із СТ неправильної форми — 14,1 мм², що пов'язано з частковим зіткненням не всією поверхнею. Слід підкреслити, що сила утримання магнітами СТ вимірювалася на відривній випробувальній машині Р-0,5 і складала: 0,5 Тл — 2,8 кг, 0,4 Тл — 1,6 кг, 0,3 Тл — 0,8 кг, 0,2 Тл — 0,3 кг.

У живих тканинах експериментальних тварин оцінювали ступінь ішемії і деструкції шляхом огляду за допомогою оптико-діагностичного пристрою «Green Light» з програмним забезпеченням і насадки 60×. Досліджувалася м'язова тканина. У незмінній м'язовій тканині були відсутні крововиливи, а розмір капілярів складав 0,7 мм або більше.

Критеріями оцінки змін мікроциркуляції, виявлених в процесі експериментального дослідження, були: наявність і кількість крововиливів, звуження просвіту капілярів. Наявності переваги або рівності однієї з двох ознак (крововиливи або звуження просвіту капіляра) було достатньо для трактування даних. Зміни в тканині трактувалися, як незначні, помірні і виражені в залежності від ступеня ішемії. Для помірних змін характерними були наявність множинних крововиливів і звуження просвіту капілярів в межах 0,3-0,5 мм. Для виражених змін характерні наявність множинних зливних крововиливів і звуження просвіту капіляра менше 0,3 мм. Всі зміни, що спостерігалися при дослідженні, були зворотними, так як часовий чинник і сила утримання СТ були розраховані з урахуванням мінімальної шкідливої дії на м'язову тканину.

Кількість вимірювань по одному параметру становила 10. В якості живої моделі використовувався кроль породи Shishilla, фіксований у верстаті та знеболений за 15 хвилин до початку дослідження налбуфіном в дозі 0,3 мг/кг ваги тіла. Досліджувалися м'язи задньої поверхні стегна.

5.3 Методи відтворення осколків і осколкових поранень в експерименті

СТ — металеві осколки відтворювалися шляхом виготовлення з різних металевих матеріалів або шляхом природного формування їх при підриві штатного вибухового пристрою.

Металеві СТ — осколки вироблялися серійно у заводських умовах із сталевого дроту з низьким вмістом вуглецю, з дюралеалюмінієвого дроту, латунного дроту діаметром 4,5 мм масою 0,32–0,6 грам, довжиною 4–6 мм або шляхом відкушування дистальної частини шурупа довжиною 6–10 мм.

Неметалеві СТ відтворювалися з тканин форменого військового одягу старого і нового зразка (при стрільбі через досліджувані тканини або шляхом намотування ниток тканини на осколок), з пластмасових гудзиків шляхом їх розкусування, дробіння скла і дерева. СТ органічного походження потрапляли в тканини при підриві вибухового пристрою в природних умовах експерименту на полігоні.

Осколкові поранення в експерименті відтворювалися шляхом відстрілу осколків з пневматичної і вогнепальної зброї або при підриві штатних і СВП.

Осколкові сліпі поранення з пневматичної зброї проводилися шляхом відстрілу осколка з пневматичної гвинтівки ПСРМ (СРСР) (калібр 4,5 мм, початкова швидкість 140 м/с) і пневматичної рушниці «ЧАЙКА-12» (Україна) (калібр 4, 5 мм, початкова швидкість 240 м/с), які показані на рис. 5.1.





Рис. 5.1 Пневматичні рушниці: а — пневматична гвинтівка ПСРМ;
б — пневматична рушниця «ЧАЙКА-12»

Вогнепальні осколкові поодинокі поранення проводилися шляхом пострілу з револьвера ФОРТ (Україна) (калібр 4 мм, початкова швидкість 380 м/с), патрон Флобера якого був заряджений осколком, виконаним з шурупа, захищеного контейнером (рис. 5.2).



Рис. 5.2 Зовнішній вигляд револьвера ФОРТ

Численні вогнепальні сліпі поранення відтворювалися за допомогою гладкоствольної рушниці Hatson Escort MPS 12/76 (Turkey) шляхом відстрілу мисливського патрона (ТАКНО, Ukraine) 12 калібру, в контейнері якого, замість дроби, містилися осколки з різного металу (рис. 5.3).



Рис. 5.3 Спорядження рушниці Hatson Escort MPS 12/76 патроном ТАКНО 12 калібру з осколками всередині

Дана методика відтворення осколкових поранень має свої недоліки у вигляді пошкодження стовбура рушниці під час пострілу при відсутності контейнера для осколків. Також дистанція стрільби повинна бути не меншою 100 метрів для отримання вогнепальної осколкового сліпого поранення. Збільшення порохового заряду і зменшення дистанції призводить до вогнепальних осколкових наскрізних поранень. Відстріл проводився через металевий диск-фільтр для мінімізації обсягу пошкодження.

Поодинокі осколкові поранення проводилися шляхом відстрілу завчасно виготовленого осколка з пневматичної та вогнепальної зброї і при підриві штатного або СВП, коли з безлічі осколків потрапляє в ціль тільки один. Численні осколкові поранення відтворювалися шляхом відстрілу осколками з гладкоствольної зброї та при підриві штатного або СВП, коли декілька осколків потрапляє в ціль.

Перед моделюванням сліпих поранень на тваринах (кролях) проводилася серія відстрілів або підривів з попаданням СТ в одношарові моделі і структурно неоднорідні моделі. Під час експерименту для кожного виду зброї визначалася відстань і необхідний заряд для моделювання сліпого пошкодження досліджуваних матеріалів.

Підрив вибухових пристроїв здійснювали фахівці, що мають допуск до роботи з вибуховими пристроями в умовах полігону з дотриманням заходів безпеки. З метою регулювання напрямлення осколків при вибуху використовувався пристрій для моделювання вогнепальної травми, що складається із сконструйованого концентратора у вигляді усіченої піраміди, поверненої у бік розмірами з найбільшими розмірами горловини 500×500 мм і найменшими розмірами горловини 100×100 мм, довжиною 500 мм, товщиною металу 5 мм і металевого диска-фільтра діаметром 450 мм товщиною металу 10 мм з отвором в центрі діаметром 35 мм, що встановлюється за пристроєм-концентратором [37]. Цей пристрій наведено на рис. 5.4.



Рис. 5.4 Пристрій для моделювання вогнепальної травми: а — зовнішній вигляд диска-фільтра; б — зовнішній вигляд зібраної моделі для моделювання вогнепальної травми

Пристрій для моделювання вогнепальних поранень фіксувався в ґрунті в 4 місцях арматурними прутами довжиною 500 мм для стійкості. Вибуховий пристрій фіксувався на відстані 2,0 метрів від моделі на дерев'яному штирі за допомогою двох хомутів кабельних для фіксації дротів (чорний або білий, нейлон-66) і містився на одній лінії з передбачуваним місцем ушкодження (різні моделі).

Підрив вибухового пристрою проводився шляхом дистанційного виймання кільця з детонатора або за допомогою бікфордова шнура (рис. 5.5).

Залежно від типу вибухового пристрою, маси заряду, відстані до об'єкта моделювалося наскрізне або сліпе ушкодження. Будова пристрою концентратора-спрямовувача з фільтром дозволяло спрямувати потік осколків в необхідному напрямку з мінімальною кількістю негативних результатів (осколок не потрапляв у ціль).

Математичний аналіз ймовірності видалення СТМТ проводився за допомогою двох методів: математичного моделювання з використанням двовимірної інтерполяції функції двох змінних поліномами Лагранжа на основі системи комп'ютерної математики Mathcad (15 версія) і непевного математичного методу спільно розроблених із співробітниками кафедри вищої і прикладної математики Української інженерно-педагогічної академії (зав. кафедрою, д.фіз.-мат.н., проф. Литвин О.М.) [29].



Рис. 5.5 Вибухові пристрої перед підривом:
 А — фіксація мотузки до кільця РГН; Б — СВП з детонатором і бікфордним шнуром

Статистичне оброблення даних проводилося з використанням стандартного офісного пакету «Microsoft Office 2013» з додатком «Microsoft Excel» і статистичних програм для медико-біологічних досліджень «Biostatistics» (Statistical Graphics Corp., USA), Version 4.03 для Windows, «Statistica 10.0» спільно з співробітником кафедри медико-біологічних основ спорту та фізичної реабілітації Чорноморського національного університету ім. Петра Могили (зав. кафедрою, д.біол.н., проф. Кочина М.Л.). Для статистичного оброблення результатів досліджень застосовували методи варіаційної статистики з обчисленням середніх арифметичних та їх помилок. Достовірність відмінностей кількісних ознак визначалася з використанням t -критерія Стьюдента за середніми величинами [73, 83, 85], непараметричних критеріїв χ^2 Пірсона та Манна-Уїтні на рівні значимості 95% [73, 9, 27, 92]. Дослідження структури зв'язків між показниками проведено з використанням факторного аналізу [24, 35, 63, 93]. Вибір критеріїв виконувався за рекомендаціями С. Гланца, 1999 [10].

5.4 Експериментальне моделювання сліпих осколкових поранень, сторонніх тіл та їх взаємодія з магнітом

В останні роки моделювання в клінічній та експериментальній хірургії стало одним з головних методів наукового дослідження, який дозволяє прискорити розуміння вузлових питань патогенезу різноманітних екстремальних станів, а саме, механо- й травмотогенезу та морфо-функціональних порушень, що виникають при вогнепальних та мінно-вибухових ушкодженнях у поранених із наявністю СТ, а також намітити і обґрунтувати шляхи їх профілактики й лікування.

Оскільки вивчення структурно-метаболических й ультраструктурних механізмів формування дисфункціональних порушень у процесі розвитку ремоделювання м'яких тканин із наявністю СТ раннього і пізнього післяранового періодів в клінічних умовах є не завжди можливим, нами проведено експериментальні дослідження з відтворення сліпих осколкових поранень та СТ у лабораторних тварин, результати яких представлено у цьому розділі.

5.4.1 Моделювання сторонніх тіл

Для моделювання поодиноких СТ (осколків) вогнепального походження використовували матеріал, який найчастіше зустрічається і входить до складу осколків, що вилучаються з м'яких тканин при оперативному лікуванні. Цим матеріалом є низьковуглецева сталь марки 10. Для цього брався шуруп, від якого кусачками відкушували дистальну частину.

Отримували осколок масою 0,32–0,6 грама, довжиною 6–10 мм, шириною 4 мм, що мав гострі края та нерівну поверхню (рис. 5.6).



Рис. 5.6 Осколок із шурупа: а — зовнішній вигляд; б — зважування осколка на цифрових вагах Libra 0,01-100 грам Leuchtturm

Даний осколок розміщався у патроні Флобера (рис. 5.7).



Рис. 5.7 Патрон Флобера: а — зовнішній вигляд; б — заправка патрона

Для моделювання осколків з тканинами використовували 2 способи: постріл осколком через форму старого та нового зразка та постріл осколком, навколо якого оберталася нитки з форми старого та нового зразка. Осколок захищався контейнером, зробленим з трубочки для коктейлів, у якій радіально до середини надрізалися насічки. Конструкція контейнера дозволяла не пошкоджувати ствол револьвера і губилася при пострілі під час виходу зі стовбура або при попаданні в модель. Розкритий контейнер з осколком показаний на рис. 5.8.



Рис. 5.8 Металевий осколок: а — навколо якого обгорнута нитка з форми старого зразка; б — розкритий контейнер з осколком

Для порівняння поодиноких СТ (осколків) при використанні пневматичної зброї (пневматична рушниця «ЧАЙКА-12» калібру 4,5; пневматична гвинтівка ПСРМ калібр 4,5 мм) виготовлялися осколочки з дроту, що складається з латуні, дюралеалюмінія і низьковуглецевої сталі. Осколки були довжиною 4–6 мм, шириною 4 мм, вагою 0,35–0,6 грама. Щоб не випадав зі стовбура раннячий снаряд, використовувалися додатково паперові пижі до- і після осколочка, які губилися під час пострілу.

Для дослідження температурної складової при осколкових пораненнях при стрільбі з пневматичної зброї використовували осколочки різної температури (температури навколишнього середовища — 18 °С; 50 °С; 100 °С). Підігрів осколочків здійснювався на електричній плиті ПЕСМ (СРСР) (рис. 5.9).



Рис. 5.9 Електрична плита ПЕСМ: а — зовнішній вигляд; б — поверхня плити з осколочками

Контроль температури осколочка до пострілу та в тканинах моделі здійснювався за допомогою термографа ІРТІС 2000С (Росія) і тепловізора Fluke Ti125 (США) (рис. 5.10).



Рис. 5.10 Прилади для тепловізійних вимірювань: а — контроль температури осколка на поверхні кухонної плити за допомогою тепловізора Fluke Ti125; б — настройка термографа IPTIC 200 °С

Для моделювання множинних СТ (осколків) вогнепального походження для стрільби з гладкоствольної зброї використовувався мисливський патрон (ТАКНО, Ukraine) 12 калібру, в який замість дроби в контейнер поміщалися осколки з різного металу, виконані за вище описаною методикою (рис. 5.11).



Рис. 5.11 Складові частини спорядження патрона для моделювання множинних СТ

Кількість осколків варіювало від 25 до 38 в залежності від розмірів осколків і кількості пороху та у середньому складала $(31 \pm 2,0)$.

СТ при моделюванні вогнепальних поранень виходили природним шляхом при підриві штатних боєприпасів (РГН, Ф-1) або СВП на основі пластиду із змодельованими осколками, виконаними по вище вказаній методиці (рис. 5.12).



Рис. 5.12 Саморобний безболонковий вибуховий пристрій на основі пластиду із змодельованими осколками

Таким чином, моделювання здійснювалося після аналізу складу, форми, розмірів, осколків, що найчастіше зустрічалося і реалізовувалося в процесі експериментальних досліджень для моделювання вогнепальних осколкових сліпих поранень м'яких тканин.

5.4.2 Експериментальні моделі

У якості експериментальних моделей використовували біологічні живі і неживі моделі, небіологічні — однорідні і неоднорідні багатшарові моделі.

З метою вивчення характеристик СТ в м'яких тканинах біологічної неживої моделі проведено дослідження на шматках свіжого свинячого м'яса (подгорок) розмірами 131×33,5×247 мм щільністю до 77 НУ кімнатної температури (22 °С), в яке поміщені на глибину 15 мм 7 СТ однакових розмірів 4,5–7,5×4–9×4,5–13 мм, різного складу: низькопробна феромагнітна сталь; свинець; латунь; дюралеалюміній; пластмаса; дерево; скло. Занурення осколків здійснювалося за допомогою затискача кровоспинного вигнутого Більрот. СТ розташовувалися на відстані 30–40 мм один від одного, як показано на рис. 5.13.



Рис. 5.13 Підготовка моделі до дослідження: а — розташування СТ різного складу на свіжому шматку свинячого м'яса в місцях проекції їх занурення; б — зовнішній вигляд моделі після занурення СТ у модель

Дослідження даних матеріалів, обумовлене частотою їх трапляння при видаленні було виконано на спіральному томографі «Toshiba» Activion 16 проведеним кроком томографа 0,5 мм та показано на рис. 5.14.



Рис. 5.14 Дослідження проведено на спіральному томографі «Toshiba» Activion 16: а — модель в період СКТ дослідження; б — результат СКТ дослідження у вигляді сканограми

Середні значення рентгенщільності досліджених матеріалів наведені у табл.5.2. Порівняння середніх значень проведено з використанням критерія Стьюдента, оскільки розподіл рентгенощільності 10-ти зразків кожного матеріалу був нормальним. Для 18-ти ступенів свободи критичне значення t -критерію ($t_{кр}$) дорівнювало 2,01.

Таблиця 5.2

Середні значення рентгенщільності матеріалів

№ п/п	Матеріал	Розміри, мм	Щільність у од.НУ
1	Низькопробна ферромагнітна сталь	7,5×9×4,5	15359±74
2	Свинець	7,5×7,5×10	9948±281 $t=68,4$; $p=0,00000$
3	Латунь	6,5×6,5×8	14183±1631,2 $t1=6,5$; $p=0,000005$ $t2=25,6$; $p=0,000000$
Таблиця 5.2 (продовження)			
4	Дюралеалюміній	4,5×4,5×7,5	2143±571,2,3 $t1=141,5$; $p=0,00000$ $t2=122,9$; $p=0,00000$ $t3=69,7$; $p=0,00000$
5	Пластмаса	4,5×4×5	124±121,2,3,4 $t1=203,2$; $p=0,00000$ $t2=322,5$; $p=0,00000$ $t3=86,1$; $p=0,00000$ $t4=34,7$; $p=0,00000$
6	Дерево	5×8×8,5	-481±241,2,3,4,5 $t1=191,3$; $p=0,00000$ $t2=256,7$; $p=0,00000$ $t3=83,2$; $p=0,00000$ $t4=26,9$; $p=0,00000$ $t5=19,8$; $p=0,00000$
7	Скло	6×4×13	1588±731,2,3,4,5,6 $t1=177,0$; $p=0,00000$ $t2=226,8$; $p=0,00000$ $t3=70,5$; $p=0,00000$ $t4=86,1$; $p=0,00000$ $t5=6,0$; $p=0,000015$ $t6=14,4$; $p=0,00000$

Примітки: 1 — відмінності у середніх значеннях рентгенщільності між першим та іншими зразками достовірні; 2 — відмінності у середніх значеннях рентген щільності між другим зразком та іншими достовірні; 3 — відмінності у середніх значеннях рентгенщільності між третім зразком та іншими достовірні; 4 — відмінності у середніх значеннях рентгенщільності між четвертим зразком та іншими достовірні; 5 — відмінності у середніх значеннях рентгенщільності між п'ятим зразком та іншими достовірні; 6 — відмінності у середніх значеннях рентгенщільності між шостим та сьомим зразком достовірні

Таким чином, відмінності у рентгенщільності між усіма ранячими снарядами достовірні. Дані табл.5.2 свідчать, що різні за структурою матеріали мають різну рентгенологічну щільність, що і дозволяє визначати матеріал СТМТ за даними СКТ до оперативного лікування.

При збільшенні щільності СТ понад 15000 НУ підвищується якість сталі і її ферромагнітні властивості, що дозволяє видаляти СТ за допомогою магніту. При щільності нижче 15000 НУ ферромагнітні властивості у матеріалу відсутні, використання магніту для видалення СТ не призведе до бажаного результату.

Вивчення небіологічних моделей проведено на апараті «Toshiba Activion 16» з кроком томографа 0,5 мм на двох макетах (поролон і пінопласт), в які були поміщені СТ. Поролон мав параметри: щільність -986 НУ розмір 120×24,5×255 мм. Параметри пінопласта були: щільність -969 НУ розмірами 97,5×21×176 мм. Як СТ використовувалися: пластмаса, скло,

дерево, дюралеалюміній, латунь, низькопробна сталь. Кількість досліджень — 10. СТ були однакові за вагою (1 грам), як показано на рис. 5.15.

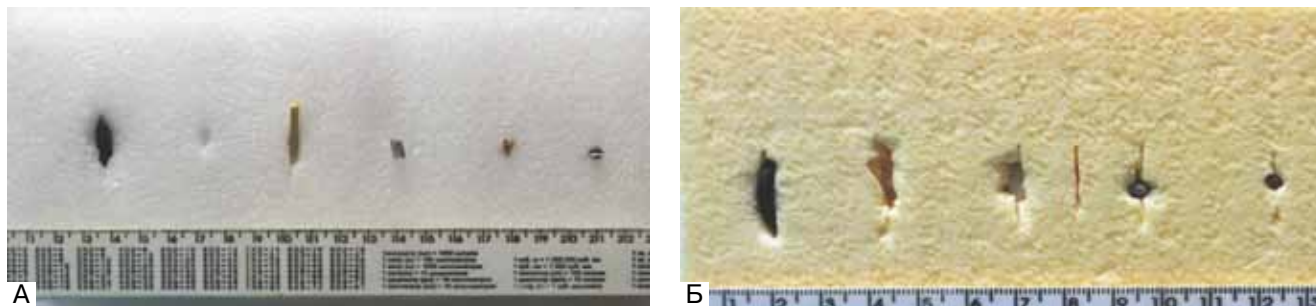


Рис. 5.15 СТ в моделях: а — поролон; б — пінопласт

Метою дослідження було виявлення змін рентгенологічної щільності СТ за даними СКТ в залежності від матеріалу, в який вони поміщені (рис. 5.16).



Рис. 5.16 СКТ моделі

Результати дослідження рентгенологічної щільності СТ у різних матеріалах наведено у табл. 5.3.

Таблиця 5.3

Середні значення рентгенологічної щільності СТ за даними СКТ в залежності від матеріалу, в який вони поміщені

№ п/п	Стороннє тіло	Щільність у поролоні, HU	Щільність у пінопласті, HU	Значення t-критерія Стьюдента
1	Пластмаса	206±13	98±81	t=7,1; p=0,00000
2	Скло	1624±42	1460±381	t=2,9; p=0,010058
3	Дерево	-578±24	-503±261	t=2,12; p=0,049
4	Дюралеалюміній	1978±57	1908±59	t=0,89; p=0,405
5	Латунь	14525±168	14883±1691	t=1,5; p=0,15
6	Низькопробна сталь	15356±172	15359±1762	t=0,09; p=0,9

Примітки: 1 — відмінності середньої рентгенологічної щільності матеріалу СТ у поролоні та пінопласті достовірні за критерієм Стьюдента; $t_{кр} = 2,01$

Таким чином, дані отримані в результаті дослідження свідчать про те, що рентгенологічна щільність різних за структурою СТ в різних матеріалах неоднакова та залежить від щільності матеріалу, в якому знаходиться СТ.

За основу небіологічної моделі були взяті 2 типа моделей: структурнооднорідні і багатошарові. При кожному з варіантів використовувалися, в якості додаткового шару, шар військової форми старого і нового зразка. В якості основного матеріалу застосовува-

ли поролон марки EL2540 із щільністю 25 кг/м³ та жорсткістю 4 кПа; пінопласт ПСБ15 із щільністю 15 кг/м³, поліетилен високої щільності ПЕНД із щільністю 941-965 кг/м³. Дистанція стрільби залежала від виду зброї. Використовувалася пневматична гвинтівка ПСРМ (калібр 4,5 мм, початкова швидкість 140 м/с), пневматична рушниця «ЧАЙКА-12» (калібр 4,5 мм, початкова швидкість 240 м/с), револьвер ФОРТ (калібр 4 мм, початкова швидкість 380 м/с). В якості раничого снаряду при використанні пневматичної зброї і револьвера ФОРТ використовувалися осколки низькопробної сталі масою 0,36–0,5 грам, розмірами 5-6x4 мм. Кількість пострілів з кожного виду зброї — 10.

Структурнооднорідні моделі представлені: пінопластом (довжина 180 мм, ширина 90 мм, товщина 20 мм; довжина 210 мм, ширина 130 мм, товщина 20 мм) і поролоном (довжина 250 мм, ширина 180 мм, товщина 80 мм) для моделювання поранення.

Розподіл результатів застосування пневматичної і вогнепальної зброї на структурнооднорідних моделях наведено у табл. 5.4.

Таблиця 5.4

**Розподіл результатів застосування пневматичної
і вогнепальної зброї на структурнооднорідних моделях (n=10)**

№ п/п	Зброя	Дистанція	Пінопласт			Поролон		
			Рикошет	Сліпе	Наскрізне	Рикошет	Сліпе	Наскрізне
1	ПСРМ (140 м/с)	0,5 метра	2	6	2	2	7	1
		1 метра	3	6	1	3	7	0
		2 метра	7	3	0	5	5	0
2	«ЧАЙ КА-12» (240 м/с)	1 метр	0	7	3	0	8	2* F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$
		2 метра	3	6	1	1** F = 0,04301 $\chi^2 = 9,9$	8	1* F = 0,04301 $\chi^2 = 9,9$
		3 метра	5	4	1	3	7	0
Таблиця 3.3 (продовження)								
3	ФОРТ (380 м/с)	1 метр	0	4	6	0	2	8* F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$
		2 метра	0	8	2* F = 0,0230 $\chi^2 = 7,2$	0	9	1* F = 0,00109 $\chi^2 = 12,8$
		3 метра	0	6	4	0	7	3
Разом			20	50	20	14	60	16

Примітки:* — відмінності у частоті трапляння сліпих та наскрізних поранень достовірні;
** — відмінності у частоті трапляння рикошету та сліпого поранення достовірні

За даними табл. 3.3 можна зазначити, що достовірно найбільша кількість сліпих поранень спостерігається з дистанції 1,0 метр при використанні пневматичної зброї «ЧАЙКА-12» та 2,0 метри — вогнепальної зброї ФОРТ.

Багатошарова модель представлена двома варіантами: I і II. Перший варіант моделі містить наступні шари: 2 шари поліетилену, пінопласт товщиною 20 мм, 1 шар поліетилену, поролон товщиною 20 мм. Розміри моделі: довжина 180 мм, ширина 50 мм, товщина 43 мм. Другий варіант моделі містить наступні шари: 2 шари поліетилену, пінопласт товщиною 20 мм, шар поліетилену і шар поролону товщиною 50 мм. Розміри моделі: довжина 180 мм, ширина 60 мм, товщина 73 мм.

В якості старого зразка використовувалася камуфльована форма «Дубок», матеріал — натуральна тканина (саржа), що складається з 100% бавовни. У якості форми нового зразка — форма випуску 2015 року, матеріал 3403 із щільністю 220 гр/м², що складається з бавовни 65%, поліестеру 35%.

Розподіл негнучких моделей на два типи пов'язаний з вивченням характеру пошкоджень при вогнепальному пораненні в різних за структурою тканинах, як окремо, так і разом, імітуючи всі шари м'язких тканин людини. Виділення 2 типів у пошарових моделях пов'язано з різною кількістю шарів м'язів в різних ділянках тіла людини. Використання додаткового шару одягу (старого і нового зразка) дозволяє з'ясувати ступінь щільності матеріалу і його дислокацію.

Аналізуючи дані експерименту можна зробити наступні висновки. Найбільш повною негнучкою моделлю вогнепальної травми є повношарова модель з використанням форменого одягу, як найбільш наближений варіант за об'ємними характеристиками. При проходженні раничного снаряду через тканини різної щільності спостерігається дислокація тканин і зміна форми каналу пошкодження. При збільшенні кінетичної енергії раничного снаряду при проходженні через тканини з різною щільністю відзначаються максимальні зміни в місцях дотику різних за щільністю тканин. Додавання до складу форми поліестеру підвищує міцність тканини форми.

За основу багатошарової моделі були взяті 2 типу моделей на основі 20% желатинового желе, представлені двома варіантами: однорідна і багатошарова. Однорідна модель складалася з желатинового блоку та мала розміри: довжина 120 мм, ширина 120 мм, товщина 100 мм. Багатошаровий желатиновий блок тих же розмірів мав 4 шари: 2 шари поліетилену, шар желатину 20 мм, шар поліетилену, шар желатину 80 мм. При кожному з варіантів використовувалися в якості додаткового шару ділянки військової форми старого і нового зразка. Дистанція стрільби — 1,0 метр. Стрільба проводилася з револьвера ФОРТ (калібр 4 мм, початкова швидкість 380 м/с). В якості раничного снаряду використовувалися осколки низькопробної сталі із масою 0,36–0,5 грам, розмірами 5–6×4 мм. Кількість пострілів — 10.

Використання по черзі 2-ох матеріалів (поліетилен і желатин) різної товщини проводилося з метою виявлення взаємозв'язку між ушкодженнями в тканинах різної структури і товщини. Дані дослідження представлені в табл. 5.5.

Таким чином, кількість сліпих пошкоджень в однорідній моделі — 4, наскрізних — 6. У багатошаровій моделі кількість сліпих пошкоджень — 8, наскрізних — 2. Сумарно достовірно більше сліпих ($\chi^2=7,2$; $F=0,0230$; $p<0,05$).

При зіткненні осколка з багатошарової моделлю своєю найбільшою площею відзначалися переважно сліпі пошкодження.

При використанні додаткового шару у вигляді військового одягу старого і нового зразка дефект матеріалу становив на ділянці одягу нового зразка 7×6 мм, старого зразка — 10×8 мм при стрільбі з дистанції 1,0 метр з револьвера (патрон Флора).

Таблиця 5.5

Середні значення розмірів ранового каналу в тканинах різної структури і товщини

№ п/п	Характер поранення	Однорідна модель n=10			Багатошарова модель n=10		
		вхідний отвір мм	глибина каналу мм	вихідний отвір мм	вхідний отвір мм	глибина каналу мм	вихідний отвір мм
1	Сліпе	3×3	80±5,3	-	5×5	60±4,3* U=0,00 Z=3,79 p=0,00015	-
2	Наскрізне	3×3	100	4×4	5×5	100	6×5

Примітка: * — відмінності у середній глибині каналу між однорідною та багатошаровою моделями достовірні за критерієм Манна-Уїтні

Аналізуючи дані експерименту можна зробити наступні висновки, що збільшення кількості шарів в моделі призводить до збільшення кількості сліпих поранень. На нашу думку це може бути пояснено збільшенням площі дотику та зменшенням кінетичної енергії раничного снаряду при проходженні перешкод різної щільності.

Після аналізу існуючих методів і пристроїв, при моделюванні мінно-вибухових вогнепальних поранень, з урахуванням виявлених недоліків і наших вимог, було розроблено і виготовлено пристрій-концентратор для моделювання вогнепальних поранень [37].

Нами було виконано 2 серії експериментальних підривів боєприпасів при однакових умовах дистанції, видах боєприпасів і потужності зарядів. Кожна серія складалася з 30-ти підривів боєприпасів (рис. 5.17).



Рис. 5.17 Пристрій-спрямовувач для моделювання вогнепальних поранень з фіксованою небіологічною моделлю. Серія досліджень з гранатою РГН

Аналіз результатів здійснювали за кількістю влучень в ціль. Залежність застосування різних типів поранень від дистанції, при використанні пристрою спрямовувача для моделювання поранень з фільтром і без на невітальних одношарових моделях, на характер поранення наведено в табл. 5.6.

Таблиця 5.6

Розподіл результатів використання пристрою концентратора для моделювання поранень з фільтром і без на невітальних одношарових моделях, (%)

№ п/п	Найменування	Дистанція метр	Кількість попадань в ціль			
			Без фільтру		З фільтром	
			Сліпе	Наскрізне	Сліпе	Наскрізне
1	РГН	1	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$
		2	5	5	8	2*; F = 0,023014 $\chi^2 = 7,2$
		3	6	4	7	3
2	Ф-1	1	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$
		2	2	8*; F = 0,02304 $\chi^2 = 7,2$	7	3
		3	4	6	6	4
3	СВП (85 грам)	1	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$
		2	4	6	5	5
		3	5	5	6	4
4	СВП (115 грам)	1	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$	0	10*
		2	2	8*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$	3	7
		3	3	7	4	6
5	Рушниця Hatson Escort	70	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$	0	10*; F=0,000010 $\chi^2 = 20$
		80	1	9*; F = 0,00109 $\chi^2 = 12,8$	2	8*; F = 0,023014 $\chi^2 = 7,2$
		90	3	7	6	4

Разом	35** (23±3,4) F = 0,02262 $\chi^2 = 5,77$; OR=1,85	115 (77±3,4)	54 (36±3,9)	96 (64±3,9)
-------	---	--------------	----------------	----------------

Примітки: * — відмінності у частоті трапляння сліпих та наскрізних поранень у відповідних групах (без фільтра, з фільтром) достовірні; ** — відмінності у частоті трапляння сліпих поранень між відповідними групами достовірні

За даними, наведеними у табл.5.6 можна зазначити, що у обох групах з відстані 1,0 м при використанні різних видів зброї достовірна (F=0,000010; $\chi^2 = 20$) більшість поранень наскрізна. З відстані 2,0 м сліпі поранення у достовірній (F=0,023014; $\chi^2 = 7,2$) більшості було одержано з РГН при використанні фільтра. Загалом сліпі поранення достовірно (F = 0,02262 $\chi^2 = 5,77$) частіше траплялися при використанні фільтра, а ризик отримати наскрізне поранення вищій (OR=1,85 ; p= 0,02) без нього.

Частота одержання різних типів поранень в залежності від дистанції при використанні пристрою концентратора для моделювання поранень з фільтром і без на невітальних одношарових моделях наведена в табл. 5.7.

Таблиця 5.7

Частота одержання різних типів поранень при використанні пристрою концентратора з фільтром та без на не вітальних одношарових моделях

№ п/п	Найменування	Дистанція метр	Кількість попадань в ціль			
			Без фільтра		З фільтром	
			Поодинокі	Численні	Поодинокі	Численні
1	РГН	1	2	8*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$	4	6
		2	4	6	6	4
		3	5	5	8	2*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$
2	Ф-1	1	1	9*; F = 0,0011 $\chi^2 = 12,8$	3	7
		2	3	7	7	3
		3	4	6	8	2*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$
3	СВП (85 грам)	1	2	8*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$	4	6
		2	4	6	4	6
		3	5	5	6	4
4	СВП (115 грам)	1	1	9*; F = 0,0011 $\chi^2 = 12,8$	2	8*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$
		2	2	8*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$	4	6
		3	3	7	6	4
5	Рушниця Hatson Escort	70	2	8*; F = 0,02301 $\chi^2 = 7,2$	3	7
		80	3	7	4	6
		90	4	6	5	5
Разом			45 (30±3,7)	105 (70±3,7)	74(47±4,1)** F = 0,00092 $\chi^2 = 11,71$	76 (53±4,1)

Примітки: * — відмінності у частоті трапляння поодиноких та чисельних поранень при використанні пристрою концентратора на відповідній відстані достовірні; ** — відмінності у частоті трапляння поодиноких та чисельних поранень при використанні пристрою концентратора з фільтром та без нього достовірні

Результати, наведені у табл.5.7 свідчать, що наявність фільтра сприяє достовірному ($F=0,00092$; $\chi^2 = 11,71$) збільшенню кількості поодиноких поранень. Також виявлено достовірні відмінності за кількістю поодиноких та чисельних поранень при різних відстанях підриву.

Пристрій-концентратор було апробовано на спеціалізованому підривному майданчику МВС України. За результатами експериментальних підривів на дистанції 2,0 метри, було встановлено наступне:

1) При підривах боєприпасів без застосування пристрою-концентратора задана ціль була вражена в 7 ($23,3 \pm 7,7$)% випадках з 30 підривів.

2) При підривах боєприпасів з використанням пристрою-концентратора задана ціль була вражена в 27 ($90 \pm 5,5$)% випадках з 30 підривів.

Також було встановлено, що при використанні пристрою-концентратора з фільтром збільшувалася площа контакту осколків із запланованим місцем ураження у 5,2 рази.

Тому, в залежності від вибору діаметру отвору в фільтрі представляється можливим коригувати площу впливу факторів на об'єкт моделювання.

Переваги при використанні пристрою-концентратора: можливість отримувати пошкодження заданої ділянки експериментальної моделі за допомогою вибухових пристроїв з некерованим напрямком вибуху; здійснення моделювання наскрізних і сліпих уражень з використанням різних типів вибухових пристроїв, різної маси зарядів і відстані до об'єкта, з високою ймовірністю виникнення пошкодження; є можливість моделювання ушкоджень різного обсягу, за рахунок використання фільтрів з різними діаметрами отворів.

Обмеження у використанні пристрою-концентратора: пристрій-концентратор призначений для моделювання мінно-вибухових і вогнепальних осколкових поранень в умовах спеціалізованого полігону, де можливе проведення вибухотехнічних і дослідницьких робіт з дотриманням відповідних заходів безпеки; підрив вибухових пристроїв повинні здійснювати виключно фахівці, що мають допуск на проведення спеціальних вибухотехнічних робіт.

Розроблений пристрій може бути використано для моделювання осколкових вогнепальних поранень, при вивченні термінальної балістики, характеру і обсягу пошкоджень м'яких тканин. Пристрій для моделювання вогнепальних осколкових поранень дозволяє досягти високої ймовірності попадання в модель вражаючими елементами у процесі вибуху ($90 \pm 5,5$)% і регулювати площу впливу факторів на модель.

Нами був запропонований спосіб небіологічного поширеного моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин [39,42]. В основу корисної моделі поставлена задача удосконалення способу поширеного моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин, в якому за рахунок більш детального моделювання анатомічних шарів м'яких тканин людини досягається наближення до реальних пошкоджень (поранень) м'яких тканин вогнепальною зброєю під час бойових дій.

Виконання моделювання за запропонованим нами способом здійснюють наступним чином. Моделюють складові і поширено складають в єдиний блок в такій послідовності, як показано на схемі (рис. 5.18).

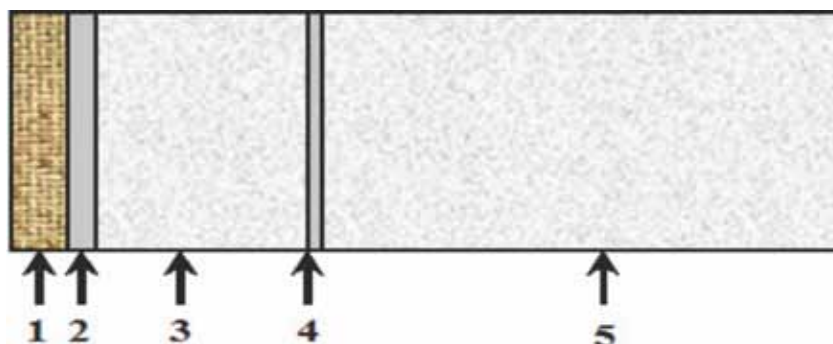


Рис. 5.18 Схема пошарового небіологічного моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин:

1 — військова форма (зимова або літня); 2 — поліетилен товщиною 0,2 мм; 3 — желатин 8% товщиною 20 мм; 4 — поліетилен товщиною 0,1 мм; 5 — желатин 20% товщиною 50 мм

Далі модель щільно з'єднують по краях за допомогою липкої стрічки (скотча), гумових джгутів або іншим підручним способом.

Як варіант, для способу небіологічного пошарового моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин нами було випробувано використання замість желатину відповідних за товщиною і щільністю шарів полістиролу марки ПСМ-115 із щільністю 1050 кг/м^3 для моделювання підшкірної клітковини і м'язів. Але полістирол ПСМ-115 має високі показники твердості і в'язкості, які в 4 рази перевищують показники м'язів, що зменшує обсяг ураження і впливає на достовірність моделювання. Таке моделювання можливо застосувати при порівнянні пробивної і вражаючої дії зброї та боєприпасів між собою. Як інший варіант, нами було випробувано моделювання за допомогою полістирольного пінопласту ПС-1-600, показники твердості і в'язкості якого можна порівняти з параметрами м'язів, але щільність складає 600 кг/см^3 , що менше щільності підшкірно-жирової клітковини і м'язів. З переваг цього моделювання необхідно відзначити відсутність терміну зберігання таких моделей і можливість виконання моделювання при високих температурах повітря навколишнього середовища (температура початку термодеструкції полістиролу дорівнює $105 \text{ }^\circ\text{C}$, температура плавлення 10% — желатину $35 \text{ }^\circ\text{C}$).

Спосіб дозволяє більш точно дослідити транслокацію, транспозиції і обсяг ушкодження шарів м'яких тканин, затягування фрагментів одягу в рановий канал при вогнепальних пораненнях. Він дає більш наближену до реальної картину, яка спостерігається при вогнепальних пораненнях м'яких тканин. Спосіб дозволяє моделювати кульові та осколкові вогнепальні поранення м'яких тканин. Визначати пробивну і проникаючу дію зброї і боєприпасів, дозволяє досліджувати термінальну балістику різних боєприпасів.

Більшість сегментів біологічної моделі схематично можна представити у вигляді декількох циліндрів, які з'єднуються між собою. При цьому м'які тканини розташовані у вигляді муфти навколо більш щільні за структурою підстави (кістка, цілісний або переривчастий кістковий каркас) або різних за структурою і щільністю органів (внутрішні органи). Запропонована небіологічна повношарова модель дозволяє вивчати термінальну балістику та зміни в тканинах при заданій формі і структурі [38].

Категорично не припустимо використання методу моделювання поза спеціальних полігонів, тирів, майданчиків, без узгодження з відповідними структурами МВС України. При проведенні стрілецьких і вибухових експериментів необхідно суворо дотримуватися регламентованих правил безпеки. Тому спосіб було апробовано в спеціалізованому сертифікованому стрілецькому тирі ТОВ «Латек» (м. Харків, вулиця Динамівська, 3), при моделюванні кульових і осколкових вогнепальних поранень та на спеціалізованому підривному майданчику МВС України Харківської області (с. Руська Лозова, Дергачівський район, Харківська область), при моделюванні вогнепальних осколкових поранень.

Таким чином, проведені стендові дослідження та дослідження на вітальних і невітальних моделях дозволяють усвідомити особливості пошкодження м'яких тканин при вогнепальному сліпому пораненні різними раннями снарядами. Найбільш інформативною моделлю на наш погляд є свиняче м'ясо.

5.4.3 Математичне моделювання процесу видалення сторонніх тіл

В основу математичного моделювання ймовірності видалення СТМТ покладено два математичні методи: математичного моделювання за допомогою двовимірної інтерполяції функції двох змінних поліномами Лагранжа на основі системи комп'ютерної математики Mathcad (15 версія) і непевного математичного методу.

Для вирішення проблеми видалення СТМТ були проаналізовані можливості стандартного хірургічного (затискачі кровоспинючі Більрот і Мікуліч) і запропонованого магнітного хірургічного (інструмент магнітний багатофункціональний для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ) інструменту. Аналіз і подальший вибір перерахованого вище інструменту пов'язаний з найбільш частим їх використанням при видаленні СТ.

Затискач Більрот вигнутий середній має довжину 160 мм. Точка перетину бранш затискача від робочих кінців знаходиться на 45 мм. Довжина робочої частини інструменту — 35 мм. Максимальне відкриття робочої частини — 75 мм; на відстані 100 мм максимальне розкриття — 100 мм при можливій глибині використання 50 мм. Мінімумально необхідне відкриття робочої частини становить 10 мм для виділення і захоплення СТ; на відстані 100 мм — максимальне розкриття 25 мм при можливій глибині використання 100 мм. Максимально виступає робоча частина інструменту при знаходженні на площині 10 мм.

Можливості затискача Більрот середнього в залежності від розмірів рани і глибини залягання СТ показані в табл. 5.8.

Таблиця 5.8

**Можливості використання затискача Більрот середнього
в залежності від розмірів рани і глибини розташування СТ**

Розкриття робочої частини інструменту, мм:	Глибина, мм						
	40	50	60	70	80	90	100
10	10	10	13	18	22	28	32
15	10	10	15	20	28	32	38
20	10	12	16	24	32	38	46
25	10	12	20	28	36	44	54
30	12	12	22	32	42	52	62
	Найбільший розмір рани, мм						

Примітка: Зеленим кольором виділено найбільший розмір рани до 20 мм, червоним кольором — від 20 до 30 мм, синім кольором — більше 30 мм

Затискач Мікуліча має довжину 200 мм. Точка перетину бранш затискача від робочих кінців знаходиться на 65 мм. Довжина робочої частини інструменту — 40 мм. Максимальне відкриття робочої частини — 120 мм; на відстані 100 мм максимальне розкриття — 120 мм при можливій глибині використання 90 мм. Мінімумально необхідне відкриття робочої частини становить 10 мм для виділення і захоплення СТ; на відстані 100 мм максимальне розкриття — 18 мм при можливій глибині використання 100 мм. Максимально виступає робоча частина інструменту при знаходженні на площині 17 мм.

Можливості затискача Мікуліча в залежності від розмірів рани і глибини залягання СТ показані в табл. 5.9.

Таблиця 5.9

**Можливості використання затискача Мікуліча
в залежності від розмірів рани і глибини розташування СТ**

Розкриття робочої частини інструменту, мм:	Глибина, мм						
	40	50	60	70	80	90	100
10	12	10	10	10	12	14	18
15	14	10	10	10	12	16	20
20	14	10	10	10	14	18	22
25	16	12	10	12	16	20	24
30	18	16	10	14	18	24	30
	Найбільший розмір рани, мм						

Примітка: Зеленим кольором виділено найбільший розмір рани до 20 мм; червоним кольором — від 20 до 30 мм

Можливості інструменту магнітного багатофункціонального для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ в залежності від розмірів рани і глибини залягання СТ показані в табл. 5.10.

Таблиця 5.10

Можливості використання інструмента магнітного багатофункціонального для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ в залежності від розмірів рани і глибини розташування СТ

Розкриття робочої частини інструменту, мм:	Глибина, мм						
	40	50	60	70	80	90	100
12	12	12	12	12	12	12	12
16	16	16	16	16	16	16	16
	Найбільший розмір рани, мм						

Магнітний багатофункціональний інструмент для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ складається з двох робочих частин, причому в залежності від розмірів рани використовується необхідна. Максимальна глибина, на якій можливе використання цього інструменту, становить 160 мм. При розмірах рани від 12 до 16 мм застосовується робоча частина 12 мм, при розмірах рани більше 16 мм — робоча частина 16 мм.

Формула двовимірної інтерполяції функцій двох змінних поліномами Лагранжа для оцінки можливостей видалення СТ за допомогою затискача кровоспинного Більтрот вигнутого середнього виглядає наступним чином:

$$LL1(x, y) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n d2_{ij} \prod_{s=0, s \neq i}^m \frac{(x - d1_s)}{(d1_i - d1_s)} \prod_{r=0, r \neq j}^n \frac{(y - h_r)}{(h_j - h_r)}, \quad (5.1)$$

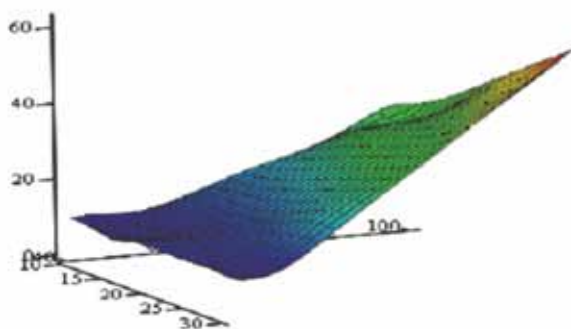
де: $d1$ — розкриття робочої частини інструмента;

$d2$ — найбільший розмір рани;

h — глибина розташування СТ в м'яких тканинах.

$$d1 = \begin{pmatrix} 10 \\ 15 \\ 20 \\ 25 \\ 30 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 40 \\ 50 \\ 60 \\ 70 \\ 80 \\ 90 \\ 100 \end{pmatrix} \quad d2 = \begin{pmatrix} 10 & 10 & 13 & 18 & 22 & 28 & 32 \\ 10 & 10 & 15 & 20 & 28 & 32 & 38 \\ 10 & 12 & 16 & 24 & 32 & 38 & 46 \\ 10 & 12 & 20 & 28 & 36 & 44 & 54 \\ 12 & 12 & 22 & 32 & 42 & 52 & 62 \end{pmatrix}$$

На основі даних табл. 5.8 і формули 5.1 побудовано графік залежності максимальної величини рани ($d2$) від глибини (h) і розкриття робочої частини інструменту ($d1$), який показаний нижче на рис. 5.19.



вісь x — розкриття робочої частини інструмента;
 вісь y — глибина рани;
 вісь z — максимальний розмір рани

LL1

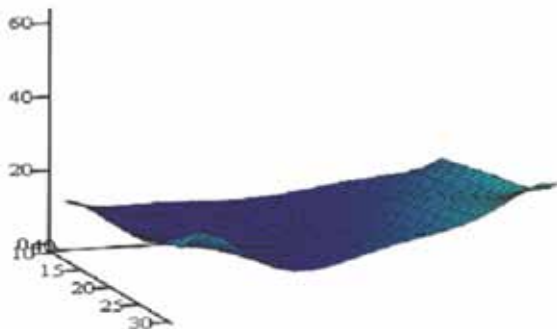
Рис. 5.19 Графік залежності максимальної величини рани від глибини і розкриття робочої частини інструменту на прикладі можливостей затискача кровоспинного Більтрот середнього вигнутого, мм

Для оцінки можливостей затискача Мікуліча використовуємо формулу 3.2 для побудови математичної моделі:

$$LL2(x, y) \tag{5.2}$$

$$d1 = \begin{pmatrix} 10 \\ 15 \\ 20 \\ 25 \\ 30 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 40 \\ 50 \\ 60 \\ 70 \\ 80 \\ 90 \\ 100 \end{pmatrix} \quad d2 = \begin{pmatrix} 12 & 10 & 10 & 10 & 12 & 14 & 18 \\ 14 & 10 & 10 & 10 & 12 & 16 & 20 \\ 14 & 10 & 10 & 10 & 14 & 18 & 22 \\ 16 & 12 & 10 & 12 & 16 & 20 & 24 \\ 18 & 16 & 10 & 14 & 18 & 24 & 30 \end{pmatrix}$$

На основі даних табл. 5.9 і формули 5.2 побудований графік залежності максимальної величини рани ($d2$) від глибини (h) і розкриття робочої частини інструменту ($d1$), який показаний нижче на рис. 5.20.



вісь x — розкриття робочої частини інструмента;
 вісь y — глибина рани;
 вісь z — максимальний розмір рани

Рис. 5.20 Графік залежності максимальної величини рани від глибини і розкриття робочої частини інструменту на прикладі можливостей затискача Мікуліча

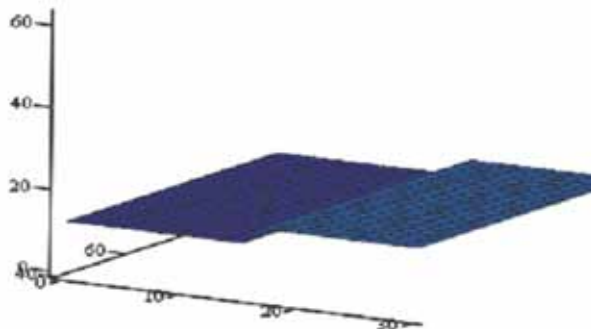
Наявність локальних екстремумів на рис 5.20-5.21 свідчить про те, що при певних значеннях глибини і розкриття робочої частини інструменту при різних розмірах рани використовуваний інструмент може бути неефективним.

Для побудови математичної моделі магнітного багатофункціонального інструменту для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ використовуємо формулу:

$$LL3(x, y) = \begin{cases} 12, & 12 \leq x < 16 \\ 16, & x \geq 16 \end{cases} \tag{5.3}$$

$$d1 = \begin{pmatrix} 12 \\ 16 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 40 \\ 50 \\ 60 \\ 70 \\ 80 \\ 90 \\ 100 \end{pmatrix} \quad d2 = \begin{pmatrix} 12 & 12 & 12 & 12 & 12 & 12 & 12 \\ 16 & 16 & 16 & 16 & 16 & 16 & 16 \end{pmatrix}$$

На основі даних табл. 5.10 і формули 5.3 побудовано графік залежності максимальної величини рани (d_2) від глибини (h) і розмірів робочих частин інструменту, який показаний нижче на рис. 5.21.



вісь x — розкриття робочої частини інструмента;
 вісь y — глибина рани;
 вісь z — максимальний розмір рани

Рис. 5.21 Графік залежності максимальної величини рани від глибини і розмірів робочих частин магнітного багатофункціонального інструменту для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ

Для рис. 5.21 залежність кусочно-постійна (розмір максимальної величини рани не залежить від глибини рани при використанні інструменту без захоплюючого механізму).

Виведення значень максимальної величини рани при розкритті робочої частини інструменту на $d_1 = 16$.

$$\begin{aligned}
 LL1(16, y) &= \begin{pmatrix} 10 \\ 10.5 \\ 15 \\ 20.7 \\ 28.9 \\ 33.2 \\ 39.5 \end{pmatrix} &
 LL2(16, y) &= \begin{pmatrix} 13.9 \\ 9.9 \\ 10 \\ 9.9 \\ 12.3 \\ 16.4 \\ 20.5 \end{pmatrix} &
 LL3(16, y) &= \begin{pmatrix} 16 \\ 16 \\ 16 \\ 16 \\ 16 \\ 16 \\ 16 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

Виведення значень максимальної величини рани при розкритті робочої частини інструменту на $d_1 = 12$.

$$\begin{aligned}
 LL1(12, y) &= \begin{pmatrix} 9.9 \\ 9.3 \\ 14.6 \\ 18.3 \\ 24.8 \\ 29.1 \\ 33.9 \end{pmatrix} &
 LL2(12, y) &= \begin{pmatrix} 13.5 \\ 10.2 \\ 10 \\ 10.3 \\ 11.5 \\ 14.7 \\ 18.6 \end{pmatrix} &
 LL3(12, y) &= \begin{pmatrix} 12 \\ 12 \\ 12 \\ 12 \\ 12 \\ 12 \\ 12 \end{pmatrix} & (5.4)
 \end{aligned}$$

За допомогою побудованої математичної моделі можна виводити значення максимальної величини рани для значень розкриття робочої частини інструменту і глибини рани, які не задані таблицею (це видно з формул 5.4): в табл. 5.8–5.9 не було задано значення для $d_1 = 12$).

Таким чином, математичне моделювання за допомогою двовимірної інтерполяції функцій двох змінних поліномами Лагранжа дозволяє прогнозувати можливість видалення СТ заданим інструментом і прогнозувати шляхи вдосконалення інструменту на майбутнє

для поліпшення видалення СТ.

На підставі ймовірного математичного методу був розрахований коефіцієнт вірогідності видалення СТМТ з урахуванням трьох складових: розміру рани, розміру СТ і глибини розташування СТ [43].

Коефіцієнт вірогідності видалення СТМТ обчислюється за формулою:

$$K = \frac{d1 \times d2}{h^2 + (d1 \times d2)} \quad (5.5)$$

де K — коефіцієнт видаляємості СТ; $d1$ — найбільший діаметр рани;

$d2$ — найбільший діаметр СТ; h — глибина рани.

Задовольняють наступним вимогам: $d1 > d2$, $\lim K=0$; $d1d2 \rightarrow 0$; $\lim K=1$; $d1d2 \rightarrow \infty$; $\lim K=0$; $h \rightarrow \infty$; $\lim K=1$; $h \rightarrow 0$.

Схематична будова рани із СТ показана на рис. 5.22.

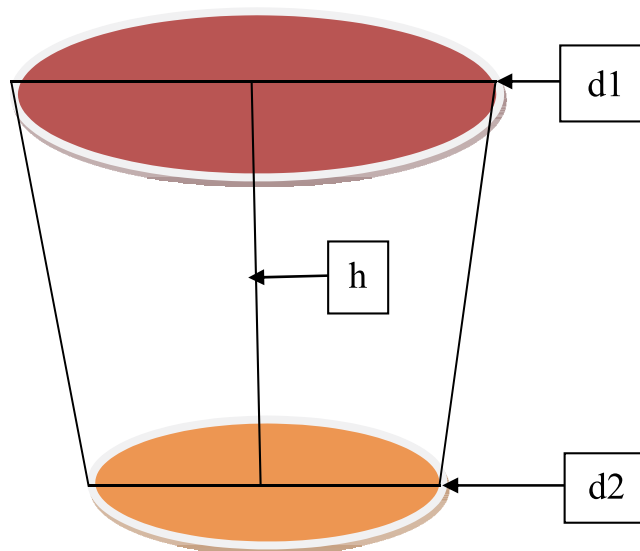


Рис. 5.22 Схематична будова рани зі СТ: $d1$ — найбільший діаметр рани; $d2$ — найбільший діаметр СТ; h — глибина рани

Зв'язок коефіцієнта ймовірності видалення СТ прямо пропорційний з розмірами рани і обернено пропорційний з глибиною розташування СТ. Чим глибше рана, менше розміри рани і СТ, тим менший коефіцієнт вірогідності видалення.

Коефіцієнт розрахований для традиційного видалення СТ за допомогою загальнохірургічного інструменту, його показники змінюються в більшу сторону при використанні магнітного інструменту і методик візуального (рентгенологічного, ультразвукового і лазерного) контролю.

При значенні коефіцієнта вірогідності видалення СТМТ, при наявності показань до видалення, близькому до 0 — ймовірність видалення дуже низька, при значенні коефіцієнта більше 0,5 — ймовірність видалення СТ підвищується, при значенні, близькому до 1 — ймовірність видалення СТ висока. Застосування магнітного інструменту і методик контролю призводить до зростання ймовірності видалення СТ і збільшення коефіцієнта вірогідності видалення СТ на 0,3–0,4 в залежності від застосовуваної методики [40].

5.4.4 Особливості взаємодії магніту з феромагнітним металевим стороннім тілом у м'яких тканинах експериментальних тварин

Проведено вивчення взаємодії магніту з різною індукцією магнітного поля з феромагнітним металевим СТ та його вплив на живу м'язову тканину різної товщини експериментальних тварин, що знаходиться між магнітом і феромагнітним металевим СТ в динаміці.

Схема взаємодії магніту з феромагнітним металевим СТ зображена на рис. 5.23.

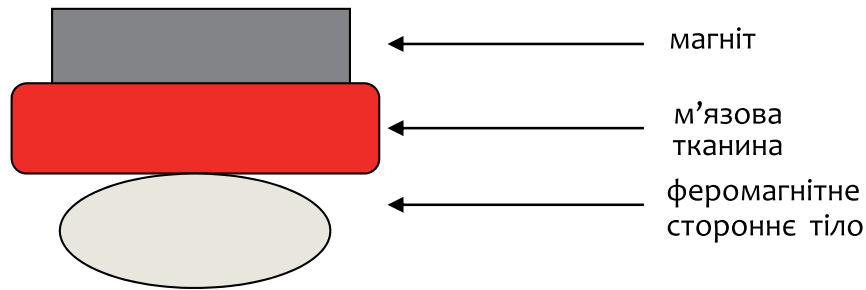


Рис. 5.23 Схема взаємодії магніту з феромагнітним металевим СТ

Дані експерименту в подальшому використовувалися для створення магнітного інструменту на основі тканинно-щадливого підходу до оперативного втручання з урахуванням тривалості операції.

Під час експерименту відзначалися типові зміни м'язких тканин за наявності крововиливів, кількість яких збільшувалася від центру до периферії, що відповідає напрямку силових ліній магнітного поля. За основний показник бралися зміни у м'язовій тканині на периферії ділянки здавлення.

Зміни в м'язовій тканині в залежності від індукції магнітного поля магніту, товщини м'язового шару в динаміці показані в табл. 5.11.

Таблиця 5.11

Характер змін в м'язовій тканині в залежності від індукції магнітного поля магніту, товщини м'язового шару в динаміці

Товщина шару, мм	Індукція магнітного поля, Тл	Зміни у м'язовій тканині у часі, хв					
		5	10	15	20	25	30
2	0,2	п	п	п	п	в	в
	0,3	п	п	п	в	в	в
	0,4	п	в	в	в	в	в
	0,5	в	в	в	в	в	в
3	0,2	п	п	п	п	п	в
	0,3	п	п	п	п	п	в
	0,4	п	п	п	в	в	в
	0,5	в	в	в	в	в	в
4	0,2	н	н	н	н	п	п
	0,3	н	н	н	н	в	п
	0,4	н	н	н	п	в	в
	0,5	п	п	п	в	в	в
5	0,2	н	н	н	н	н	н
	0,3	н	н	н	н	п	п
	0,4	н	н	н	н	п	в
	0,5	п	п	п	в	в	в

Примітка: Зміни у м'язовій тканині: незначні (н), помірні (п), виражені (в)

Товщина м'язового шару, індукція магнітної поля та час впливу на тканини є незалежними факторами, які впливають на ступінь вираженості мікроскопічних змін у тканинах. У табл. 5.12 наведено середні значення показників, при яких виникли певні зміни у м'язовій тканині.

Таблиця 5.12

Середні значення товщини м'язового шару, індукції магнітної поля та часу впливу на тканини

№ п/п	Зміни в м'язовій тканині	Товщина шару, мм	Індукція поля, Тл	Середній час взаємодії, хв
1	Виражені	2,95±1,01	0,42±0,1	22,57±7,4
2	Помірні	3,32±1,02	0,32±0,11	15±8,13
3	Незначні	4,56±0,5	0,29±0,08	13,4±6,74

Приведені дані в табл. 5.11–5.12, свідчать про те, що зміни в м'язовій тканині зумовлені сукупною дією перерахованих вище факторів, ступінь їх впливу достовірно відрізнялася між групами з різними мікроскопічними змінами. При цьому навіть в групі з вираженими змінами через 30 хвилин після припинення впливу наслідки були оборотними. Аналіз тривалості оперативних втручань показав, що в основній групі тривалість етапу видалення СТ не перевищувала (15,2±2,7) хвилин. Отже отримані дані свідчать про безпеку використовуюваного інструментарію і фізичних факторів, які впливають на тканини в ході оперативного лікування.

З метою кількісної оцінки впливу індукції магнітного поля на стан м'язової тканини у різні терміни спостереження (табл. 5.11) було введено відповідні градації її змін (незначні, помірні та виражені). Кожну з цих градацій було оцінено у балах. За незначні зміни тканини присуджувався 1 бал, помірні — 2 бали та виражені — 3 бали. Таким чином, було отримано числові значення ступеня зміни стану м'язової тканини у часі під впливом магнітного поля. Після чого з використанням факторного аналізу було побудовано факторну структуру (рис.5.24).

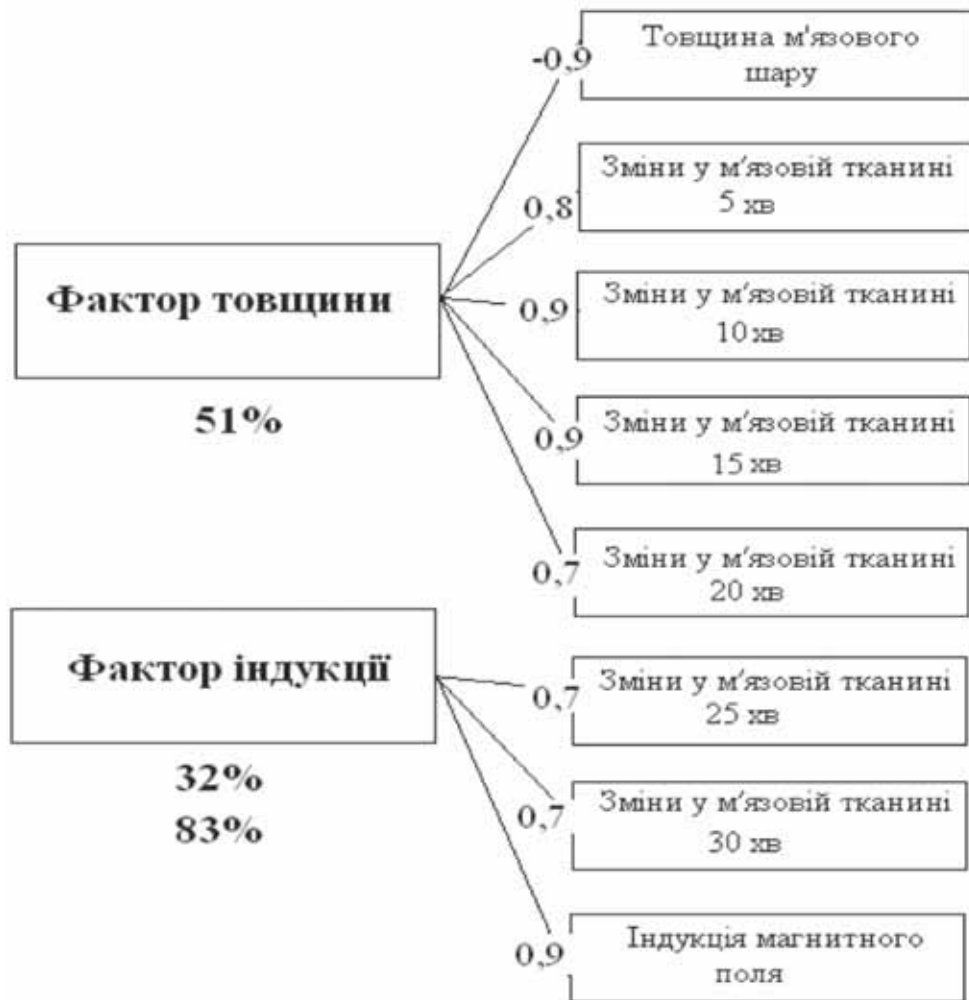


Рис. 5.24 Факторна структура взаємозв'язків показників зміни м'язової тканини у часі під впливом сдавлення за рахунок магнітного поля

Одержана структура пластична, оскільки створена двома факторами. Перший фактор — «фактор товщини» — впливає на зміни у м'язовій тканині у перші чотири терміни спостереження (5–20 хвилин) та призводить до їх зростання на тлі зменшення товщини м'язового шару. Внесок цього фактору у загальну дисперсію становить 51%, що вказує на його значний вплив на систему, що вивчається.

Другий фактор названо нами «фактором індукції», його внесок у загальну дисперсію становить 32%. Сумарний внесок обох факторів становить 83%, що вказує на незначну випадкову складову. Вплив другого фактору призводить до збільшення ступеня змін у м'язовій тканині при збільшенні індукції магнітного поля та строку його дії.

Отримані дані дозволяють визначити механізм змін у м'язовій тканині під впливом магнітного поля. На початку спостереження (5–20 хв.), незалежно від величини індукції магнітного поля, зміни у тканині визначаються товщиною її шару. У подальшому (21–30 хв.) основний вплив оказує індукція магнітного поля, зростання якої призводить до збільшення змін.

Зовнішній вигляд використовуваних в експерименті неодим-залізо-бор магнітів наданий на рис. 5.25.

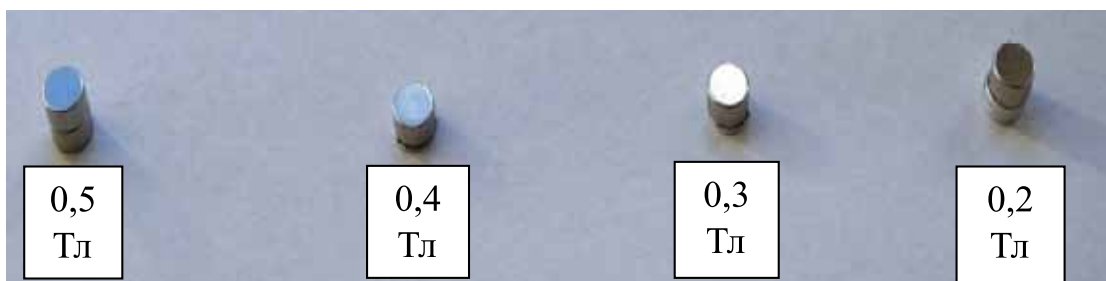


Рис. 5.25 Зовнішній вигляд використовуваних в експерименті неодим-залізо-бор магнітів

Зовнішній вигляд використовуваних в експерименті феромагнітних металевих СТ показаний на рис. 5.26.

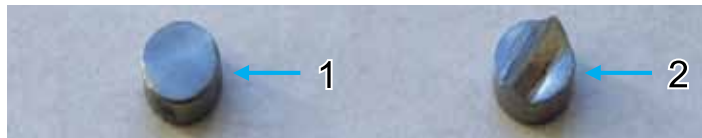


Рис. 5.26 Зовнішній вигляд використовуваних в експерименті, феромагнітних металевих сторонніх тіл: 1 — СТ правильної форми в вигляді шайби; 2 — СТ неправильної форми з наявністю клиноподібного випинання в середині форми на основі шайби

Зовнішній вигляд рани з магнітом, СТ (металевої шайби) та ділянка м'язів між магнітом і СТ показані на рис. 5.27.

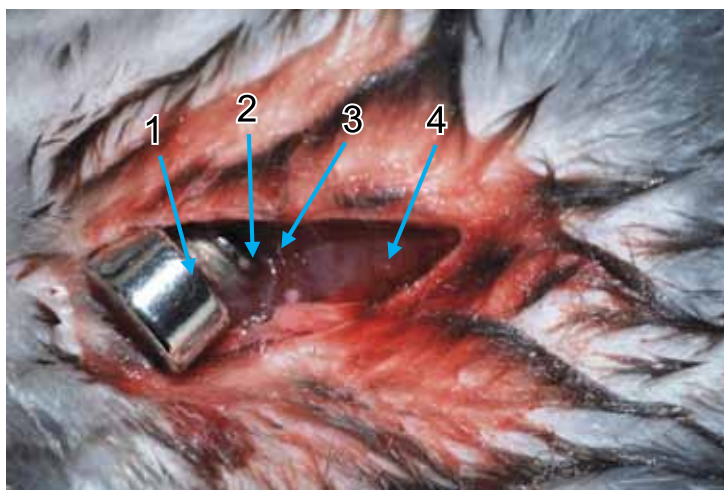


Рис. 5.27 Зовнішній вигляд рани з магнітом, СТ і ділянки м'язів між магнітом і СТ: 1 — магніт; 2 — ділянка м'язів; 3 — металева шайба; 4 — рана

Зовнішній вигляд незміненої м'язової тканини при використанні оптико-діагностичного пристрою «Green Light» з програмним забезпеченням і насадки 60× до проведення дослідження показані на рис. 5.28.

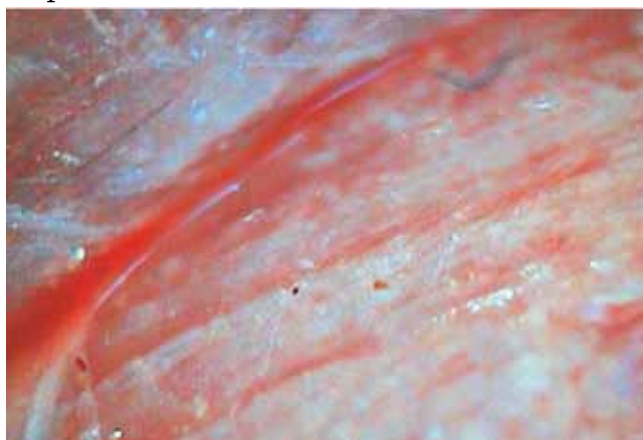


Рис. 5.28 Зовнішній вигляд незміненої м'язової тканини до проведення дослідження. ×60

Дані, що отримані при дослідженні взаємодії магніту з феромагнітним металевим СТ, показані на рис. 5.29.

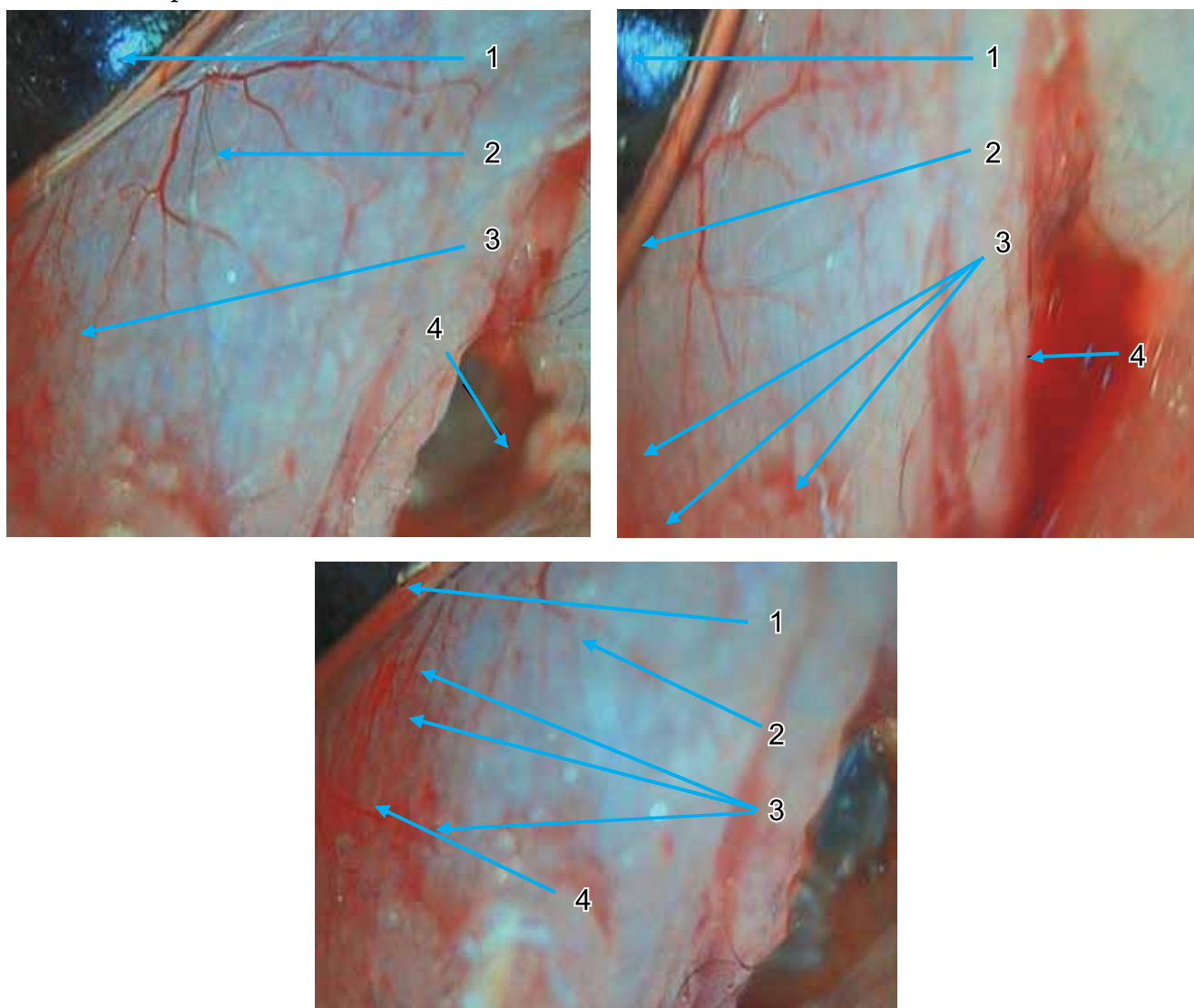


Рис. 5.29 Зовнішній вигляд змін у м'язовій тканині:

а — незначні зміни: 1 — магніт, 2 — капіляр; 3 — крововилив, 4 — феромагнітне металеве СТ; б — помірні зміни: 1 — магніт, 2 — капіляр; 3 — крововилив, 4 — рановий ексудат; в — виражені зміни: 1 — магніт, 2 — капіляр; 3 — крововилив, 4 — феромагнітне металеве СТ. ×60

Після проведення дослідження зовнішній вигляд ділянки м'язів, які перебували між магнітом і феромагнітним металевим СТ являє собою місце здавлення з крововиливами, які визначаються візуально (рис. 5.30).

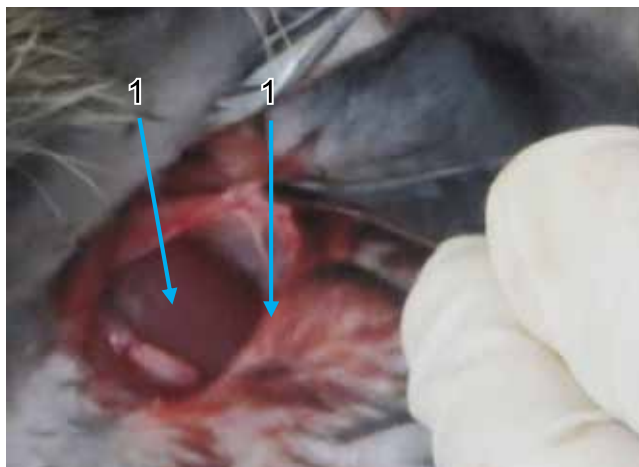


Рис. 5.30 Місце здавлення ділянки м'язової тканини обумовлене візуально:
1 — місце здавлення з крововиливами; 2 — м'язи задньої групи стегна

При вивченні особливостей взаємодії СТ неправильної форми з магнітами 0,4 і 0,5 Тл відзначалися наявність одночасно спостережуваних значних, помірних і незначних змін. Максимальні зміни в м'язовій тканині спостерігаються по лінії зіткнення.

Для розробки хірургічного магнітного інструменту важливим показником є сила утримання СТ. При її збільшенні за рахунок збільшення розмірів магніту, площі дотику і наявності м'яких тканин між магнітом і феромагнітним металевим СТ зростає ступінь шкідливого впливу на тканину аж до некротичних змін. Ці дані враховувалися при створенні інструменту з дотриманням тканинно-щадливого і мініінвазивного принципів.

Таким чином, при зменшенні товщини м'язового шару і збільшенні індукції магнітного поля спостерігаються максимальні зміни в тканині. При здавленні СТ неправильної форми ділянки м'язів, зміни в м'язовій тканині розподіляються нерівномірно, найбільш виражені по лінії зіткнення. Найбільш оптимальними для вилучення феромагнітних металевих СТ є неодимові магніти з індукцією магнітного поля 0,4 і 0,5 Тл при силі утримання (4,8 кг і 5 кг відповідно) та часі утримання до 30 хвилин, чого досить для видалення феромагнітного металевих СТ. Застосований метод цифрової контактної прижиттєвої капіляроскопії дозволяє об'єктивізувати зміни, що спостерігаються у живих тканинах [44].

5.4.5 Експериментальне моделювання сліпих поранень м'яких тканин

Поранення експериментальним тваринам наносилися з пневматичної, вогнепальної зброї та при підриві гранат і СВП. В якості пневматичної зброї використовували пневматичну гвинтівку ПСРМ (СРСР) (калібр 4,5 мм, початкова швидкість 140 м/с) і пневматичну рушницю «ЧАЙКА-12» (Україна) (калібр 4,5 мм, початкова швидкість 240 м/с). В якості вогнепальної зброї використовували револьвер ФОРТ (Україна) (калібр 4 мм, початкова швидкість 380 м/с) і гладкоствольну рушницю Hatson Escort MPS 12/76 (Turkey) 12 калібру. Для моделювання вогнепального осколкового поранення шляхом підриву боєприпасу використовували гранати РГН, Ф-1 та СВП на основі пластиду різної маси, які були начинені змодельованими осколками в кількості від 50 до 60 штук.

Відстріл кроликів проводився в умовах спеціалізованого тиру та полігону з дотриманням правил безпеки при поводженні з вибухонебезпечними предметами та зброєю, фахівцями, що мають допуск. Для збільшення точності попадання осколка в задану ділянку застосовували пристрій-концентратор для моделювання вогнепальних поранень [37].

У якості раннячого снаряду використовували осколки, які вироблялися на замовлення в заводських умовах із сталевих дроту з низьким вмістом вуглецю, із діаметром 4,5 мм,

масою 0,32-0,6 грам, довжиною 4-6 мм або шляхом відкушування дистальної частини шурупа довжиною 6-10 мм (для поодиноких вогнепальних поранень).

Неметалеві осколки були з тканин форменого військового одягу старого і нового зразка (при стрільбі через досліджувані тканини або шляхом намотування ниток тканини на СТ до пострілу), а СТ органічного походження потрапляли в тканини при підриві вибухового пристрою в природних умовах експерименту на полігоні.

Дистанція стрільби для моделювання сліпого поранення з пневматичної зброї становила: пневматична гвинтівка ПСРМ — 0,5 м, пневматична рушниця «ЧАЙКА-12» — 1,0 метр; з вогнепальної зброї: револьвер ФОРТ — 2,0 метри, гладкоствольна рушниця Hatson Escort MPS 12/76 — 80,0 метрів; для підриву РГН, Ф-1 та СВП на основі пластиду — 2,0 метри. При зменшенні дистанції стрільби (для всіх видів зброї використовуваних в експерименті) або збільшенні маси заряду (тільки для вогнепальної зброї і СВП) отримували наскрізні поранення м'яких тканин. Кількість СТ в м'яких тканинах при підриві гранат РГН і Ф-1 становила від 1 до 4, при підриві СВП на основі пластиду — від 1 до 6.

Кролі були фіксовані у спеціальному верстаті і знеболені за 15 хвилин до дослідження налбуфіном в дозі 0,3 мг/кг ваги тіла. Знеболювання тварин в подальшому після нанесення поранення проводилося налбуфіном в дозі 0,3 мг/кг ваги тіла. За 1 годину до дослідження проводилося гоління операційного поля у всіх груп тварин з двох сторін по задній поверхні стегон. Протягом тижня до дослідження проводилася фіксація тварин у верстаті або на фанерному щиті товщиною 10 мм для звикання. Зовнішній вигляд верстата і фіксація кроля на щиті показані на рис. 5.31.



Рис. 5.31 Зовнішній вигляд пристроїв для фіксації кроля: а — верстат з фіксаційними матеріалами; б — щит з фіксованим кролем перед підривом вибухового пристрою

Дослідження було розподілено на 3 етапи, які логічно пов'язані між собою:

I етап. Поранення металевим осколком з пневматичної зброї: 1. Поранення осколком, температура якого співпадає з температурою навколишнього середовища ($19 \pm 1,0$) °С; 2. Поранення осколком температура якого становить ($50 \pm 1,0$) °С; 3. Поранення осколком температура якого становить ($100 \pm 1,0$) °С.

II етап. Поранення металевим осколком з вогнепальної зброї: 1. Поранення одиночним осколком; 2. Поранення множинними осколками.

III етап. Поранення при підриві боєприпасів: 1. При підриві РГН; 2. При підриві Ф-1; 3. При підриві СВП, начиненого змодельованими СТ.

Виділення трьох етапів дослідження дозволяє виявити відмінності, пов'язані з пробивною здатністю осколка, температурою, характером пошкодження, особливостями СТ і змінами в м'яких тканинах навколо СТ, що виникають в різні терміни після поранення.

Загальна кількість кролів, використаних в експерименті 114 особин (по 6 на кожен з підетапів дослідження): контрольна група — 6 особин; I етап — 54 особини; II етап — 18 особин; III етап — 36 особин.

Вибір температури осколка 50 °С пов'язаний з тим, що при температурі 40 °С відбувається денатурація білка, а 100 °С — є температурою кипіння води. Температура металевого

осколка в тканинах вимірювалася відразу після поранення. Результати кожного етапу порівнювалися з контрольною групою і між собою за такими показниками: температура осколка і навколишніх тканин в порівнянні з протилежною анатомо-функціональною областю, наявність реакції тканин на СТ, летальність. Вивід тварин з дослідження проводився на 30, 60 і 90 добу з наступним гістологічним дослідженням, а на 30 і 60 добу додатково проводився забір тканин для електронно-мікроскопічного дослідження.

Контрольна група представлена 6 кролями, що не отримували поранення. Виділення контрольної групи обумовлено можливою смертністю тварин через інфекційні захворювання та забором матеріалу для контрольних гістологічних досліджень. Контроль температури осколків до стрільби в м'яких тканинах після стрілянини і у симетричній анатомо-функціональній області здійснювався за допомогою термографа ІРТІС 2000С (Росія) і тепловізора Fluke Ti125 (США).

Моделювання множинних осколкових поранень з вогнепальної зброї було призупинено через масивне руйнування невітальних моделей і проблематичністю отримання тільки сліпого поранення м'яких тканин (обсяг пошкодження не відповідав критеріям включення до експерименту). Однак при моделюванні вогнепальних поранень, завдяки влаштуванню концентратора для моделювання вогнепальних поранень з фільтром, множинні осколкові сліпі поранення були переважними. Летальності кролів в експерименті не було.

Таким чином, визначальними моментами для моделювання вогнепальних осколкових сліпих поранень м'яких тканин на кролях були вибір вогнепальної зброї з необхідними характеристиками, попередній відстріл на невітальних моделях.

Резюме

Моделювання осколків здійснювалося після аналізу складу, форми, розмірів СТ, що найчастіше зустрічаються і реалізовувалося в процесі експериментальних досліджень для моделювання вогнепальних осколкових сліпих поранень м'яких тканин. СТ моделювалися шляхом відкушування кусачками дистальної частини шурупу або дроту. Для дослідження температурної складової при осколкових пораненнях при стрільбі з пневматичної зброї використовували осколки різної температури (температури навколишнього середовища — 18 °С; 50 °С; 100 °С), які підігрівали на електричній плиті ПЕСМ (СРСР). При моделюванні вогнепальних поранень СТ виходили природним шляхом при підриві штатних боеприпасів (РГН, Ф-1) або СВП на основі пластиду з змодельованими осколками.

У якості експериментальних моделей використовували біологічні живі і неживі моделі, небіологічні — однорідні і неоднорідні багат шарові моделі. Встановлено, що різні за структурою матеріали мають різну рентгенологічну щільність і дозволяють визначати матеріал за даними СКТ в м'яких тканинах до оперативного лікування. За даними стендових досліджень, найбільш повною негнучкою моделлю вогнепальної травми є повношарова модель з використанням форменого одягу, як найбільш наближений варіант за об'ємними характеристиками. При проходженні раячого снаряду через тканини різної щільності спостерігається дислокація тканин і зміна форми каналу пошкодження. При збільшенні кінетичної енергії раячого снаряду при проходженні через тканини з різною щільністю відзначаються максимальні зміни в місцях дотику різних за щільністю тканин. Додавання до складу форми поліестеру підвищує міцність тканини форми. Збільшення кількості шарів в моделі призводить до збільшення кількості сліпих поранень і пов'язане зі збільшенням площі дотику та зменшенням кінетичної енергії раячого снаряду при проходженні перешкод різної щільності. Наявність фільтра при використанні пристрою концентратора для моделювання поранень сприяє збільшенню кількості вогнепальних сліпих поранень на дистанції підриву 2,0 метри та сприяє збільшенню кількості поодиноких поранень в залежності від дистанції підриву. Пристрій для моделювання вогнепальних осколкових поранень дозволяє досягати високої ймовірності попадання в модель вражаючих елементів у процесі вибуху (90±5,5)% і регулювати площу впливу факторів на модель. Спосіб небіологічного пошарового моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин дозволяє

досліджувати термінальну балістику різних боєприпасів. Проведені стендові дослідження та дослідження на вітальних і невітальних моделях дозволяють усвідомити особливості пошкодження м'яких тканин при вогнепальному сліпому пораненні різними ранячими снарядами. Найбільш інформативною моделлю є свиняче м'ясо.

Математичне моделювання за допомогою двовимірної інтерполяції функцій двох змінних поліномами Лагранжа дозволяє прогнозувати можливість видалення СТ заданим інструментом (затискачі Більрота, Мікуліча та магнітний багатофункціональний інструмент для діагностики і видалення металевих феромагнітних СТ) і прогнозувати шляхи вдосконалення інструменту у майбутньому для поліпшення видалення СТ. Запропонований коефіцієнт вірогідності видалення СТ. Зв'язок коефіцієнта вірогідності видалення СТ з глибиною розташування СТ обернено пропорційний, а з розмірами рани — прямо пропорційний. Чим глибше рана, менше розміри рани і СТ, тим гірше доступність СТ і менший коефіцієнт вірогідності видалення.

Проведено вивчення взаємодії магніту з різною індукцією магнітного поля із феромагнітним металевим СТ та його вплив на живу м'язову тканину різної товщини експериментальних тварин, що знаходиться між магнітом і феромагнітним металевим СТ в динаміці. При зменшенні товщини м'язового шару і збільшенні індукції магнітного поля спостерігаються максимальні зміни в тканині, а при здавленні ділянки м'яза СТ неправильної форми зміни в м'язовій тканині розподіляються нерівномірно і найбільш виражені по лінії зіткнення. Найбільш оптимальними для вилучення феромагнітних металевих СТ є неодимові магніти з індукцією магнітного поля 0,4 і 0,5 Тл при силі утримання 4,8 кг і 5 кг відповідно і часі утримання до 30 хвилин, чого цілком досить для видалення феромагнітного металевого СТ. Застосування методу цифрової контактної прижиттєвої капіляроскопії дозволяє об'єктивізувати зміни, що спостерігаються у живих тканинах.

Визначальними моментами для моделювання вогнепальних осколкових сліпих поранень м'яких тканин на кролях були вибір вогнепальної зброї з необхідними характеристиками, попередній відстріл на невітальних моделях, що включав дослідження при стрільбі з пневматичної, вогнепальної зброї та підриві боєприпасу, після яких у встановлені терміни м'які тканини брали для досліджень.

5.5 Структурні особливості капсули стороннього тіла в динаміці при різних видах ран у експериментальних тварин

Зовнішній вигляд СТ з капсулою при пораненні із пневматичної рушниці показаний на рис. 5.32.



Рис. 5.32 СТ (металеві осколки) м'яких тканин після поранення з пневматичної рушниці: а — на 30 добу після поранення; б — на 90 добу після поранення

Зовнішній вигляд СТ з капсулою після вогнепального поранення представлено на рис. 5.33.

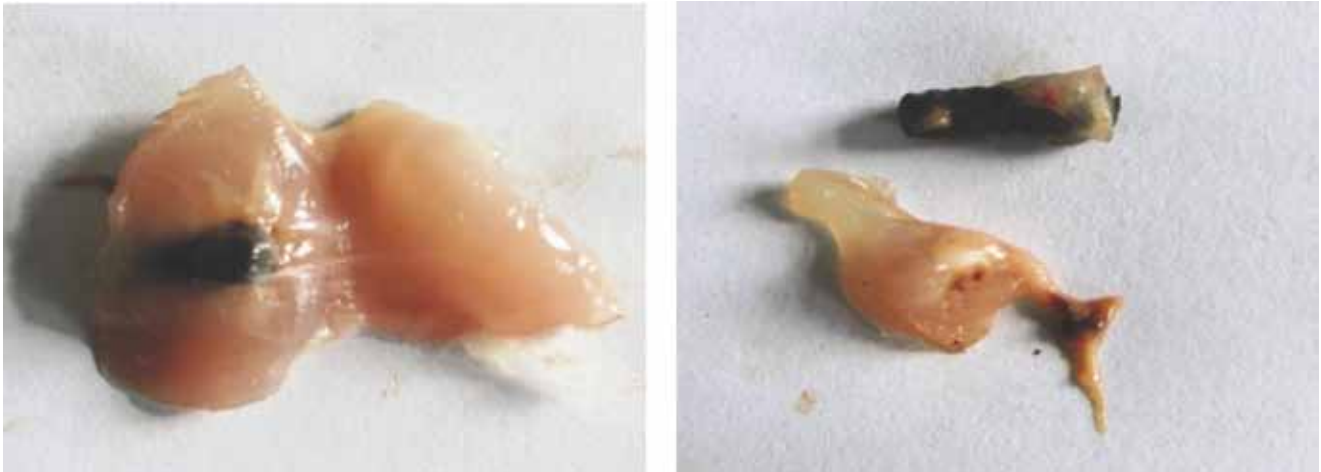


Рис. 5.33 СТ (металеві осколки) м'яких тканин після поранення з вогнепальної зброї: а — на 60 добу після поранення; б — на 90 добу після поранення

Зовнішній вигляд СТ з капсулою після вогнепального осколкового поранення (підрив боєприпасу) представлено на рис. 5.34.



Рис. 5.34 СТ (металеві осколки) м'яких тканин після підриву боєприпасу: а — на 30 добу після підриву РГН; б — на 60 добу після підриву гранати Ф-1

При пораненні тварини (кроля) осколком з пневматичної рушниці, температура якого становила 18 °С рана загоїлася під струпом на 9 добу. На 14 добу день після поранення добре візуалізується рубець з розмірами 2×3мм, без ознак запалення. При розтині тканини в області рубця виявлено осколок з розмірами 6×4 мм, оточений рубцевою тканиною. Мікроскопічно в стінці капсули, що контактувала з осколком, визначається два шари: внутрішній тонкий, з домінуванням фіброblastів і меншою кількістю фіброцитів та помітною макрофагально-лімфоцитарною інфільтрацією і зовнішній — товстий з поодинокими макрофагами і лімфоцитами (рис. 5.35).

На 60-й день після поранення з пневматичної рушниці при температурі 18 °С осколком рубець ледве помітний при яскравому бічному освітленні у вигляді тонкої смужки. Під рубцем мікроскопічно виявлено порожнину неправильної форми. На великій відстані внутрішня поверхня капсули гладка з фіброзними стінками різної товщини і щільності «укладання» товстих колагенових волокон. Після видалення осколка і мікроскопічного дослідження дрібні щільні фрагменти бурого кольору залишилися як у порожнині, так і у стінці капсули. Потрібно сказати, що дрібні інкапсульовані фрагменти можна побачити також у навколишній дермі і в м'язовій тканині (рис. 5.36).

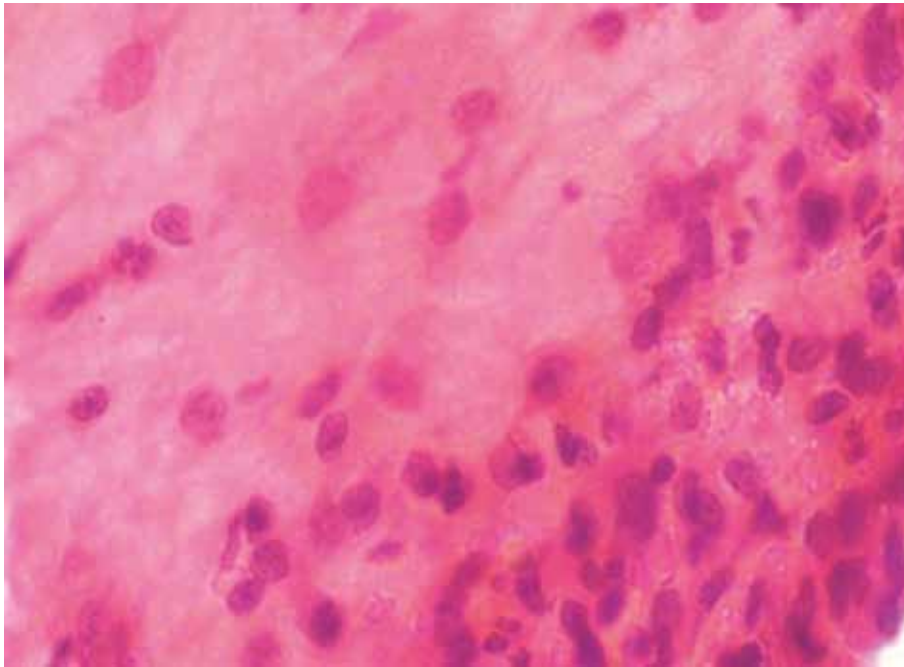


Рис. 5.35 Стінка періосколочної капсули на 14 добу після поранення з пневматичної рушниці при температурі осколка 18 °С. Внутрішній шар капсули — молода сполучна тканина зі значною кількістю макрофагів, лімфоцитів, фіброblastів. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

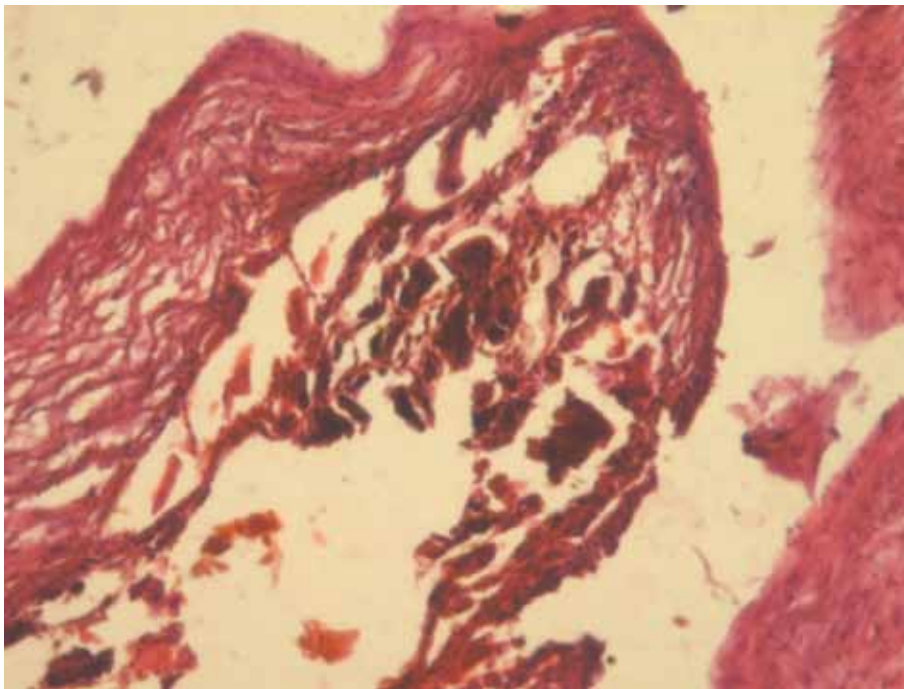


Рис. 5.36 Стінка капсули навколо осколка на 60 добу після поранення з пневматичної рушниці при температурі ранячого осколка 18 °С. Стінка капсули складається з сполучнотканинних волокон різної товщини і щільності. У порожнині капсули присутні дрібні згустки крові, навколо яких також формується рубцеве оточення. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

При пораненні з пневматичної рушниці осколком з температурою 50 °С клінічна картина загоєння рани аналогічна до попередньої. На 14 добу після поранення мікроскопічно — капсула осколка тонка, внутрішня поверхня, що контактує з осколком, гладка. Клітинні елементи рубцевої тканини капсули — тільки фіброblastи і фіброцити. В тонких ділянках просвіту ранового ходу спостерігається зріюча сполучна тканина з капілярами, фіброblastами, тонкими сполучнотканинними волокнами (рис. 5.37).

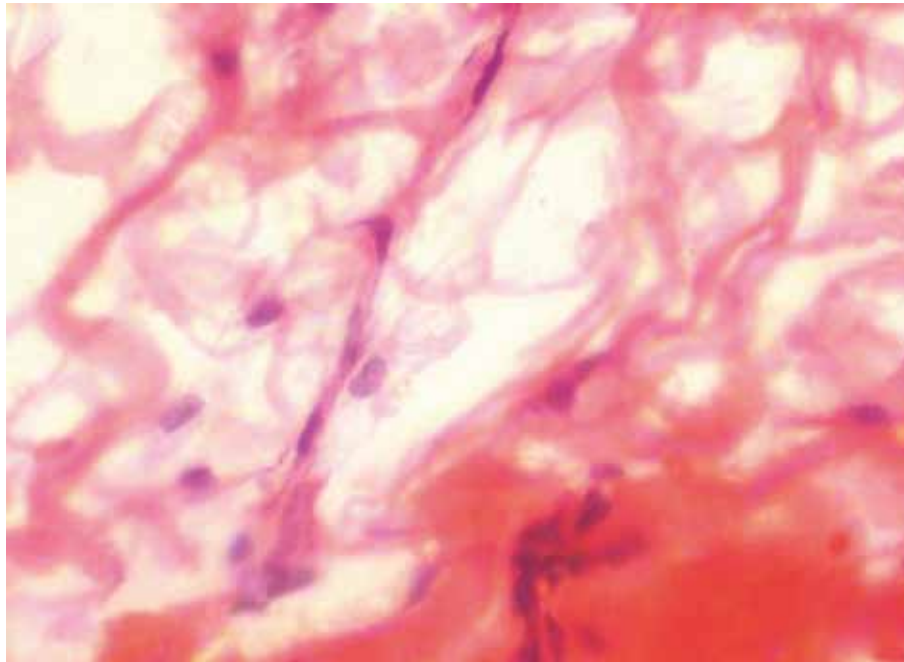


Рис. 5.37 Стінка капсули навколо осколка на 14 добу поранення з пневматичної рушниці при температурі раяного осколка 50 °С. Прогресуючий ріст молоді сполучної тканини з капілярами, фібробластами. Забарвлення гематоксиліном-еозином. ×400

У тварини цієї ж групи на 30 добу після поранення капсула сформована у вигляді товстого шару рубцевої тканини, волокна якої покручені і товсті. Внутрішня поверхня капсули гладка, контактує з поверхнею осколка. У ділянках просвіту, нижче осколка, відзначається зростання грануляційної тканини. Запального інфільтрату немає (рис. 5.38).

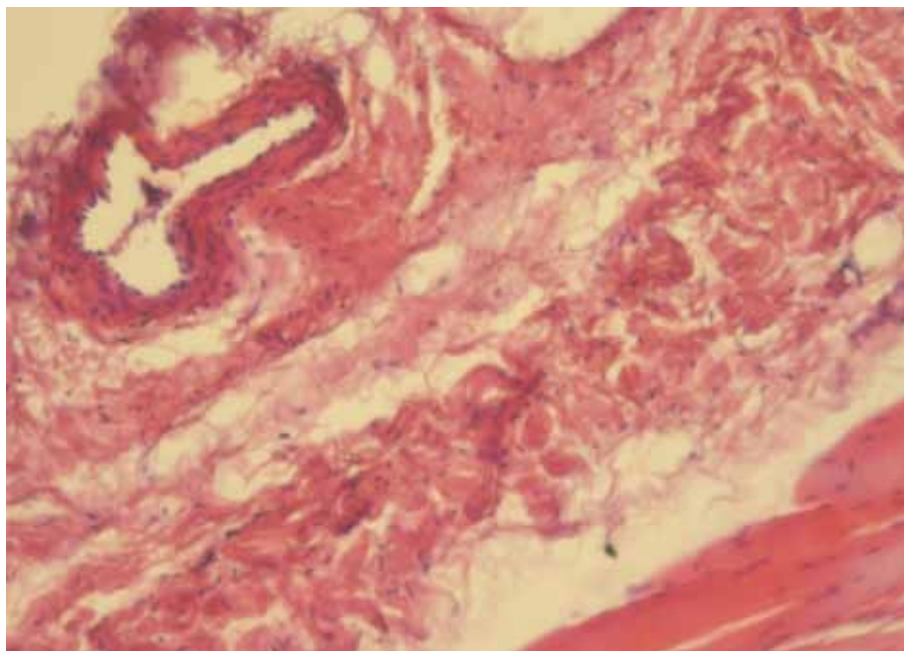


Рис. 5.38 Товста періосколочна фіброзна капсула на 30 добу після поранення з пневматичної рушниці при температурі раяного осколка 50 °С. Запального інфільтрату немає. Забарвлення гематоксиліном-еозином. ×100

На 60 добу після поранення з пневматичної рушниці при температурі осколка 50 °С рубець на шкірі, також як і при температурі 18 °С, ледь помітний — у вигляді тонкої смужки. Мікроскопічно, в нижче розташованій тканині виявлена капсула з рубцевої тканини зі стінками різної товщини. Саме в цьому випадку виявлено еозинофільні безструктурні маси фібриноідного некрозу. Крім того, в інших ділянках виявлена молода грануляційна тканина, що свідчить про вторинний некроз (рис. 5.39).

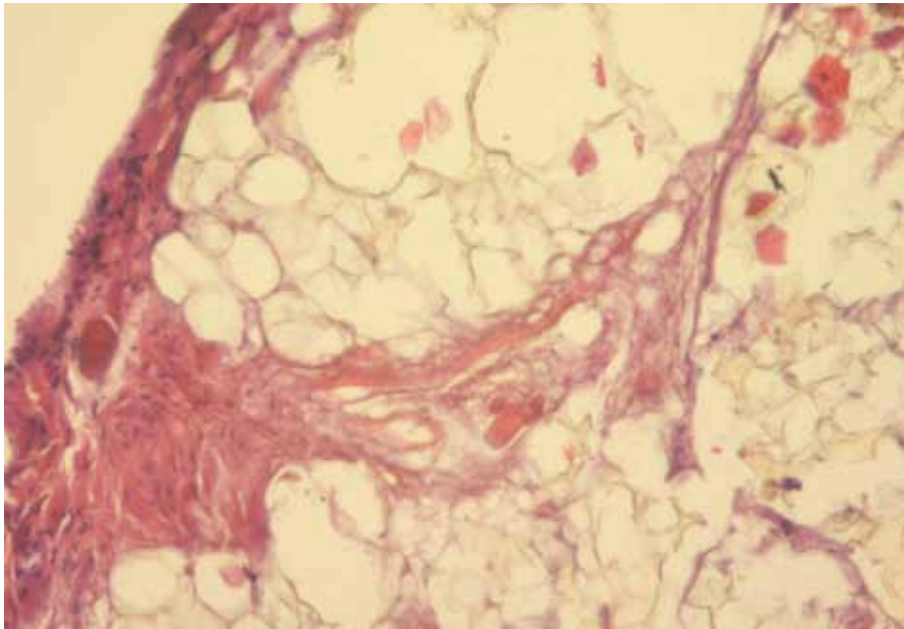


Рис. 5.39 Ділянка тонкої фіброзної тканини в періоскочній жировій тканині гіподерми. Стінка капсули навколо осколка на 60 добу поранення з пневматичної рушниці при температурі ранняго осколка 50 °С ще не сформована. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

При пораненні з пневматичної рушниці осколком температури 50 °С процес загоєння нестабільний, інкапсуляція недосконала і на 60 добу тканини навколо металевого осколку містять тільки широкі фіброзні тяжі.

При температурі ранняго осколка 100 °С загоєння відбулося аналогічно, під струпом. Мікроскопічно на 14 добу після поранень із пневматичної рушниці капсула осколка представлена ще не зрілою, сполучною тканиною, в якій зазначається наявність великої кількості фібробластів, і де-не-де макрофагів та лімфоцитів (рис. 5.40).

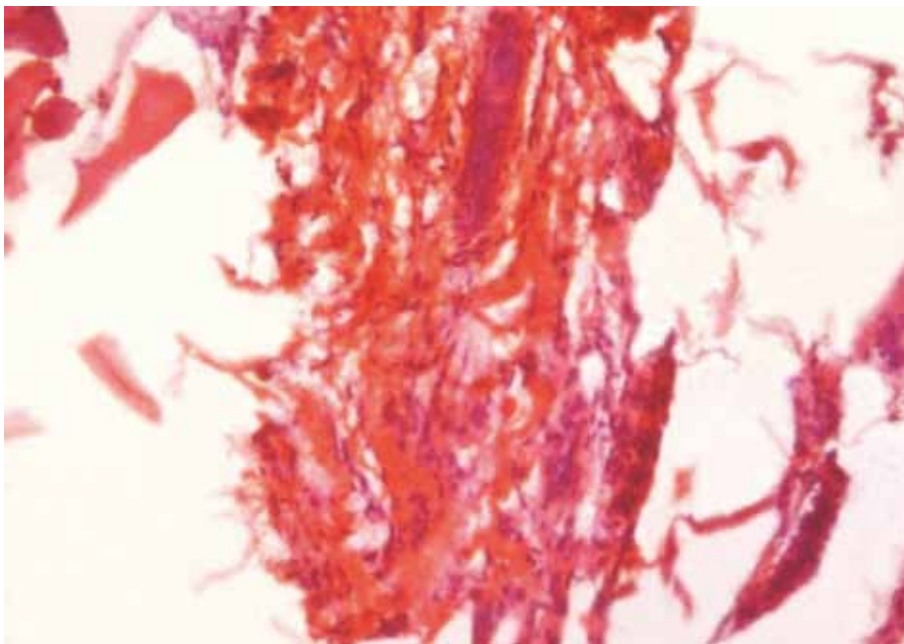


Рис. 5.40 Стінка осколка на 14 добу поранення з пневматичної рушниці при температурі ранняго осколка 100 °С представлена сполучною тканиною, в якій крім фібробластів, є нечисленні макрофаги і лімфоцити. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

На 30 добу після поранення з пневматичної рушниці з температурою осколка 100 °С внутрішня поверхня капсули гладка, без лейкоцитарного інфільтрату, все ще з наявністю молоді сполучної тканини (рис. 5.41).

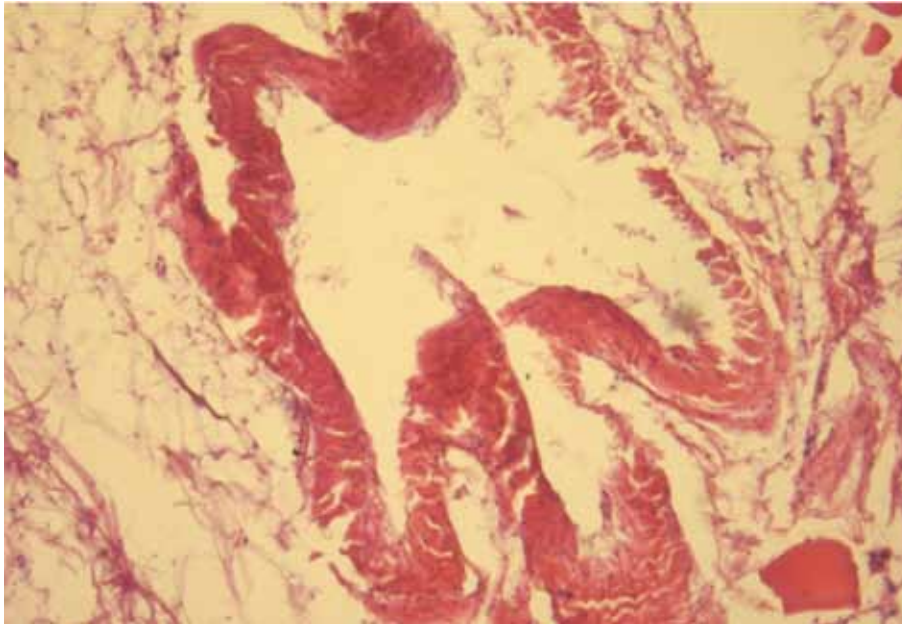


Рис. 5.41 Стінка капсули на 30 добу поранення з пневматичної рушниці при температурі ранячого осколка 100 °С. Дуже тонка сполучнотканинна стінка капсули з тонкими колагеновими волокнами, фібробластами, капілярами. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

Клінічно на 60 добу після поранення з пневматичної рушниці осколком з температурою 100 °С, також як і з температурою 18 °С і 50 °С, виявляється тонкий, ледь помітний рубець. При мікроскопічному вивченні капсули відзначається незрілість і рихлість стінок, велика кількість черно-бурих дрібних СТ у власній порожнини. У товщі стінки основної капсули навколо ранового каналу відзначається наявність великої кількості гранул гемосидерину як в цитоплазмі сидерофагів, так і позаклітинно. Це свідчить про вторинні гемодинамічні розлади. Стінка капсули інфільтрована макрофагами, лімфоцитами (рис. 5.42).

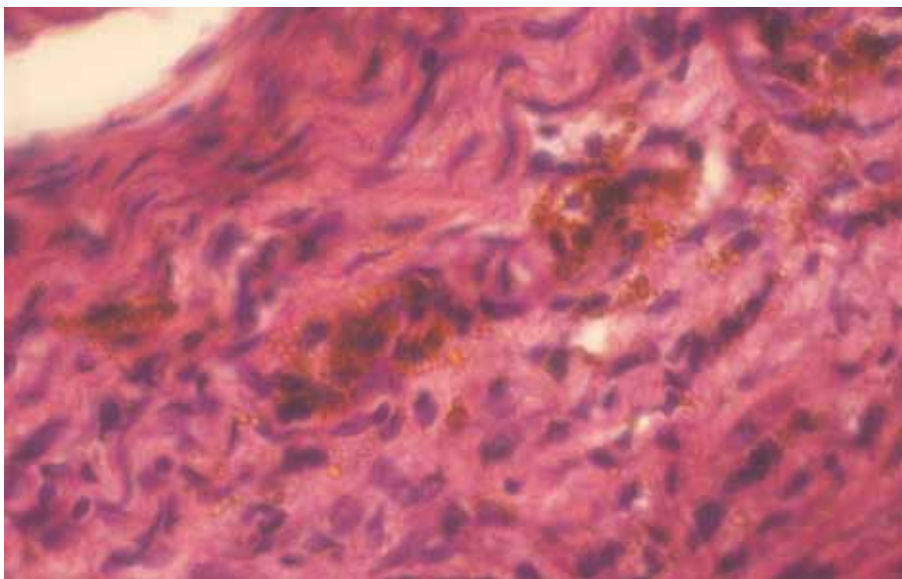


Рис. 5.42 Стінка капсули навколо осколка на 60 добу поранення з пневматичної рушниці при температурі ранячого осколка 100 °С. Внутрішній шар капсули зі значною кількістю фібробластів, макрофагами, лімфоцитами та великою кількістю щільних зерен коричневого кольору в цитоплазмі макрофагів. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

Узагальнюючи вище викладене, можна сказати, що після поранення з пневматичної рушниці, наявність в м'яких тканинах металевих осколків, що мав при пораненні різну температуру, супроводжується пролонгацією запальної реакції в стінці капсули при температурі осколка 50 °С і 100 °С, що може бути пояснено більшим ступенем пошкодження

м'яких тканин, вторинними гемодинамічними порушеннями і повторними некрозами, більш вираженими при температурі осколка 100 °С.

Крім особливостей структури капсули навколо осколків після поранення з пневматичної рушниці була вивчена морфологічна картина загоєння рани після вогнепального поранення з пістолета «Форт-12» з наявністю металевго осколка в м'яких тканинах в динаміці.

На 30 добу після поранення виявлений вільно розташований металевий осколок з розмірами 6×4 мм, оточений щільною сполучно-тканинної капсулою з гладкою внутрішньою поверхнею. Стінка капсули сформована компактною рубцевою тканиною, яка контактує з м'язовою тканиною, з широкими міжм'язовими прошарками і дифузним запальним інфільтратом. Тут же зазначається наявність морфофункціонально активних фібробластів. Одна зі сторін, що утворилася навколо осколка рубцевої капсули, виглядає потовщеною, з численними дрібними чорними включеннями, що гальмує загоєння і пояснює наявність в цьому терміні в рубцевій тканині макрофагів і лімфоцитів. Цікаво, що в мікропрепарат потрапила ще одна невелика, довгастої форми рубцева капсула з гладкою внутрішньою поверхнею, яка має вихід на поверхню шкіри; в стінці цієї капсули — мінімальні запальні прояви (рис. 5.43).

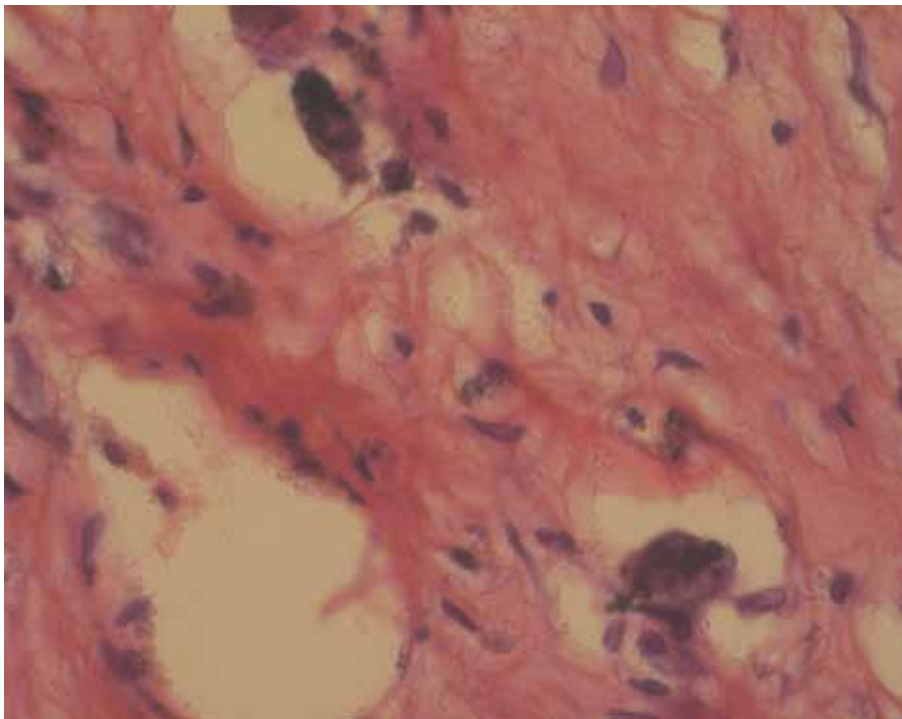


Рис. 5.43 Стінка періосколочної капсули на 30 добу після вогнепального поранення складається з молоді сполучної тканини із наявністю дрібних СТ. Забарвлення гематоксилином-еозином. ×400

На 60 добу після вогнепального поранення капсула навколо осколка має тонку стінку з молоді сполучної тканини, з дрібними темними включеннями СТ. М'язова тканина навколо капсули містить невелику кількість макрофагів, лімфоцитів і збільшена кількість молодих фібробластів. М'язові волокна гомогенізовані, позбавлені поздовжньої і поперечної смугастості (рис. 5.44).

На 90 добу після вогнепального поранення в мікропрепараті виявлено дві рубцеві капсули навколо осколків. На рівні гіподерми видно, що всі судини в оточенні капсул мають широку, склерозовану адвентицію (периваскулярний склероз), а в товщі самої гіподерми зустрічаються дрібні ділянки незрілої сполучної тканини з наявністю збільшеної кількості фібробластів (рис. 5.45).

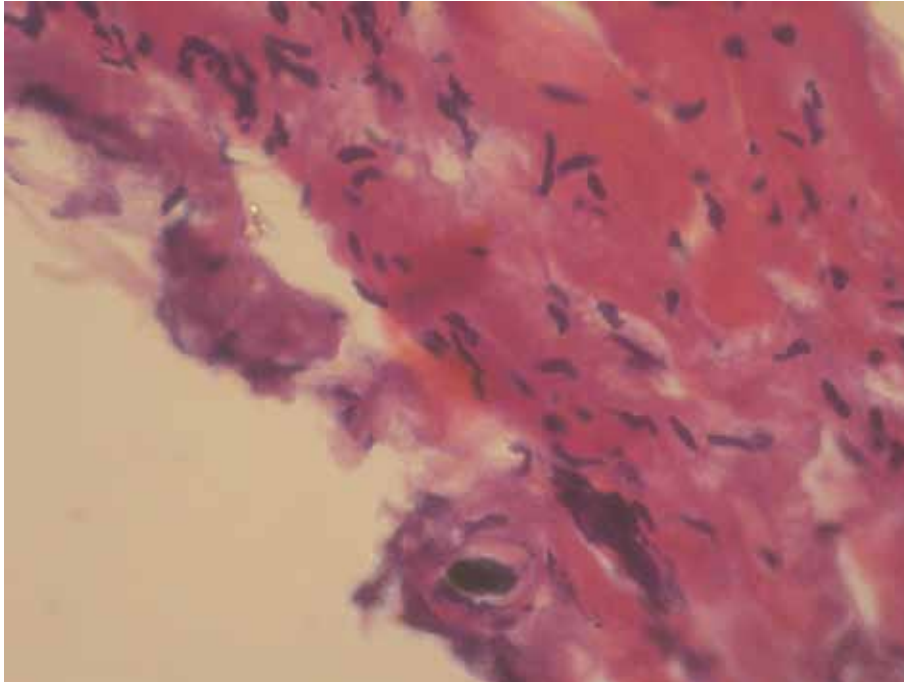


Рис. 5.44 Капсула навколо осколка на 60 добу після вогнепального поранення утворена незрілою сполучною тканиною з молодими фібробластами витягнутої овальної форми. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

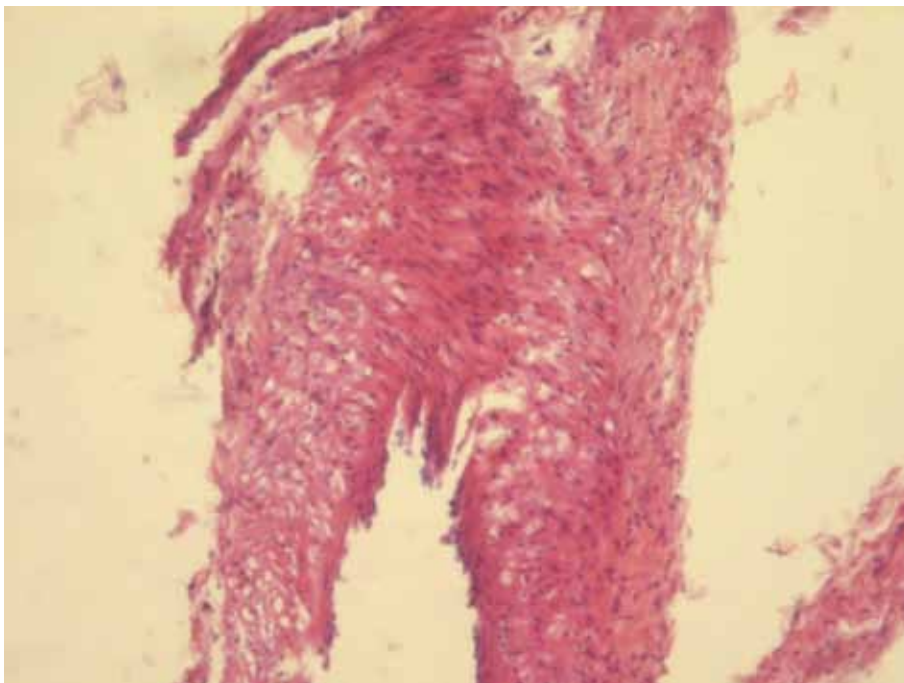


Рис. 5.45 Стінка капсули навколо осколка на 90 добу після вогнепального поранення все ще пухка, складається з молоді сполучної тканини. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 100$

В просвіті раненого каналу на 90 добу після вогнепального поранення виявлено невеликий металевий осколок, оточений щільною капсулою, з наявністю в ній дрібних зерен кіптяви. Мікроскопічно стінка капсули тонка, щільна, з дифузійною макрофагально-лімфоцитарною інфільтрацією. Цікаво, що рубцева тканина капсули має «відгалуження» в прилеглу зовні м'язову тканину з ознаками інтерстиційного запалення і інтерстиційного дрібнофокусного склерозу, що на 90 добу після поранення дозволяє говорити про наявність хронічного інтерстиційного міозиту. Про триваючу загибель м'язової тканини з нарощуванням рубцевої тканини зовні стінки капсули свідчить виявлення тут активних фібробластів з великим еухромним ядром (рис. 5.46–5.49).

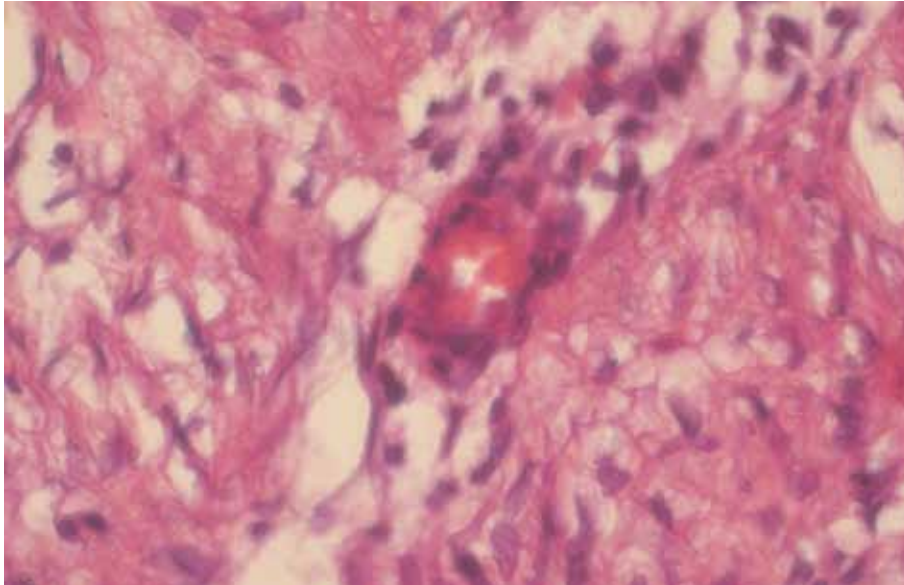


Рис. 5.46 Стінка капсули навколо осколка на 90 добу після вогнепального поранення. Ділянка молоді сполучної тканини з великою кількістю фіброblastів і новостворених капілярів. Перівенуліт. Зabarвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

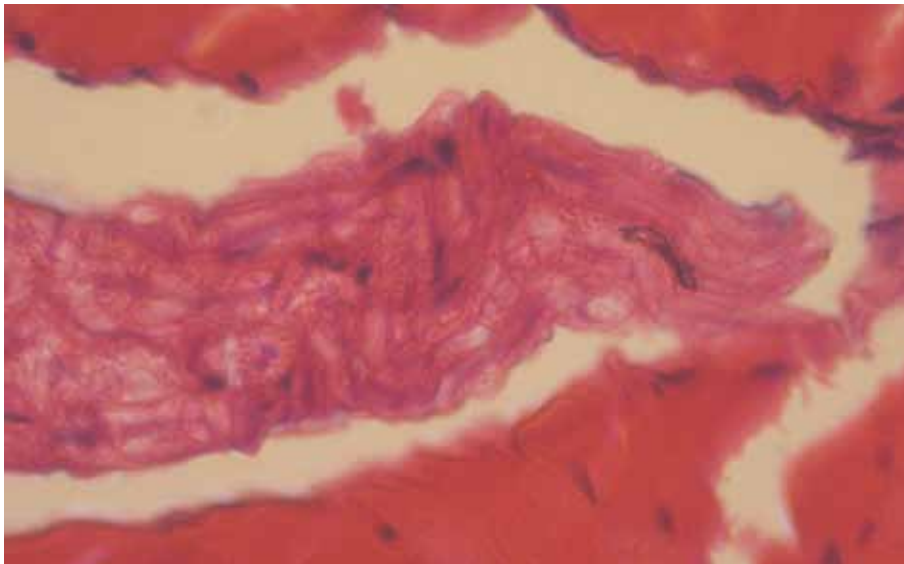


Рис. 5.47 Рановий канал на 90 добу після вогнепального поранення заповнений незрілою сполучною тканиною. Зabarвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

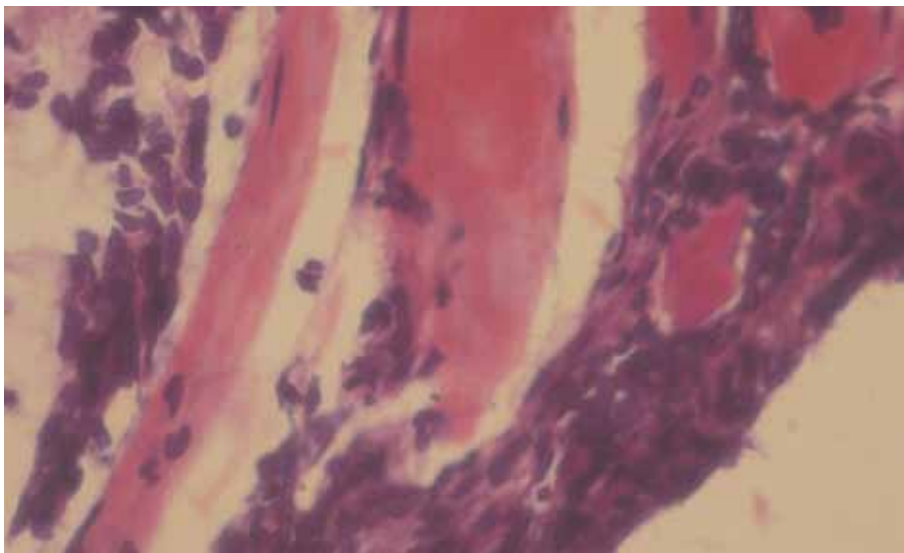


Рис. 5.48 Інтерстиціальний міозит на дні рани на 90 добу поранення. Овальне утворення з бузковим відтінком — СТ. Зabarвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

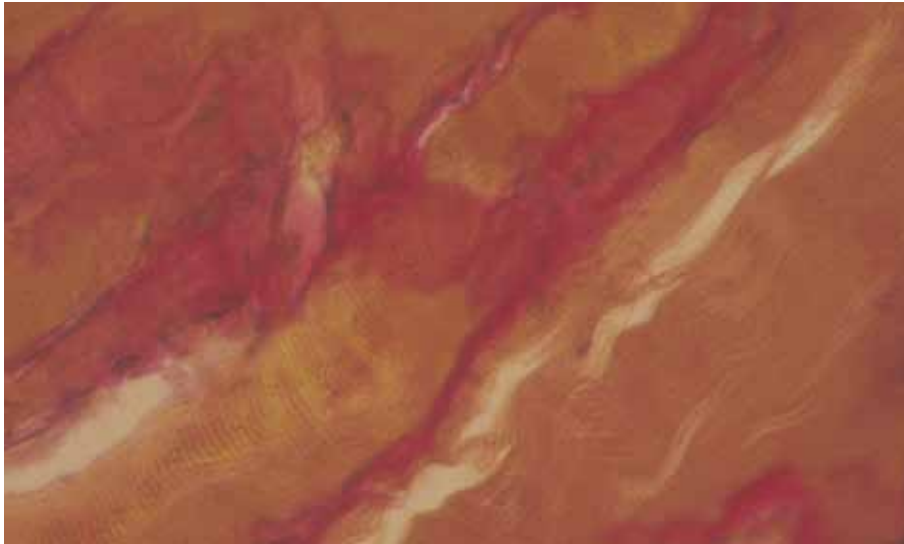


Рис. 5.49 М'язова тканина навколо капсули на 90 добу після вогнепального поранення некротизована з розростанням сполучної тканини. Забарвлення пікрофуксином за Ван-Гізон. $\times 400$

Таким чином, при вогнепальному пораненні з пістолета «Форт-12» і наявності металевго осколка в м'яких тканинах, консервативне лікування не дає остаточного завершення запального процесу навіть через 3 місяці після поранення з наявністю персистуючих дистрофічних і некротичних вторинних розладів регенерації.

При моделюванні вогнепального осколкового поранення (підрив боеприпасу) м'яких тканин в найближчі терміни зберігається ушкоджуючий фактор і персистуюче запалення з розвитком незрілої рубцевої тканини. Зокрема, на 30 добу після поранення, шкірний дефект заміщений щільним, помірно еластичним рубцем. При розтині тканини під шкірним рубцем виявляється інкапсульований осколок з розмірами 5×4 мм. Мікроскопічно стінка капсули представлена не зовсім щільною рубцевою тканиною. Особливістю саме вогнепального осколкового поранення (підрив боеприпасу) є наявність в капсулі розривів зі значною кількістю макрофагів і круглоклітинним інфільтратом. У стінці капсули багато макрофагів, лімфоцитів, сидеробластів/сидерофагів, що свідчить про вторинні порушення гемодинаміки і геморагій. У загальному масиві рубцевої тканини — багато фібробластів, тобто утворення фіброзної капсули не завершено і триває. Відбувається утворення і дозрівання грануляційної тканини, міграція фібробластів, синтез тонких поодиноких колагенових волокон (рис. 5.50).

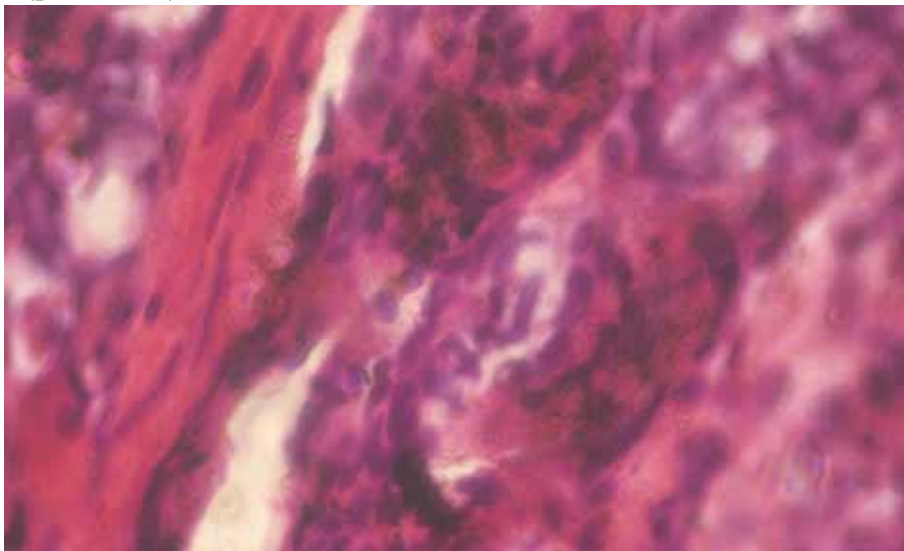


Рис. 5.50 Стінка капсули навколо осколка на 30 добу після вогнепального осколкового поранення. У цитоплазмі макрофагів виявлено густий макрофагально-лімфоцитарний інфільтрат з коричневими гранулами кіптяви. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

На 60 добу після вогнепального осколкового поранення (підрив боеприпасу) в м'яких тканинах стан рани схожий, тобто є інкапсульований осколок і множинні надриви в капсулі. Крім осколків зустрічаються також елементи пов'язок типу ВАК і «пінної» пов'язки з ознаками деградації. У стінці капсули виявлені осередки макрофагально-лімфоцитарної інфільтрації, що свідчить про триваюче запалення на більш глибоких рівнях рани в зв'язку з наявністю СТ (рис. 5.51).

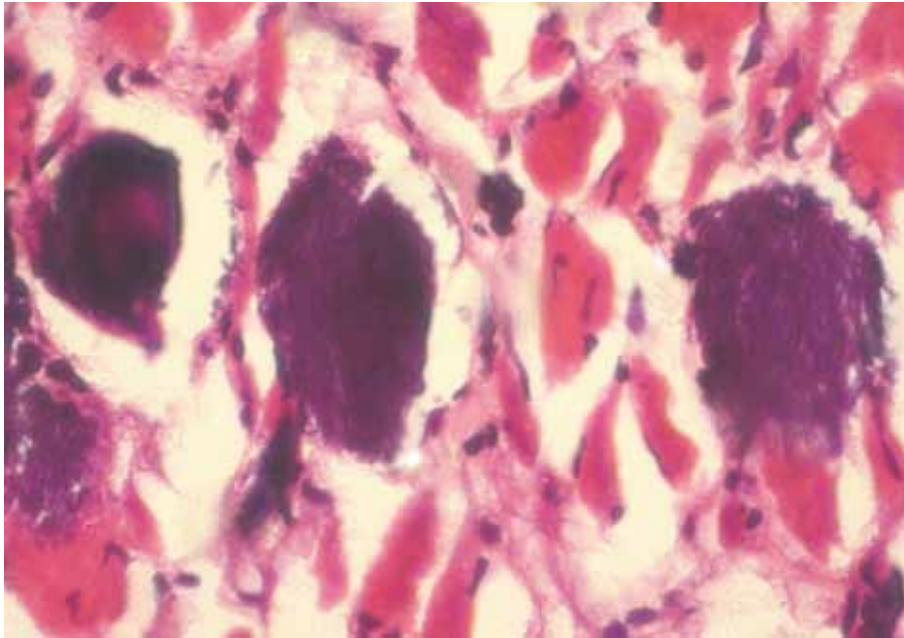


Рис. 5.51 Фрагмент тканини, що оточує капсулу осколку на 60 добу після вогнепального осколкового поранення. Серед фрагментів міоцитів і фокусів сполучної тканини виявлені елементи «пінної» пов'язки. Забарвлення гематоксиліном-еозином. $\times 400$

На 90 добу після вогнепального осколкового поранення (підрив боеприпасу) періосколочна капсула ще не сформована остаточно. Зовнішня частина капсули складається із зрілої сполучної тканини. Внутрішня частина капсули, прилегла до осколку, ще молода і за методом Ван-Гізон забарвлюється в жовті тони (рис. 5.52).

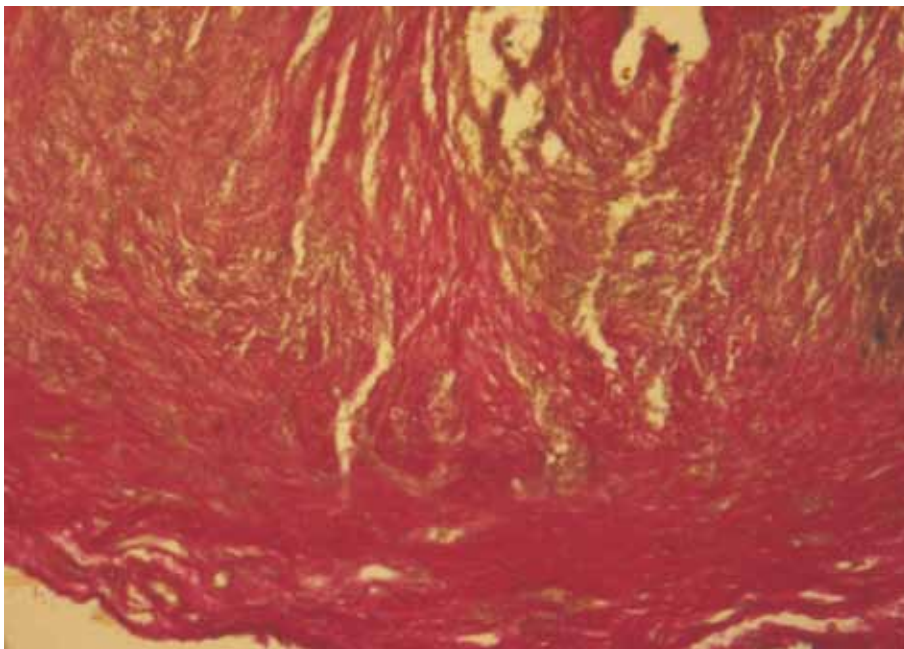


Рис. 5.52 Стінка капсули навколо осколку на 90 добу після вогнепального осколкового поранення. Молода рубцева тканина з інтенсивною фуксинофілією в зовнішньому шарі й незріла без фуксинофілії у внутрішньому шарі стінки. Забарвлення пікрофуксином за Ван-Гізон. $\times 50$

Резюме

На підставі проведених експериментальних досліджень з вивчення структурних особливостей капсули СТ в динаміці при різних видах вогнепальних поранень було встановлено, що при пораненні м'яких тканин з пневматичної рушниці з температурою осколка 18 °С на 14 добу відзначається поява молодого сполучної тканини, при температурі осколка 50 °С — тільки дозріває грануляційна тканина з незначною кількістю сполучнотканинних клітин — фібробластів, що свідчить про негативний вплив високих температур осколка на регенераторні властивості м'яких тканин.

При пораненні м'яких тканин осколком, температура якого становить 50–100 °С, процес загоєння і інкапсуляції навколо осколка слід вважати порушеним і нестабільним. Капсула піддається вторинному фібриноїдному некрозу на відміну від стабільного процесу регенерації при температурі осколка 18 °С і навіть на 90 добу утворена незрілою пухкою сполучною тканиною.

Загоєння вогнепальних ран у різні терміни — на 30, 60 і 90 добу після вогнепального осколкового поранення неможливе в зв'язку з порушенням і збоченням синтезу колагену сполучної тканини, що не дозріває, не фіброзується і не склерозується, а її волокна в повному обсязі і нерівномірно колагенизовані, піддаються фібриноїдному некрозу з новими осередками новоствореної грануляційної тканини, дозрівання якої, в свою чергу, порушено. Виникає порочне коло (*circulus vilosus*) дозрівання сполучної тканини [41].

5.6 Патоморфоз м'яких тканин при наявності текстильних сторонніх тіл в експериментальних ранах

За останні кілька десятиліть спостерігається збільшення пошкоджень м'яких тканин із застосуванням військової зброї [8,72]. Зростання криміналізації суспільства, збільшення кількості мисливської, спортивної, травматичної, саморобної та нелегальної вогнепальної зброї в руках населення, соціальні, політичні, територіальні та релігійні конфлікти та протистояння зумовлюють збільшення кількості вогнепальних поранень [3]. Особливої актуальності лікування вогнепальних поранень набуває під час воєн, локальних військових конфліктів, антитерористичних операцій, миротворчих місій та у післявоєнний період. Поранення, отримані від сучасної вогнепальної зброї, мають виражену ушкоджуючу і руйнівну дію, а комплексне лікування бойових поранень передбачає постійне вдосконалення та розробку нових методів діагностики та лікування травм [88]. Тому для розробки найбільш ефективного плану загоєння бойових поранень необхідно використовувати цілісний підхід, спрямований на створення умов для сприятливого перебігу ранового процесу [65].

Серед вогнепальних поранень травми м'яких тканин становлять значну кількість, за даними різних джерел — від 55 до 77 % [57, 60, 75]. Одним з факторів, що негативно впливають на загоєння бойових ран, є наявність у рановій порожнині сторонніх тіл, які потрапляють при безпосередній пробивній дії снаряду і вихрового потоку, що утворюється при проходженні снаряду через тканини. Найчастіше в рановому каналі зустрічаються металеві феромагнітні СТ у вигляді куль, уламків снарядів, а також фрагментів бетону, скла, деревини, текстилю тощо [90, 94]. Серед текстильних сторонніх тіл найчастіше зустрічаються фрагменти військової форми особового складу у вигляді ниток і залишків текстилю [65, 97]. Часто об'єкти такого роду не можна легко знайти чи видалити. У той же час проникаючі фрагменти можна залишити *in situ* і спостерігати, особливо якщо немає ознак інфекції, і вони не проникають в очеревину, плевру, кістки або судинні простори [98]. Однак СТ сприяють додатковій травматизації та інфікуванню м'яких тканин, а при тривалому знаходженні в організмі створюють осередок хронічного запалення різної інтенсивності [17, 68]. За даними літератури, тривала присутність металевих сторонніх тіл у м'яких тканинах призводить до утворення капсули з наявністю хронічного запального процесу з порушенням відновлення та регенерації [69, 66, 58]. Однак у сучасній літе-

ратурі немає інформації щодо особливостей регуляторних механізмів та морфологічних змін в процесі загоєння ушкоджень м'яких тканин при наявності сторонніх тіл у вигляді фрагментів військового одягу. Таким чином, актуальність даного дослідження зумовлена патогенетичними та клінічними проблемами, вирішення яких може суттєво покращити результати діагностики та лікування бойових поранень з наявністю сторонніх тіл у рановому каналі.

Експериментальне дослідження виконано у ХМАПО в рамках планової науково-дослідної роботи МОЗ України «Комплексна діагностика і лікування ушкоджень (холодових, вогнепальних та інших) м'яких тканин людини в умовах локальних бойових дій» (№ державної реєстрації 0119U101371, термін виконання: 2019–2021 рр.). На його проведення отримано дозвіл комісії з етики та біоетики Харківської медичної академії післядипломної освіти від 12.11.2019.

Дослідження проводились на щурах самцях лінії Вістар віком 5 місяців і вагою 240 ± 30 грамів. Лабораторних тварин утримували у віварії Харківської медичної академії післядипломної освіти. Умови утримання відповідали міжнародним нормам [76] і включали режим природного освітлення, оптимальну температуру ($20\text{--}22\text{ }^\circ\text{C}$), стандартне харчування, вільний доступ до води та їжі. Експериментальні роботи проводилися за міжнародними вимогами щодо експериментів із тваринами [7, 70].

Шляхом рандомізації 60 щурів було розділено на 4 групи. Інтактна група складалась з 6 здорових щурів для визначення нормального вмісту інтерлейкінів і факторів росту. Моделювання травми відтворювали у 3 групах по 18 тварин у кожній. Анестезію щурам проводили золетилом (тилетаміну гідрохлорид та золазепаму гідрохлорид) внутрішньом'язово у дозі 10 мг/кг маси тіла тварини. Тваринам виконували пошаровий розріз хірургічним скальпелем № 11 м'яких тканин задньої поверхні правого стегна довжиною 1,0 см з частковим розрізом м'язів (рис. 5.53 а). У контрольній групі рани зашивали без імплантації сторонніх тіл. Тваринам експериментальної групи 1 (ЕГ1) імплантували фрагменти військової форми із 100% бавовни (камуфляжна форма «Дубок»). уніформи, що складалися з 65% бавовни та 35% поліестеру (матеріал 3403), імплантували тваринам дослідної групи 2 (ЕГ2) (рис. 5.53 б). Розмір імплантованих фрагментів становив $0,5 \times 0,5$ см (рис. 5.54 а, б). Рани ушивали пошарово атравматичною голкою з поліпропіленовим швом 4/0, однорядними вузловими хірургічними швами (рис. 5.53 в). Усі хірургічні операції проводили в стерильних умовах з дотриманням правил асептики та антисептики. Лабораторних щурів виводили рівними групами по 18 тварин (по 6 з кожної групи) на 15-у, 30-у та 60-у добу після моделювання ушкоджень з імплантацією текстильних сторонніх тіл.

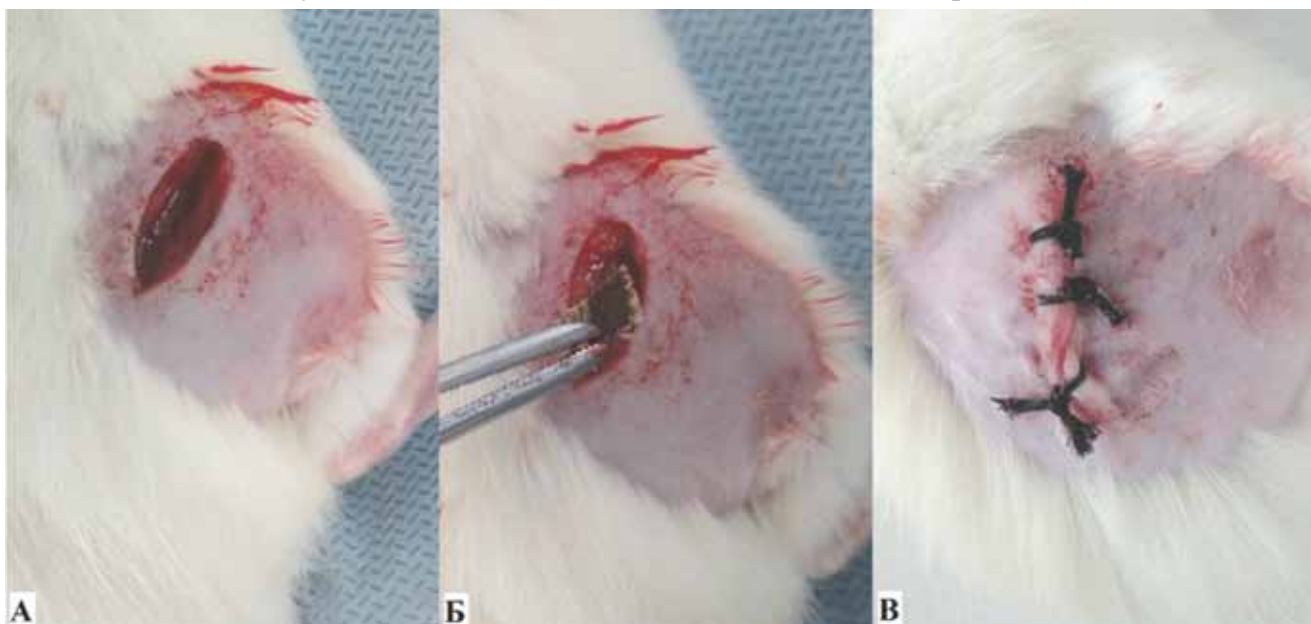


Рис. 5.53 Етапи експериментальної операції з імплантації текстильних фрагментів: а) розріз м'яких тканин стегна, б) імплантація фрагменту військової форми, в) ушивання рани



Рис.5.54 Зразки імплантованих тканин: а) формений одяг зі 100% бавовни, б) формений одяг зі складом із 65% бавовни і 35% поліестеру

Вміст цитокінів у сироватці крові визначали методом ІФА з використанням наборів IL-1 β , IL-6, IL-4, IL-10, VEGF (Vector-Best), bFGF (Elabscience).

Зразки м'яких тканин піддослідних тварин досліджували за стандартними методиками. Матеріал фіксували 10% у нейтральному формаліні і зневоднювали в етанолових розчинах зростаючої концентрації: 50°, 70°, 96° (двічі). Потім проводили в спирті з хлороформом, хлороформом і заливали в парафін. Зрізи товщиною 5–7 мкм фарбували гематоксиліном та еозином, а також пікрофуксином за Ван Гізон. Препарати аналізували та фотографували за допомогою мікроскопу PrimoStar (Zeiss) та цифрової камери Microocular.

Напівкількісним методом оцінювали такі гістологічні показники: кількості поліморфноядерних лейкоцитів (PMNL), фібробластів, нових судини та нового колагену [74]. Підрахунки у гістопрепаратах проводили «сліпим» методом, за шкалою: 0, 1, 2, 3, 4 (табл. №5.13).

Таблиця 5.13

Шкала підрахунку показників гістопрепаратів

Шкала	Поліморфноядерні лейкоцити	Фібробласти	Новоутворені судини	Колаген
0	відсутні	відсутні	відсутні	відсутній в грануляційній тканині
1	небагато у навколишніх тканинах	небагато у навколишніх тканинах	небагато у навколишніх тканинах	мінімально в грануляційній тканині
2	небагато у грануляційній тканині	небагато у грануляційній тканині	небагато у грануляційній тканині	небагато у грануляційній тканині
3	помірно у грануляційній тканині	помірно у грануляційній тканині	помірно у грануляційній тканині	помірно у грануляційній тканині
4	виражено у грануляційній тканині	виражено у грануляційній тканині	виражено у грануляційній тканині	виражено у грануляційній тканині

Статистичну обробку результатів проводили за допомогою пакету статистичного аналізу Statistica 6.0 (StatSoft Inc., США). Для опису отриманих результатів дані були представлені у вигляді $M \pm SE$, де M — середнє арифметичне, SE — стандартна помилка середнього арифметичного. Достовірність відмінностей між групами (статистичну значущість) визначали за допомогою непараметричного тесту Краскала-Уолліса ANOVA для незалежних вибірок.

Відмінності вважали статистично значущими при $P < 0,05$. Гістограми були побудовані за допомогою програмного забезпечення GraphPad Prism 8 (GraphPad Software, США).

Аналіз проведених досліджень показав збільшення продукції прозапальних цитокінів в експериментальних групах протягом усього експерименту. Найбільший вміст IL-1 β у крові оперованих щурів спостерігали на 15-й день. У порівнянні з контрольною групою значення його на цьому терміні в експериментальних групах перевищували у 1,28 та 1,22 рази для першої та другої групи відповідно ($P < 0,05$). Через 30 днів ці значення становили 2,36 та 1,92 рази, через 60 днів — 2,06 та 1,37 рази для першої та другої груп відповідно ($P < 0,05$). Вміст IL-1 β в ЕГ1 був вищим, ніж в ЕГ2 на 30-й день у 1,23 рази, на 60-й день — 1,50 рази ($P < 0,05$) (рис. 5.55).

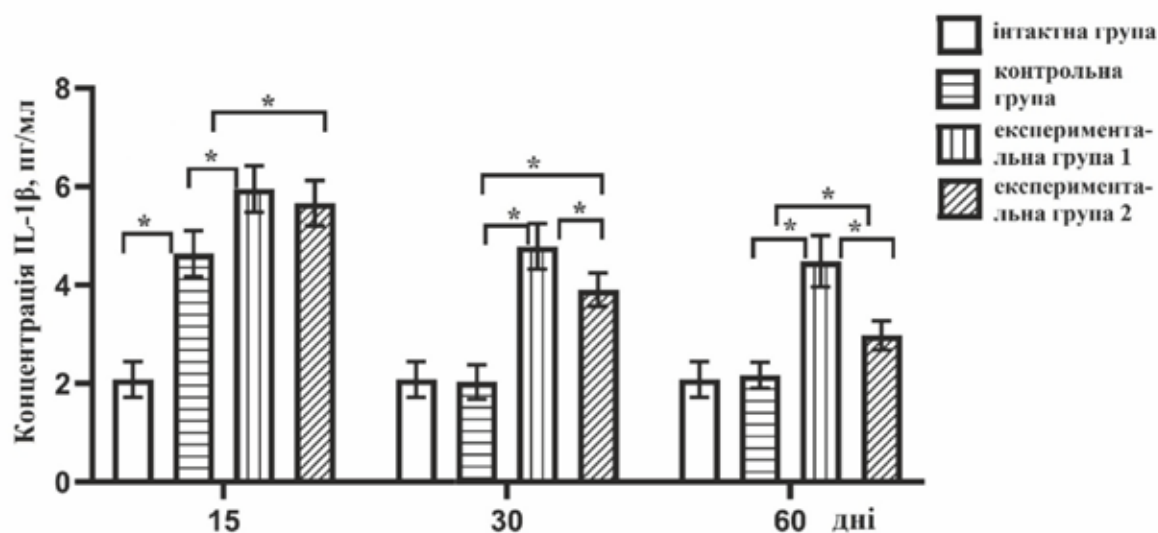


Рис. 5.55 Вміст IL-1 β у крові щурів на 15-й, 30-й і 60-й день експерименту, * $P < 0,05$

Рівень IL-6 в експериментальних групах зростає протягом експерименту і через 15 днів був вищим в 1,19 та в 1,27 рази, через 30 днів — в 1,82 та 1,59 рази, через 60 днів — у 2,92 та у 2,35 рази в ЕГ1 та в ЕГ2 відповідно у порівнянні з контрольною групою ($P < 0,05$). На 30-й день концентрація IL-6 була вищою в ЕГ1 у порівнянні з ЕГ2 у 1,15 рази, на 60-й день — 1,24 рази ($P < 0,05$) (рис. 5.56).

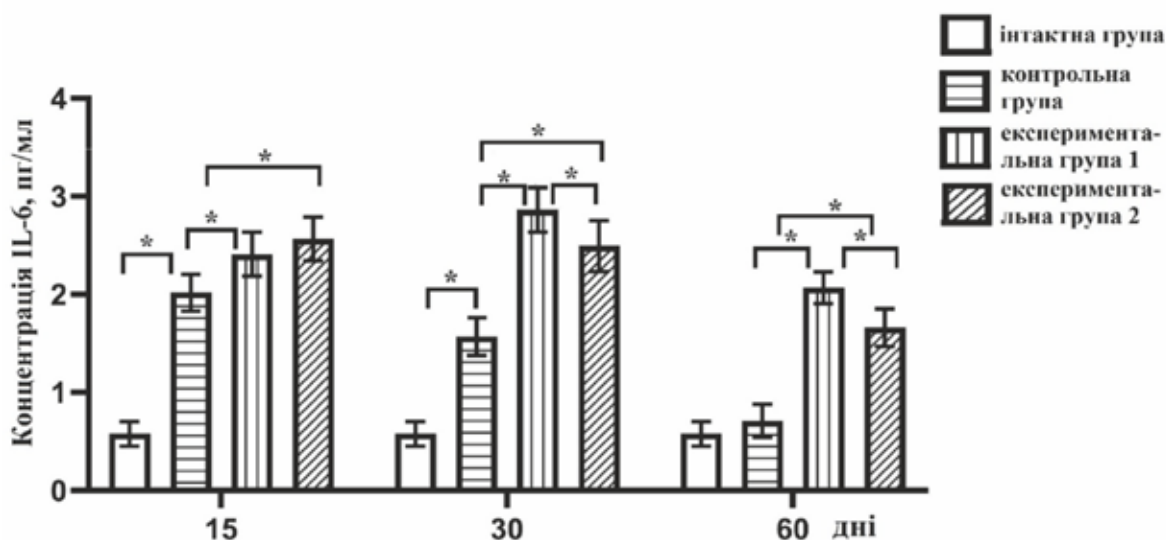


Рис. 5.56 Вміст IL-6 у крові щурів на 15-й, 30-й і 60-й день експерименту, * $P < 0,05$

Продукція протизапального IL-4 в контрольній групі була максимальною на 15-й день, перевищуючи значення в ЕГ1 у 2,67 рази та в ЕГ2 у 1,75 рази ($P < 0,05$). Через 30 та 60 днів в ЕГ1 рівень IL-4 достовірно не відрізнявся від значень у контрольній групі, а в ЕГ2

перевищував їх у 1,36 та 1,63 рази відповідно ($P < 0,05$). На всіх строках концентрація ІЛ-4 в ЕГ2 перевищувала її в ЕГ1 в 1,52, в 1,55 та в 1,74 рази для 15-го, 30-го та 60-го дня відповідно ($P < 0,05$) (рис. 5.57).

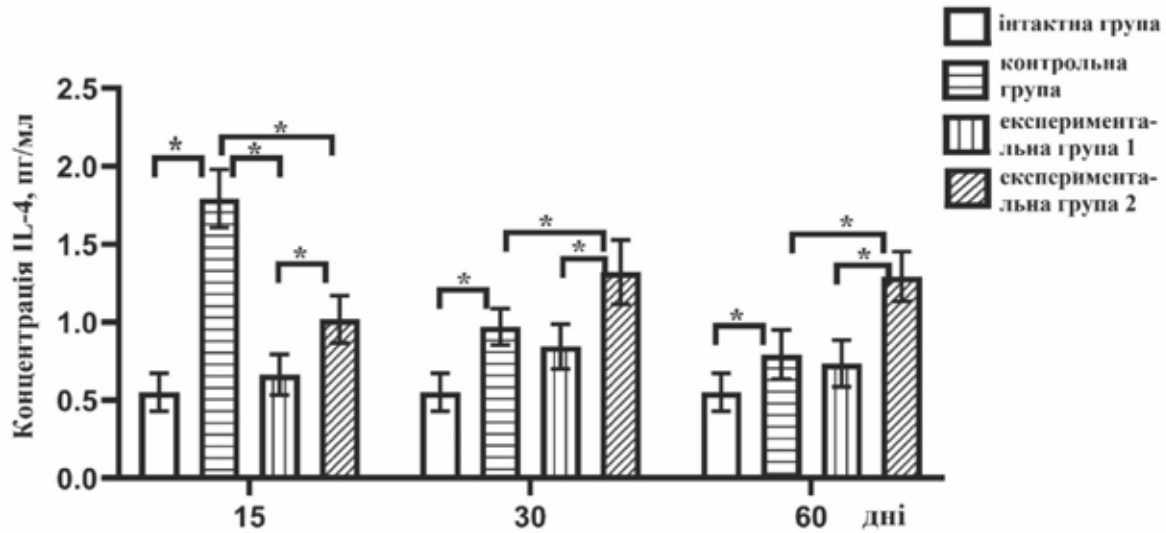


Рис. 5.57 Вміст ІЛ-4 у крові щурів на 15-й, 30-й і 60-й день експерименту, * $P < 0,05$

Вивільнення протизапального ІЛ-10 у контрольній групі було більшим, ніж у експериментальних через 15 днів в 1,14 та 1,42 рази, через 30 днів в 1,54 та 1,15 рази, і нижчим — через 60 днів в 1,18 та в 1,38 рази для ЕГ1 та ЕГ2 відповідно ($P < 0,05$). Відмінності у продукції ІЛ-10 спостерігали і між експериментальними групами: на 15-й день вона була більшою у ЕГ1 в 1,25 рази, на 30-й та 60-й — більшою у ЕГ2 в 1,34 та 1,17 рази відповідно ($P < 0,05$) (рис. 5.58).

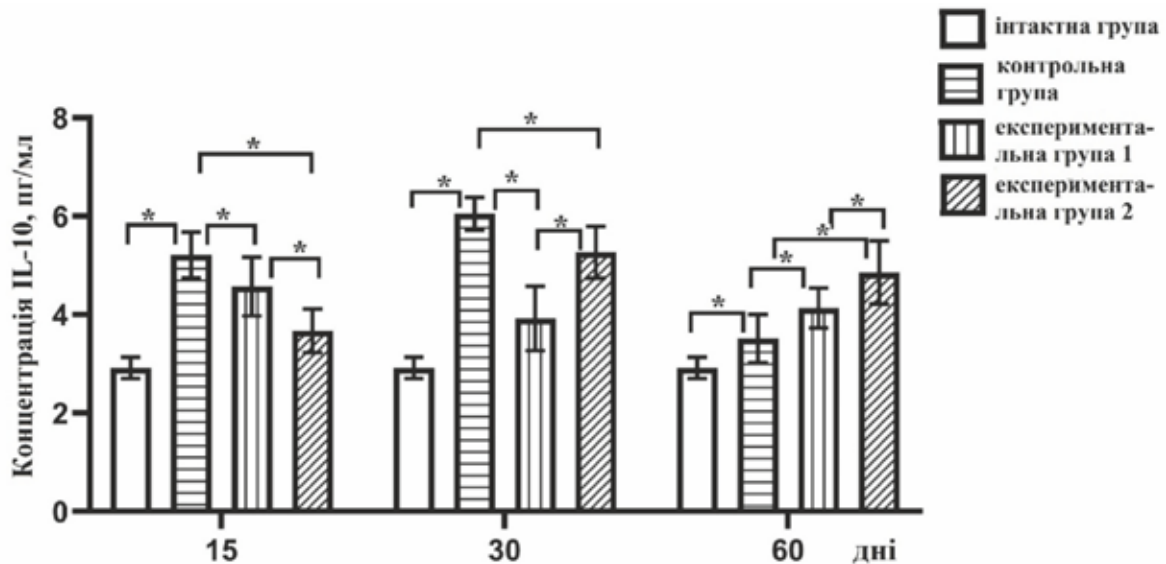


Рис. 5.58 Вміст ІЛ-10 у крові щурів на 15-й, 30-й і 60-й день експерименту, * $P < 0,05$

Порушення продукції факторів росту відмічали в обох експериментальних групах. Через 15 днів вміст bFGF був меншим в ЕГ1 в 1,60 рази та в ЕГ2 в 1,68 рази у порівнянні з контрольною групою ($P < 0,05$). На 30-й день в ЕГ1 рівень цього фактору росту не мав значущої різниці із контрольною групою, в ЕГ1 був вищим в 1,26 рази ($P < 0,05$). Наприкінці експерименту концентрація bFGF була більшою в експериментальних групах: в 1,48 рази та 2,29 рази для першої та другої групи відповідно ($P < 0,05$). Рівень цього фактору росту був вищим в ЕГ2 через 30 днів в 1,19 рази та через 60 днів в 1,55 рази порівняно з ЕГ1 ($P < 0,05$) (рис. 5.59).

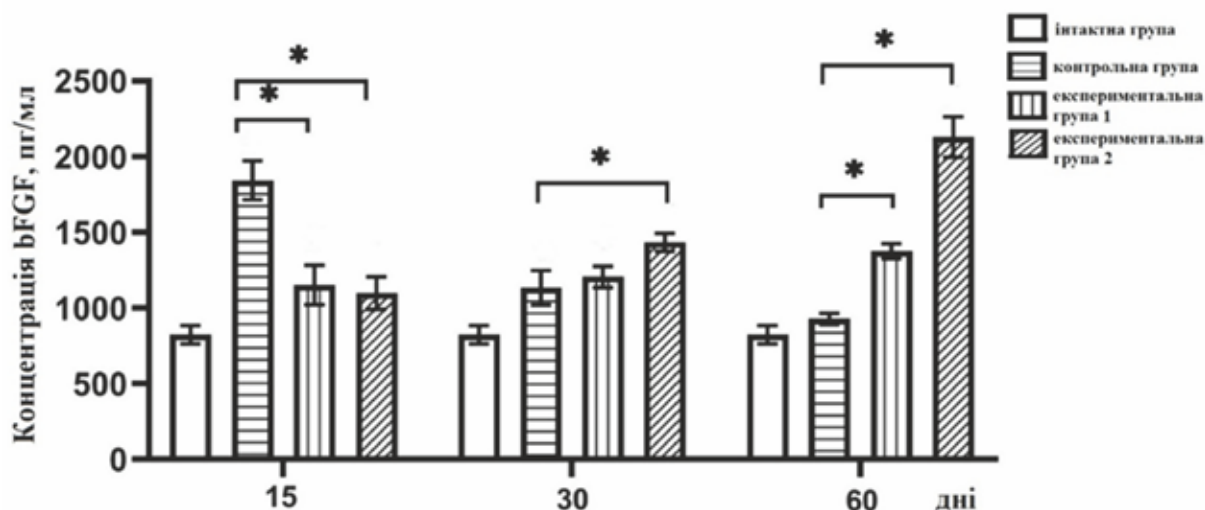


Рис. 5.59 Вміст bFGF у крові щурів на 15-й, 30-й і 60-й день експерименту, * $P < 0,05$

Вміст VEGF в експериментальних групах був нижчим на 15-й день в 1,19 та в 1,35 рази для першої та другої групи відповідно у порівнянні з контрольною групою ($P < 0,05$). На 30-й день в ЕГ1 рівень цього фактору росту не мав значущої різниці із контрольною групою, в ЕГ1 був вищим в 1,11 рази ($P < 0,05$). Через 60 днів концентрація VEGF була вищою в експериментальних групах: в 1,22 та 1,29 рази в першій та другій групі відповідно порівняно із контрольною групою ($P < 0,05$). Значущу різницю у вмісті VEGF між обома експериментальними групами відмічали тільки на 15-й день; він був вищим в ЕГ1 в 1,13 рази, ніж в ЕГ2 ($P < 0,05$) (рис. 5.60).

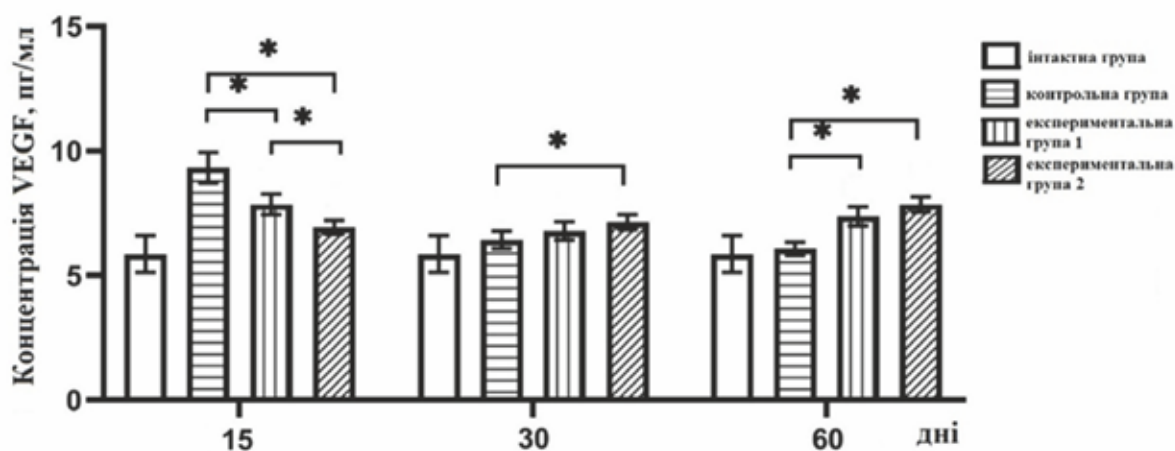


Рис. 5.60 Вміст VEGF у крові щурів на 15-й, 30-й і 60-й день експерименту, * $P < 0,05$

При гістологічному дослідженні у щурів контрольної групи через 15 днів рани були повністю епітелізовані. Новостворений епідерміс був багат шаровим, з добре диференційованими клітинами, які становили базальний, шипуватий, зернистий і роговий шари. Під ним зона дефекту була виповнена дозріваючою грануляційною тканиною з пучками колагенових волокон, орієнтованими паралельно поверхні рани, з невеликою кількістю капілярів. Клітинний склад її представляли фібробласти і фіброцити, поодинокі нейтрофіли і лімфоцити. У більш глибоких шарах ранового каналу на місці пошкоджених гіподерми і м'язів також знаходилась дозріваюча грануляційна тканина, однак тут були присутні осередки лейкоцитарної інфільтрації (з переважанням нейтрофілів), макрофаги і поодинокі гігантські клітини сторонніх тіл, що може свідчити про активний процес резорбції некротичних мас. Відзначали розширені судини, щілини між шарами молодого сполучної

тканини, як ознаки набряку (рис. 5.61а). У м'язовій тканини, що межувала з рановим каналом, спостерігались ознаки набряку та венозно-капілярного повнокров'я, м'язові волокна були дистрофічно і некротично змінені. На деструктивно змінених ділянках м'язової тканини відзначали проростання сполучної тканини з великою кількістю фібробластів з великими яскраво забарвленими функціонально активними ядрами (рис. 5.61 б).

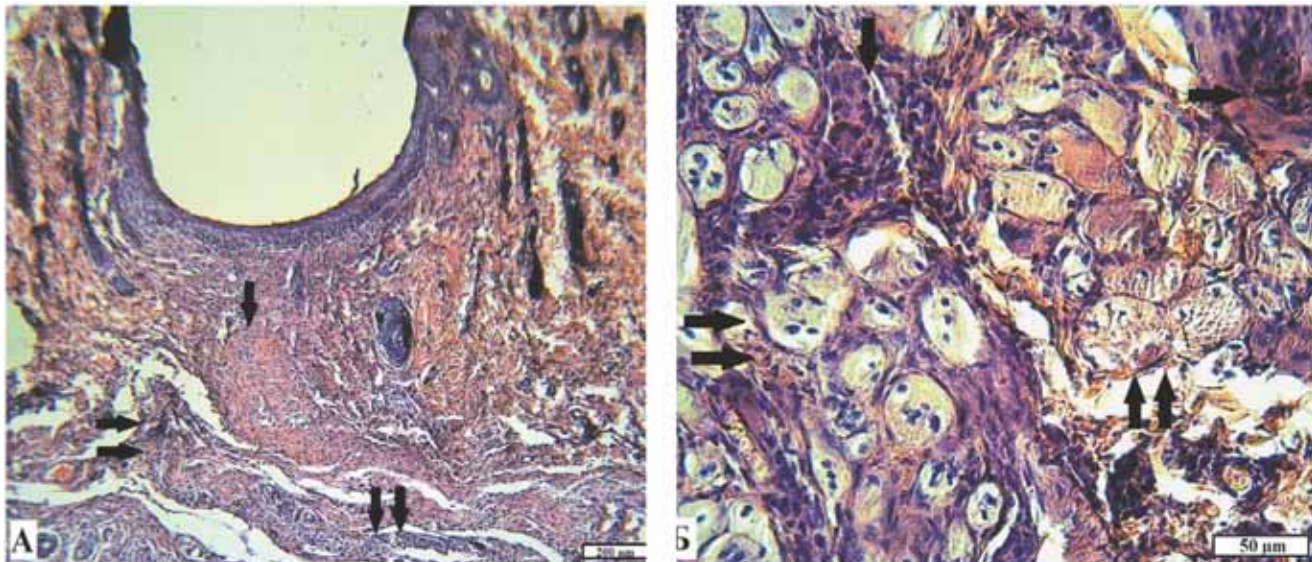


Рис. 5.61 Ділянка ранового каналу щура контрольної групи через 15 днів після моделювання рани: а) повна епітелізація рани, дозріваюча грануляційна тканина (стрілка), набряк та осередки запалення в гіподермі (подвійна стрілка); б) проліферація фібробластів (стрілка), м'язові волокна у стані некрозу та некробіозу (подвійна стрілка); гематоксилін та еозин.

У тварин ЕГ1 з імплантацією текстильних фрагментів зі 100% бавовни через 15 діб епітелізація ран також була повною, проте новоутворений епідерміс переважно складався з 1-3 шарів слабо диференційованих клітин, нерідко з пікнотичних ядрами і вакуолізованою цитоплазмою. Таке уповільнення регенерації може бути пов'язано із запальними явищами, що протікали в нижчих шарах ранового каналу. У дозріваючій грануляційній тканині, що заміщувала рановий дефект дерми, підшкірної жирової клітковини, м'язів спостерігали виражену дифузну і осередкову лейкоцитарну інфільтрацію, велику кількість макрофагів і гігантських клітин сторонніх тіл, проліферацію фібробластів, розширені кровоносні судини. При цьому утворені пучки колагенових волокон були нещільно упаковані, мали щілини і розтріскування, ймовірно за рахунок набряку (рис. 5.62 а). Капсули з імплантованими текстильними сторонніми тілами розташовувались у м'язовій тканині. Мікроскопічно в будові капсул виділялися два шари. Зовнішній шар складався з грануляційної тканини, ступінь дозрівання якої відрізнялася на різних ділянках. Відзначали більш зрілі ділянки з присутністю фіброцитів, з пучками колагенових волокон, орієнтованих паралельно поверхні імплантату, з невеликою кількістю судин. На більш молодих відзначали велику кількість капілярів, лейкоцитів, фібробластів і хаотично розташовані тонкі колагенові волокна (рис. 5.62 б). Внутрішній шар був нерівним, утвореним молодою грануляційною тканиною з різко вираженою запальною інфільтрацією і нечисленними «замурованими» волокнами текстилю. В обох шарах виявлялися макрофаги (у т. ч. гемосідерофаги) і гігантські клітини сторонніх тіл. Тонкостінні судини капсули були повнокровними, нерідко з периваскулярними крововиливами. В просвіті капсули спостерігали волокна текстилю, в поперечному перерізі округлі або у вигляді нечіткого багатокутника діаметром 30–35 мкм, в оточенні ниток фібрину, макрофагів, лейкоцитів, тканинного детриту (рис. 5.62 в,г).

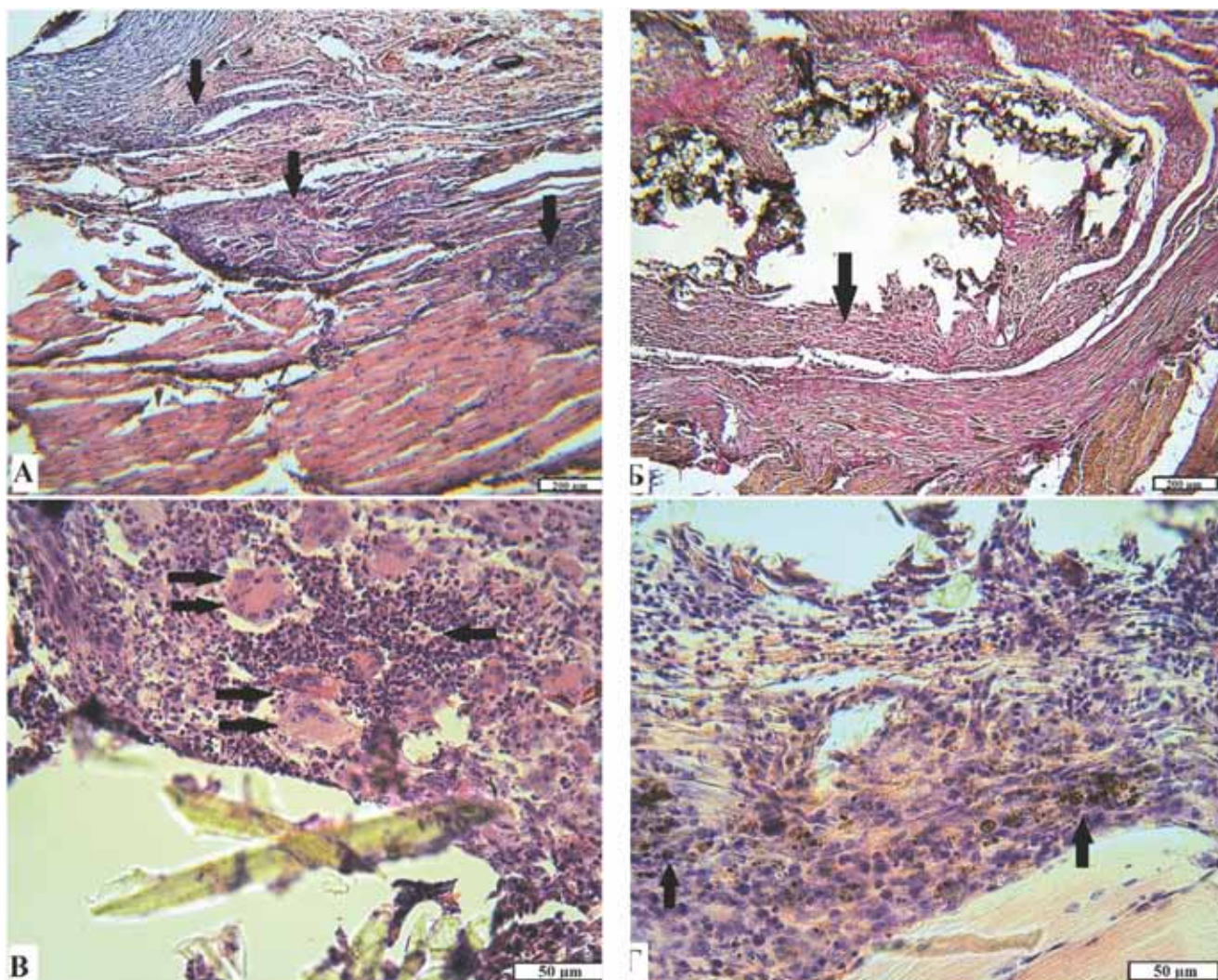


Рис. 5.62 Ділянка ранового каналу у щура ЕГ1 через 15 днів: а) тонкий шар епітелію на поверхні рани, дозріваюча грануляційна тканина з вираженою лейкоцитарною інфільтрацією (стрілка) і ознаками набряку; гематоксилін та еозин; б) двошарова капсула стороннього тіла (стрілка); Ван-Гізон; в) молода грануляційна тканина з численними нейтрофілами (стрілка) і гігантськими клітинами сторонніх тіл (подвійна стрілка); гематоксилін та еозин.; г) у зовнішньому і внутрішньому шарах молода грануляційна тканина з лейкоцитарною інфільтрацією, численні фібробласти, гемосідерофаги (стрілка), капіляри; гематоксилін та еозин

Мікроскопічне дослідження гістопрепаратів щурів ЕГ2 з імплантацією текстильних фрагментів зі складом із 65% бавовни і 35% поліестеру через 15 діб показало результати, схожі з попередньою групою. Відмінності знаходили в будові капсул СТ. Вони також склалися з двох шарів, але товщина їх стінок була значно меншою в даній групі. Найбільшу товщину мав зовнішній шар капсули, безпосередньо прилеглий до ранового каналу, в якому спостерігали осередки проліферації фібробластів і заміщення пошкодженої м'язової тканини сполучною (рис. 5.63 а). Обидва шари були виконані дозріваючою грануляційною тканиною з орієнтацією пучків колагенових волокон паралельно поверхні СТ. Лейкоцитарна інфільтрація стінок капсули була слабкою в зовнішньому шарі і більш вираженою, з макрофагами і гігантськими клітинами сторонніх тіл — у внутрішньому. Відзначали розширені тонкостінні судини, на окремих ділянках внутрішнього шару виявляли зерна гемосидерину, що свідчить про крововиливи, що відбувались раніше. У порожнині капсули були присутні волокна текстилю звивистої форми шириною 15-20 мкм, оточені фібрином, лейкоцитами, гігантськими клітинами сторонніх тіл. Частина волокон була інтегрована в стінку капсули (рис. 5.63 б).

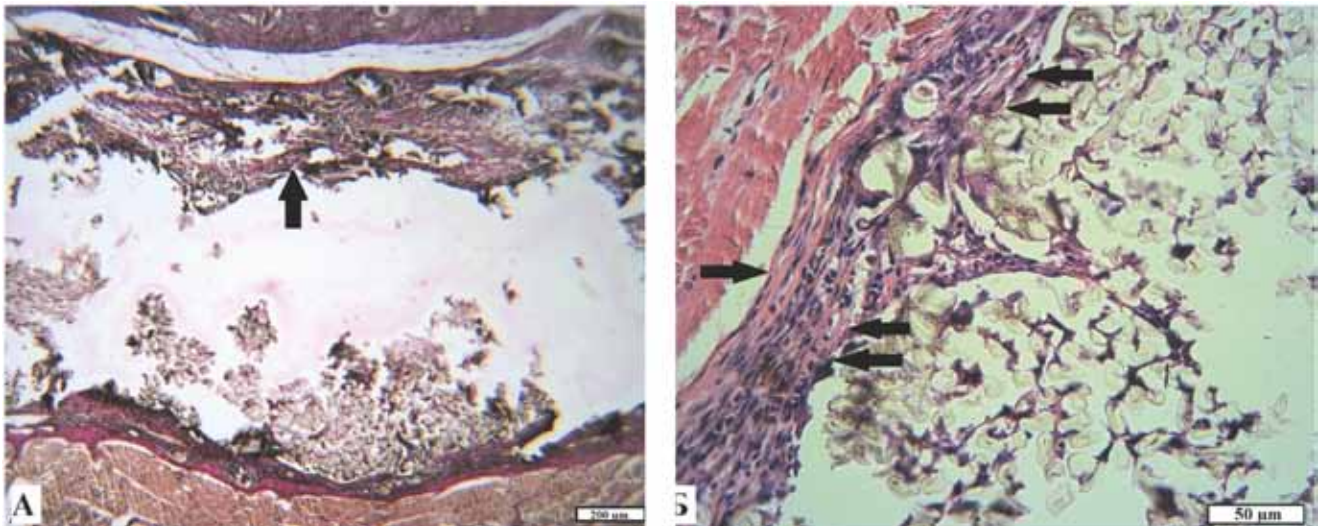


Рис. 5.63 Двошарова капсула стороннього тіла щура ЕГ1 через 15 днів: а) потовщена стінка, прилегла до ранового каналу (стрілка); Ван-Гізон; б) ділянка капсули стороннього тіла: щільно упаковані колагенові волокна і фіброцити в зовнішньому шарі (стрілка); грануляційна тканина з фібробластами і нечисленними лейкоцитами — у внутрішньому (подвійна стрілка), гігантські клітини сторонніх тіл; гематоксилін і еозин

Дослідження гістопрепаратів в контрольній групі через 1 місяць показало повне відновлення шкірного покриву. Гістоархітектоніка епідермісу і дерми відповідала нормі. У підшкірній жировій клітковині визначалися прошарки з щільної зрілої сполучної тканини. У м'язах тривав процес дозрівання сполучної тканини, що заміщала деструктивно змінені м'язові волокна: фіброцити чисельно переважали над фібробластами, колагенові волокна набували щільного упакування, відбувалося зменшення кількості і диференціювання судин (рис. 5.64 а). У той же час в зоні найбільшого пошкодження м'язів, де був сформований широкий рубець з дозрілої грануляційної тканини, відзначалися базофільне забарвлення, розшарування і лізис колагенових волокон, що віддзеркалює ознаки етапу ремоделювання в процесі загоєння ран. Також відзначали ознаки набряку тканин, слабку і помірну лейкоцитарну інфільтрацію на окремих ділянках (рис. 5.64 б).

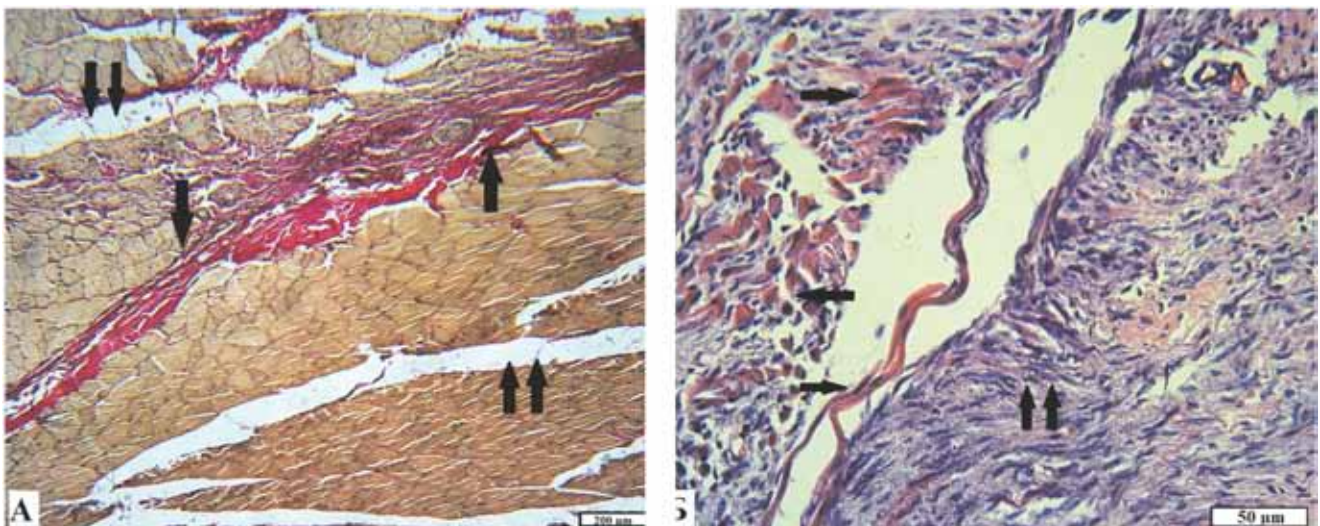


Рис. 5.64 Ділянка пошкоджених м'язів у щура контрольної групи через 1 місяць: а) дозріваюча сполучна тканина (стрілка), ознаки набряку (подвійна стрілка); Ван-Гізон; б) некротизовані м'язові волокна, заключені в сполучну тканину (стрілка), лізис колагенових волокон (подвійна стрілка), ознаки набряку, нечисельні лейкоцити; гематоксилін і еозин

У тварин ЕГ1 через 1 місяць в гістопрепаратах ранових ділянок відзначали стоншений або нерівномірний на ділянках епідерміс зі слабкою диференціацією на шари. У дермі були

відновлені волосяні цибулини, сальні залози і колагенова строма дерми, проте всі структури були «розсунуті» за рахунок набряку. У гіподермі, заміщеною пухкою сполучною тканиною, також відзначали набряк, розширені судини, осередкову і дифузну лейкоцитарну інфільтрацію (рис. 5.65 а). У пошкоджених м'язах тривав процес заміщення некротизованих і деструктивно змінених м'язових волокон молодою сполучною тканиною, про що свідчили осередки проліферації фібробластів. На ділянках відмічали безліч міоцитів в стані некрозу і некробіозу, у вигляді «тіней», що були «замуровані» в сполучну тканину. Тут також виявляли ознаки набряку тканин і запальну інфільтрацію (рис. 5.65 б). Зовнішній шар капсули складався з дозріваючої сполучної тканини з великими судинами, внутрішній — переважно з молодою грануляційною тканиною з безліччю капілярів. Обидва шари і прилеглі тканини були рясно інфільтровані запальними елементами: нейтрофілами і лімфоцитами, макрофагами і гігантськими клітинами сторонніх тіл. Невелика частина волокон текстилю була інтегрована в стінки капсули (рис. 5.65 в, г).

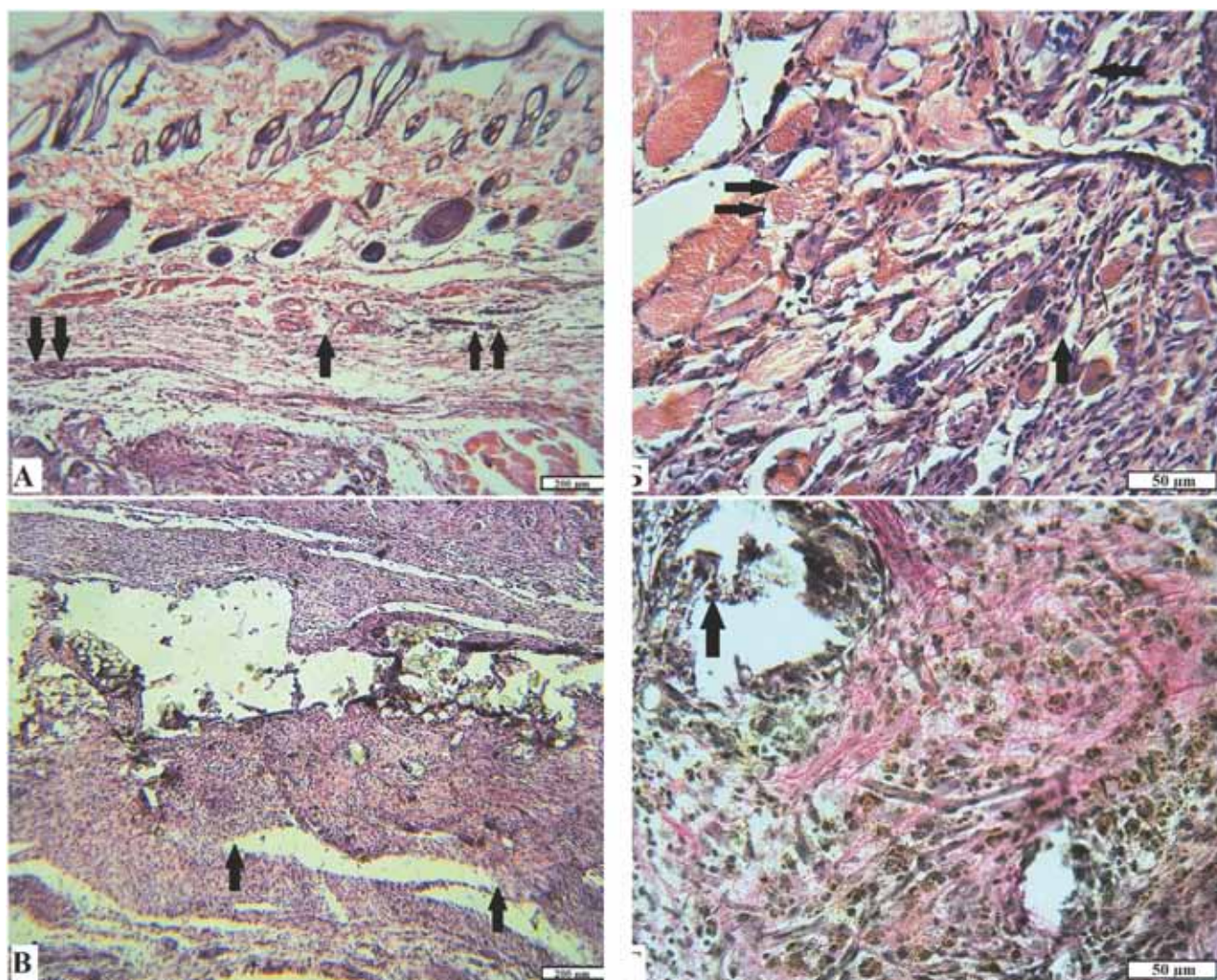


Рис. 5.65 Ділянки ушкодження в області стороннього тіла у щура EG1 через 1 міс.:

а) нерівномірної товщини епідерміс, ознаки набряку всіх шарів шкіри, розширені судини (стрілка), осередки запалення (подвійна стрілка); гематоксилін і еозин; б) проліферація фібробластів (стрілка), м'язові волокна в стані некрозу і некробіозу (подвійна стрілка), запальна інфільтрація; гематоксилін і еозин; в) потовщені стінки капсули з вираженою запальною інфільтрацією (стрілка); гематоксилін і еозин; г) молода грануляційна тканина внутрішнього шару капсули: нейтрофіли і лімфоцити, капіляри, гемосідерофаги, тканинний детрит в просвіті капсули (стрілка); Ван-Гізон

В EG2 процеси репарації пошкоджених тканин протікали схоже з попередньою групою. Істотними відмінностями були: помірно виражена запальна реакція у всіх шарах ранового каналу і в капсулі, а також інтенсивне утворення сполучної тканини навколо текстильних волокон (рис. 5.66). Зовнішній шар капсули був різної товщини на ділянках і утворений зрілою сполучною тканиною з щільно упакованими колагеновими волокнами,

нечисленними диференційованими судинами. У внутрішньому шарі розташування пучків колагенових волокон було переважно хаотичним, відзначалась помірна кількість судин капілярного типу і фібробласти.

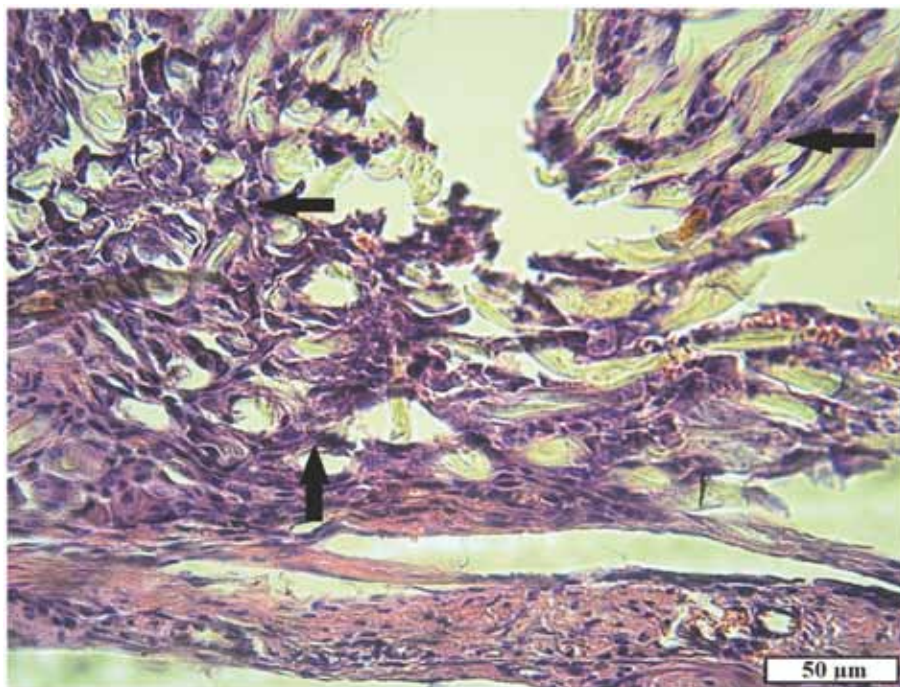


Рис. 5.66 Внутрішній шар і порожнина капсули у щура EG2 через 1 міс.: молода грануляційна тканина навколо волокон текстилю (стрілка); гематоксилін і еозин

Через 2 місяці в контрольній групі репаративні процеси у пошкоджених м'язих тканинах були завершені. У гіподермі і м'язах відзначалися рубці, утворені щільною зрілою сполучною тканиною з диференційованими судинами (рис. 5.67). Регенерації міоцитів не спостерігалось, мабуть внаслідок значного пошкодження. Відзначали гіперплазію (ймовірно, за рахунок збільшення кількості міофібрил) деяких м'язових волокон поблизу рубців, як прояв компенсаторного процесу.

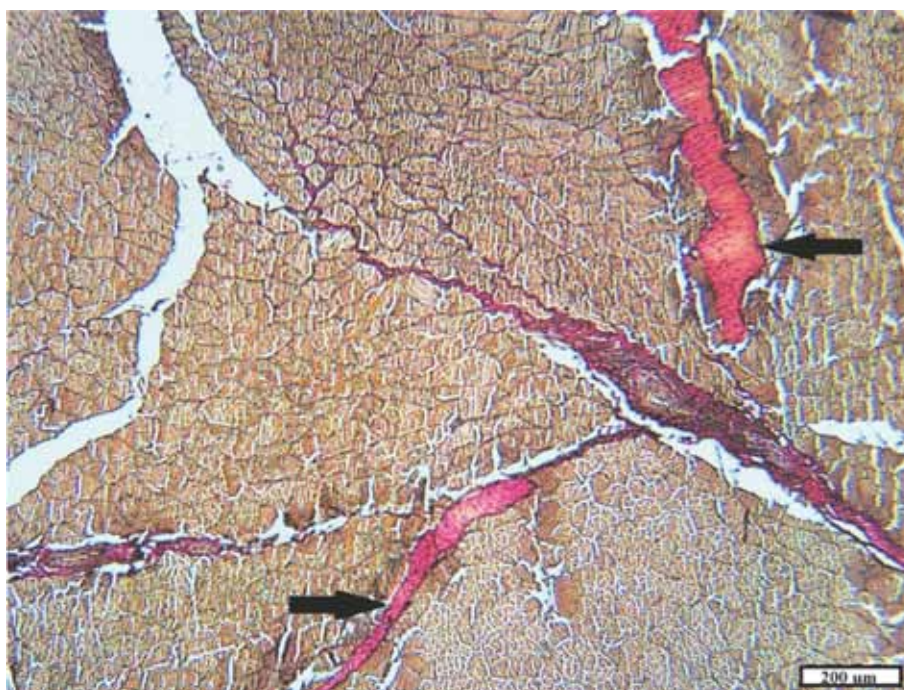


Рис. 5.67 М'язова тканина щура контрольної групи через 2 міс.: рубці зі щільної сполучної тканини (стрілка); Ван-Гізон

У щурів EG1 через 2 місяці спостерігали виражену запальну інфільтрацію стінок капсули

і оточуючих її тканин. Найменше вона виявлялась у шкірі — у вигляді нечисленних нейтрофілів. У рановому каналі і пошкодженій м'язовій тканині на різних ділянках варіювалася від слабкої дифузної до вираженої і осередкової. Рановий канал був заповнений дозріваючою і молодю грануляційною тканиною на різних ділянках, відзначалися незначні крововиливи і скупчення гемосідерофагів (рис. 5.68 а). Зовнішній шар капсули стороннього тіла переважно складався зі зрілої грануляційної тканини з великими судинами, часто з потовщеними стінками, як прояв хронічного запалення, внутрішній — з молоді грануляційної тканини, рясно інфільтрованої нейтрофілами і лімфоцитами, гігантськими клітинами сторонніх тіл і гемосідерофагами. Часто внутрішня поверхня капсули представляла собою шар нейтрофілів на різних стадіях некрозу і некробіозу. На окремих ділянках відзначали розростання грануляційної тканини навколо текстильних волокон (рис. 5.68 б, в, г).

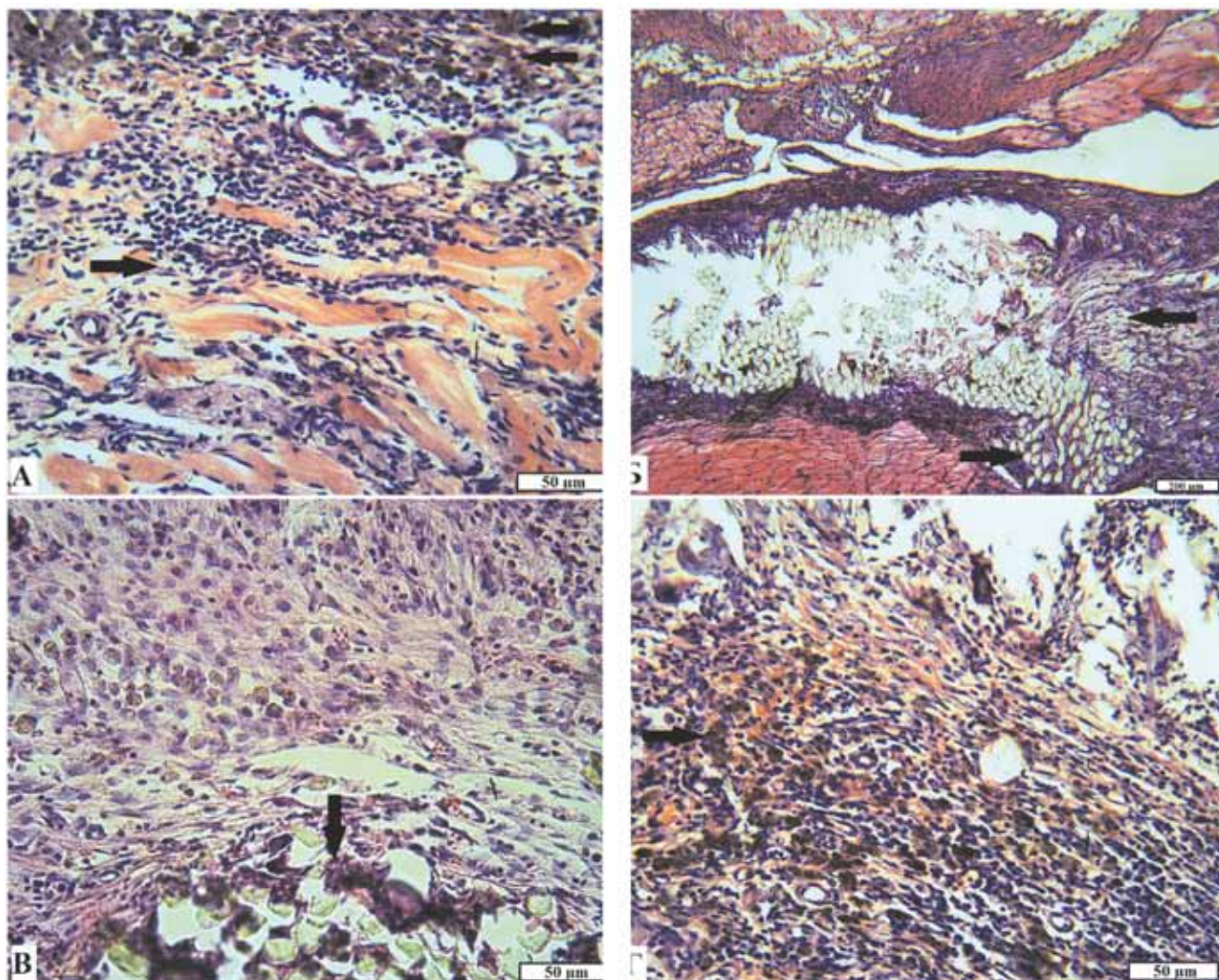


Рис. 5.68 Ділянки ушкодження в області стороннього тіла у щура ЕГ1 через 2 місяці:

а) виражена нейтрофільна і лімфоцитарна інфільтрація серед деструктивно змінених м'язових волокон (стрілка), скупчення гемосідерофагів (подвійна стрілка); б) капсула стороннього тіла із рясною запальною інфільтрацією стінки і навколишніх тканин, частина ниток «замурована» в грануляційну тканину (стрілка); в) розростання молоді грануляційної тканини навколо волокон текстилю (стрілка), невелика кількість лейкоцитів і гемосідерофагів; г) виражена лейкоцитарна інфільтрація стінки капсули, крововиливи і скупчення гемосідерофагів, в просвіті капсули загиблі лейкоцити і тканинний детрит; гематоксилін і еозин

У щурів ЕГ2 через 2 місяці відновлення пошкоджених тканин також тривало, але запальний процес був виражений слабо. У пошкоджених м'язах знаходили рубці з щільної і прошарки з пухкої зрілої сполучної тканини, виявляли ознаки набряку (рис. 5.69 а). Нейтрофіли і лімфоцити в невеликих кількостях виявлялися всередині капсули СТ і в тканинах безпосередньо прилеглих до неї. Стінка капсули складалася зі зрілої сполучної тканини, пучки колагенових волокон були щільно упаковані, між ними, повторюючи

форму волокон, розташовувались фіброцити. У середині капсула була заповнена молодого грануляційною тканиною з великою кількістю фіброblastів, гігантських клітин сторонніх тіл, макрофагів. Вона оточувала більшість волокон імплантату, незначна кількість волокон залишалися вільними в центральній частині капсули. У різних напрямках, від однієї стінки до іншої вміст капсули «перешнуровувався» прошарками зрілої сполучної тканини різної товщини (рис. 5.69 б, в).

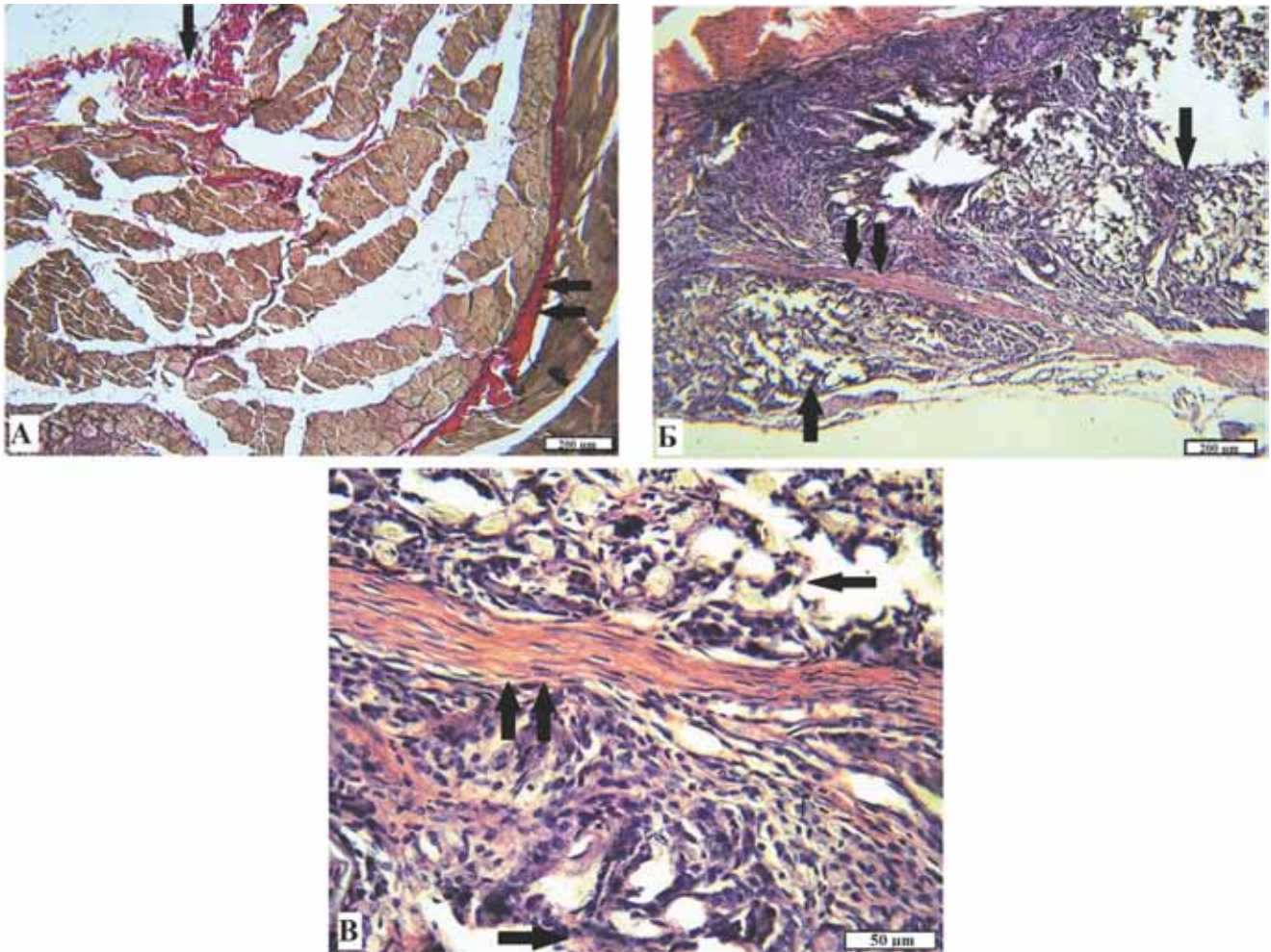


Рис. 5.69 Ділянки ушкоджень в області стороннього тіла у щура EG2 через 2 міс.:

а) зріла сполучна тканина у м'язах (стрілка); Ван-Гізон; б) всередині щільної сполучнотканинної оболонки капсули: грануляційна тканина із волокнами текстилю (стрілка), прошарки зрілої сполучної тканини всередині капсули (подвійна стрілка); гематоксилін і еозин; в) вміст капсули із грануляційної тканини з волокнами текстилю (стрілка), проліферація фіброblastів, прошарок зрілої сполучної тканини всередині капсули (подвійна стрілка); гематоксилін і еозин

Для більш точного визначення якісних і кількісних характеристик процесу репарації ушкоджень ми провели напівкількісний гістологічний аналіз у виготовлених препаратах. Лейкоцитарна інфільтрація в ушкоджених ділянках м'яких тканин в експериментальних групах на всіх строках була більшою, ніж у контрольній групі. Через 15 днів кількість ПМЯЛ перевищувала значення в контрольній групі в 1,64 та 1,57 рази, через 30 днів — у 3,14 та 2,71 рази, через 60 днів — у 9,61 та 5,07 рази для EG1 та EG2 відповідно ($P < 0,05$). Статистично значущу різницю за цим показником між експериментальними групами відмічали наприкінці експерименту. Кількість ПМЯЛ в EG1 була більшою в 1,90 рази у порівнянні з EG2 ($P < 0,05$) (рис. 5.70).

Через 15 днів після хірургічного втручання кількість фіброblastів в області ушкодження була вищою у контрольній групі в 1,21 рази порівняно із EG2 ($P < 0,05$) і без статистично значущої різниці із EG2. У наступні терміни цей показник був більшим в експериментальних групах: через 30 днів — в 1,53 та 1,69 рази, через 60 днів — у 20,6 та 22,5 рази для EG1 та EG2 відповідно порівняно із контрольною групою ($P < 0,05$). Статистично значущої

різниці у кількості фібробластів між експериментальними групами на цих термінах виявлено не було.

Кількість новоутворених судин на всіх термінах процесу репарації ушкоджень була більшою в експериментальних групах. Через 15 днів вона була вище в 1,24 рази в ЕГ2 ($P < 0,05$), а в ЕГ1 статистично не відрізнялась від контрольної групи. На 30-й день кількість судин перевищувала у 2,63 та 2,76 рази, на 60-й — у 19,6 та 16,6 рази для ЕГ1 та ЕГ2 відповідно у порівнянні з контрольною групою ($P < 0,05$). Між першою та другою експериментальними групами не виявили статистично значущої різниці за цим показником.

За кількістю колагенових волокон, що були утворені на місці ранового дефекту, на всіх строках переважала контрольна група тварин. Через 15 днів цей показник був вищим в 1,47 та 1,37 рази, через 30 днів — в 1,43 та 1,28 рази для ЕГ1 та ЕГ2 відповідно ($P < 0,05$). Через 60 днів кількість колагену в контрольній групі була вище в 1,41 рази порівняно із ЕГ1 ($P < 0,05$), а з ЕГ2 не мала статистично значущої різниці. Також наприкінці експерименту цей показник був вищим в ЕГ2 в 1,35 рази порівняно із ЕГ1 ($P < 0,05$).

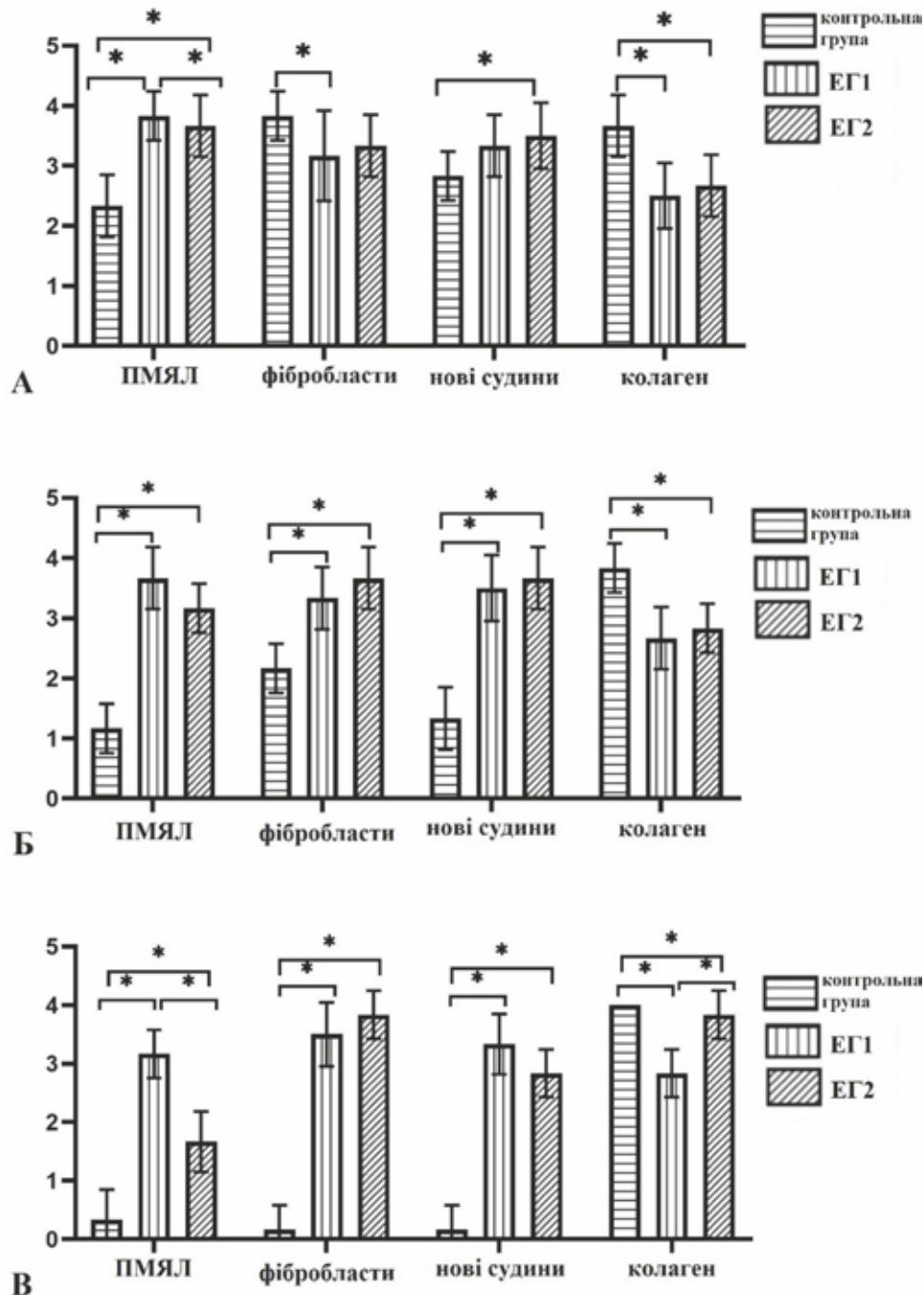


Рис. 5.70 Результати напівкількісного гістологічного аналізу через: а) 15 днів; б) 30 днів; в) 60 днів. * $P < 0,05$

Дані експериментального дослідження свідчать про важливу роль порушень у системі прозапальних та протизапальних цитокінів у загоєнні ран, ускладнених текстильними сторонніми тілами. Високі рівні IL-1 β та IL-6 у крові тварин експериментальних груп підтримували запальний процес в області СТ протягом тривалого часу. Відомо, що більшість хронічних ран мають тенденцію до постійного підвищення рівня прозапальних цитокінів [62, 86]. У нашому дослідженні тривалий синтез прозапальних інтерлейкінів ми пов'язуємо з наявністю сторонніх тіл. Фрагменти текстилю завдяки своїй сорбційній здатності можуть затримувати ранову рідину, що містить продукти розпаду зруйнованих м'яких тканин, крововиливів та загиблих лейкоцитів. Дослідження рідин з хронічних ран показують підвищення рівня ферментів, антиоксидантів, матриксних металопротеїназ, які можуть руйнувати позаклітинний матрикс і фактори росту [61, 64]. Крім того, під час руху м'язів текстильний імплант міг травмувати молоду грануляційну тканину, що заповнювала рановий дефект. Усі ці сигнали з пошкодженої ділянки, вірогідно, сприяли тривалому виробленню IL-1 β та IL-6 у тварин експериментальних груп.

Також наше дослідження показало порушення динаміки секреції протизапальних інтерлейкінів. У порівнянні з контрольною групою продукція IL-4 та IL-10 була нижчою через 15 днів, а протягом подальшого часу помірно підвищеною. Збільшення рівню протизапальних медіаторів у тривалому періоді загоєння також характерне для різного роду хронічних, ушкоджень, що тривало гояться і, можливо, є компенсаторним процесом [89, 91]. Таким чином, у хронічних ранах, ускладнених текстильними сторонніми тілами, створюється коло позитивного зворотного зв'язку між місцевими факторами, що сприяють запаленню, і системною реакцією організму у вигляді продукції IL-1 β , IL-6, IL-4, IL-10 навіть у віддаленому періоді.

Значне збільшення вмісту факторів росту в контрольній групі через 15 днів у порівнянні з інтактними тваринами ми пов'язуємо з активним протіканням фази проліферації у процесі репарації цих глибоких ран. В інших дослідженнях по загоєнню шкірних ран також було встановлено збільшення вмісту циркулюючих факторів росту: bFGF — на 10-й і 21-й дні, VEGF — на 3-й і 10-й дні [67]. Однак в експериментальних групах в цей термін зареєстровано значно нижчі рівні факторів росту, що, ймовірно, було пов'язано із системною запальною реакцією щурів на імплантати в м'яких тканинах. На користь цього свідчать дослідження, в яких при зниженні експресії прозапальних цитокінів різними методами відмічено збільшення вивільнення факторів росту [67, 81]. При мікроскопічному дослідженні ознаки запалення у тварин експериментальних груп віддзеркалювались у вираженій лейкоцитарній та макрофагальній інфільтрації грануляційної тканини, капсул сторонніх тіл та навколишніх тканин.

Через 1 місяць у контрольній групі спостерігалися ознаки переходу репаративних процесів у фазу ремоделювання. Відзначено значне зниження вмісту факторів росту bFGF та VEGF у сироватці крові. В результаті в зоні пошкодження спостерігалось зменшення кількості капілярів і фібробластів, збільшення діаметру пучків колагенових волокон. Вважається, що апоптоз клітин і зупинка росту капілярів відбуваються внаслідок зміни вивільнення факторів росту [77]. При цьому в EG1 спостерігалися незначні зміни вмісту факторів росту, а в грануляційній тканині в області СТ були виражені запальні та деструктивні явища. У EG2 при значному збільшенні концентрації bFGF відзначали помірне запалення, а також утворення та дозрівання грануляційної тканини.

До завершення експерименту репарацію пошкоджених м'яких тканин у контрольній групі було завершено, а вміст факторів росту в сироватці крові був близьким до нормальних значень. У цей час в експериментальних групах при схожих значеннях рівнів VEGF значно відрізнялися як вміст bFGF, так і гістоархітектоніка м'яких тканин в області СТ. У EG1 при незначному підвищенні рівня bFGF зберігалось виражене запалення в капсулах та в навколишніх тканинах, що перешкоджало нормальному розвитку та дозріванню грануляційної тканини. Відомо, що тривале підвищення рівня прозапальних цитокінів і протеаз в зоні пошкодження перешкоджає нормальному прогресуванню загоєння рани [77]. В EG2, навпаки, вміст bFGF був найвищим, що сприяло інтенсивному розвитку сполучної ткани-

ни між інкапсульованими текстильними волокнами СТ. Імпланти в ЕГ2 були ізольовані від навколишніх тканин та іммобілізовані цільними сполучнотканинними мембранами та прошарками всередині капсули. Така структурна організація характерна для різного роду сторонніх тіл і сприяє їх стабілізації в м'яких тканинах організму [67, 81,87]. Таким чином для СТ значно обмежуються можливості його контактів із внутрішнім середовищем організму та міграції в навколишні тканини. Це попереджує можливі нові травми та осередки запалення і, як наслідок, появу нових грануляцій і склеротизованих тканин [30, 31].

Рівень VEGF в експериментальних групах у всіх періодах не виявляв значущих відмінностей і був дещо вищим за значення у здорових тварин. Можливо, що збільшення продукції VEGF було наслідком хронічної гіпоксії, яка притаманна хронічним ранам [67, 81]. Також було показано, що в хронічних ранах запальна та окислювальна передача сигналів індукує експресію VEGF. Крім того, VEGF відіграє важливу роль у ініціації запалення, залучаючи макрофаги та тучні клітини в рану та/або їх активуючи [97].

Проведене дослідження свідчить про тривалий перебіг фази запалення у тварин експериментальних груп у зв'язку із порушенням суворо узгоджених у нормі процесів прозапальної та протизапальної секреції цитокінів. При цьому макроскопічно всі рани у піддослідних тварин зажили добре, і на нашу думку, це пов'язано з яскраво вираженими захисно-реparatorними механізмами організму щурів [96]. У той же час морфологічні дослідження виявили значні відмінності на мікроскопічному рівні в загоєнні ран м'яких тканин. І через два місяці після імплантації клітинна реакція на матеріал зберігалася без видимих проявів на поверхні шкіри. Гістологічне дослідження показало значне збільшення кількості поліморфноядерних лейкоцитів у ділянці СТ в усі періоди порівняно з контрольною групою. Ймовірно, через хронічне запалення знижувалась секреція факторів росту, внаслідок чого дозрівання грануляційної тканини, притаманне фазі ремоделювання, наставало пізніше. Більш виражені ознаки запалення та погіршення якісних і кількісних показників загоєння спостерігалися у тварин в ЕГ1. Ймовірно, це було пов'язано з вмістом 100% бавовни в імплантованих фрагментах текстилю. Хірургічні дослідження показують, що натуральний шовний матеріал (шовк, бавовна) має виражені сорбційні властивості, що викликає асептичне запалення аж до утворення некрозу [84, 71]. Навпаки, синтетичні нитки є більш інертними і викликають мінімальну клітинну відповідь. Текстильні імпланти в ЕГ2 містили значну частку синтетичних волокон (35%), внаслідок чого, очевидно, запальні процеси були менш інтенсивними, а загоєння відбувалося дещо швидше.

Резюме

Експериментальне дослідження показало, що репарація ушкоджень у щурів експериментальних груп була ускладнена наявністю текстильного СТ і займала більше часу. В ЕГ1 з імплантованим фрагментом військової форми, що складався зі 100% бавовни, запальна реакція протікала довше та інтенсивніше. На тлі зниженої продукції bFGF в цій групі розвиток і дозрівання грануляційної тканини було уповільнене. У ЕГ2 з імплантованими фрагментами військового одягу, що складався з 65% бавовни та 35% поліестеру, запальні реакції були менш вираженими. Крім того, поступове збільшення продукції bFGF сприяло розвитку і дозріванню грануляційної тканини в зоні пошкодження, а також оптимальній інкапсуляції СТ. Рівень VEGF в обох експериментальних групах був вищим відносно нормальних значень, що, ймовірно, відображає хронізацію процесу загоєння рани.

Наявність текстильних сторонніх тіл в експериментальних ранах м'яких тканин створювала несприятливі для загоєння умови в місці пошкодження, що порушувало продукцію як прозапальних IL-1 β та IL-6, так і протизапальних IL-4 та IL-10. Високі рівні IL-1 β та IL-6, зафіксовані протягом експерименту у тварин з текстильними імплантатами, підтверджують превалювання прозапальних механізмів за участю великої кількості імунокомпетентних клітин, що значно уповільнювало процеси репарації ушкоджень.

Важливим фактором, що може сприяти загоєнню ран м'яких тканин, є адекватне хірургічне лікування з ретельним видаленням текстильних сторонніх тіл, що створить умови

для сприятливого перебігу ранового процесу. Визначення вмісту в крові інтерлейкінів ІЛ-1 β , ІЛ-6, ІЛ-4 та ІЛ-10, а також факторів росту bFGF та VEGF у перспективі може бути прогностичним показником загоєння бойової травми.

Список літератури

1. Аймесон А. Пищевые загустители, стабилизаторы, гелеобразователи. Перевод с англ. д-ра хим. наук С.В. Макарова. СПб.: ИД «Профессия», 2012; 408 с.
2. Алексеев ГС, Филатов АИ, Фомин НФ, Рыбаченко ПВ. Способ моделирования минно-взрывного ранения. Патент №1709381(SU). 30.01.1992.
3. Беленький ВА, Михайлузов РН, Негодуйко ВВ. Применение современных раневых поливинилалкогольных повязок при огнестрельных ранах мягких тканей. *Хірургія України*. 2016; 3: 97–102.
4. Благодоров АА. Основы проектирования автоматического оружия. М., 1940; 346 с.
5. Бойко ВВ [и др.]. Анализ клинических данных в медицинских исследованиях на основе методов вычислительного интеллекта. Х.: ТО Эксклюзив, 2008; 121 с.
6. Бойко ВВ, Замятин ПН, Дубровина НВ, Замятин ДВ. Применение статистических моделей при прогнозировании исхода у пострадавших при тяжелой травме. *Клін. хірургія*. 2014; 2:39-44.
7. Бююль А. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей. А Бююль, П Цефель; пер. с нем. СПб.: ДиаСофтЮП, 2005; 608 с.
8. Вороненко ЮВ, редактор. Організація лікувально-евакуаційного забезпечення населення (військ) під час надзвичайних ситуацій (бойових дій): метод. рекомендації. Київ: Видавець Заславський О.Ю.; 2015. 56 с.
9. Герасимов АН. Медицинская статистика: учебное пособие. АН Герасимов. М.: Медицинское информационное агентство, 2007; 480 с.
10. Гланц С. Медико-биологическая статистика. С Гланц.; пер. с англ. АЮ Данилова — М.: Практика, 1999; 459 с.
11. Гребнев ДГ. Характеристика огнестрельных ранений из травматического оружия, особенности диагностики и хирургического лечения. Автореф. кандидата медицинских наук. Санкт-Петербург, 2011; 22 с.
12. Губина-Вакулик ГИ, Негодуйко ВВ, Михайлузов РН. Структурные особенности капсулы инородного тела в динамике заживления при разных видах ран у экспериментальных животных. *Український журнал хірургії*. 2017; 4(35): 90-3.
13. Дебой ИИ. О небезопасном (об опасности) применения бесствольного огнестрельного оружия. ИИ Дебой, АВ Малыхин, ЕВ Понамарев и др. Перспективы развития и совершенствования судебно-медицинской науки и практики: Мат. VII Всерос. съезда судеб. медиков, посвящ. 50-летию Всерос. общества судеб. медиков. М.; Тюмень, 2005; 81-82.
14. Европейская конвенция о защите позвоночных животных, используемых для экспериментов или в иных научных целях (ETS N 123) Директива Совета 86/609/ЕЕС от 24.11.86 по согласованию законов, правил и административных распоряжений стран-участниц в отношении защиты животных, используемых для экспериментальных и других научных целей. (Страсбург, 18 марта 1986 года) — European convention for the protection of vertebrate animals used for experimental and other scientific purposes. Council of Europe, Strasbourg, 1986; 53 p. <http://www.lawmix.ru/abro.php?id=11036>.
15. Есин ВВ, Альтов ДА. Методика оценки защитных свойств малослойных тканевых композиций. Актуальные проблемы защиты и безопасности: тез. докл. Второй науч. — практ. конф. СПб. 2000; 43-45.
16. Закон України №3447-IV “Про захист тварин від жорстокого поводження”. *Відомості Верховної Ради України*, 2006; 27:230.
17. Заруцький ЯЛ, Шудрак АА, редактори. Вказівки з воєнно-польової хірургії. Київ: СПД Чалчинська Н.В.; 2014. 396 с.

18. Зеленский СА. Судебно-медицинская оценка повреждений, причиненных из пневматического оружия различными видами пуль. [Автореф. дисертації] М.: 2001; 22 с.
19. Камаринец БМ. Судебно-баллистическая экспертиза, М., 1974; Вып. 1:88 с.
20. Каркищенко НН. Основы биомоделирования. М.: Межакадемическое издательство ВПК, 2004; 607 с.
21. Кобзарь АИ. Прикладная математическая статистика. АИ Кобзарь. — М.: Физматлит, 2006; 628 с.
22. Колкутин ВВ. Возможности ситуационной экспертизы при расследовании уголовных дел, связанных с применением огнестрельного оружия. ВВ Колкутин, ИЮ Макаров. Суд-мед. экспертиза. 2005; Т.48, 4:8-12.
23. Колкутин ВВ. Моделирование огнестрельных повреждений с использованием биологических и небиологических имитаторов (экспериментальное исследование): автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.24; ВМедА. — СПб., 1996. — 40 с.
24. Коханов АВ. Факторный анализ с использованием пакета программ «STATISTICA 6.0» на примерах иммунохимических исследований в ургентной медицине. АВ Коханов, ОВ Мусатов, АА Мяснянkin: Учебное пособие. Астрахань: АГМА, 2011; 42 с.
25. Лабораторные животные. Разведение, содержание, использование в эксперименте. 3-е изд., перераб. и доп. ИП Западнюк [и др.] К.: Вища школа, 1983; 268 с.
26. Лазарев СМ. Клинико-морфологическая характеристика повреждений, причиненных выстрелами из оружия нелетального действия. Лазарев СМ, Бабахаян АР. Вестник хирургии им. И.И. Грекова. 2004; 1:62-64.
27. Ланг Т А. Как описывать статистику в медицине. ТА Ланг, М Сесик; пер. с англ. Под ред. В.П. Леонова. М.: Практическая медицина, 2011; 480 с.
28. Линёв КА, Торба АВ. Тактика хирургического лечения огнестрельных ранений живота. Новости хирургии. 2016; 1:93-98.
29. Литвин ОМ. Теоретичні, фізичні та інформаційні основи галузевого знання: навч.-метод. посіб. для магістрів денної та заоч. форми навч. інж. та інж.-пед. спец. ОМ Литвин, ЮІ Першина, ОП Нечуйвітер. Х.: Укр. інж.-пед. Акад., 2016; 72 с.
30. Майбородин ИВ, Шевела АИ, Матвеева ВА, Дровосеков МН, Баранник МИ, Кузнецова ИВ. Морфологические изменения тканей после имплантации упругих пластинчатых инородных тел в эксперименте. Морфология. 2012; 141(2): 54-60.
31. Майбородин ИВ, Кузнецова ИВ, Береговой ЕА, Шевела АИ, Баранник МИ, Манаев АА, Тканевые реакции при деградации имплантатов из полилактида в организме. Морфология. 2013; 143(3): 59-65.
32. Макеев БЛ, Монахов ВВ. Устройство для моделирования минно-взрывных поражений органа зрения. Патент на полезную модель №85317 (РФ). 10.08.2009.
33. Метаболическая активность нейтрофилов и моноцитов как модель для исследования биосовместимости организма с инородными материалами. Плехова НГ, Сомова ЛМ, Пуздаев ВИ, Дробот ЕИ. Биомедицинская химия, 2011; 1:85-94.
34. Михайлузов РН, Негодуйко ВВ. Результаты применения хирургических магнитных инструментов для обследования ран и удаления ферромагнитных инородных тел. Клінічна хірургія. 2016; 7: 58-60
35. Наследов АД. SPSS: компьютерный анализ данных в психологии и социальных науках. АЛ Наследов. СПб., Питер, 2005; 416 с.
36. Негодуйко ВВ, Михайлузов РН, Великодний АН, Ковтун КВ. Исследование инородных тел мягких тканей огнестрельного происхождения. Georgian medical news. 2019;12 (297):13-7.
37. Негодуйко ВВ, Михайлузов РМ, Перлін СІ, Шевцов СО, Куча МС, Каракуркчі ДА, Приходько ЮВ. Пристрій-концентратор для моделювання мінно-вибухових осколкових та вогнепальних поранень. Патент України на корисну модель №113708. 10.02.2017.
38. Негодуйко ВВ, Михайлузов РН, Приходько ЮВ. Новые подходы к моделированию минно-взрывных осколочных огнестрельных ранений. Експериментальна і клінічна медицина. 2016; 3(72): 119-122.

39. Негодуйко ВВ, Михайлузов РН, Приходько ЮВ. Небиологическое послыное моделирование огнестрельных ранений мягких тканей. Экспериментальная и клиническая медицина. 2016; 4 (73): 144-147.
40. Негодуйко ВВ, Нечуйвигер ОП, Першина ЮИ. Математическое моделирование удаления инородных тел мягких тканей огнестрельного происхождения. Вісник морської медицини. 2017; 1 (74): 96-103.
41. Негодуйко ВВ, Губина-Вакулик ГИ, Михайлузов РН. Структурные особенности капсулы инородного тела в динамике заживления при разных видах ран у экспериментальных животных. Украинский журнал хирургии. Лиман. 2017; 4(35): doi: <http://dx.doi.org/10.22141/1997-2938.4.35.2017.118900105>.
42. Негодуйко ВВ, Михайлузов РМ, Перлін СІ, Шевцов СО, Куча МС, Каракуркчі ДА, Кучеренко СН, Приходько ЮВ. Спосіб пошарового моделювання вогнепальних поранень м'яких тканин. Патент України на корисну модель №114405. 10.03.2017.
43. Негодуйко ВВ, Михайлузов РМ, Нечуйвигер ОП, Першина ЮІ, Литвин ОО. Спосіб визначення вірогідності видалення стороннього тіла. Патент України на корисну модель №121929. 26.12.2017.
44. Негодуйко ВВ. Изменения в мышечной ткани при взаимодействии магнита и ферромагнитного инородного тела. Экспериментальная и клиническая медицина. 2017; 3 (76): 108-112.
45. Озерецковский ЛБ, Трухан АП. Принципы моделирования боевой хирургической травмы в эксперименте на лабораторных животных. Новые технологии в медицине. СПб. 2012; 111-113.
46. Озерецковский, ЛБ. Раневая баллистика. ЛБ Озерецковский, ЕК Гуманенко, ВВ Бояринцев. СПб., 2006; 374 с.
47. Патоморфологические и рентгенологические параллели при экспериментальном моделировании закрытой травмы груди различной степени тяжести. ЕП Шармазанова, ЕВ Панченко, ВН Лыхман, НА Ремнева. Харківська хірургічна школа, 2010; 5(43):56-59.
48. Попов ВЛ. Моделирование в эксперименте временной пуль-сирующей полости. ВЛ Попов, ВВ Колкутин. Международные медицинские обзоры.1993; 1:56-60.
49. Применение статистических моделей при прогнозировании исхода у пострадавших при тяжелой травме. В Бойко, П Замятин, Н Дубровина, Д Замятин. Клін. хірургія. 2014; 2:39-44.
50. Регистратор скорости полета пули РС-4М. Техническое описание и инструкция по применению. СПб., 2000; 3-6.
51. Саврань ЛФ. Методика определения минимальной убойной силы стандартного и атипичного огнестрельного оружия и боеприпасов: пособие для экспертов. М.: ВНИИСЭ, 1979; 23-56.
52. Снегов А. Самый полный справочник кролиководы, Москва: АСТ, 2014. 320 с.
53. Сташенко ЕИ. Способ расчёта скорости снарядов (пуль) на различных расстояниях от дульного среза оружия. Экспертная техника. М.: ВНИИСЭ, 1981; Вып. 68:31-40.
54. Фокин ЮН, Долгих РН, Зуев ВК. Является ли бронижелет надежной защитой при огнестрельной травме? Зб. наук. праць УВМА «Проблеми військової охорони здоров'я». К.: 2013; Вип. 38, Т.2: 86-87.
55. Штейнле АВ, Алябьев ФВ, Дудузинский КЮ, Ефтеев ЛА, Зарубин МН, Бодоев БВ. Методология моделирования огнестрельных ранений конечностей. СМЖ. 2008; 1:74-81.
56. Штейнле АВ, Ефтеев ЛА, Выжанов СВ, Марченко СС, Миненко АН, Попёнов ОВ, Скурихин ИМ, Алябьев ФВ. Состояние и перспективы инструментальной диагностики огнестрельных ранений магистральных сосудов конечностей в полевых лечебных учреждениях. СМЖ. 2008; 2:78-84.
57. Шудрак АА. Бойова хірургічна травма в ході проведення АТО [Інтернет]; 2015. Доступно на <http://www.isurgery.com.ua/uploads/presentations/shurdak.pdf>.
58. Якимова ТП, Негодуйко ВВ. Патоморфоз м'яких тканин в ділянці стороннього тіла вогнепального походження в різні терміни. Проблеми військової охорони здоров'я. 2017; 48: 290-7.

59. Яковлев ВС, Белобратова ЛН, Ярощенко ЮВ, Сухоносков ЛП, Жарикова МИ, Исаков АН, Ко ВК. Огнестрельные ранения конечностей из гладкоствольного оружия. Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. 2005; 3:141-142.
60. Abghari M, Monroy A., Schubl S., Davidovitch R., Egol K. Outcomes Following Low-Energy Civilian Gunshot Wound Trauma to the Lower Extremities: Results of a Standard Protocol at an Urban Trauma Center. *Iowa Orthop J.* 2015; 35:65-9.
61. Barrientos S, Stojadinovic O, Golinko MS, Brem H, Tomic-Canic M. Perspective article: Growth factors and cytokines in wound healing. *Wound Repair Regen.* 2008; 16(5), 585-601.
62. Beidler SK, Douillet CD, Berndt DF, Keagy BA, Rich PB, Marston WA. Inflammatory cytokine levels in chronic venous insufficiency ulcer tissue before and after compression therapy. *J Vasc Surg.* 2009; 49(4): 1013-20.
63. Biecek P. Analiza danych z programem RP Biecek. Wydawnictwo naukowe PWN. Warszawa, 2012; 320 p.
64. Bodnár E, Bakondi E, Kovács K, Hegedűs C, Lakatos P, Robaszkievicz A, et al. Redox profiling reveals clear differences between molecular patterns of wound fluids from acute and chronic wounds. *Oxidative medicine and cellular longevity.* 2018 Nov 18; 2018: 5286785.
65. Carver C. Combat Wound Management: An Overview [Internet]. Wound Source Blog; 2018. Available from: <https://www.woundsource.com/blog/combat-wound-management-overview>.
66. Centeno JA, Rogers DA, Voet GB, Fornero E, Zhang L, Mullick FG, et al. Embedded Fragments from US Military Personnel — Chemical Analysis and Potential Health Implications. *Int J Environ Res Public Health.* 2014 Jan 23; 11(2): 1261-78.
67. Chen Y, Tian L, Yang F, Tong W, Jia R, Zou Y, et al. Tannic Acid Accelerates Cutaneous Wound Healing in Rats Via Activation of the ERK 1/2 Signaling Pathways. *Adv wound care.* 2019; 8(7): 341-54.
68. Connolly M, Ibrahim ZR, Johnson ON. Changing paradigms in lower extremity reconstruction in war-related injuries. *Military Med Res.* 2016; 3: 9.
69. Cook A, Osler T, Hosmer D, Glance L, Rogers F, Grosset B, et al. Gunshot wounds resulting in hospitalization in the United States: 2004-2013. *Injury.* 2017; 48(3): 621-7.
70. Directive 2010/63/EU of the European parliament and of the Council of 22 September 2010 on the protection of animals used for scientific purposes. *Official Journal of the European Union.* 2010; 276: 33-79.
71. Dragovic M, Pejovic M, Stepic J, Colic S, Dozic B, Dragovic S, et al. Comparison of four different suture materials in respect to oral wound healing, microbial colonization, tissue reaction and clinical features-randomized clinical study. *Clin Oral Investig.* 2020; 24(4): 1527-41.
72. Eastridge BJ, Mabry RL, Seguin P, Cantrell J, Tops T, Uribe P, et al. Death on the battlefield (2001-2011): implications for the future of combat casualty care. *J Trauma Acute Care Surg.* 2012 Dec; 73(6 Suppl 5): S431-7.
73. European convention for the protection of vertebrate animals used for experimental and other scientific purposes, ETS No.123 [Internet]. Strasbourg, 18/03/1986. Available from: <https://www.coe.int/en/web/conventions/full-list/-/conventions/treaty/123>.
74. Gal P, Kilik R, Mokry M, Vidinsky B, Vasilenko T, Mozes S, et al. Simple method of open skin wound healing model in corticosteroid-treated and diabetic rats: standardization of semi-quantitative and quantitative histological assessments. *Veterinarni Medicyna.* 2008; 12: 652-9.
75. Gregory TM, Bihel T, Guigui P, Pierrart J, Bouyer B, Magrino B, et al.. Terrorist attacks in Paris: Surgical trauma experience in a referral center. *Injury.* 2016 Oct; 47(10): 2122-26.
76. Guide for the care and use of laboratory animals [Internet]. National Research Council (US) Committee for the update of the Guide for the care and use of laboratory animals. National Academies Press, Washington, USA; 2011. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK54050/>.
77. Guo S, Dipietro LA.. Factors affecting wound healing. *J Dent Res.* 2010; 89(3): 219-29.

78. Heninger M. Concordance Rate for the Identification of Distant Entrance Gunshot Wounds of the Back by Experienced Forensic Pathologists Examining Only Images of Autopsies. *M. Heninger. J. Forensic Sci.* 2016; 61 (2):352-360.
79. Herget C. Wound Ballistics. *Surgery of Trauma.* London: 1953; 494-510.
80. Hildebrand F, Weuster M, Mommsen P, Mohr JD, Frühlich MC, Witte IE, Keibl CF, Ruchholtz SD, Seekamp AC, Pape H-C, Flohe SE, Van Griensven MA combined trauma model of chest and abdominal trauma with hemorrhagic shock-description of a new porcine model. *Shock*, 2012; 38(6):664-670.
81. Honnegowda TM, Kumar P, Udupa EG, Kumar S, Kumar U, Rao P. Role of angiogenesis and angiogenic factors in acute and chronic wound healing. *Plast Aesth Res.* 2015; 2: 243-9.
82. Huber SA, Biberthaler PA, Delhey PA, Trentzsch HD, Winter HC, van Griensven MA, Lefering RB, Huber-Wagner S. Predictors of poor outcomes after significant chest trauma in multiply injured patients: A retrospective analysis from the German Trauma Registry (Trauma Register DGU®). *Scand. J. Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 2014; 22 (1), art. no. 52.
83. *Informatyka medyczna.* pod red. R. Rudowskiego. Wydawnictwo naukowe PWN. Warszawa, 2012; 250 p.
84. Javed F, Al-Askar M, Almas K, Romanos GE, Al-Hezaimi K. Tissue Reactions to Various Suture Materials Used in Oral Surgical Interventions. *ISRN Dent* 2012; 2012:762095.
85. Kozak K. Large Scale Data Handling in Biology. K Kozak. Ventus Publishing Aps, United Kingdom. University of Essex, 2010; 53 p.
86. Krzystek-Korpacka M, Kędzior K, Masłowski L, Mierzchała M, Bednarz-Misa, I., Bronowicka-Szydełko, A., et al. Impact of chronic wounds of various etiology on systemic profiles of key inflammatory cytokines, chemokines and growth factors, and their interplay. *Adv Clin Exp Med.* 2019 Oct; 28(10): 1301-9.
87. Lei ZY, Liu T, Li WJ, Shi XH, Fan DL. Biofunctionalization of silicone rubber with microgroove-patterned surface and carbon-ion implantation to enhance biocompatibility and reduce capsule formation. *Int J Nanomedicine.* 2016; 11: 5563-72.
88. Lichte P, Oberbeck R, Binnebüsel M, Wildenauer R, Pape HCh, Kobbe Ph. A civilian perspective on ballistic trauma and gunshot injuries. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2010; 18: 35.
89. Matsuura H, Matsumoto H, Osuka A, Ogura H, Shimizu K, Kang S, et al. Clinical Importance of a Cytokine Network in Major Burns. *Clinical Trial Shock.* 2019; 51(2): 185-93.
90. Penn-Barwell JG, Rowlands TK. Infection and combat injuries historical lessons and evolving concepts. *Bone & Joint* 360. 2013; 2(5): 2-7.
91. Prince N, Penatzer JA, Dietz MJ, Boyd JW. Impact of Cytokines and Phosphoproteins in Response to Chronic Joint Infection. *Biology (Basel)*, 2020; 9(7): 167.
92. Roterman-Konieczna I. Elementy informatyki medycznej. I Roterman-Konieczna. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego. Krakow, 2011; 202 p.
93. Roterman-Konieczna I. Statystyka na recepte. Wprowadzenie do statystyki medycznej. I Roterman-Konieczna. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego. Krakow, 2010; 262 p.
94. Stroud RK, Hunt WG, Watson RT, Fuller M, Pokras M. Gunshot wounds: a source of lead in the environment [Internet]. Ingestion of Lead from Spent Ammunition: Implications for Wildlife and Humans; 2009. Available from: DOI 10.4080/ilsa.2009.0109.
95. The effects of QuikClot and Combat Gauze and movement of hemorrhage control in a porcine model. B Gegel J, Burgert J, Gasko [et al.]. *Mil. Med.* 2012; Vol. 177, 12:1543-1547.
96. Weber B, Lackner I, Haffner-Luntzer M, Palmer A, Pressmar J, Scharffetter-Kochanek K, et al. Modeling trauma in rats: similarities to humans and potential pitfalls to consider. *J Transl Med.* 2019; 305.
97. Wilgus TA. Vascular Endothelial Growth Factor and Cutaneous Scarring. *Adv wound care (New Rochelle).* 2019; 8(12): 671-8.
98. Yun HC, Blyth DM, Murray CK. Infectious Complications After Battlefield Injuries: Epidemiology, Prevention, and Treatment. *Curr Trauma Rep.* 2017; 3: 315-23.

6. ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДИК КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ РОЗМІРІВ СТОРОННІХ ТІЛ

6.1. Високоточне оцінювання довжини стороннього тіла (осколка)

Оцінювання лінійних розмірів осколків [1], області їх локалізації в тілі людини [2, 3], а також побудова відповідних 3D моделей за даними комп'ютерної томографії (КТ) [4], є необхідним для того, щоб можна було адекватно вирішити наступні ключові завдання діагностики та прогнозування [1, 5, 6]:

- 1) сформулювати показання/протипоказання до операції;
- 2) вибрати хірургічний інструмент та методику проведення операції;
- 3) оцінити потенційні ризики та наслідки втручання.

Сучасне програмне забезпечення (ПЗ) для аналізу даних КТ [7–9] переважно орієнтоване на застосування ручних методів вимірювань [10, 11]. Через це оцінювання розмірів порівняно великих осколків (довжина більше 1 см), при їх розташуванні вздовж координатних осей, характеризуються прийнятною відносною похибкою та, найчастіше, не становить проблеми.

У той же час, коли осколки розташовані не паралельно осям координат, мають неправильну форму та невеликі розміри (довжина менше 1 см), похибка вимірювання значно зростає. Результати вимірів ручними методами стають неадекватними. У такій ситуації рішення сформульованих вище трьох завдань діагностики та прогнозування також буде не адекватним.

Для вирішення цієї проблеми в даний час розробляються алгоритми та технології, що базуються на автоматичній сегментації зображень [12–14] та використанні методів машинного навчання [15–17].

У ряді випадків [18] застосування таких технологій дозволяє підвищувати точність вимірювань за рахунок попереднього виділення об'єктів та їх цілеспрямованого вимірювання. На додачу, такі технології багаторазово знижують трудомісткість, оскільки сегментація та вимірювання відбуваються [19, 20] в автоматичному режимі.

Сегментовані об'єкти (осколки) мають несиметричну форму та апріорно невідому орієнтацію у просторі. Цей факт ускладнює безпосереднє вимірювання осколків. Невизначеність форми та орієнтації компенсуються застосуванням методу головних компонентів (МГК) [21]. Натомість залишається важлива проблема вимірювань. В області границі осколка під час оцифрування з'являється тінь [22] — безліч вокселів суміжних поверхні осколка, щільність яких утворена випромінюванням осколка та тканини одночасно. Воксели тіні не аналізуються та не враховуються під час вимірів. Тому розміри об'єктів при вимірюванні зазвичай занижуються, що особливо критично для невеликих осколків.

У такій ситуації для досягнення високої точності оцінювання лінійних розмірів осколків у тілі людини за даними КТ запропоновані нові математичні моделі та високоточні методи оцінювання розмірів осколків з прогнозуванням в області тіні для умов, коли осколки:

- 1) розташовані не співосно координатним осям,
- 2) мають неправильну форму, а також
- 3) характеризуються невеликим розміром (довжина менше ніж 1 см).

Всі ці рішення описуються далі у розділі.

Для об'єктивного аналізу ситуації, пов'язаної з пораненням, бажано знати три лінійні розміри осколка. На практиці ширина і товщина осколка можуть оцінюватися 1–2 міліметрами і навіть частками міліметра (наприклад, товщина осколків гранати РГД 5). Розмір вокселя/шару КТ становить величину 0.8–0.9 мм [23]. У такій ситуації похибки оцінювання лінійних розмірів осколків, які можна порівняти по порядку величини з розмірами вокселя, можуть досягати 30–50%. Якщо товщина об'єкта не перевищує розміру вокселя, похибка може досягати 100% (об'єкт може не ідентифікуватися або товщина

може подвоюватися). У такій ситуації для цілей діагностики [1] розглядають та оцінюють лише довжину осколка. Ми будемо чинити так само.

Матеріал розділу структурований в такий спосіб.

У підрозділі 6.1 описано моделі та алгоритми градаційної корекції для ефективної візуалізації зображень КТ.

У підрозділі 6.2 описані нові моделі та алгоритми сегментації осколка та оцінювання його довжини з прогнозуванням в області тіні.

У підрозділі 6.3 описаний набір осколків, що використовуються для цілей моделювання форми стороннього тіла, а також для експериментальної перевірки ефективності запропонованого алгоритму.

У підрозділі 6.4 описано модель експертного оцінювання довжини осколків.

У підрозділі 6.5 описаний натурний експеримент, суть якого полягає в тому, щоб помістити осколки в органи свині (печінка, легені і кишечник), що цікавлять нас, і зробити КТ цих органів з осколками.

У підрозділі 6.6 наведено результати обчислювального експерименту: програмне вимірювання довжини осколків в органах свині за даними КТ, корекція, оцінка похибок та результати порівняльного аналізу програмно виміряних довжин осколків з еталонними значеннями.

У підрозділі 6.7 наведено аналіз результатів експериментів, наведено рекомендації щодо використання запропонованих моделей та алгоритмів для вирішення практичних завдань.

Подані дослідження пов'язані з аналізом великої кількості графічної інформації. Головним чином, фотографій осколків та експериментів. Загалом фотографій понад сотню. Ми не можемо помістити їх у розділі в повному обсязі. Тому, для можливості аналізу цих даних створено відкритий архів [24].

6.1 Градаційна корекція зображення

Для якісного аналізу результатів комп'ютерної томографії, перш за все, необхідно вміти ефективно візуалізувати результати КТ, які представлені у форматі *dicom*, покращуючи видимість та підвищуючи контрастність об'єктів та тканин. Для цього використовується автоматично масштабована уніфікована експоненційно-логарифмічна модель градаційної корекції [25, 26] виду

$$F_{cl}(\lambda, x) = \begin{cases} \lfloor Z1 \rfloor & \text{if } 0 \leq \lambda \leq 1, \\ \lfloor Z2 \rfloor & \text{if } 1 \leq \lambda \leq 2, \\ 0 \leq \lambda \leq 2, \end{cases} \quad (6.1)$$

де параметри $Z1$ і $Z2$ оцінюються так

$$\begin{cases} Z1 = (1 - \lambda) \cdot ef(x) + [1 - (1 - \lambda)] \cdot p(x), \\ Z2 = [1 - (\lambda - 1)] \cdot p(x) + (\lambda - 1) \cdot lf(x), \end{cases} \quad (6.2)$$

$\lfloor \cdot \rfloor$ — оператор округлення, $F_{cl}(\lambda, x) \in [c, \dots, d]$.

Тут і далі x — це вхідне значення щільності, $x \in [a, \dots, b]$; коефіцієнт λ , $0 \leq \lambda \leq 2$, визначає внесок базових функцій $p(x)$, $ef(x)$, $lf(x)$ у підсумкове значення яскравості (6.1) і (6.2).

Обчислення значень перетворень (7.1) і (7.2) спирається на використання базового сімейства функцій корекції виду

$$p(x) = k \cdot (x - a) + c, \quad k = \frac{d - c}{b - a}, \quad (6.3)$$

$$ef(x) = (e^k - 1) + c, \quad k = \frac{\ln(d - c + 1)(x - a)}{b - a}, \quad (6.4)$$

$$lf(x) = \frac{d - c}{\ln(b - a + 1)} \cdot \ln(x - a + 1) + c. \quad (6.5)$$

Модель (6.1) — (6.5) обрана тому, що вона забезпечує ефективне вирішення більшості практичних завдань ГК [25–27]. Ця модель уніфікована щодо моделей представлення даних. Вона автоматично адаптується до границь щільності $[a, \dots, b]$ та яскравості $[c, \dots, d]$.

На стадії налаштування параметрів необхідно лише задати коефіцієнт λ . При цьому за рахунок варіацій коефіцієнта λ ми гнучко регулюємо внесок базових функцій (6.3) — (6.5) у підсумкове значення яскравості (6.1). З практичного погляду це забезпечує дуже гнучку адаптацію моделі градаційної корекції до особливостей зображень (рис. 6.1).

Модель (6.1) має важливу додаткову перевагу. При необхідності перед використанням МГК можна застосовувати заданий критерій виділення інформативного діапазону щільності всередині $[a, \dots, b]$. Це робиться за рахунок відсікання неінформативних хвостів гістограми щільності вхідного зображення. В умовах поганої видимості та/або слабкої контрастності така операція призводить до значного (в 2–4 рази) звуження вихідного діапазону щільності і одночасно до пропорційного розтягування на кінцевий діапазон яскравості. Результат такого звуження — пропорційне покращення видимості та підвищення різкості об'єктів та тканин на знімку. Основний критерій виділення інформативного діапазону щільності — адитивний граничний критерій. Алгоритм застосування цього критерію:

- 1) обнуляються малозначущі частоти h гістограми щільностей, які менші за порогову величину T , ($h < T$);
- 2) після цього частоти гістограми щільностей нормуються, виходячи з умови $\sum h_i = 1$;
- 3) нові границі $[a, \dots, b]$ визначаються за крайніми, відмінними від нуля, частотами гістограми щільності.

Описані модель (6.1) та критерій використані авторами як основні для ефективної візуалізації зображень КТ в інформаційній технології (ІТ) оцінювання розмірів осколків. Ця ІТ також використана для цілей моделювання, обчислювальних експериментів та порівняльного аналізу отриманих результатів (рис. 6.2).

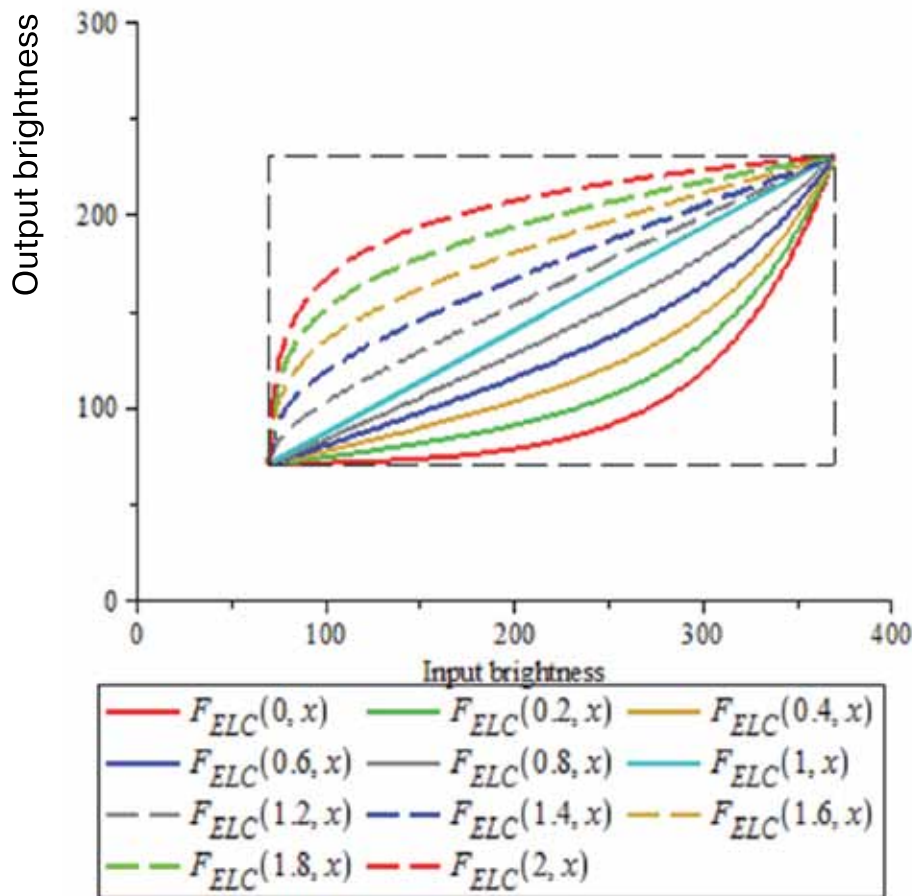
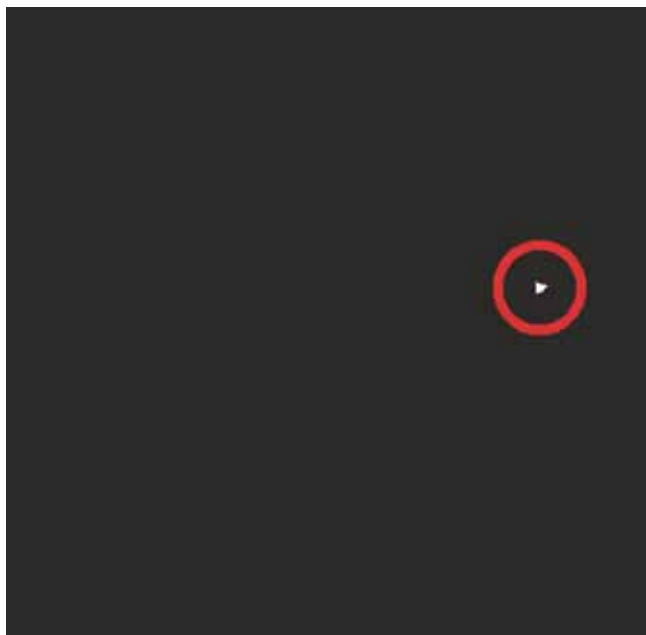
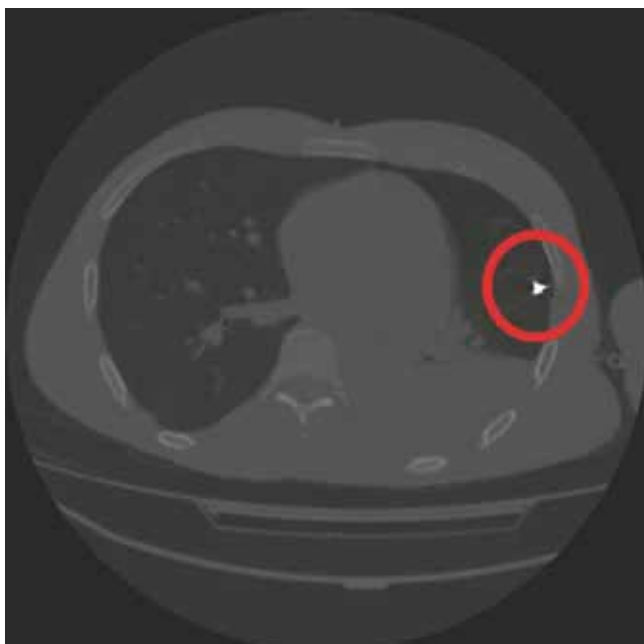


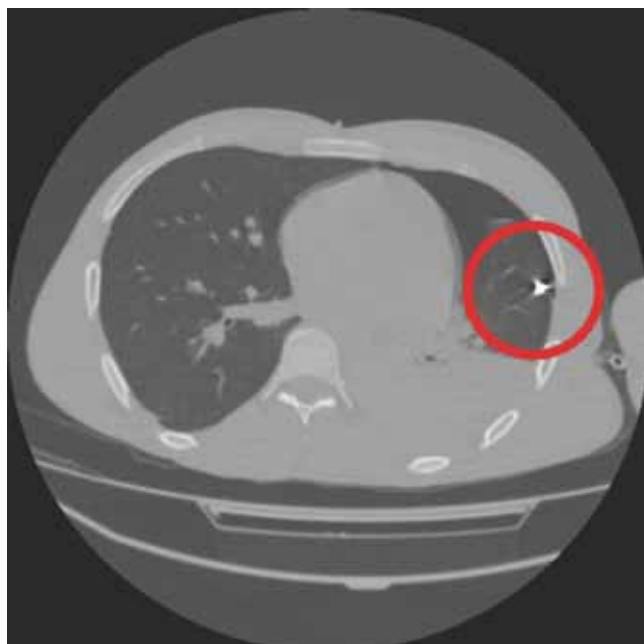
Рис. 6.1 Сімейство функцій $F_{el}(\lambda, x)$, побудоване зі зміною параметра λ з кроком $\Delta = 0.2$, для граничних значень $a = 100$, $b = 400$, $c = 30$, $d = 225$



а)



б)



в)

Рис. 6.2 Автоматична ГК для сімейства $F_{ei}(\lambda, x)$, где $\lambda = 0, 0.5, 1$; за рахунок плавного настроювання коефіцієнта λ ми можемо ефективно аналізувати дані так, як нам зручно; наприклад, оперативно виявляти яскраві осколки та оцінювати їх форму при $\lambda = 0$ (а) — на чорному тлі, аналізувати положення щодо органів, задаючи $\lambda > 0$ (б) та (в)

6.2 Сегментація та оцінювання розмірів осколка за даними КТ

Для ефективної (за критеріями трудомісткості та якості) оцінки довжини осколка в автоматичному режимі перш за все необхідно сегментувати його зображення на КТ. Потім проводиться оцінка розмірів осколка з урахуванням тіні. Після цього компенсується зсув та обертання осколка використовуючи МГК. Розглянемо моделі та алгоритми сегментації, прогнозування та оцінювання довжини осколка детально.

6.2.1 Сегментація зображення осколка

На етапі сегментації виконуються наступні етапи: (1) скануються шари комп'ютерної томограми; (2) ідентифікуються вокселі осколків з високою щільністю, (3) суміжні щільні вокселі об'єднуються методом хвиль у зв'язкові тривимірні множини, що відповідають різним осколкам, (4) будується поверхня кожного з них для оцінювання розмірів та прогнозування.

Алгоритм сегментації є такою послідовністю кроків:

1) У ході сканування зображень (шарів) КТ виділяються вокселі з високою щільністю $v > T_{seg}$. З таких суміжних вокселів формуються зв'язні тривимірні множини Q . За припущенням, кожна з них відповідає окремому осколку. Поріг T_{seg} підбирається відповідно до мінімальної щільності досліджуваного осколка. Для цілей експериментів з осколками з алюмінію, міді, чавуну та сталі використовується поріг $T_{seg} = 1000$ (щоб сегментувати осколки з найменш щільного металу — алюмінію).

2) Для кожного об'єкта Q знаходиться максимальна щільність v_{max} вокселя.

3) Для кожного об'єкта Q виділяються вокселі з високою щільністю $v \geq T_{ob}$. Вважається, що ці вокселі гарантовано належать об'єкту; з них будуються множини $O \subset Q$, які гарантовано належать об'єкту. Для обраних порогів дотримується відношення: $T_{seg} < T_{ob} < v_{max}$.

Поріг T_{ob} оцінюється так: $T_{ob} = v_{max} \cdot c$. Тут c , ($0 < c < 1$), — безрозмірний коефіцієнт, який служить для налаштування порога на мінімальну щільність об'єкта.

4) Знаходиться границя G кожної множини $O, G \subset O$. За фактом така границя є тривимірною поверхнею.

5) Знаходимо тривимірну поверхню P з вокселів суміжних з G хоч по одній координаті, які не належать O . Поверхня P складається з перехідних вокселів, яскравість яких утворена яскравістю об'єкта та фону одночасно. Вважається, що ці вокселі належать тіні об'єкта.

6*) Знаходимо тривимірну поверхню B із вокселів суміжних з P хоч по одній координаті, що не належать ні P , ні O . Це вокселі фону (або дуже близькі до фону значення).

7) Для подальшої роботи необхідно знати середню щільність фону T_{bg} в околі границі об'єкта, точніше, в околі тіні об'єкта. Це значення оцінюється одним із наступних підходів.

1. Середньою щільністю вокселів множини B .

2. Заздалегідь заданим (передвстановленим) рівнем щільності фону, наприклад, максимумом яскравості тканини (у цьому випадку не потрібно виконувати крок 6* і обчислювати середню щільність фону).

Другий підхід є кращим в ситуації, коли від об'єкта може відірватися фрагмент, що лежить біля об'єкта, вокселі якого можуть потрапити всередину множини B . Для м'яких металів таке трапляється досить часто. Тому, якщо спеціально не обумовлено інше, будемо застосовувати другий підхід із порогом $T_{bg} = 300$.

Для адекватності подальших оцінок та прогнозів необхідно, щоб для порогів виконувалося таке відношення: $T_{bg} < T_{seg} < T_{ob} < v_{max}$.

Для оцінювання розміру та застосування методу головних компонентів будемо використовувати вокселі множин O та P .

6.2.2 Знаходження координат вокселів осколка

8) Знаходимо реальні координати (x_c, y_c, z_c) точок (i, j, k) множини O (центри вокселів) з урахуванням параметра d решітки перетворювача на площині і відстані h між шарами КТ так

$$\{x_c = 0.5 \cdot d + i \cdot d, y_c = 0.5 \cdot d + j \cdot d, z_c = 0.5 \cdot h + k \cdot h\}; \quad i, j, k = 0, 1, 2, \dots \quad (6.6)$$

Доповнимо центри вокселів новими 26 точками; вони відповідають кутам, середині ребер та середині граней вокселя; координати (x_n, y_n, z_n) нових точок визначаються поєднаннями трійок (x, y, z)

$$\{x_c - 0.5 \cdot d, x_c, x_c + 0.5 \cdot d; y_c - 0.5 \cdot d, y_c, y_c + 0.5 \cdot d; z_c - 0.5 \cdot h, z_c, z_c + 0.5 \cdot h\}. \quad (6.7)$$

Координати нових точок на поверхні суміжних вокселів враховуємо лише один раз без повторення; центр вокселя враховано (6.6). Додаткові точки необхідні для адекватного оцінювання розміру та прогнозування.

6.2.3 Прогнозування лінійного розміру осколка

Суть прогнозування полягає в тому, щоб оцінити, наскільки об'єкт вдається в область тіні (аналізуючи щільність вокселів тіні P) і додати ці невраховані значення до стандартних оцінок лінійних розмірів осколка.

9) Розглядаються вокселі тіні. Оцінюється внесок δ випромінювання осколка в щільність v вокселя p тіні P , $p \in P$

$$\delta = \frac{v - T_{bg}}{T_{ob} - T_{bg}}, \quad (6.8)$$

де δ має сенс лише тоді, коли $0 < \delta < 1$, $T_{bg} < v < T_{ob}$. Якщо $\delta \leq 0$, ($v \leq T_{bg}$), воксель не враховується.

Перейдемо до прогнозування координат точок в області тіні. Для цього продовжуватимемо відрізки від додаткових точок (7), розташованих на поверхні вокселя, назовні у бік тіні з урахуванням вкладу δ .

Грань вокселя (разом із гранями вокселів в границі) може брати участь в утворенні різних геометричних форм, таких форм, як площина, кут та ін. При цьому додаткові точки (7) можуть лежати на грані, на ребрі, або належати кутовій вершині вокселя.

Як показав аналіз численних експериментів, задля досягнення прийнятної точності досить розглядати такі грані вокселів, які утворюють площину власними силами, чи разом із гранями суміжних вокселів в околі.

10) Класифікуємо вокселі $p(i_p, j_p, k_p) \in P$ тіні так:

— якщо в 1-околиці вокселя p є строго один воксель з $g \in G$, воксель p має тип «грань»; за умови, що інші вокселі G в околі вокселя p (якщо вони є) не мають з ним загальних вершин, крім тих, що утворені перетином: $g \cap p$.

Суміжний із вокселем p воксель $g \in G$ позначимо $g(i_g, j_g, k_g) \in G$.

Загальні додаткові точки вокселів g та p позначимо $G' = g'(i_{g'}, j_{g'}, k_{g'})$. На основі цих точок будемо проводити прогнозування.

Зауваження. Трійки (i_p, j_p, k_p) , (i_g, j_g, k_g) , $(i_{g'}, j_{g'}, k_{g'})$ — це координати центрів вокселів g і p , а також додаткових точок g' на поверхні $g \in G$ до переведення в реальні координати. Координати основних точок — цілі позитивні числа: 0, 1, 2, ... Координати додаткових точок відрізняються від координат основних точок на величину 0 або 0.5, оскільки вони лежать у кутах, на серединах ребер та граней вокселя.

11) Знаходимо напрямок $(\Delta i, \Delta j, \Delta k)$ для прогнозування таким чином:

$$(\Delta i = i_p - i_g, \Delta j = j_p - j_g, \Delta k = k_p - k_g). \quad (6.9)$$

12) Прогнозування положення вокселя тіні $p(i_p, j_p, k_p)$.

Розглядається клас вокселя p «грань».

Перебираємо додаткові точки $g' \in G'$, що лежать на зовнішній грані вокселя $g \in G$, суміжного з вокселем p .

Крок 1. Коригуємо коефіцієнт для заданого g' . Знаходимо координати точки $i_{g'} + 0.5 \cdot \Delta i, j_{g'} + 0.5 \cdot \Delta j, k_{g'} + 0.5 \cdot \Delta k$. Знаходимо вокселі з P , яким належить точка g' . За їх значеннями δ знаходимо новий середній внесок δ_{av} , який для простоти будемо далі позначати просто δ . Фактично, ця корекція виробляється лише для точок, розташованих на стику вокселів.

Шаг 2. Знаходимо значення прогнозу для заданої точки g'

$$i_{p'} = i_{g'} + \delta \cdot \Delta i, j_{p'} = j_{g'} + \delta \cdot \Delta j, k_{p'} = k_{g'} + \delta \cdot \Delta k. \quad (6.10)$$

13) Знаходимо реальні координати точок прогнозу в області тіні аналогічно (6.6) так

$$\{x_p = 0.5 \cdot d + i_p \cdot \Delta d, y_p = 0.5 \cdot d + j_p \cdot \Delta d, z_p = 0.5 \cdot h + k_p \cdot \Delta h\}. \quad (6.11)$$

Результати прогнозування представлені на рис. 6.3.

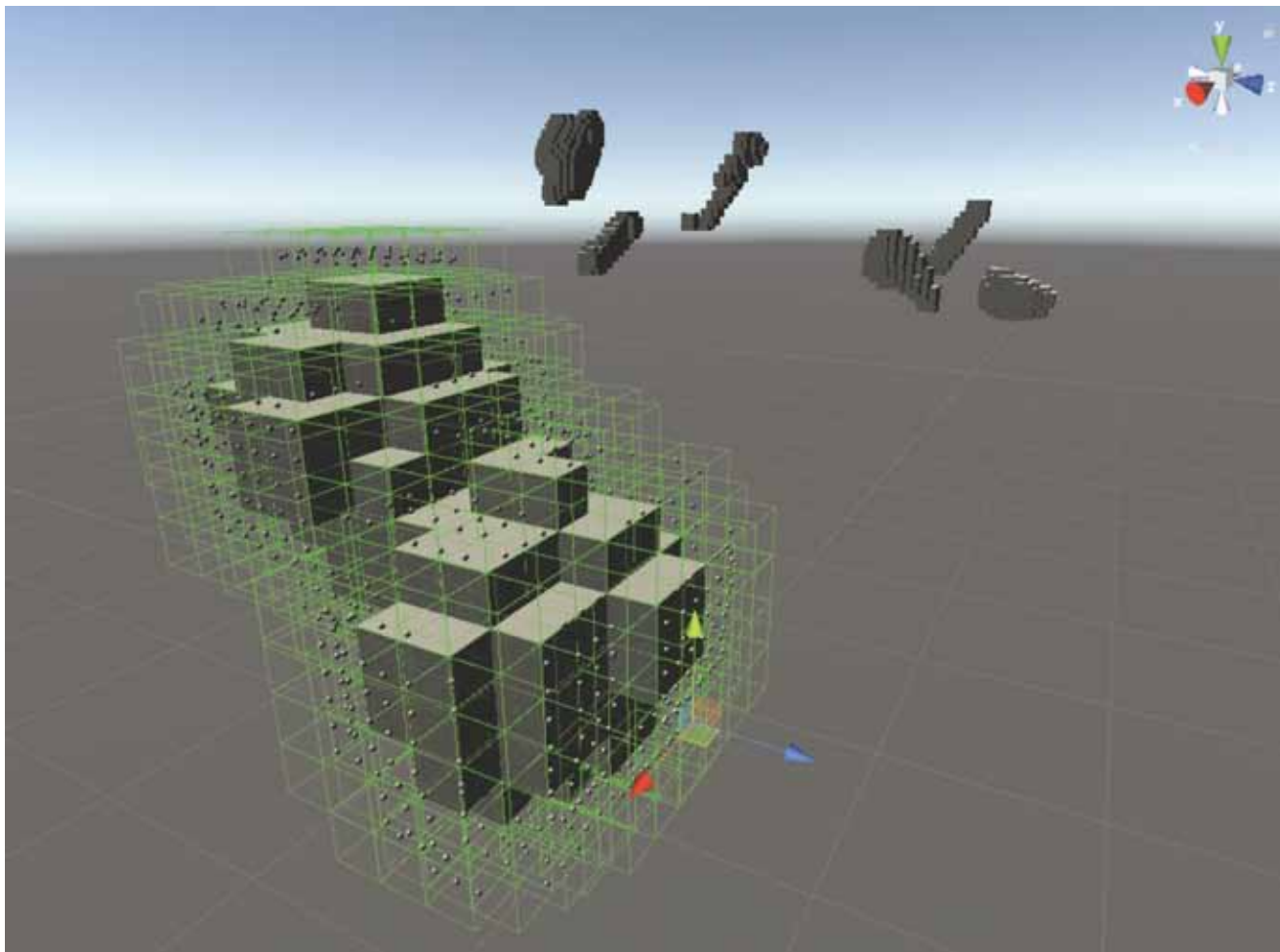


Рис. 6.3 Візуалізація сегментації (куби) та прогнозування (осколка)

14) Передаємо координати точок множин O та P в метод головних компонентів (МГК) для перетворення. Координати множини O потрібні для стабілізації положення осколка в тривимірному просторі. Координати множини P необхідні для обліку частки випромінювання осколка в області його тіні.

6.2.4 Застосування методу основних компонентів

На даний момент координати центрів вокселів та прогностичних точок осколків в області тіні представлені у вихідній декартовій системі координат. У цій системі координат осколки повернені у тривимірному просторі на деякий кут.

Для адекватного оцінювання розмірів насамперед до координат точок осколків застосовується МГК, щоб компенсувати зміщення та поворот у тривимірному просторі. В результаті для кожного осколка проводиться перенесення початку системи координат до його центру, а також компенсація повороту за рахунок послідовної мінімізації вибіркової дисперсії проекції даних, як це показано на рис. 6.4.

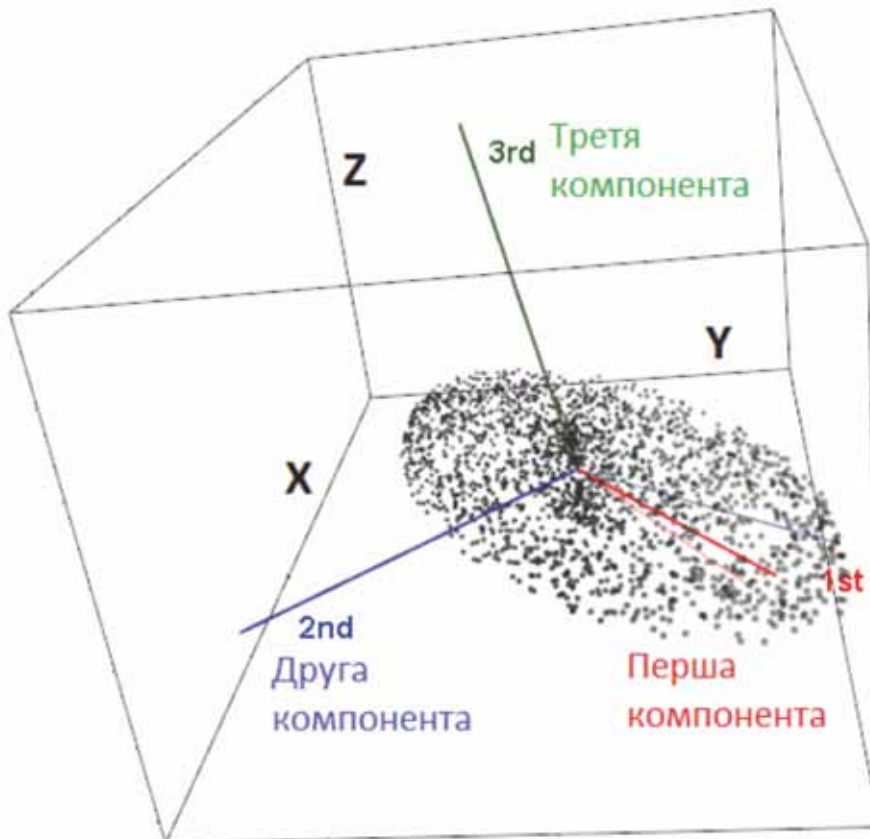


Рис. 6.4 Знаходження нової ортогональної системи координат осколка [28]

Нова система координат (як і вихідна) є ортогональною. Вона найкраще прив’язується до розташування та форми кластера даних у тривимірному просторі за рахунок послідовної мінімізації вибіркової дисперсії проєкції даних по осях [28–30]. На рис. 6.4 видно, що центр нової системи координат збігається з центром кластера даних, і показана орієнтація осей: найбільш довгий вектор відповідає першій головній компоненті, коротший — другій головній компоненті, і найкоротший — третій головній компоненті. Довжина об’єкта (осколка) вимірюється вздовж першої головної компоненти.

Знаходження нової системи координат застосуванням методу головних компонентів базується на вирішенні характеристичного рівняння $\det(C - \lambda E) = 0$ порядку k виду

$$\left(\begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \dots & \sigma_{1k} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \dots & \sigma_{2k} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \sigma_{k1} & \sigma_{k2} & \dots & \sigma_{kk} \end{bmatrix} - \lambda_j \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & \dots & 1 \end{bmatrix} \right) \cdot \begin{bmatrix} v_{j1} \\ v_{j2} \\ \dots \\ v_{jk} \end{bmatrix} = 0. \quad (6.12)$$

Рівняння (6.12) вирішується для знаходження власних значень $\lambda = (\lambda_1, \dots, \lambda_k)$ коваріаційної матриці C ; власні значення впорядковують за спаданням. На цій основі знаходимо власні вектори v_j , ($j=1, 2, \dots, k$), що відповідають власним значенням λ_j .

Отриманий базис $V = (v_1, v_2, \dots, v_k)$ визначає систему лінійно незалежних просторів власних ортогональних векторів [29, 30].

6.2.5 Оцінка розмірів стороннього тіла

У новій системі координат для знаходження лінійних розмірів осколка обчислюємо різниці між найбільшою та найменшою координатами точок по осях. Оскільки нас цікавить лише довжина, знаходимо різницю максимальної та мінімальної координат лише за першою головною компонентою $X^{(1)}$ так

$$L = X_{max}^{(1)} - X_{min}^{(1)}. \quad (6.13)$$

6.3 Набір даних для експерименту

Для проведення експериментальних досліджень сформовано набір даних осколків, представлений 24 комплектами по 3 осколка в кожному.

Розглядаються осколки шести типів:

- осколки гранат Ф-1 та РГД-5;
- фрагменти мідного та алюмінієвого дроту;
- фрагменти тонкого та товстого сталевого цвяха.

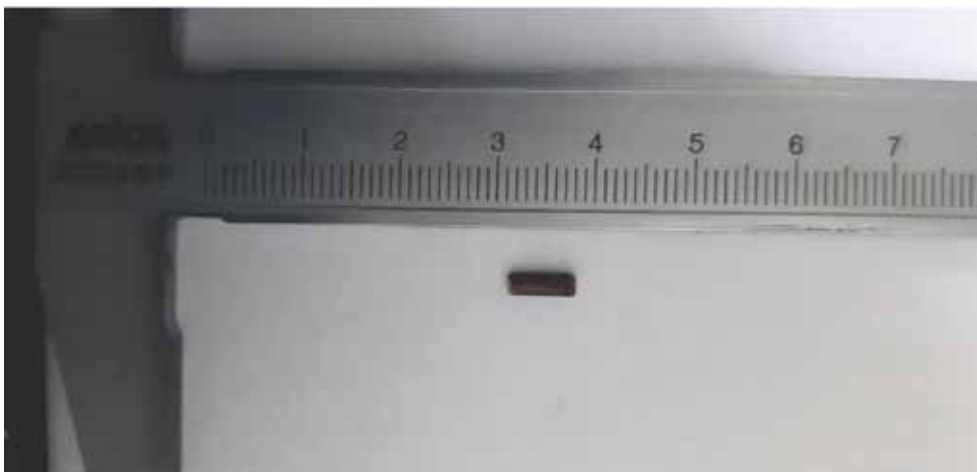
Кожен комплект осколків містить по одному осколку Ф-1 і РГД-5, один осколок іншого типу. Приклад комплекту осколків наведено на рис. 6.5.



а)



б)



в)

Рис. 6.5 Комплект осколків № 9

Всього в 24 комплектах: по 24 осколка гранат Ф-1 і РГД-5, по 6 фрагментів мідного та алюмінієвого дроту, по 6 фрагментів товстого та тонкого цвяхів. Цвяхи та дріт розглядаються тому, що багато саморобних вибухових пристроїв начиняються фрагментами дроту та цвяхами.

Попередньо експерименту всі елементи були сфотографовані, виміряні експертами та розкладені за комплектами. Візуально може скластися враження, що знімки невеликі, насправді їхній розмір 5664×2752 , це приблизно 16МП. Такий розмір дозволяє з високою точністю вимірювати лінійні розміри елементів. Фотографію першого осколка (рис. 6.5.а) комплекту № 9 у натуральну величину наведено на рис. 6.6.



Рис. 6.6 Фотографія осколка Ф-1 в натуральну величину (комплект № 9)

6.4 Вимірювання та експертне оцінювання розмірів осколків

Перед проведенням обчислювального та натурального експериментів осколки були сфотографовані, виміряні експертами та розкладені за комплектами. Оцінювання еталонних розмірів осколків (з урахуванням особливостей тривимірної форми, обертання та ряду інших факторів) — не тривіальне завдання. Для цього було залучено групу з 7 експертів у предметній галузі одного рівня кваліфікації. Експерти зробили оцінку довжини кожного осколка.

Після індивідуального оцінювання довжини було застосовано процедуру виключення екстремальних спостережень (вимірювань довжини) із застосуванням критерію Граббса (рівень значущості 0.05) [31].

Потім було застосовано процедуру усереднення результатів вимірів кожного осколка за даними експертів. Вагові коефіцієнти не використовувались, оскільки експерти мають рівнозначний рівень кваліфікації та надали рівнозначні результати вимірювань. Отримані результати представлені у таблиці, яка наведена у підрозділі 6.6. Ці виміри ми вважаємо еталонними довжинами осколків, що розглядаються.

6.5 Натурний експеримент

Суть натурального експерименту — зробити розміщення осколків у внутрішніх органах свині та зробити КТ кожного органу з осколками.

Вибір органів свині для експериментів обумовлений тим, що організм свині дуже близький до організму людини.

Вибір печінки, легенів з трахеєю та кишечника обумовлений тим, що ці органи становлять найбільший інтерес у предметній галузі.

Весь органомокомплекс свині був підготовлений (її закололи та витягли органи) безпосередньо перед експериментом.

Осколки були розміщені в розглянутих органах свині відповідно до заздалегідь складеної схеми розміщення. Такий підхід є необхідним для адекватності подальшої ідентифікації осколків на комп'ютерній томограмі.

Осколки розміщувалися в органах комплектами (локально по 3 навряд) без внутрішньої нумерації, оскільки візуально добре відрізняються один від одного всередині комплекту формою і щільністю.

Для чистоти експерименту осколки розміщувалися всередині органу так, щоб їхня орієнтація була випадковою.

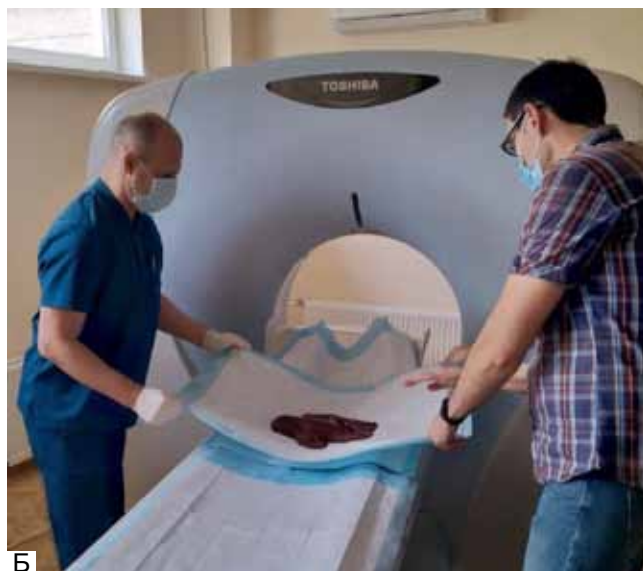
Щоб не спотворювати осколки під час розміщення всередині органу, попередньо проводився надріз, у який потім поміщався осколок.

У печінці було розміщено комплекти: 1, 4, 7, 10, 13, 16, 19, 22.

У легенях було розміщено комплекти: 2, 5, 8, 11, 14, 17, 20, 23.

У кишечнику було розміщено комплекти: 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 24.

На наступній послідовності фотографій показано основні етапи проведення натурального експерименту (рис. 6.7). Фотографії даються групами, відповідно до хронології проведення експерименту: спочатку для печінки, потім для легенів і в кінці для кишечника.



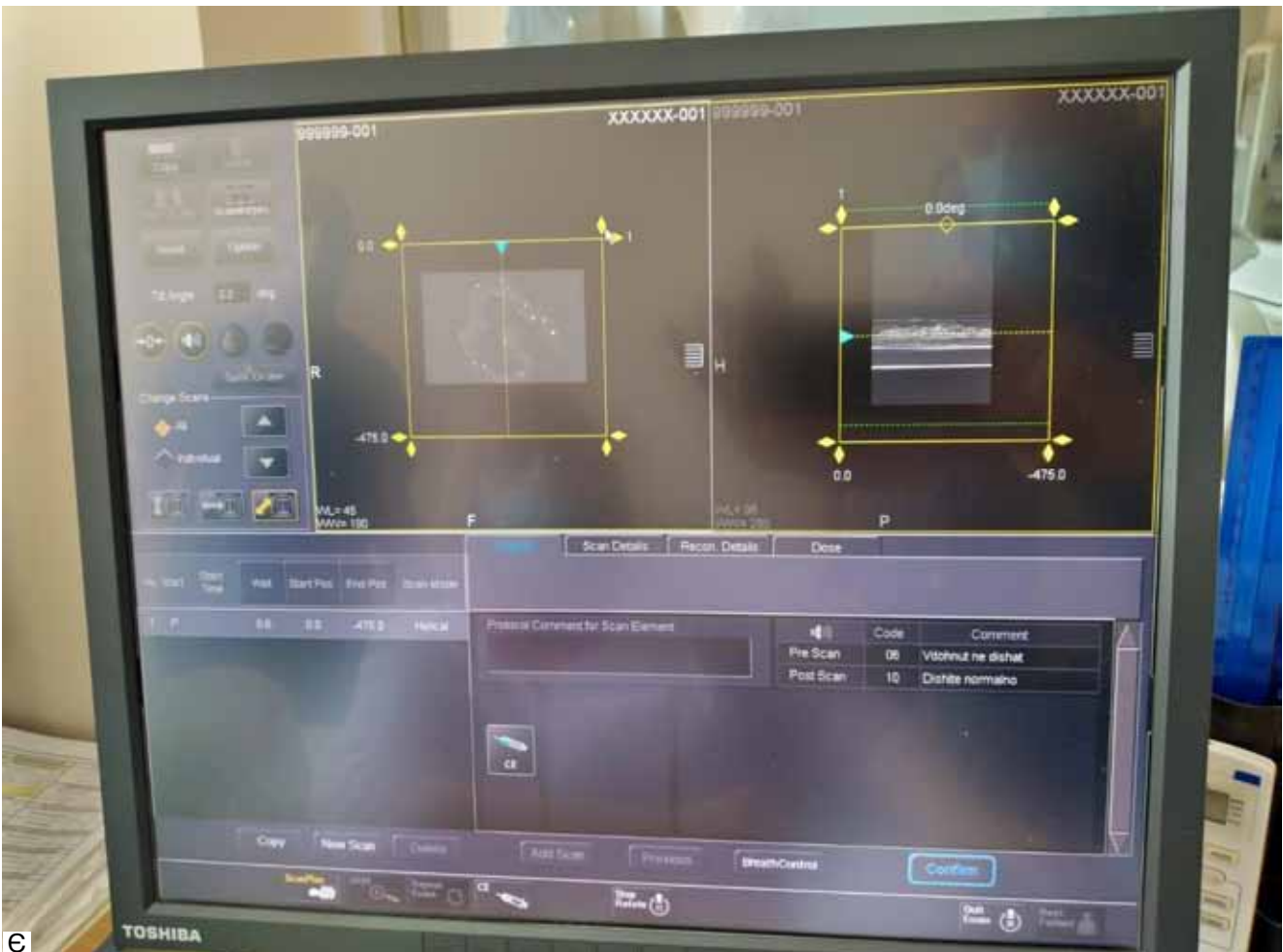


Рис. 6.7 Фотозвіт основних етапів натурального експерименту, де:

а) розміщення осколків у печінці; б) КТ печінки; в) розміщення осколків у легенях; г) КТ легень; д) розміщення осколків у кишечнику; е) КТ кишківника; ж) настройка томографа для отримання зображення кишечника.

Результат натурального експерименту — три окремі КТ печінки, легень та кишечника свині з осколками.

6.6 Обчислювальний експеримент

Суть обчислювального експерименту полягає в тому, щоб зробити вимір довжин осколків на КТ із застосуванням алгоритму, описаного в підрозділі 6.2, порівняти ці довжини з еталонними вимірами експертів, оцінити похибку та зробити висновок про ефективність алгоритму вимірювання з прогнозуванням в області тіні об'єкта. Для проведення обчислювального експерименту було розроблено відповідне ПЗ, що дозволяє виконувати МГК, проводити вимірювання, візуалізувати результати в Unity (рис. 6.3, рис. 6.8) і виводити розміри знайдених об'єктів. Результати вимірювання довжин осколків та похибки представлені в табл. 6.1 — табл. 6.5.

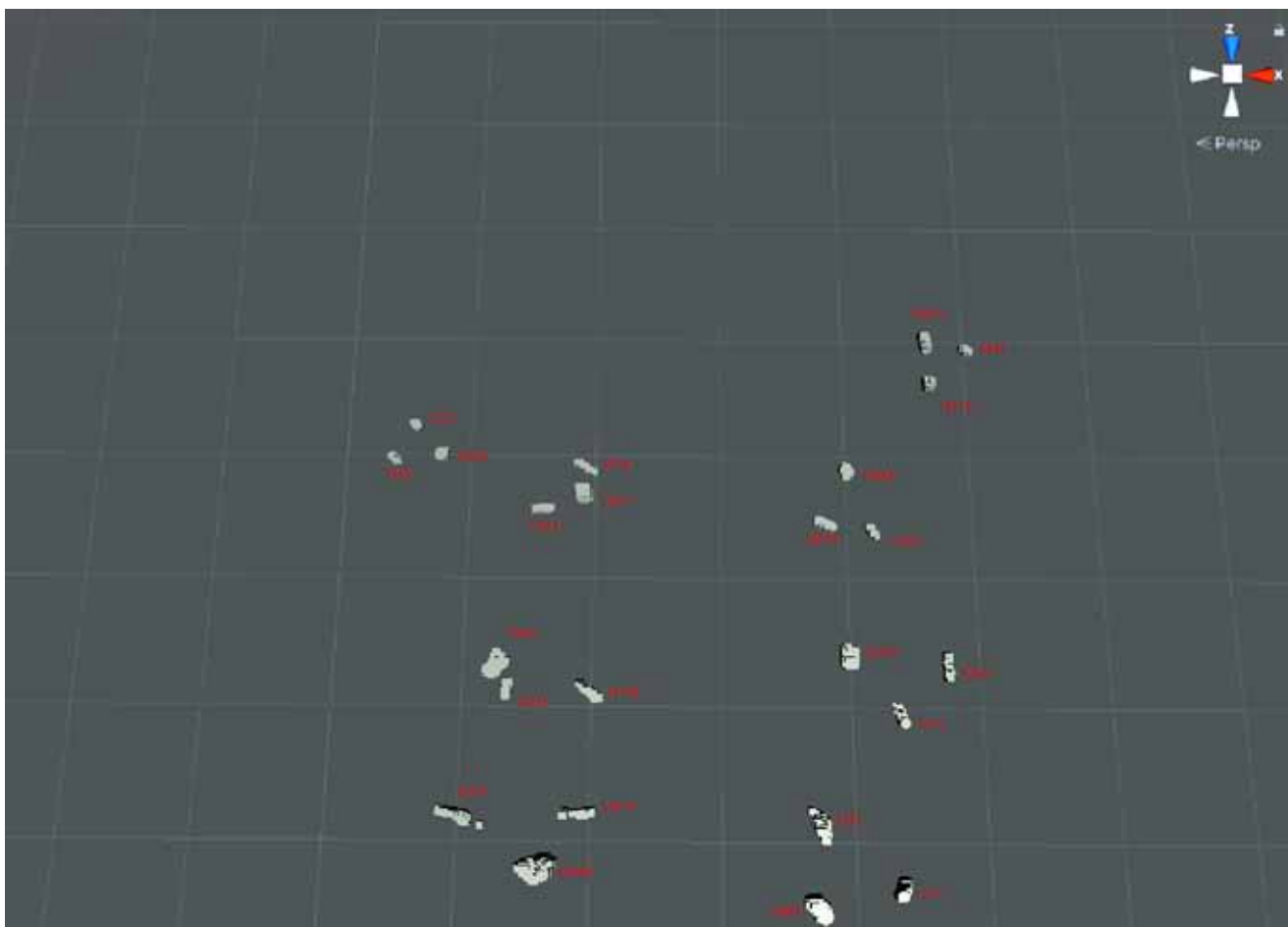


Рис. 6.8 Візуалізація знайдених осколків у легенях (Unity); осколки розміщені комплектами по 3 штуки; червоним відзначено максимальну щільність осколка

Таблиця 6.1

Дані вимірювань довжин осколків у легенях

№ п/п	№ Ком	Макс щільність	Мат	Еталон довжина	Вимір довжина	А пох	В пох	Коеф кор	Вимір (кор)	А пох (кор)	В пох (кор)
1	2	8204	РГД	20,2	20,27	0,07	0,00347	-0,17917	20,4492	0,24917	0,0123
2	5	8391	РГД	15,66	15,55	0,11	0,00702	-0,17917	15,7292	0,06917	0,0044
3	8	10728	РГД	12,7	12,37	0,33	0,02598	-0,17917	12,5492	0,15083	0,0119
4	11	8264	РГД	15	14,24	0,76	0,05067	-0,17917	14,4192	0,58083	0,0387
5	14	6916	РГД	11,5	11,61	0,11	0,00957	-0,17917	11,7892	0,28917	0,0251
6	17	10501	РГД	10,33	9,96	0,37	0,03582	-0,17917	10,1392	0,19083	0,0185
7	20	7212	РГД	5,84	5,76	0,08	0,0137	-0,17917	5,93917	0,09917	0,017
8	23	6041	РГД	5,9	5,5	0,4	0,0678	-0,17917	5,67917	0,22083	0,0374
9	2	20066	Ф1	15,846	15,84	0,006	0,00038	0,05142	15,7886	0,05742	0,0036
10	5	20665	Ф1	11	11,1	0,1	0,00909	0,05142	11,0486	0,04858	0,0044
11	8	19641	Ф1	11	10,93	0,07	0,00636	0,05142	10,8786	0,12142	0,011
12	11	20783	Ф1	10	10,31	0,31	0,031	0,05142	10,2586	0,25858	0,0259
13	14	19417	Ф1	9,9	10,03	0,13	0,01313	0,05142	9,97858	0,07858	0,0079
14	17	18365	Ф1	7,9	7,8	0,1	0,01266	0,05142	7,74858	0,15142	0,0192
15	20	19525	Ф1	6,9	6,93	0,03	0,00435	0,05142	6,87858	0,02142	0,0031
16	23	18176	Ф1	5,3	5,66	0,36	0,06792	0,05142	5,60858	0,30858	0,0582
17	5	17371	Цвях	11,2	11,79	0,59	0,05268	0,64833	11,1417	0,05833	0,0052
18	8	16231	Цвях	11,7	12,2	0,5	0,04274	0,64833	11,5517	0,14833	0,0127
19	14	11814	Цвях	12,9	13,63	0,73	0,05659	0,64833	12,9817	0,08167	0,0063
20	23	20914	Цвях	9,3	9,95	0,65	0,06989	0,64833	9,30167	0,00167	0,0002
21	11	2145	Алюм	9,6	9,8	0,2	0,02083	0,35	9,45	0,15	0,0156
22	20	1943	Алюм	5,8	6	0,2	0,03448	0,35	5,65	0,15	0,0259
23	2	20476	Мідь	11,1	11,55	0,45	0,04054	0,625	10,925	0,175	0,0158
24	17	26764	Мідь	8	8,65	0,65	0,08125	0,625	8,025	0,025	0,0031
Середне		8282,125	РГД			0,27875	0,02675			0,23125	0,0207
Середне		19579,75	Ф1			0,13825	0,01811			0,13075	0,0167
Середне		16582,5	Цвях			0,6175	0,05547			0,0725	0,0061
Середне		2044	Алюм			0,2	0,02766			0,15	0,0207
Середне		23620	Мідь			0,55	0,0609			0,1	0,0094
Середне			Разом			0,304417	0,03158			0,15358	0,016

Таблиця 6.2

Список скорочень заголовків у шапках таблиць

Скорочення	Расшифровка
№ п/п	Номер осколка по порядку (нумерація наскрізна)
№ Ком	Номер комплекту
Макс щільність	Максимальна щільність осколка
Мат	Матеріал / тип осколка
Еталон довжина	Довжина осколка, виміряна експертами
Вимір довжина	Довжина осколка, виміряна із застосуванням ПЗ на КТ
А пох	Абсолютна похибка
В пох	Відносна похибка
Коеф кор	Коефіцієнт корекції
Вимір (кор)	Довжина осколка, виміряна із застосуванням ПЗ на КТ після корекції вимірів
А пох (кор)	Абсолютна похибка після корекції вимірів
В пох (кор)	Відносна похибка після корекції вимірів

Корекція — це компенсація систематичного зсуву оцінок розмірів осколків. Проводиться для підвищення точності за таким алгоритмом.

Крок 1. Спочатку знаходиться коефіцієнт корекції (зсув) — середній зсув оцінок довжини для матеріалу (за всіма зразками з цього матеріалу у всіх трьох органах)

$$K = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_e^{(i)} - d_s^{(i)}; \quad (6.14)$$

$d_s^{(i)}$ — довжина і-го осколка, виміряна експертами; $d_e^{(i)}$ — довжина і-го осколка, виміряна застосуванням ПЗ на КТ.

Крок 2. Після цього довжина $d_e^{(i)}$ кожного осколка коригується на величину К так: $d_e^{(i)} = |d_e^{(i)} - K|$. Нове значення вноситься до таблиці в графу «Вимір (кор)».

Крок 3. На основі скоригованої оцінки довжини осколка оцінюються скориговані абсолютна та відносна похибки вимірювань (останні 2 графи у табл. 6.1, табл. 6.3 — табл. 6.5).

Таблиця 6.3

Дані вимірювань довжин осколків у печінці

№ П/П	№ Ком	Макс щільність	Мат	Еталон довжина	Вимір довжина	А пох	В пох	Коеф кор	Вимір (кор)	А пох (кор)	В пох (кор)
25	1	7356	РГД	16,15	16,26	0,11	0,00681	-0,17917	16,4392	0,28917	0,0179
26	4	12407	РГД	10,46	9,82	0,64	0,06119	-0,17917	9,99917	0,46083	0,0441
27	7	7163	РГД	11,8	11,87	0,07	0,00593	-0,17917	12,0492	0,24917	0,0211
28	10	9158	РГД	14	13,52	0,48	0,03429	-0,17917	13,6992	0,30083	0,0215
29	13	11871	РГД	8,3	8,09	0,21	0,0253	-0,17917	8,26917	0,03083	0,0037
30	16	6741	РГД	8,44	7,97	0,47	0,05569	-0,17917	8,14917	0,29083	0,0345
31	19	13194	РГД	6,6	6,3	0,3	0,04545	-0,17917	6,47917	0,12083	0,0183
32	22	6479	РГД	5	5,2	0,2	0,04	-0,17917	5,37917	0,37917	0,0758
33	1	19008	Ф1	15,9	16,09	0,19	0,01195	0,05142	16,0386	0,13858	0,0087
34	4	19317	Ф1	16,2	16,38	0,18	0,01111	0,05142	16,3286	0,12858	0,0079
35	7	19347	Ф1	10,9	11,03	0,13	0,01193	0,05142	10,9786	0,07858	0,0072
36	10	18723	Ф1	11,05	11,55	0,5	0,04525	0,05142	11,4986	0,44858	0,0406
37	13	19901	Ф1	9,4	9,31	0,09	0,00957	0,05142	9,25858	0,14142	0,015
38	16	16866	Ф1	8	7,9	0,1	0,0125	0,05142	7,84858	0,15142	0,0189
39	19	19612	Ф1	6,5	7,01	0,51	0,07846	0,05142	6,95858	0,45858	0,0706
40	22	19229	Ф1	5,77	5,98	0,21	0,0364	0,05142	5,92858	0,15858	0,0275
41	7	18547	Цвях	10,7	11,14	0,44	0,04112	0,64833	10,4917	0,20833	0,0195
42	13	21465	Цвях	13	13,78	0,78	0,06	0,64833	13,1317	0,13167	0,0101
43	16	15208	Цвях	13,1	13,96	0,86	0,06565	0,64833	13,3117	0,21167	0,0162
44	22	16985	Цвях	11,45	12,12	0,67	0,05852	0,64833	11,4717	0,02167	0,0019
45	4	2035	Алюм	6,23	6,6	0,37	0,05939	0,35	6,25	0,02	0,0032
46	19	2091	Алюм	10,5	11,03	0,53	0,05048	0,35	10,68	0,18	0,0171
47	1	24462	Мідь	9	9,58	0,58	0,06444	0,625	8,955	0,045	0,005
48	10	28732	Мідь	13	13,71	0,71	0,05462	0,625	13,085	0,085	0,0065
Середне		9296,125	РГД			0,31	0,03433			0,26521	0,0296
Середне		19000,375	Ф1			0,23875	0,02715			0,21304	0,0246
Середне		18051,25	Цвях			0,6875	0,05632			0,14333	0,0119
Середне		2063	Алюм			0,45	0,05493			0,1	0,0102
Середне		26597	Мідь			0,645	0,05953			0,065	0,0058
Середне			Разом			0,38875	0,03942			0,19706	0,0214

Таблиця 6.4

Дані вимірювань довжин осколків у кишеню

№ п/п	№ Ком	Макс щільність	Мат	Еталон довжина	Вимір довжина	А пох	В пох	Коеф кор	Вимір (кор)	В пох (кор)	О пох (кор)
49	3	11068	РГД	14,6	13,95	0,65	0,04452	-0,17917	14,1292	0,47083	0,0322
50	6	10759	РГД	12,25	12,51	0,26	0,02122	-0,17917	12,6892	0,43917	0,0359
51	9	8320	РГД	10,94	10,75	0,19	0,01737	-0,17917	10,9292	0,01083	0,001
52	12	8353	РГД	8,57	8,62	0,05	0,00583	-0,17917	8,79917	0,22917	0,0267
53	15	7309	РГД	10,6	10,12	0,48	0,04528	-0,17917	10,2992	0,30083	0,0284
54	18	6586	РГД	7,48	7,49	0,01	0,00134	-0,17917	7,66917	0,18917	0,0253
55	21	7521	РГД	8,2	8,27	0,07	0,00854	-0,17917	8,44917	0,24917	0,0304
56	24	6781	РГД	5,3	5,52	0,22	0,04151	-0,17917	5,69917	0,39917	0,0753
57	3	18533	Ф1	12,5	12,38	0,12	0,0096	0,05142	12,3286	0,17142	0,0137
58	6	20013	Ф1	10	9,46	0,54	0,054	0,05142	9,40858	0,59142	0,0591
59	9	20559	Ф1	8,4	8,47	0,07	0,00833	0,05142	8,41858	0,01858	0,0022
60	12	18300	Ф1	8,95	9,24	0,29	0,0324	0,05142	9,18858	0,23858	0,0267
61	15	16888	Ф1	9,8	9,76	0,04	0,00408	0,05142	9,70858	0,09142	0,0093
62	18	17866	Ф1	7,25	7,16	0,09	0,01241	0,05142	7,10858	0,14142	0,0195
63	21	18513	Ф1	7,8	7,15	0,65	0,08333	0,05142	7,09858	0,70142	0,0899
64	24	18572	Ф1	6,1	6,13	0,03	0,00492	0,05142	6,07858	0,02142	0,0035
65	6	19509	Цвях	11,1	11,93	0,83	0,07477	0,64833	11,2817	0,18167	0,0164
66	15	20805	Цвях	11,9	12,31	0,41	0,03445	0,64833	11,6617	0,23833	0,02
67	21	20231	Цвях	11,8	12,71	0,91	0,07712	0,64833	12,0617	0,26167	0,0222
68	24	19935	Цвях	10,4	10,81	0,41	0,03942	0,64833	10,1617	0,23833	0,0229
69	3	2099	Алюм	9,6	9,76	0,16	0,01667	0,35	9,41	0,19	0,0198
70	12	2219	Алюм	6,5	7,14	0,64	0,09846	0,35	6,79	0,29	0,0446
71	9	23313	Мідь	7,1	7,81	0,71	0,1	0,625	7,185	0,085	0,012
72	18	27212	Мідь	11,6	12,25	0,65	0,05603	0,625	11,625	0,025	0,0022
Середнє		8337,125	РГД			0,24125	0,0232			0,28604	0,0319
Середнє		18655,5	Ф1			0,22875	0,02614			0,24696	0,028
Середнє		20120	Цвях			0,64	0,05644			0,23	0,0204
Середнє		2159	Алюм			0,4	0,05756			0,24	0,0322
Середнє		25262,5	Мідь			0,68	0,07802			0,055	0,0071
Середнє			Разом			0,35333	0,03715			0,24058	0,0266

Таблиця 6.5

Середні оцінки похибок вимірювань за трьома органами

Мат	А пох	В пох	А пох (кор)	В пох (кор)
РГД	0,276667	0,028095	0,260833	0,027394
Ф1	0,201917	0,023798	0,196917	0,023076
Цвях	0,648333	0,056079	0,148611	0,012794
Алюм	0,35	0,046718	0,163333	0,021041
Мідь	0,625	0,066147	0,073333	0,007426
Разом	0,348833	0,03605	0,197074	0,021328

Усі результати обчислювального експерименту наведені для порогів

$$T_{seg} = 1000, T_{bg} = 300, T_{ob} = v_{max} \cdot c = 0,6.$$

Ці значення отримані як найкращі під час оптимізації за критерієм мінімізації середньої абсолютної похибки виміру на основі розгляду всіх матеріалів та зразків. Часто використований критерій мінімізації дисперсії не використовувався тому, що великі відхилення не завжди помилкові. У багатьох випадках значна похибка є результатом особливостей форми об'єкта та його положення при оцифровці.

6.7 Аналіз результатів експериментів, висновки та рекомендації

У середньому (табл. 6.5) абсолютна похибка вимірювань довжин осколків становить 0.2 мм, а відносна похибка 0.02. Це дуже добрий результат у порівнянні з існуючими аналогами. Тим більше, з огляду на той факт, що розмір вокселя становить $d = 0.887$ мм, а висота шару $h = 0.8$ мм.

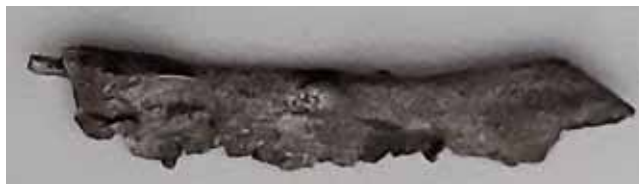
Разом з тим, якщо розглядати матеріали самі по собі, можна бачити, що у осколків РГД найбільша похибка, у осколків Ф1 менша, а у штучних осколків похибка найменша. При цьому в окремих осколків похибка виміру довжини в рази більша, ніж в інших. Чим це зумовлено? І як це об'єктивно враховувати практично?

Чинник тонких кінців. Як показує аналіз наявних даних, осколки гранат часто мають зазубрини і значні утоншення кінців. Експерти міряють такі осколки по максимуму. При оцифруванні тонкі довгі фрагменти осколка дають щільність вокселя таку ж, як звичайні короткі фрагменти стандартної ширини. У такій ситуації при вимірюваннях за допомогою ПЗ довжина осколків значно зменшується. В особливо критичних випадках, залежно від положення в просторі, довжина об'єкта може зменшуватися до подвоєної величини вокселя по діагоналі, що дуже значимо. Цей ефект є основним чинником значного заниження довжини осколка гранати. На наступному рисунку наведено два яскраві приклади з набору даних, де проглядається такий ефект (рис. 6.9).

Для осколків гранат такий ефект заниження розміру за рахунок «з'їдання» тонких зазубрин і кінців при оцифруванні практично зустрічається часто. Його наявність накладає природні обмеження на мінімальну похибку вимірів. У цьому плані слід розуміти, що у вимірюванні осколків гранат із застосуванням ПЗ практично необхідно закладатися на наявність тонких загострених кінців. У середньому на розмір одного вокселя.

Чинник симетрії. Об'єкти після вибуху несиметричні щодо центру/осей. Як у площині 1-ої та 2-ої головних компонент (у цій площині вони фотографуються), так і у третій площині, яку не видно на фотографії. МГК повертає осколки так, щоб мінімізувати похибку. Не завжди апріорно можна зрозуміти з плоскої фотографії, як МГК поверне осколок. Оцінити кут повороту в площині першої і другої головних компонент порівняно легко, в той час як оцінити кут повороту по третій компоненті буває непросто, навіть відмітити факт наявності такого повороту. Експериментально встановлено, що більшість спотворених осколків гранат повертається МГК по 3-й компоненті на кут від 3° - 7° . Наявність такого

повороту призводить до того, що довжина осколка після застосування МГК трохи менше тієї, яку можна очікувати в площині першої і другої головних компонентів. Це може обумовлювати помилку вимірів осколків експертами.



а)



б)

Рис. 6.9 Осколки гранат зі значним потоншенням кінців і зазубринами, де:

а — осколок РГД (файл «11-2-р») — це об'єкт № 4 (табл. 1). Результати вимірювань експертом такі: (з шипом) 15.0 і (без шипа) 14.286. Результати вимірювання ПЗ%: 14,24; б — осколок Ф1 (файл «б-1-ф») — це об'єкт № 58 (табл. 4). Вимірювання із шипами (з урахуванням повороту) дають довжину 10.0, а без шипів — 9.4. Результати вимірювання ПЗ%: 9,46

Осколки РГД є «легкими», порожнистими, значно вигнутими всередині (ефект «бульбашок»), із загинами на краях. Тому МГК повертає їх за третьою компонентою в середньому на більший кут, ніж осколки інших типів.

Спільно з ефектом тонких кінців це зумовлює найбільшу величину неузгодженості вимірювань експертами та ПЗ. У осколків гранати Ф1 похибка менша.

Для цвяхів зниження точності вимірювань відбувається внаслідок наявності задирок на кінцях, які з'явилися в результаті обрізки цвяхів. Наявність таких задирок призводить до того, що МГК трохи розвертає об'єкт. Що й зумовлює втрату точності.

Чинник нерівного тонкого краю. Деякі осколки гранат, головним чином РГД, мають дуже тонкий край з тріщинками. Це призводить до того, що при оцифруванні щільність такої ділянки може значно зменшуватися. Отже, може зменшитися також оцінка розмірів такого осколка.

Найгірше, коли описані негативні чинники виявляються одночасно, зумовлюючи появу великих помилок вимірювань.

Значно більш висока точність вимірювань штучних осколків пов'язана з незначним проявом описаних негативних ефектів.

Ефект корекції. Детальне вивчення розподілу помилок вимірювань показує, що в середньому для матеріалу вони синхронно зміщені щодо середнього вліво або вправо. Це спостереження є основою корекції вимірів, яка допомагає суттєво зменшити вплив зсуву та підвищити точність вимірювань. Наприклад, для цвяхів цей прийом дозволяє зменшити похибку оцінювання довжини приблизно в 4.4 рази.

Ефект уніфікації. Існують ситуації, коли можна з упевненістю сказати про матеріал осколка. Проте, усе може бути інакше.

Щоб мінімізувати помилку вимірювань в умовах невизначеності, було проведено оптимізацію та знайдено параметри, що доставляють найкращі результати вимірювань у середньому. Це пороги $T_{seg} = 1000$, $T_{bg} = 300$, $T_{ob} = v_{max} \cdot c \cdot 0,6$.

Якщо перед застосуванням ПЗ немає інформації про матеріал осколка, ми не можемо застосувати корекцію, і похибка вимірів може бути значною. При наявності даних щодо матеріалу осколків ми застосовуємо корекцію, знижуючи похибку вимірювань довжини осколків у кілька разів.

Список літератури

1. Жианну, К.; Балдан, М. Военно-полевая хирургия. Москва:МККК, 2010, 377 с.
2. Hexiang Qian; Changwen Shi; Guangfu Xing. Clinical application of surface projection in the localization of metal foreign bodies using computed tomography scan. Br. J. Radiol. 2015, 88(1054):20150075, doi: 10.1259/bjr.20150075.
3. Varshney, T.; Kwan, C.W.; Fischer, J.W.; Abo, A. Emergency Point-of-Care Ultrasound Diagnosis of Retained Soft Tissue Foreign Bodies in the Pediatric Emergency Department. Pediatr. Emerg. Care. 2017, 33(6):434-436, doi: 10.1097/PEC.0000000000001158.
4. Вцвен, J.; Boos, J.; Steuwe, A.; Morawitz, J.; Sawicki, L.M.; Caspers, J; Кьпперс, L.; Hartung, B.; Thomas, C.; Antoch, G.; Aissa, J. Diagnostic value and forensic relevance of a novel photorealistic 3D reconstruction technique in post-mortem CT. Br. J. Radiol. 2020, 93(1112): 20200204, doi: 10.1259/bjr.20200204.
5. Bin He; Chao Xu; Yingdelong Mao; Jingwen Mao; Liping Shen; Hao Wei; Fei Wang; Shuogui Xu. A novel navigation system to guide metallic foreign body extraction. Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg. 2016, 11(11):2105-2110, doi: 10.1007/s11548-016-1424-1.
6. Hexiang Qian; Xianju Qin; Guangfu Xing; Changwen Shi; Li Zhang. Comparison of the efficacy and characteristics of metallic foreign body extraction by incision surgery and x-ray guided forceps after body-surface projection positioning: A STROBE-compliant article. Medicine (Baltimore). 2018, 97(35):e12116, doi:10.1097/MD.00000000000012116.
7. RadiAnt DICOM Viewer[Internet]. Available from: .
8. Long, D.E.; Villasante-Tezanos A.G.; Wise J.N.; Kern P.A.; Bamman M.M.; Peterson C.A.; Dennis R.A. A guide for using NIH Image J for single slice cross-sectional area and composition analysis of the thigh from computed tomography. PLoS One. 2019, 14(2):e0211629, doi: 10.1371/journal.pone.0211629.
9. Rollins, K.E.; Awwad, A; Macdonald, I.A; Lobo, D.D. A comparison of two different software packages for analysis of body composition using computed tomography images. Nutrition. 2019, 57:92-96, doi: 10.1016/j.nut.2018.06.003.
10. Mazonakis, M.; Damilakis, J. Computed tomography: What and how does it measure? Eur. J. Radiol. 2016, 85(8):1499-504, doi: 10.1016/j.ejrad.2016.03.002.
11. Aljathlany, Y.; Alamari, K.; Aljasser, A.; Alhelali, A.; Bukhari, M.; Almohizea, M.; Khan, M.; Alammari, A. Comparison Between Mathematical and Software Calculation Methods for the Measurement of the Cross-sectional Area in Upper Airway Imaging. Cureus. 2019, 11(11):e6106, doi: 10.7759/cureus.6106.
12. Paris, M.T.; Tandon, P.; Heyland, D.K.; Furberg, H.; Premji, T.; Low, G.; Mourtzakis, M. Automated body composition analysis of clinically acquired computed tomography scans using neural networks. Clin. Nutr. 2020, 39(10):3049-3055, doi: 10.1016/j.clnu.2020.01.008.
13. Zopfs, D.; Bousabarah, K.; Lennartz, S.; Dos Santos, D.P.; Schlaak, M.; Theurich, S.; Reimer, R.P.; Maintz, D.; Haneder, S.; Hokamp N.G. Evaluating body composition by combining quantitative spectral detector computed tomography and deep learning-based image segmentation. Eur. J. Radiol. 2020, 130:109153, doi: 10.1016/j.ejrad.2020.109153.

14. Hemke, R.; Buckless, C.G.; Tsao, A.; Wang, B.; Torriani, M. Deep learning for automated segmentation of pelvic muscles, fat, and bone from CT studies for body composition assessment. *Skeletal. Radiol.* 2020, 49(3):387-395, doi: 10.1007/s00256-019-03289-8.
15. Paris M.T. Body Composition Analysis of Computed Tomography Scans in Clinical Populations: The Role of Deep Learning. *Lifestyle Genom.* 2020, 13(1):28-31, doi: 10.1159/000503996
16. Nowak, S.; Faron, A.; Luetkens, J.A.; Geißler, H.I.; Praktijnjo, M.; Block, W.; Thomas, D.; Sprinkart, A.M. Fully Automated Segmentation of Connective Tissue Compartments for CT-Based Body Composition Analysis: A Deep Learning Approach. *Invest. Radiol.* 2020, 55(6):357-366, doi: 10.1097/RLI.0000000000000647.
17. Wang, B.; Torriani, M. Artificial Intelligence in the Evaluation of Body Composition. *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 2020, 24(1):30-37, doi: 10.1055/s-0039-3400267.
18. Ijin Joo, Min-Sun Kwak, Dae Hyun Park, Soon Ho Yoon. Fully automated waist circumference measurement on abdominal CT: Comparison with manual measurements and potential value for identifying overweight and obesity as an adjunct output of CT scan. *PLoS One*, 2021, 16(7):e0254704, doi: 10.1371/journal.pone.0254704
19. Xu, Z.; Zuo, S.; Lam, E.Y.; Lee, B.; Chen, N. AutoSegNet: An Automated Neural Network for Image Segmentation. *IEEE Access*, 2020, 8:92452-92461, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2995367.
20. Tuladhar, A.; Schimert, S.; Rajashekar, D.; Kniep, H.C.; Fiehler, J.; Forkert, N.D. Automatic Segmentation of Stroke Lesions in Non-Contrast Computed Tomography Datasets With Convolutional Neural Networks. *IEEE Access*, 2020, 8:94871-94879, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2995632.
21. Russell, J.; Cohn, R. Principal Component Analysis. Book on Demand, 2012, 90p.
22. Смеляков К.С. Модели и методы сегментации изображений объектов нерегулярного вида для автономных систем технического зрения [диссертация]. Харьков: НТУ ХПИ; 2012. 306 с.
23. Dicom tags description [Internet]. Available from: <https://dicom.innolitics.com/ciods>
24. Архів з результатами експерименту [Інтернет]. Доступно на: <https://drive.google.com/drive/folders/1dEkvsJlKcpnTPgF14Hlq5N0pxDgxWeyO>
25. Smelyakov K., Chupryna A., Hvozdiev M., Sandrkin D. Gradational Correction Models Efficiency Analysis of Low-Light Digital Image. In: Open Conference of Electrical, Electronic and Information Sciences (eStream), 25-25 April 2019, Vilnius, Lithuania. p. 1-6.
26. Smelyakov K., Chupryna A., Hvozdiev M., Sandrkin D., Martovytskyi V. Comparative efficiency analysis of gradational correction models of highly lighted image In: IEEE International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications, Science and Technology (PIC S&T), 8-11 Oct. 2019, Kyiv, Ukraine. p. 703-708.
27. Gonzalez, R.C; Woods, R.E. Digital Image Processing, 4th edition, Pearson/Prentice Hall, 2018, 1168p.
28. Illustration of principal component analysis (PCA) [Internet]. Available from: <https://www.joyofdata.de/blog/illustration-of-principal-component-analysis-pca/>
29. Колмогоров, А. Н.; Фомин С.В. Элементы теории функций и функционального анализа. М.: Наука, 1972, 496 с.
30. Сойфер, В.А.; Методы компьютерной обработки изображений. М.: Физматлит, 2003, 784 с.
31. Смоляк, С.А.; Титаренко Б.П. Устойчивые методы оценивания. М.: Статистика, 1980, 208 с.

7. ОЦІНЮВАННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ БІОМЕДИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ ДИНАМІКИ БІОЛОГІЧНИХ ЗМІН В УМОВАХ БАГАТОФАКТОРНОГО АКТИВНОГО ЕКСПЕРИМЕНТУ (ПНЕВМАТИКА)

7.1 Вибір умов факторного експерименту, мета дослідження та постановка завдань

Об'єкти дослідження — лабораторні кролики, біологічний стан яких визначається відсутністю факторного впливу (контрольна група) та наявністю такого впливу в результаті запланованих осколкових поранень при різних, фіксованих, температурах вражаючого елемента (осколка). Головна особливість даних випробувань полягає в тому, що вони є модельними — генерація ударного впливу осколка відбувається за допомогою спеціального механічного пристрою, який моделює бойову зброю.

Мета дослідження — формування систем максимально інформативних біомедичних показників, що відображають динаміку впливу часу на біологічний стан кроликів за різних рівнів температури осколка.

Базові умови факторного експерименту:

1. Кількість факторів впливу — 2 (фактор А — температура вражаючого елемента (осколка), фактор (В) — час спостереження).

2. Рівні факторів впливу:

фактор А — 3 рівні температури (17,5 °С, 50 °С, 100 °С);

фактор В — 3 рівні часу (1,3 і 5 дні спостереження).

3. Кількість груп, які піддаються факторному впливу кроликів — 4: одна контрольна група і 3 експериментальних (піддаються осколковому впливу).

Кількість кроликів у кожній групі — 3.

4. Ідентифікація кроликів за групами:

а) контрольна група,

б) 3 групи, які піддаються осколковим пораненням, що відповідають кількості рівнів фактора впливу (температура).

5. Кількість досліджуваних біомедичних показників — 27.

6. Максимальна абсолютна похибка вимірювання температури осколка — не більше $\pm 0,5$ °С.

7. Максимальне відхилення дійсного значення температури від рівня, що задається, — не більше ± 3 °С.

8. Динаміка реабілітації кроликів після поранення передбачає відсутність їх активного лікування.

9. Обсяг отриманої під час активного експерименту вимірювальної інформації за рівнями факторів А і В є відносно невеликим, оскільки кількість рівнів цих факторів дорівнює 3. Це означає, що результати експерименту містять велику апріорну визначеність у параметрах динаміки значень показників, а відповідно, і невизначеність у результатах факторних впливів. Обмеженість обсягу вибірових даних повинна враховуватися при виборі математичних моделей їх статистичного оброблення.

Основними завданнями дослідження є:

1. Оцінювання статистичної значущості двофакторного впливу на біомедичні показники за умов:

а) взаємної незалежності впливу факторів А і В (окремо за кожним фактором);

б) з урахуванням факторної взаємодії за рівнями факторів, що впливають одночасно.

Очікуваний результат дослідження — формування інформативних підмножин біомедичних показників, що статистично значуще реагують:

— на фактор А,

- на фактор В,
- на одночасний вплив факторів А і В.

2. Оцінювання статистичної значущості регресійного впливу часу спостереження (рівнів фактора В) на кожен біомедичний показник. Ранжування показників за модулем коефіцієнта парної лінійної кореляції з часом. Оцінювання статистичної значущості множинного регресійного впливу за групами максимально інформативних біомедичних показників.

Очікуваний результат дослідження — оптимізація кількості біомедичних показників, що інформативно реагують на рівні фактора В при фіксованих рівнях фактора А.

Методи дослідження:

1. Двофакторний аналіз з повтореннями (з багаторазовими вимірами рівнів факторів А і В).
2. Лінійний регресійний аналіз значень показників за рівнями фактора В (часу спостереження).
3. Множинний регресійний аналіз впливу рівнів фактора В на підмножини досліджуваних показників.
4. Математичні методи теорії інформації та інформаційної теорії вимірювань.

7.1.2 Оцінювання статистичної значущості показників при двофакторному впливі на біологічний об'єкт

Мета — теоретичне обґрунтування вибору однієї з двох (параметричної або випадкової) моделей класичного дисперсійного факторного аналізу за результатами попереднього оброблення експериментальних даних. Для досягнення мети попередньо було проведено теоретичне дослідження інформаційної моделі факторного впливу.

7.1.2.1. Інформаційний аналіз моделей факторного впливу

Планування біомедичного вимірювального експерименту — це складне багатоваріантне та багатокритеріальне завдання. Вибір плану — це вибір умов, що є обов'язковими для виконання та забезпечують максимальну ефективність експерименту, яка кількісно оцінюється в межах заданих статистичних вимог. На жаль, будь-який науковий та вимірювальний експеримент щодо біологічних об'єктів проводиться в умовах неусуненої невизначеності властивостей таких об'єктів, оскільки більшість цих властивостей визначаються динамікою випадкових процесів внутрішніх біохімічних змін. Контроль та управління такими процесами практично неможливі, що переводить планування подібних наукових експериментів на більш складний і високий рівень, який враховує факторну неоднорідність. Остання може бути дискретною, безперервною або змішаною, впливаючи, незалежно від плану, на точність отримання логічних висновків за результатами експерименту [1].

Дані дослідження є теоретичними, спрямованими на виявлення можливостей математичних моделей інформаційного аналізу плану наукового експерименту на кількість отримуваної контрольної-діагностичної інформації в умовах факторної неоднорідності та параметричної невизначеності використовуваних вимірювальних сигналів.

Будь-який факторний аналіз, у тому числі й двофакторний, пов'язаний з вивченням та порівнянням дисперсії показника за фактором впливу, із залишковою дисперсією факторної моделі [2]. Тому інформаційний аналіз двофакторних моделей повинен базуватися на вивченні класичних моделей однофакторного дисперсійного аналізу, оскільки у двофакторних моделях обов'язково проводяться окремі дослідження за кожним фактором.

Стандартні статистичні методи однофакторного дисперсійного аналізу (ANOVA) результатів БМЕ (біомедичного експерименту) виділяють дві базові моделі для позначення ефектів рівня фактора впливу:

- параметрична модель,
- випадкова (модель компонент дисперсій).

Розглянемо порівняння цих двох найбільш поширених факторних моделей аналізу — параметричну й випадкову, та знайдемо математичні вирази для розрахунку кількості очікуваної інформації про види біологічного стану за конкретним біомедичним показником.

Нехай X — вимірювана, під час експерименту фізична (або біохімічна) величина, що представляється, після закінчення експерименту, набором групованих (за номерами $j = 1, k$ рівнів фактора)

$$X = \{x_{1n_1}, \dots, x_{jn_j}, \dots, x_{kn_k}\}, \quad (7.1)$$

де $n_1, \dots, n_j, \dots, n_k$ кількість вимірювань у кожній групі. Позначимо індексом i — номер окремого вимірювання в j -тій групі ($i = 1, n_j$). Введемо верхній індекс (1) або (2) для результату вимірювання, відповідно, для параметричної або випадкової моделей ($x_{ji}^{(1)}$ або $x_{ji}^{(2)}$).

Тоді моделі результатів вимірювань для планів параметричного представлення рівнів фактора впливу будуть виглядати як:

$$x_{ji}^{(1)} = \bar{X} + \gamma_j + z_{ji}; \quad (7.2)$$

$$x_{ji}^{(2)} = \bar{X} + u_j + z_{ji}, \quad (7.3)$$

де γ_j і u_j відхилення значень $x_{ji}^{(1)}$ або $x_{ji}^{(2)}$ від загального середнього \bar{X} ; z_{ji} — випадкове залишкове відхилення.

Оскільки для перевірки основної гіпотези (H_0 : «факторний вплив відсутній») використовують критеріальну F — статистику у формі відношення середнього квадрата $\overline{Q_1}$ відхилень між групами до середнього квадрата всередині груп $\overline{Q_2}$,

$$F = \frac{\overline{Q_1}}{\overline{Q_2}}, \quad (7.4)$$

відтак є сенс оцінити кількість вимірювальної (логічної, тобто діагностичної або контрольної) інформації, яка міститься в F — статистиці (1.4). Причому таку оцінку можна отримати окремо для параметричної та випадкової моделей експерименту (при справедливості чи несправедливості основної гіпотези H_0).

Хоча формально обидві моделі планування експерименту реалізують тест на значущість, тобто оперують тільки вірогідністю помилки першого роду (рівнем значущості) і перевіряють лише єдину основну гіпотезу H_0 , введемо додатково й альтернативну гіпотезу (H_1 : «має місце факторний вплив»).

Імовірнісні моделі інформаційної теорії вимірювань [3, 4] дозволяють отримати рівняння для оцінювання кількості I очікуваної вимірювальної інформації для будь-яких варіантів законів розподілу випадкових результатів вимірювання

$$I = H_1 - H_2, \quad (7.5)$$

де H_1 і H_2 — вихідна (до вимірювання) і залишкова (після вимірювання) ентропії випадкової величини, не випадковий параметр якої містить очікувану інформацію. Якщо, у загальному випадку, X — випадкова вимірювана величина, Δx — похибка її розрізнення, $f(x)$ — закон розподілу величини X , а x_N — реалізація результату вимірювання, то отримуємо [3]:

$$\begin{cases} H1 = - \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \log f(x) dx - \log \Delta x; \\ H2 = - \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, x_N) \log \frac{f(x, x_N)}{f(x_N)} dx dx_N - \log \Delta x, \end{cases} \quad (7.6)$$

де $f(x, x_N)$ — двомірна щільність розподілу величин X і X_N . Якщо $f(x)$ і $f(x, x_N)$ — одномірний і двомірний нормальні закони розподілу, то кількість інформації (біт) буде дорівнювати

$$I = \frac{1}{2} \log_2 \left[1 + \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_{\Delta x}} \right)^2 \right], \quad (7.7)$$

де σ_x^2 і $\sigma_{\Delta x}^2$ — дисперсії величини X , відповідно, до та після вимірювання.

Відношення дисперсії σ_x^2 і $\sigma_{\Delta x}^2$ під знаком логарифма може бути замінено оцінкою у вигляді F — статистики дисперсійного відношення Фішера [5]. Тоді вираз (1.7) зручно використовувати для отримання оцінок кількості інформації для будь-яких, навіть несиметричних законів розподілу. Більше того, необхідно врахувати, що при однаковій дисперсії $\sigma_{\Delta x}^2$, похибка, розподілу за нормальним законом, вносить більший дезінформаційний вплив, ніж похибка, розподілена за законом, відмінного від нормального [3].

Випадкова F — статистика має щільність або центрального (справедлива гіпотеза H_0), або нецентрального (справедлива гіпотеза H_1) F — розподілу Фішера, причому підвищення кількості ступенів вільності та параметра нецентральної лише наближають цей розподіл до нормального.

Використаємо інформаційну модель (7.7) для оцінювання кількості отримуваної, під час експерименту, інформації за вимірювальними величинами $F(1)$ і $F(2)$, обчислюваних за дисперсійними відношеннями для параметричного ($x_{ji}^{(1)}$) і випадкового ($x_{ji}^{(2)}$) варіантів використання вимірювальної величини X .

Уведемо позначення для дисперсій F — статистики на основі моделі плану експерименту й гіпотез H_0 і H_1 (таблиця 7.1).

Таблиця 7.1

Позначення для дисперсії критеріальної статистики

Модель експерименту	Справедливість гіпотези	
	H_0	H_1
Параметрична	$D_{0(1)}$	$D_{1(1)}$
Випадкова	$D_{0(2)}$	$D_{1(2)}$

Задамо план експерименту у вигляді набору виразів:

$$(N, k, n, \pm), \quad (7.8)$$

де N — загальна кількість усіх результатів вимірювання величини X ; k — кількість рівнів фактора впливу (кількість груп); n — кількість вимірювань у групі ($n_1 = n_2 = \dots = n_j = \dots = n_k = n$); α — рівень значущості.

Урахуємо, що F — статистика при справедливості основної гіпотези H_0 , має щільність центрального F — розподілу з $v_1 = k - 1$ і $v_2 = N - k$ ступенями вільності [2].

$$F \sim F_{v_1, v_2} \quad (7.9)$$

Тоді дисперсії $D_{0(1)}$ і $D_{0(2)}$ однакові та визначаються виразами

$$D_0 = D_0^{(1)} = D_0^{(2)} = \frac{2v_2^2 \cdot (v_1 + v_2 - 2)}{v_1 \cdot (v_2 - 2)^2 \cdot (v_2 - 4)} \quad (7.10)$$

Можна показати [5,6], що загальний вираз для дисперсії $D_{1(1)}$ і $D_{1(2)}$ буде представлено рівняннями [2]

$$D_1^{(1)} = \frac{2v_2^2}{(v_2 - 2) \cdot (v_2 - 4)} \cdot \left[\left(\frac{1 + \lambda^{(1)}}{(v_2 - 2)} \right)^2 + \left(\frac{1 + 2\lambda^{(1)}}{v_2} \right)^2 \right], \quad (7.11)$$

$$D_1^{(2)} = \frac{2v_2^2 \cdot (v_1 + v_2 - 2)}{v_1 (v_2 - 2)^2 \cdot (v_2 - 4)} \cdot \left[1 + \frac{\lambda^{(2)}}{v_1} \right]^2. \quad (7.12)$$

При оцінюванні кількості інформації результатів біомедичного експерименту (7.7) врахуємо, що:

- а) для параметричної моделі факторного впливу

$$\sigma_x^2 = q_0 D_0 + q_1 D_1^{(1)}; \tag{7.13}$$

б) для випадкової моделі

$$\sigma_x^2 = q_0 D_0 + q_1 D_1^{(2)}. \tag{7.14}$$

Використовуючи вирази (7.10), (7.11), (7.12), отримуємо наступні вирази для визначення кількості інформації $I^{(1)}$ (параметрична модель) і $I^{(2)}$ (випадкова модель), урахувавши, що $v_1 = k - 1$, $v_2 = n - k$, а $q_0 = q_1 = 0,5$:

$$I^{(1)} = \frac{1}{2} \log \left\{ 1 + \frac{1 + (1 + \lambda)^2 + (1 + \lambda) \cdot \left[\frac{k}{k-1} (n-1) - \frac{2}{k-1} \right]}{(N-k-4) \cdot \pm \cdot (1 \pm) \cdot \left[F_{:\oplus} \left(\frac{N-k-2}{N-k} \right) - 1 \right]^2} \right\}; \tag{7.15}$$

$$I^{(2)} = \frac{1}{2} \log \left\{ 1 + \frac{2(N-3)(N-k-2)^2(k-1) \cdot \left[\frac{2}{\lambda^2} + \frac{2}{\lambda(k-1)} + \frac{1}{(k-2)^2} \right]}{(N-k-4) \cdot (N-k)^2 \cdot [\lambda(1 \pm) + 2(1 - \pm)]} \right\}. \tag{7.16}$$

Аналіз виразів (7.15-7.16) при оцінюванні кількості інформації дозволяє порівняти дві базові статистичні моделі для позначення ефектів рівня фактора впливу при дисперсійному аналізі — параметричну та випадкову. Особливо є цікавими випадки, типові для біомедичного експерименту, а власне порівняно невелику кількість загальних і внутрішнь-огрупових вимірювань.

У роботах [7,8] було визначено вплив параметра нецентральності λ на інформаційний зміст моделей ($N = 50$; $k = 5$; $\alpha = 0.05$), результати якого представлено на рис. 7.1.

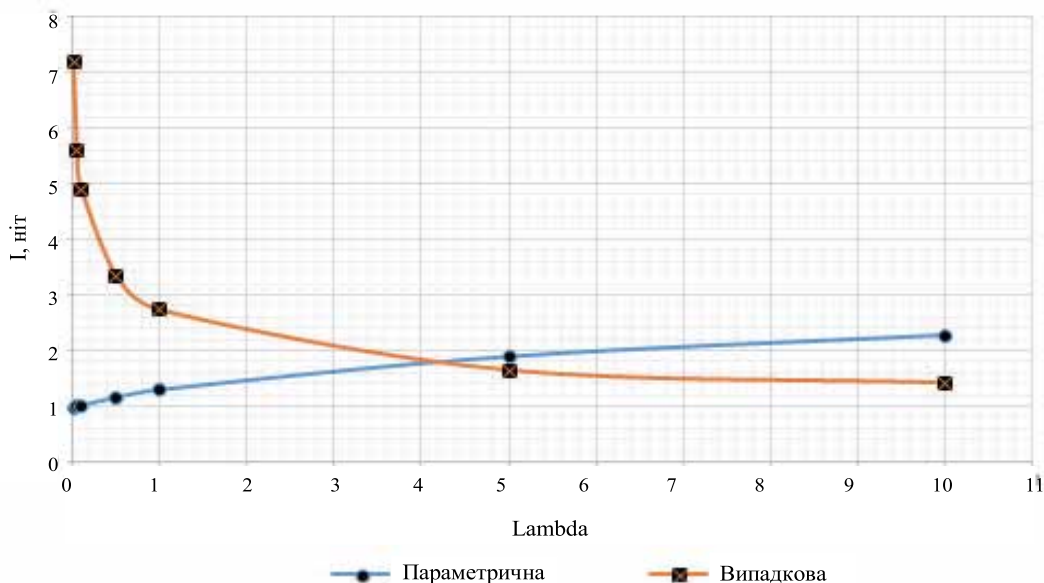


Рис. 7.1. Результати дослідження впливу параметра нецентральності λ на інформаційний зміст моделей

Аналіз отриманих результатів засвідчує, що параметр нецентральності λ суттєво впливає на зміст статистичних моделей для позначення ефектів рівня фактора впливу, причому для кожної комбінації параметрів плану експерименту (N , k , α) може бути вироблено ту чи іншу модель, виходячи з критерія інформативності.

Розрахуємо значення параметра нецентральності для трьох найбільш вживаних біомедичних показників, які характеризують процеси реабілітації після осколкових поранень: еритроцити, лімфа та сегменти. Для контрольних кроликів (норма) дорівнюють відповідно: 4,134; 60,69; 26,99. Значення усереднених середньоквадратичних відхилень (СКВ) цих же показників, для норми, відповідно дорівнюють: 0,744; 20,68; 17,0. Для кроликів при

осколкових пораненнях (пневматика) середні значення показників еритроцитів, лімфи й сегментів дорівнюють відповідно 3,732; 59,85; 22,59. Усереднені СКВ для відповідних показників дорівнюють: 0,616; 12,06; 8,92. Якщо позначити середні значення будь-якого з показників для контрольних і поранених кроликів, як m_0 і m_1 , а середню дисперсію для показника цих же кроликів D , то параметр нецентральності можна розрахувати за формулою:

$$\lambda = \frac{|m_0 - m_1|}{\sqrt{D}} \quad (7.17)$$

Врахуємо, що середні дисперсії за показниками еритроцитів, лімфи та сегментів відповідно дорівнюють: 0,467; 286,553; 184,283. Тоді параметри нецентральності λ будуть мати такі значення: 0,591; 0,049; 0,324.

Оскільки отримані значення параметра λ значно менші 1, то згідно з рисунком 7.1 кращою є випадкова модель факторного аналізу (будь-яке з отриманих значень λ знаходиться лівіше точки перетину інформаційних залежностей для параметричної та випадкової моделей).

7.1.2.2 Двофакторний статистичний аналіз біомедичних показників при пораненнях без лікування (пневматика). Випадкова модель

Для розширення інформаційних можливостей аналізу біомедичних показників при факторних впливах на біологічний об'єкт було використано модель двофакторного аналізу з багаторазовими вимірюваннями за всіма рівнями факторів впливу A і B . Таблиці вихідних даних для такого двофакторного аналізу мали три рядки (за рівнями фактора A) та три стовпчики (за рівнями фактора B). У кожній клітинці таких таблиць було три числа (за кількістю кроликів у досліджуваних (за температурами) осколках). Усі числа було взято для обраного досліджуваного показника із загальної таблиці результатів експерименту. У додатку Б представлено перелік усіх досліджуваних показників.

Параметри плану двофакторного експерименту й методу статистичної обробки:

- загальний обсяг вибірових даних $N = 27$,
- кількість внутрішньогрупових (у кожній клітинці) результатів спостереження — 3,
- кількість рядків і стовпчиків — однакова й дорівнює 3,
- модель аналізу: випадкова модель перехресних класифікацій (модель компонент дисперсій),
- рівень значущості, що задається (ризик помилки першого роду) $\alpha = 0,05$.

У табл. 7.2 представлено приклад використання значення показника креатинін для подальшого двофакторного аналізу.

Таблиця 7.2

Приклад таблиці вихідних даних для моделі двофакторного аналізу з повтореннями ($n = 3$) (пневматика). Показник — креатинін

Температура, °C	Час		
	1 доба	3 доба	5 доба
17,5	78	90	82
	62	64	62
	72	74	70
50	73	75	76
	98	102	116
	65	68	67
100	54	56	48
	69	76	89
	40	40	98

У табл. 7.3 представлено результати двофакторного дисперсійного аналізу (модель компонент дисперсій), отриманих з використанням програми Excel та з використанням стандартних налаштувань Data Analysis для всіх досліджуваних біомедичних показників.

Таблиця 7.3.

Значення F-статистик Фішера за результатами двофакторного дисперсійного аналізу з повтореннями (пневматика)

Біомедичний показник	F статистики		
	Рядки	Стовпчики	Взаємодії
Температура після поранення	1,336061467	0,15450142	1,167696676
Пульс	0,972088295	0,387075225	1,394859134
pO2	0,384819357	3,034802784	0,56479947
ЧДД	0,525	0,46875	0,9375
pH	4,382962921	1,393511206	1,072691035
Гемоглобін	2,034022682	1,481654436	0,916277518
Еритроцити	5,652897797	22,16117722	0,238802425
Лейкоцити	4,086312989	1,607683353	0,781722934
Пал %	5,161616162	4,313131313	1,388888889
Сегм%	3,461441214	0,417825537	3,44437421
Мон%	0,602459016	1,364754098	0,405737705
Лімф%	1,509859155	0,052112676	3,540140845
Тромб	0,842155653	3,035462681	0,112298489
АСТ	0,901825198	1,575604923	0,318345849
АЛТ	5,189686837	1,692250817	0,320831445
Білірубін	2,558130244	0,696935106	0,433508361
АЛП	4,075264807	0,975132404	0,718013609
Глюкоза	0,38688	0,04128	0,0264
СК	0,66107555	8,928652733	1,828289041
ЛДН	0,601194409	3,728712789	1,13605865
Сечовина	1,648916117	7,089066918	0,627945335
креатинін	2,505606288	0,840018495	0,489943359
білок	1,499976761	2,139152785	0,802648825
ПИ	0,927007299	0,489051095	0,927007299
Критичні статистики	3,554557146	3,554557146	2,927744173

З табл. 7.3 випливає, що не для всіх показників обчислена статистика Фішера є більшою за відповідні критичні значення: за рядками, стовпчиками та взаємодіями. Це означає, що інформативність таких показників статистично не значуща. Аналіз отриманих статистик Фішера дозволив виокремити три групи показників, інформативних щодо змін окремо рівнів фактора А, окремо рівнів фактора В та окремо для взаємодії рівнів факторів А і В.

У табл. 7.4 представлено показники, які статистично значуще реагують на зміни температури вражаючого елемента.

Таблиця 7.4

Показники, які статистично значуще реагують на зміни температури вражаючого елемента (вплив фактора температури — за рядками) (пневматика)

Біомедичний показник	F статистики		
	Рядки	Стовпчики	Взаємодії
pH	4,382962921	1,393511206	1,072691035
Еритроцити	5,652897797	22,16117722	0,238802425
Лейкоцити	4,086312989	1,607683353	0,781722934
Пал %	5,161616162	4,313131313	1,388888889
АЛТ	5,189686837	1,692250817	0,320831445
АЛП	4,075264807	0,975132404	0,718013609

У табл. 7.5 показники, які статистично значуще реагують на динаміку.

Таблиця 7.5

Показники, які статистично значуще реагують на динаміку (вплив фактора часу — за стовпчиками) (пневматика)

Біомедичний показник	F статистики		
	Рядки	Стовпчики	Взаємодії
Еритроцити	5,652897797	22,16117722	0,238802425
Пал %	5,161616162	4,313131313	1,388888889
СК	0,66107555	8,928652733	1,828289041
ЛДН	0,601194409	3,728712789	1,13605865
Сечовина	1,648916117	7,089066918	0,627945335

У табл. 7.6 показники, які статистично значуще реагують на взаємодію факторів часу та температури.

Таблиця 7.6

Показники, які статистично значуще реагують на взаємодію факторів часу та температури(пневматика)

Біомедичний показник	F статистики		
	Рядки	Стовпчики	Взаємодії
Сегм%	3,461441214	0,417825537	3,44437421
Лімф%	1,509859155	0,052112676	3,540140845

7.1.3 Лінійний кореляційний аналіз показників і часу їх спостереження

Мета — ранжування показників за спаданням ступеня їх зв'язку з часом.

Такий аналіз зроблено для всіх трьох рівнів фактора А (табл. 7.7 — 7.9). Було знайдено лінійну кореляцію кожного з показників з рівнями фактора В, на основі програми Excel з використанням стандартних налаштувань Data Analysis. Оскільки ступінь кореляційного зв'язку може бути розглянуто без урахування його знаку, то ранжування біомедичних показників було проведено для модулів лінійного парного коефіцієнта кореляції (показник — час).

Таблиця 7.7

Ранжування, за спаданням модуля коефіцієнта лінійної кореляції з часом, досліджувані біомедичні показники (температура — 17,5 °С) (пневматика)

№ показника	Біомедичний показник	Коеф. кореляції
1	Еритроцити	0,778956253
2	АСТ	0,737241084
3	СК	0,655175965
4	ЛДН	0,645183884
5	білок	0,58853228
6	Сечовина	0,572936704
7	pO ₂	0,550294915
8	pH	0,53932778
9	Розміри рани	0,461083968
10	АЛТ	0,43401377
11	Тромб	0,428380599
12	Пал %	0,422856887
13	Тем-ра після поранення	0,422500148
14	ЧДД	0,323029141
15	ПІ	0,204124145
16	Глюкоза	0,183967419
17	Мон%	0,169841555
18	Гемоглобін	0,165900379

19	АЛП	0,131074139
20	Сегм%	0,106099178
21	Пульс	0,096843886
22	Лімф%	0,059200278
23	Лейкоцити	0,041898134
24	Білірубін	0,039704637
25	креатинін	0,030261377
26	Температура до поранення	0
27	Температура осколка	0

Таблиця 7.8

Ранжування, за спаданням модуля коефіцієнта лінійної кореляції з часом, досліджувані біомедичні показники (температура — 50 °С) (пневматика)

№ показника	Біомедичний показник	Коеф. кореляції
1	Еритроцити	0,781990699
2	Пал %	0,755928946
3	Пульс	0,725798584
4	Сечовина	0,695771501
5	Лімф%	0,655825589
6	Сегм%	0,598443749
7	Розміри рани	0,547722558
8	ПІ	0,514798667
9	Тромб	0,460020861
10	Гемоглобін	0,452872108
11	білок	0,451690469
12	СК	0,396929495
13	pO ₂	0,364138277
14	Тем-ра осколка	0,306186218
15	АСТ	0,298750833
16	АЛП	0,247826054
17	АЛТ	0,239281258
18	Мон%	0,237170825
19	pH	0,204546855
20	ЛДН	0,188935447
21	креатинін	0,181122951
22	Лейкоцити	0,117934575
23	Тем-ра після поранення	0,073323558
24	Білірубін	0,070862012
25	ЧДД	0,045963856
26	Тем-ра до поранення	1,21667E-08
27	Глюкоза	0

Таблиця 7.9

Ранжування, за спаданням модуля коефіцієнта лінійної кореляції з часом, досліджувані біомедичні показники (температура — 100 °С) (пневматика)

№ показника	Біомедичний показник	Коеф. кореляції
1	Розміри рани	0,83216105
2	СК	0,739666777
3	Лімф%	0,707246955
4	Сегм%	0,696440909
5	Гемоглобін	0,685716599
6	Еритроцити	0,643646638
7	ЧДД	0,596284794
8	Сечовина	0,560403683
9	Білірубін	0,519100204

10	Тромб	0,502404869
11	креатинін	0,495574503
12	Лейкоцити	0,494039102
13	pH	0,491032177
14	Пульс	0,418595643
15	Тем-ра після поранення	0,382467066
16	АЛТ	0,380838917
17	Пал %	0,375734575
18	Тем-ра осколка	0,306186218
19	АСТ	0,221518806
20	Мон%	0,207349055
21	білок	0,188195395
22	ПІ	0,11757927
23	АЛП	0,090829346
24	ЛДН	0,087176098
25	Глюкоза	0,058764253
26	pO ₂	0,047245559
27	Температура до поранення	0

Аналіз таблиць 7.7 – 7.9 засвідчує, що ранжування показників за ступенем кореляції з часом для кожної з таблиць — різні. Цьому можливе лише одне пояснення — рівень фактора *A* визначає порядок ранжування, а отже, і інформативність підмножин (систем показників). Для вибору таких підмножин необхідно провести наступний множинний кореляційний аналіз з регульованою розмірністю простору показників, а як цільову функцію оптимізації бажано обрати кількість очікуваної інформації про вплив рівня фактора *B* на всі підмножини показників.

7.1.4 Множинний кореляційний аналіз систем показників.

Оптимізація кількості показників за інформаційною цільовою функцією

Мета такого аналізу — виявлення показників, що максимально інформативно відображають динаміку своєї зміни в часі. Окрім цього, виявлення таких показників повинне дозволити сформулювати підмножини показників, які може бути розглянуто як багатовимірні системи, що володіють максимальною інформативністю відносно можливих динамічних змін біологічного стану об'єкта випробувань.

Досягнення такої мети будемо здійснювати в 2 етапи:

1. Розроблення теоретичного обґрунтування отримання інформації про вплив часу спостереження на систему показників. Такий аналіз буде базуватися на результатах інформаційного аналізу парних взаємодій між досліджуваним показником і часом спостереження.

2. Множинний кореляційний аналіз системи показників і часу їх спостереження (мета — оптимізація кількості показників за максимумом очікуваної інформації про рівень динамічних змін).

Оскільки цільовою функцією є кількість інформації, то дане дослідження передбачає два етапи:

1 етап — розроблення теоретичного обґрунтування для інформаційного аналізу системи показників (мета — розроблення математичної моделі цільової функції);

2 етап — оптимізація максимально інформативної системи показників з інформаційно мотивованим обмеженням на їх кількість.

7.1.4.1 Інформаційний аналіз системи показників для моделей множинної регресії.

7.1.4.1.1 Базові моделі з випадковими змінними

Будь-яка система біомедичних показників, яка використовується в експерименті з обмеженнями на обсяги такої інформації, може бути розглянута як система з підвищеною

інформаційною невизначеністю. Оскільки інформаційні складові такої системи базуються на одномірних регресіях, то останні можуть бути розглянуті як регресії з випадковими змінними. Дамо спочатку класифікацію моделей таких базових одновимірних регресій, які ранжовано за ступенем збільшення інформаційної невизначеності.

Нехай оцінювання контрольованого параметра Y (досліджуваній біомедичний показник) проводиться на підставі результатів вимірювання x_1, \dots, x_p значень контрольованих величин X_1, \dots, X_p з наступним функціональним перетворенням цих значень на оцінку Y^* . Ця процедура відповідає моделі непрямих вимірювань, де X_1, \dots, X_p є аргументами або змінними, а модель перетворення обирається, виходячи з методу непрямого вимірювання (непряме, сукупне тощо) [7, 9]. Використаємо для вибору моделі вимірювального перетворення метод непрямого вимірювання, для якого така модель має вигляд:

$$Y = F(X_1, \dots, X_m), \quad (7.18)$$

де m — кількість вхідних фізичних величин, що піддаються прямим вимірюванням.

При відсутності інформації про вид фізичної моделі для вибору функціонального зв'язку $F(\cdot)$, такий зв'язок передбачається стохастичним, для якого модель (1.18) формально може бути записано у вигляді множинної лінійної регресії з випадковими регресорами [5, 9]:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 u_1 + \dots + \beta_{p-1} u_{p-1} + \varepsilon, \quad (7.19)$$

де $\beta_0, \dots, \beta_{p-1}$ — коефіцієнти моделі;

u_0, \dots, u_{p-1} — випадкові регресори;

ε — випадковий залишок, властивості якого є аналогічними властивостям залишку Z_{ij} дисперсійної моделі (7.1);

p — кількість параметрів моделі.

Існує декілька варіантів моделі (7.19) з випадковими регресорами:

1. Функціональна модель [5]. У ній передбачається, що регресор $u_j, j=1, (p-1)$ вимірюється з похибкою δ_{ji} і замість u_j у моделі (1.19) використовують результати вимірювань

$$X_j = u_j + \delta_{ji}. \quad (7.20)$$

Тоді модель (7.19) може бути представлено однією з двох форм

$$Y = \beta_0 + \sum_{j=1}^{p-1} \beta_j M[X_j] + \varepsilon, \quad (7.21)$$

або

$$M[Y] = \beta_0 + \sum_{j=1}^{p-1} \beta_j u_j. \quad (7.22)$$

2. Модель з помилками в змінних. Це варіант функціональної моделі, у якій випадковий фактор пов'язаний не лише з похибками δ_i у вимірюваннях змінних $X_j, j=1, (p-1)$, але й з помилками визначення значень Y .

3. Структурна модель. У такій моделі змінні Y і $\{u_j\}$ — випадкові, а зв'язок у вигляді апріорно невідомої функції $F(\cdot)$ існує не між математичними очікуваннями цих змінних, а між їх випадковими значеннями. Вхідна змінна Y — відома з точністю до значень

$$Y = V + \varepsilon, \quad (7.23)$$

де V — невідома функція.

Модель набуває вигляду умовної регресії

$$M[Y|\{u_j\}] = \beta_0 + \sum_{j=1}^{p-1} \beta_j u_j, \quad (7.24)$$

де всі u_j замінюються їх оцінками X_j , що визначаються рівнянням (7.20).

4. Модель регресії другого роду. Ця модель, яку ще називають моделлю компонент дисперсій, є різновидом структурної моделі, у котрій, окрім Y і $\{u_j\}$, випадковими є і коефіцієнти $\beta_0, \dots, \beta_{p-1}$.

5. Модель контрольованих змінних. Це варіант попередньої моделі, проте тут, хоча регресори і є випадковими, середні значення цих регресорів — контролюються.

Для визначення поняття адекватності моделі (7.19) використаємо такі ймовірнісні властивості оцінок Y^* як незміщеність і спроможність [2], що кількісно відображають систематичну та випадкову похибки перетворення рівнів величини Y .

Нехай зміщення оцінки Y^* моделі (1.19) обумовлено недостатністю (або надлишковістю) регресорів (показників контролю), а дисперсія Y^* — залежить від дисперсії залишку ε .

Розглянемо дві моделі з різною кількістю регресорів:

$$Y = \beta_0 + \sum_{j=1}^S \beta_j X_j, \quad (7.25)$$

$$Y = \beta_0 + \sum_{j=1}^r \beta_j X_j + \delta, \quad (r > \delta). \quad (7.26)$$

Умова $r < S$ породжує додатковий випадковий залишок δ у моделі (7.26).

Нехай $X_j, j = \overline{1, S}$ — випадкові величини с $M[X_j] = \theta_j$ і нехай в i -том повторюваному експерименті величина X_j позначається як X_{ji} , а її значення, у цьому випадку, позначається як x_{ji} .

При використанні моделі (7.26) замість моделі (7.25), оцінка невизначеності результату Y_i повинна враховувати й невизначеність оцінок $\theta_j^* = \overline{X}_j, j = \overline{1, r}$:

$$\begin{aligned} Y_i = & \beta_0 + \sum_{j=1}^r \beta_j \overline{X}_j + \sum_{j=r+1}^S \beta_j \theta_j \\ & + \sum_{j=1}^r \beta_j (X_{ji} - \overline{X}_j) + \sum_{j=1}^S \beta_j (X_{ji} - \theta_j) \end{aligned} \quad (7.27)$$

Вираз (7.27) можна представити тепер як

$$Y_i = \alpha_0 + \sum_{j=1}^r \beta_j (\overline{X}_{ji} - \overline{X}) + \varepsilon, \quad (7.28)$$

де

$$\begin{cases} \alpha_0 = \beta_0 + \sum_{j=1}^r \beta_j \overline{X}_j + \sum_{j=1}^S \beta_j \theta_j, \\ \varepsilon = \sum_{j=1}^S \beta_j (X_{ji} - \theta) \end{cases} \quad (7.29)$$

В (7.29) α_0 є випадковою величиною, а $M[\varepsilon] = 0$.

Оскільки кількість повторюваних вимірювальних експериментів ($i = \overline{1, n}$, де $n \ll \infty$) — обмежена, то величини θ_j невідомі.

Вибір кількості регресорів повинен відбуватися в межах умовної регресії

$$M[Y_i | \{x_{ji}\}, j = \overline{1, r}] = \alpha_0 + \sum_{j=1}^r \beta_j (x_{ji} - \overline{x}_j). \quad (7.30)$$

У цьому випадку (модель (1.30)) α_0 є вже постійною величиною, причому — $M[\varepsilon] = 0$ незалежно від того, скільки регресорів бере участь у синтезі моделі (7.30).

Це означає, якщо змінні X_j моделі (7.26) не контролюються, питання адекватності моделі вимірювання — це питання зниження випадкового залишку δ (або залишку ε у моделі (7.19)) до мінімального, статистично обґрунтованого рівня.

7.1.4.1.2 Інформаційний аналіз моделі множинної регресії

Розглянемо модель (1.19) у вигляді множинної регресії, лінійної відносно постійних коефіцієнтів $\beta_0, \dots, \beta_{p-1}$, оцінками яких є величини b_0, \dots, b_{p-1} . Як змінні u_1, \dots, u_{p-1} використаємо показники контролю X_1, \dots, X_{p-1}

$$\hat{Y} = b_0 + \sum_{j=1}^{p-1} b_j X_j. \quad (7.31)$$

Якщо абсолютна похибка вимірювання значень Y розподілена нормально, то незалежно від закону розподілу рівнів параметра Y , кількість очікуваної вимірювальної інформації про ці рівні дорівнює

$$I = 0.5 \log_2 \left(1 + \sigma_Y^2 / \sigma_{\Delta Y}^2 \right), \quad (7.32)$$

де $\sigma_Y, \sigma_{\Delta Y}$ — стандартні відхилення величини Y і похибки її вимірювання.

Якщо при навчанні моделі вимірювання (7.31) використовують скінченну множину $\{\bar{X}_i\}, i=1, n$, векторів $X_i = (X_{1i}, \dots, X_{p-1,i})$, що відповідають множині $\{Y_i\}$ значень рівнів величини Y , то оцінками дисперсій $\sigma_Y^2, \sigma_{\Delta Y}^2$ будуть

$$S_Y^2 = (n-1)^{-1} \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2, \quad (7.33)$$

$$S_{\Delta Y}^2 = (n-p)^{-1} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2. \quad (7.34)$$

Якщо скористатися вибіркоким множинним коефіцієнтом кореляції R_p між Y_i і \hat{Y}_i , то вираз $\sigma_Y^2 / \sigma_{\Delta Y}^2$ в (7.35) заміниться, з урахуванням (7.33) і (7.34) на оцінку

$$\frac{S_Y^2}{S_{\Delta Y}^2} = \frac{n-p}{(1-R_p^2)(n-1)}, \quad (7.35)$$

$$\text{де } (1-R_p^2) = \sum_i (Y_i - \hat{Y}_i)^2 / \sum_i (Y_i - \bar{Y})^2.$$

З урахуванням (7.35) вираз (7.32) набере вигляду

$$I = 0.5 \log_2 \left(1 + \frac{n-p}{(1-R_p^2)(n-1)} \right). \quad (7.36)$$

Для корегування кількості інформації I використаємо як R_p скорегований коефіцієнт детермінації \bar{R}_p^2 , пов'язаний з R_p^2 співвідношенням [9]

$$\bar{R}_p^2 = 1 - (1-R_p^2) \left(\frac{n}{n-p} \right). \quad (7.37)$$

Замінімо R_p^2 у виразі (7.36) на \bar{R}_p^2 і з урахуванням рівняння (7.37), отримаємо

$$I = 0.5 \log_2 \left(1 + \frac{n}{(1-\bar{R}_p^2)(n-1)} \right). \quad (7.38)$$

Отриманий вираз фактично визначається коефіцієнтом детермінації R_p^2 , корекцію якого представлено величиною \bar{R}_p^2 .

7.1.4.2 Інформаційна оптимізація системи біомедичних показників за рівнями фактора А

Використовуючи результати попереднього одномірного регресійного аналізу для всіх досліджуваних показників, було розраховано значення кількості отримуваної інформації для підмножин цих показників (систем показників). При цьому збільшення розмірності системи відбувалося за рахунок додавання менш інформативних показників, для яких характерні заниженні коефіцієнти парної кореляції з часом (взятих власне з таблиць 7.7-7.9).

7.1. 4.2.1 Інформаційна оптимізація для температури осколка 17,5 °С

У таблиці 7.10 представлено результати розрахунку кількості очікуваної інформації (I) для системи показників, за значеннями розрахованих коефіцієнтів множинної кореляції R^2 і R_p^2 . Необхідно зауважити, що розрахунок проводився з використанням натуральних логарифмів, на відміну від використання логарифмів з основою 2, що не має отримуваних висновків, але є більш адекватним, оскільки одиниці отримуваної інформації є дійсними числами (а не цілими, кратними 1).

Таблиця 7.10

**Результати розрахунку кількості очікуваної інформації (I)
для системи показників (температура осколка 17,5 °С)**

$p-1$	R_p^2	$n-p-1$	F — статисти- стика (F)	Критична F — статисти- стика ($F_{кр}$)	$\overline{R_p^2}$	I , біт
1	0,606773	6	10,798	5,14	0,494422	2,482858
2	0,779766	5	21,236	5,41	0,669649	2,694421
3	0,837416	4	25,750	6,39	0,70735	2,75475
4	0,886067	3	31,118	9,01	0,74365	2,820716
5	0,896018	2	25,846	19,33	0,688053	2,722955

За розрахованими значенням кількості інформації (у бітах) було побудовано графік залежності цієї інформації від розмірності системи найбільш інформативних показників. У такому графіку кількість інформації виступала як цільова функція оптимізації розмірності системи показників (рис.7.2). В табл. 7.10 кількість показників відповідає значенню ($p-1$).

Для перевірки адекватності інформаційної моделі було проведено тестування коефіцієнта детермінації R_p^2 на його статистичну значущість. Для цього було проведено дисперсійний аналіз для всіх моделей множинної кореляції з обчисленням F -статистики Фішера за формулою:

$$F = (R_p^2) / ((1 - R_p^2)) * (n - p), \quad (7.39)$$

Значення статистики (7.39) порівнювалося з критичним значенням $F_{кр}$ (для рівня значущості $\alpha = 0,05$). Оскільки всі F статистики перевищують значення $F_{кр}$, то отримані коефіцієнти детермінації R_p^2 можна вважати статистично значущими, а саму інформаційну модель вважати адекватною результатам експерименту. Необхідно зауважити, що статистики F і $F_{кр}$ мають однакові числа ступенів вільності: p і $(n-p-1)$.

На рис. 7.2 представлено залежність кількості інформації від розмірності простору біомедичних показників для температури 17,5 °С.

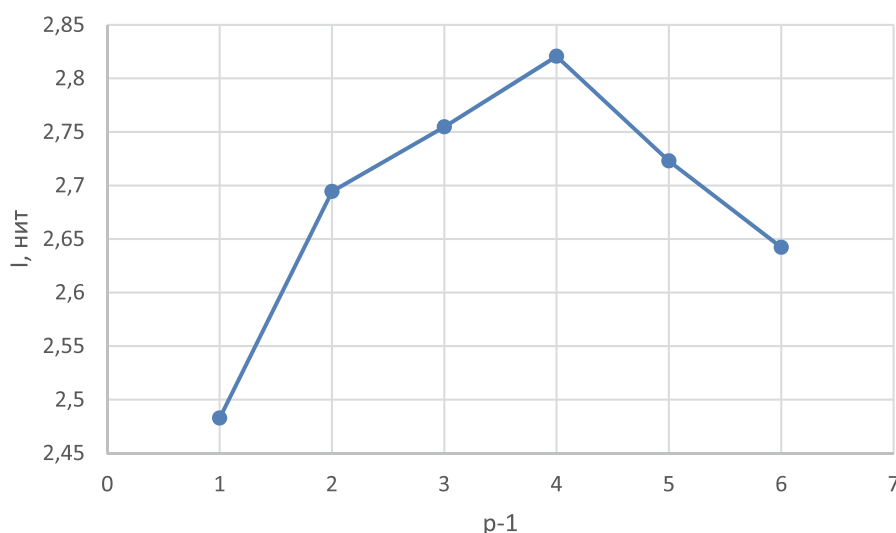


Рис.7.2 Залежність кількості інформації від розмірності простору біомедичних показників для температури 17,5 °С

Аналіз графічної залежності (рис. 7.2) показує, що в неї існує екстремум (max інформації). Це означає, що найкраща в інформаційному плані система показників включає кількість базових кількісних показників, що відповідає значенню розмірності $p = 4$.

У табл. 7.11 представлено переліки найбільш інформативних показників (за ступенем зменшення їх інформативності та розподілених умовно на базові та допоміжні). До базових відноситимемо показники, які належать до розмірності $p = 4$ відповідної екстремуму кількості інформації.

Таблиця 7.11

Перелік інформативних біомедичних показників (для температури 17,5 °С)

№ показника	Біомедичний показник	Інформативні показники
1	Еритроцити	Базові
2	АСТ	
3	СК	
4	ЛДН	
5	білок	Допоміжні
6	Сечовина	

7.1.4.1.2 Інформаційна оптимізація для температури осколка 50 °С

У таблиці 7.12 представлено результати розрахунку кількості очікуваної інформації для системи показників, за значеннями розрахованих коефіцієнтів множинної кореляції R_2 і

Таблиця 7.12

Результати розрахунку кількості очікуваної інформації для системи показників (температура осколка 50 °С)

$p-1$	R_p^2	$n-p-1$	F — статистика (F)	Критична F — статистика ($F_{кр}$)	$\overline{R_p^2}$	I, нит
1	0,611509	6	11,018	5,14	0,500512	2,488876
2	0,719283	5	15,367	5,41	0,578924	2,57372
3	0,739774	4	14,208	6,39	0,531593	2,520784
4	0,760774	3	12,715	9,01	0,461743	2,451766
5	0,777479	2	10,477	19,33	0,332436	2,345008

Для перевірки адекватності інформаційної моделі було проведено аналіз статистичної значущості коефіцієнта детермінації R_p^2 (аналогічно методиці перевірки результатів табл.7.10). Розрахунок показав повну адекватність інформаційної моделі.

За розрахованими значеннями кількості інформації (у нитах) було побудовано графік залежності цієї інформації від розмірності системи найбільш інформативних показників (рис. 7.3).

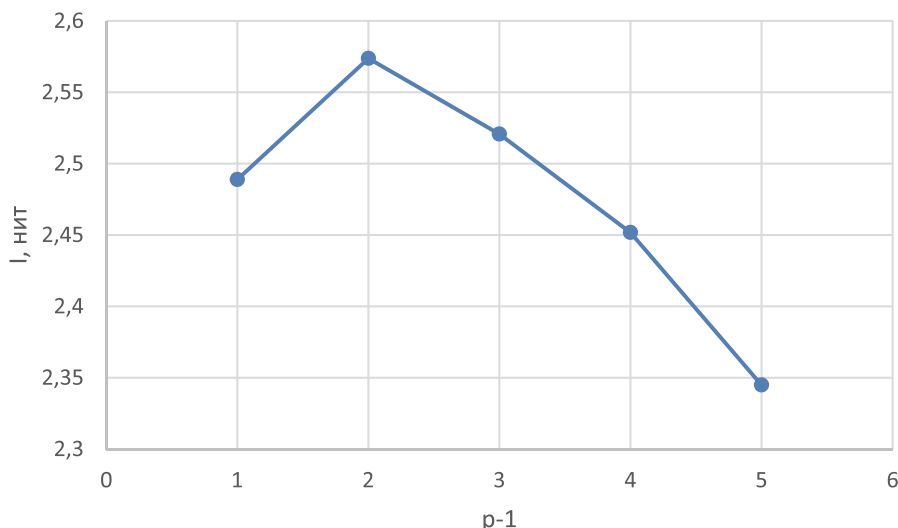


Рис. 7.3 Залежність кількості інформації від розмірності простору біомедичних показників (температура осколка 50 °С)

Аналіз графічної залежності (рис.7.3) показує, що в неї існує екстремум (max інформації). Це означає, що найкраще в інформаційному плані система показників включає кількість базових кількісних показників, які відповідають значенню розмірності $p = 4$.

У табл. 7.13 представлено переліки найбільш інформативних показників (за ступенем зменшення їх інформативності та поділених умовно на базові та допоміжні). До базових відноситимемо показники, які належать до розмірності $p = 4$, що відповідає екстремуму кількості інформації.

Таблиця 7.13

Перелік інформативних біомедичних показників (для температури 50 °С)

№ показника	Біомедичний показник	Інформативні показники
1	Еритроцити	Базові
2	Пал %	
3	Пульс	Допоміжні
4	Сечовина	
5	Лімф%	

7.1.4.2.3 Інформаційна оптимізація для температури осколка 100 °С

У таблиці 7.14 представлено результати розрахунку кількості очікуваної інформації для системи показників, за значеннями розрахованих коефіцієнтів множинної кореляції R^2 і $\overline{R_p^2}$.

Таблиця 7.14

Результати розрахунку кількості очікуваної інформації для системи показників (температура осколка 100 °С)

$p-1$	R_p^2	$n-p-1$	F — статистика (F)	Критична F — статистика ($F_{кр}$)	$\overline{R_p^2}$	I , нит
1	0,692492	6	15,76363636	5,14	0,604633	2,605041
2	0,75139	5	18,13421687	5,41	0,627085	2,634119
3	0,881059	4	37,03767904	6,39	0,785906	2,910488
4	0,926557	3	50,46431251	9,01	0,834754	3,03964
5	0,927875	2	38,59423072	19,33	0,783624	2,905202

Як показала перевірка, усі коефіцієнти детермінації, які представлено в табл.7.14, є статистично значущими.

За розрахованими значення кількості інформації (в нитах) було побудовано графік залежності цієї інформації від розмірності системи найбільш інформативних показників (рис.7.4).

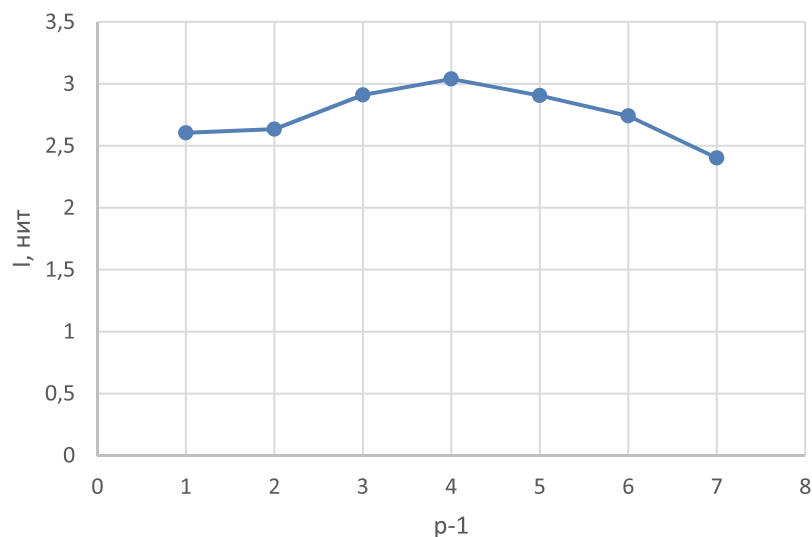


Рис.7.4 Залежність скоригованого коефіцієнта детермінації від розмірності простору біомедичних показників

Аналіз графічної залежності (рис.7.4) показує, що в неї існує екстремум (max інформації). Це означає, що найкраще в інформаційному плані система показників включає кількість базових кількісних показників, що відповідають значенню розмірності $p = 4$.

У табл. 7.15 представлено переліки найбільш інформативних показників (за ступенем зменшення їх інформативності та поділених умовно на базові та допоміжні). До базових відноситимемо показники, які належать до розмірності $p = 4$, що відповідає екстремуму кількості інформації.

Таблиця 7.15

Перелік інформативних біомедичних показників (для температури 100 °С)

№ показника	Біомедичний показник	Інформативні показники
1	Розміри рани	Базові
2	СК	
3	Лімф%	
4	Сегм%	
5	Гемоглобін	Допоміжні
6	Еритроцити	

Примітка: Усі інформативні показники, що утворюють багатовимірні системи (табл. 7.11, 7.13, 1.15), включають показники, для яких доведено статистичну значущість використовуваної моделі множинної регресії (для яких F більше, ніж $F_{кр}$). Необхідно зазначити, що на рисунках 7.2 і 7.4 присутні показники, використання яких робить всю систему — неадекватною: наприклад, показник №7. Однак це не впливає на положення максимуму інформації відносно значення оптимальної кількості показників.

7.1.5 Порівняльний аналіз інформативності показників, виявлених під час досліджень при дисперсійних і кореляційних видах аналізу

У табл. 7.16 представлено зміни в позиціях інформативних біомедичних показників залежно від зміни рівнів фактора температури осколка (фактора А). Спеціально позначено різними кольорами показники, отримані в результаті досліджень з використанням двофакторної випадкової моделі дисперсійного аналізу (підрозділ 7.2):

- оранжевий колір — показники, що реагують лише на температуру,
- зелений — показники, що реагують на час (динаміку),
- синій — показники, що реагують на взаємодію температури та часу спостереження.

Примітка: показник — еритроцити, що реагують як на температуру осколка, так і на час, не реагуючи при цьому на їх взаємодію.

Таблиця 7.16

Зміна позицій показників у багатовимірній інформаційній системі залежно від рівня фактора впливу А (температура осколка)

Розмірність простору ознак (p)	Температура осколка, °С		
	17,5	50	100
1	Еритроцити	Еритроцити	Розміри рани
2	АСТ	Пал %	СК
3	СК	Пульс	Лімф%
4	ЛДН	Сечовина	Сегм%
5	білок	Лімф%	Гемоглобін
6	Сечовина		Еритроцити

Аналіз результатів, представлених у табл. 7.16, засвідчує, що зі збільшенням температури осколка найбільш інформативними стають показники, що реагують на взаємодію факторів А і В (Лімф% і Сегм%), виявлені під час двофакторного аналізу (підрозділ 7.1.2.2). У свою чергу показники, що реагують тільки на температуру, переходять на нижні рядки таблиці при збільшенні температури осколка.

7.1.6. Резюме

Представлений у даному розділі матеріал є новою науковою інформацією, значимість якої для військових хірургів визначається в першу чергу отриманими висновками, що базуються на статистичному багатовимірному аналізі результатів достатньо недосконалого активного експерименту, у якому головною є можливість використання попередньої інформації про рівні факторів впливу (температури осколка та часу спостереження). Недолік експерименту — недостатність обсягів вибірок вимірених значень за групами кроликів, що піддавалися осколковому впливу (кількість кроликів у групах не перевищувала трьох). Однак базові висновки за результатами оброблення всіх даних можуть бути такими:

1. Статистично доведено, що біомедичні показники можна поділити на три групи за ступенем впливу на них — окремо температури, часу та взаємодії між температурою та часом. Це означає, що для контролю рівнів факторів А і В бажано використовувати відповідні групи показників.

2. Кількісно (за рівнем отримуваної інформації) обґрунтовано можливість поділу біомедичних показників на інформативні та малоінформативні щодо динаміки загоєння рани в часі. Розраховано таблиці зменшення інформативності (за коефіцієнтом лінійної кореляції з часом) для всіх 27 показників (ранжованих за інформативністю).

3. За результатами множинного кореляційного аналізу доведено, що інформативність системи показників досягає максимуму за конкретних значень кількості цих показників. Саме для останніх інформативність системи — максимальна. Нова наукова інформація, отримана при таких дослідженнях, полягає в тому, що кожному рівню фактора А (температури осколка) відповідає своя система інформативних показників, інформаційні властивості яких визначаються не лише температурою, а й часом спостереження. Хоча ці системи (для досліджуваних температур) частково перетинаються, слід зазначити, що при виборі біомедичних показників бажано знати ступінь тяжкості рівня фактора впливу (у даному випадку температури осколка). Завдання оцінювання потенційного рівня такого фактора — це проблема, вирішення якої буде представлено у наступному розділі (з додаванням нових факторів впливу).

7.2 Моделювання процедур статистичного розпізнавання рівнів температури осколків за результатами вимірювань біомедичних показників (пневматика та вогнепальний вплив)

7.2.1 Мета та завдання досліджень

Мета дослідження — довести можливість непрямих вимірювань рівнів температури (фактора А) вражаючих елементів (осколків, куль) за результатами прямих вимірювань значень біомедичних показників безпосередньо після поранення.

7.2.1.1 Базові умови активного експерименту

1. Даний експеримент повинен бути комплексним, включати як модельну фізичну генерацію ударних осколкових впливів (пневматика — розділ 1), так і реальну фізичну генерацію (вогнепальний вплив).

2. Кількість рівнів температури — 4: 17,5 °С, 50 °С, 100 °С (пневматика) та більше 100 °С (вогнепальний вплив).

3. Контрольна група кроликів відсутня.

4. Кількість експериментальних груп повинна відповідати обраній кількості рівнів температур (від двох до чотирьох груп).

7.2.1.2 Завдання досліджень і очікуваний результат:

1. Визначення підмножин біомедичних показників, інформативних щодо змін температури вражаючих елементів. Вибір моделі рівняння вимірювання.

Метод дослідження — лінійний регресійний аналіз показників за рівнями фактора А (пневматика).

Очікуваний результат — отримання рівняння непрямого вимірювання температури у вигляді математичної моделі лінійної множинної регресії.

Шкала вимірювань — метрична (шкала інтервалів).

2. Синтез математичної моделі статистичної класифікації рівнів температур вражаючих елементів.

Метод дослідження — лінійний дискримінантний аналіз показників за збільшеною кількістю рівнів фактора А (пневматика та вогнепальний вплив).

Очікуваний результат — отримання рівняння лінійної дискримінантної функції як математичної моделі розпізнавання інтервалів температур.

Шкала вимірювань — неметрична (шкала порядку).

7.2.1.3 Показники ефективності процедур статистичного розпізнавання

Для метричної моделі (лінійна множинна регресія) показник ефективності — похибка вимірювання та інтервальні оцінки рівнів температури.

Для неметричної класифікаційної моделі (лінійна дискримінантна функція) показники лінійної множинної регресії — достовірність і середній ризик.

7.2.1.4 Методи дослідження

1. Кореляційний аналіз впливу фактора А (температура осколка) на показники, статистично значущі за результатами двофакторного аналізу (підрозділу 7.2; таблиці 7.4-6).

2. Множинний лінійний регресійний аналіз показників статистично значущих до впливу температури.

3. Параметричний лінійний дискримінантний аналіз результатів вимірювання температурнозалежних показників.

7.2.2 Регресійна модель вимірювального перетворення.

Вибір вхідних величин. Синтез рівняння вимірювання

Будемо розглядати модель вимірювального перетворення як модель непрямого вимірювання [4].

$$Y = \bar{f}(X_1, \dots, X_k) \tag{7.40}$$

Для вибору аргументів (незалежних змінних загальної моделі (7.40)) було проведено кореляційний аналіз впливу температури осколка на відповідну змінну (табл. 7.17).

Таблиця 7.17

Результати кореляційного аналізу показників за фактором впливу А (температура осколка — пневматика)

№	Показник	Коефіцієнт кореляції (R)	F — статистика Фішера
1	Еритроцити	-0,4760	2,0508
2	АЛТ	+0,7260	7,8022
3	Пал	-0,1567	0,1762
4	pH	-0,4412	1,6914
5	Лейкоцити	-0,00117	9,5411 *10 ⁻⁶
6	АЛП	+0,7117	7,1863

7	СК	-0,2338	0,4049
8	Сечовина	-0,1682	0,2039
9	ЛДН	-0,1294	0,1192
10	Лімфа (%)	-0,4691	1,9752
11	Сегм (%)	+0,5409	3,2668

Примітка: Показники табл. 7.17 взято з таблиць 7.4-6 підрозділу 1.2 розділу 1 як статистично значущі до впливу факторів А і В.

З табл.7.17 випливає, що тільки 2 показники (АЛТ і АЛП) мають статистично значущу кореляцію з температурою осколка (їх F — статистики Фішера перевищують критичне значення $F_{кр} = 5,59$).

Позначимо показники АЛТ і АЛП у вигляді вимірюваних величин X_1 і X_2 . Використання стандартної програми Excel множинного кореляційного аналізу з використанням стандартних налаштувань Data Analysis дозволило отримати конкретний вираз двофакторної множинної регресії у вигляді рівняння:

$$Y = 1,303 + 0,6395 \cdot X_1 + 0,2095 \cdot X_2 \quad (7.41)$$

Рівняння (2.2) можна розглядати як модель вимірювального перетворення біомедичних показників X_1 і X_2 на температуру Y осколка.

Розрахунок показав, що стандартна помилка моделі (7.41):

$$S_y = 18,186 \text{ (}^\circ\text{C)}$$

Використовуючи стандартну помилку S_y і середні, за рівнями температур осколка, значення показників X_1 і X_2 , було розраховано похибки вимірювання за рівнями температур (табл.7.18).

Таблиця 7.18

Похибки вимірювання температури осколка для середніх (за рівнями температур 17, 5 °С, 50 °С, 100 °С значень показників X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП))

Результати розрахунку \ Рівні температури (Y_0)		17, 5 °С	50 °С	100 °С
Середні значення показників	X_1	37,67	64,0	73,33
	X_2	47,0	57,0	142,66
Виміряні значення температури (Y)		35,25	54,17	77,74
Абсолютна похибка $\Delta = Y - Y_0$		17,75	4,17	22,26
Наведена похибка (за відношенням до $Y_{норм} = 100$ °С)		17,75%	4,17%	22,26%

Примітка: наведена похибка розрахована для нормованого значення $Y_0 = 100$ за формулою

$$\gamma_n = \frac{\Delta}{Y_{норм}} \cdot 100\%$$

У табл. 7.19 подано результати розрахунків інтервальних оцінок для виміряних значень температури осколків, при довірчій ймовірності $P = 0,95$

$$y^* = y \pm t_a \cdot S_y \quad (7.42)$$

де $t_a = 1,86$ — коефіцієнт Стьюдента для рівня значимості $\alpha = 0,05$ і кількості ступенів вільності $\nu = 7$ ($\nu = n-1$, де n — кількість кроликів у всіх експериментальних групах; $n = 9$; пневматика). Враховуючи, що $S_y = 18,186$ отримаємо $t_a \cdot S_y = 35,08$ °С

Таблиця 7.19

Інтервальні оцінки результатів вимірювання температур осколків

Рівні температури осколка	17, 5 °С	50 °С	100 °С
Нижня (Y_H) верхня (Y_B) границя інтервальної оцінки	$Y_H = -17,58$ $Y_B = 52,57$	$Y_H = 14,92$ $Y_B = 85,08$	$Y_H = 64,92$ $Y_B = 135,07$

З табл. 7.19 випливає, що реально розрізнявальними рівнями температури, для яких відсутній перетин довірчих інтервалів, є дві температури: 17,5 °С і 100 °С. Фактично, розрізнити можливо лише два екстремально протилежних рівня температури.

7.2.3. Статистична класифікація рівнів температури за показниками X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП). Синтез моделі дискримінантної функції та оцінювання її ефективності

7.2.3.1 Вибір початкових умов і процедури дискримінації

Уведемо позначення для класифікованих температур осколків, розглядаючи ці температури у вигляді двох інтервалів, що не перетинаються, ліворуч і праворуч від температури 50 °С. Будемо розглядати два класифікованих (дискримінованих) стани температур осколка:

ω_1 — температура (Т) осколка не перевищує 50 °С ($T \leq 50$ °С)

ω_2 — температура (Т) осколка перевищує 50 °С ($T > 50$ °С)

Ураховуючи, що будь-яка інформаційна система дискримінації (класифікації, діагностування тощо) станів об'єктів спостереження базується на використанні математичних моделей дискримінації [10, 11], для оцінювання параметрів яких необхідно ввести процедуру попереднього калібрування або навчання інформаційної системи. Таке калібрування проводиться за навчальними вибірками з об'єктів із заданими класами досліджуваних станів. У нашому випадку для навчання було обрано такі навчальні вибірки за групами кроликів:

Стан ω_1 — кролики Б, В, Г, Д, Е, Ж (кількість кроликів $n_1 = 6$; пневматика)

Стан ω_2 — кролики З, И, К (пневматика) кролики Л, М, Н, П, С, Т (вогнепальний вплив) (кількість кроликів $n_2 = 9$)

Розмірність системи показників: $k = 2$ (показник X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП)).

У табл. 7.20 представлено оцінки статистичних параметрів X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП) за видами станів ω_1 і ω_2 .

Таблиця 7.20

Оцінки статистичних параметрів X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП) за видами станів ω_1 і ω_2

Стани	Показник	Параметри показників	
		Середнє значення	Стандартне відхилення
ω_1	X_1	$m_1^{(1)} = 50,83$	$S_1^{(1)} = 21,13$
	X_2	$m_2^{(1)} = 52,0$	$S_2^{(1)} = 37,43$
ω_2	X_1	$m_1^{(2)} = 72,77$	$S_1^{(2)} = 16,82$
	X_2	$m_2^{(2)} = 91,67$	$S_2^{(2)} = 51,05$

У табл. 7.21 подано усереднені стандартні відхилення показників X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП) за видами станів ω_1 і ω_2 , оскільки дисперсії цих показників статистично однакові.

Таблиця 7.21

Середні стандартні відхилення показників X_1 (АЛТ) і X_2 (АЛП) за видами станів ω_1 і ω_2

Стан	Показник X_1	Показник X_2
ω_1	$S_1 = 17,91$	$S_2 = 44,61$
ω_2		

Усереднені дисперсії показників X_1 і X_2 за видами станів статистично обґрунтовані тестуванням цих дисперсій на їх рівність за критерієм дисперсійного відношення Фішера [12]. У табл. 7.22 представлено результати такого тестування для рівня значущості $\alpha = 0,05$ (критична статистика $F_{кр} = 4,82$).

Таблиця 7.22

**Результати тестування стандартних відхилень
показників X_1 і X_2 для перевірки їх статистичної рівності**

Показник	Основна гіпотеза	Статистика дисперсійного відношення	Рішення
X_1	$H_0: S_1^{(1)} = S_1^{(2)}$	$F_{5;8} = 1,578$	$\gamma_0: S_1^{(1)} = S_1^{(2)}$ (1,578 < 4,82)
X_2	$H_0: S_1^{(2)} = S_2^{(2)}$	$F_{5;8} = 1,860$	$\gamma_0: S_1^{(2)} = S_2^{(2)}$ (1,860 < 4,82)

Примітка: кількість ступенів свободи дисперсійного відношення Фішера дорівнюють значенням $V_1 = 5$ і $V_2 = 8$.

Оскільки основним висновком попереднього підрозділу 7.2. є твердження, що статистично можливо розрізнити лише 2 екстремально протилежних рівнів температури, можна використовувати для такого розрізнення математичну модель параметричного лінійного розпізнавання [10, 11]. Найбільш зручним видом такої моделі є лінійна дискримінантна функція, яка реалізує Байєсівський підхід до статистичної класифікації станів ω_1 і ω_2 [10].

Загальна математична модель лінійної дискримінантної функції:

$$g(\bar{X}) = \sum_{(j=1)}^k \left[\frac{(m_j^{(1)} - m_j^{(2)})}{s_j^2} \cdot x_j - \frac{(m_j^{(1)^2} - m_j^{(2)^2})}{2 \cdot s_j^2} \right] \quad (7.43)$$

де $X = (X_1, \dots, X_k)$ — вектор вхідних інформаційних ознак (біомедичних показників).

Гіпотези, що перевіряються:

- а) $H_1 — T \leq 50$ °C (стан об'єкту дослідження є w_1);
- б) $H_2 — T > 50$ °C (стан об'єкту дослідження є w_2).

Статистичні рішення:

- а) γ_1 — гіпотеза H_1 не відхиляється, відхиляється гіпотеза H_2 ;
- б) γ_2 — гіпотеза H_2 не відхиляється, відхиляється гіпотеза H_1

Статистичні висновки (логічні рішення):

- а) приймається рішення γ_1 , якщо $g(\bar{X}) \geq 0$;
- б) приймається рішення γ_2 , якщо $g(\bar{X}) < 0$.

Практичну реалізацію моделі дискримінантної функції представлено лінійними рівняннями, отриманими із виразу (2.4) при $k = 2$ і значеннях умовних середніх (m) та стандартних відхилень (S), які взято з таблиць 7.21 і 7.22:

$$g(\bar{X}) = 0,06818 \cdot x_1 - 0,01993 \cdot x_2 + 5,659 \quad (7.44)$$

де x_1 та x_2 — результати вимірювання показників X_1 і X_2 .

7.2.3.2 Оцінювання показників ефективності процедури дискримінації

Оскільки обсяги (n_1 і n_2) навчальних вибірок невеликі, будь-які отримувані оцінки показників ефективності матимуть зміщення. Це означає, що отримані значення ризику будуть заниженими, а достовірності класифікації — завищеними. Проте оцінку ризику класифікації можна вважати нижньою межею середнього ризику, отримавши хоча б попередню інформацію про рівень помилок класифікації. Оскільки модель лінійної дискримінантної функції передбачає використання Гаусівської моделі закону розподілу значень показників X_1 і X_2 , то оцінку середнього ризику може бути здійснено за рівнянням для інтеграла ймовірності [1].

Нижня (занижена) межа середнього ризику

$$\bar{R}_{\min} = 1 - F\left(\frac{\delta}{2}\right), \quad (7.45)$$

де F — інтеграл ймовірності, а δ — відстань між розпізнавальними станами ω_1 і ω_2 [11, 13].

Обчислювання відстані δ відбувалося за стандартним рівнянням, яке дозволило отримати конкретний вираз для δ .

$$\delta = \sqrt{\left(\frac{m_1^{(1)} - m_1^{(2)}}{s_1}\right)^2 - \left(\frac{m_2^{(1)} - m_2^{(2)}}{s_2}\right)^2} = 1,51375. \quad (7.46)$$

Використовуючи результати оцінювання середніх значень і стандартних відхилень (табл. 2.4 і 2.5), а також величину відстані δ , отримаємо:

$$\bar{R}_{\min} = 0,2236$$

Знайдена оцінка є зміщеною (заниженою). Для усунення зміщення необхідно врахувати обсяги навчальних вибірок (n_1 і n_2), а також розмірність (κ) простору використовуваних інформативних показників (X_1 і X_2). Для корегування перерахуємо параметр δ за формулою [13,14]

$$\delta_{\text{копп}} = \sqrt{\left(\frac{n_1 + n_2 - \kappa - 3}{n_1 + n_2 - 2}\right)} \cdot \delta = 1,3277$$

Замінюючи у формулі (2.6) δ на $\delta_{\text{копп}}$, отримаємо $\bar{R}_{\text{копп}} = 0,25$ або $\bar{R} = 25\%$. Оскільки величина середнього ризику стала відомою, можна доповнити висновки про ефективність класифікації оцінюванням її достовірності як доповненням середнього ризику до 1.

Достовірність класифікації:

$$P_D = 1 - \bar{R}_{\text{копп}} = 0,75 \quad (01 > P_D = 75\%).$$

Отримані оцінки середнього ризику та достовірності було розраховано, виходячи з теоретичних пропозицій щодо адекватності лінійної дискримінантної функції результатам експерименту. Для експериментального аналізу ефективності класифікації було проведено додаткове тестування парних результатів вимірювання показників X_1 і X_2 для двох експериментальних груп кроликів, що відповідають класифікованим станам ω_1 і ω_2 . При цьому щоразу проводилася операція статистичної класифікації з використанням математичної моделі дискримінантної функції (2.5). Результати тестування представлено в табл. 7.23.

Таблиця 7.23

Результати експериментального тестування станів ω_1 і ω_2
(розпізнавальних інтервалів температур осколків)

Стан	Вибірка		$g(\bar{X})$	Знак	Рішення
	(АЛТ) X_1	(АЛП) X_2			
ω_1	40	23	+2,479	+	γ_1
	36	36	+2,491	+	γ_1
	37	82	+1,503	+	γ_1
	48	34	+1,715	+	γ_1
	92	23	-1,057	-	γ_2
	52	14	+1,843	+	γ_1
ω_2	76	136	-2, 229	-	γ_2
	66	90	-0,629	-	γ_2
	78	202	-3,685	-	γ_2
	34	46	+2,427	+	γ_1
	94	86	-2,453	-	γ_2
	70	83	-0, 761	-	
	81	54	-0,929	-	
	71	92	-1,009	-	
	85	36	-0,841	-	

Аналіз результатів, представлених у табл. 7.23, показує, що з шести тестованих кроликів зі станом ω_1 отримано одне помилкове рішення, що відповідає ризику першого роду $\alpha = 16,67\%$. Для 9 кроликів зі станом ω_2 також отримано одне помилкове рішення, що відповідає ризику другого роду β . Усереднення отриманих ризиків дозволяє оцінити мінімум середнього ризику.

Отримане значення емпіричного середнього ризику не перевищує величину теоретичного значення в 25% .

Слід зазначити, що результати тестування, представлені в табл. 7.23, отримано методом «перекласифікації», коли навчальна вибірка використовується для наступної класифікації станів об'єкта [13, 14]. Зміщення отримуваних оцінок можна розрахувати, а самі оцінки може бути скориговано.

7.3 Резюме

1. Доведено принципову можливість оцінювання рівнів фізичних величин (температура вражаючих елементів) за вимірними значеннями біохімічних показників у перший день спостереження біологічного об'єкта.

2. Оцінювання рівня температури дозволяє обрати оптимальну систему біомедичних показників, що відображають максимально інформативно динаміку змін біохімічного стану (див. висновки 1 розділу).

3. Зниження ризику (підвищення достовірності) класифікації температури осколка можна забезпечити:

- а) розширенням номенклатури біомедичних показників;
- б) збільшенням обсягів навчальних вибірок (і т.д), тобто розширення кількості біологічних об'єктів (кроликів) у експериментальних групах;
- в) підвищення точності вимірювання значень біомедичних показників, що зменшить дисперсію (σ) їх випадкових похибок.

Список літератури

1. Джонсон Н. Статистика и планирование эксперимента в технике и науке: Методы обработки данных / Н. Джонсон, Ф. Лион; пер с англ. — М.: Мир, 1980. — 512 с.
2. Корольук В.С. Справочник по теории вероятностей и математической статистике / В.С. Корольук, Н.И. Портенко; под ред. В.С. Корольюка. — К.: Наукова думка, 1978. — 584 с.
3. Информационный анализ случайных измерительных сигналов в динамически активных биофизических экспериментах / Е.И. Сокол, В.В. Бойко, П.Ф. Щапов, П.Н. Замятин, Р.С. Томашевский // Вестник НТУ «ХПИ» «Новые решения в современных технологиях». — Харьков: НТУ «ХПИ», 2016. — № 25. — С. 80–86.
4. Кисіль І.С. Метрологія, точність і надійність засобів вимірювань: навч. посібник / І.С. Кисіль. — Івано-Франківськ: Видавництво «Факел», 2000. — 400 с.
5. Щапов П.Ф. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределённости: монография / П.Ф. Щапов, О.Г. Аврунин. — Х.: ХНАДУ, 2011. — 191 с.
6. Джонсон Н., Лион Ф. Статистика и планирование эксперимента в технике и науке: Методы планирования эксперимента / Н. Джонсон, Ф. Лион; пер. с англ. под ред. Э.К. Лецкого. — М.: Мир, 1981. — 520 с.
7. Armstrong J.S. Illusions in Regression Analysis / J.S. Armstrong // International Journal of Forecasting (forthcoming). — 2012. — V. 28. — № 3. — pp. 689–692.
8. Томашевський Р.С. Информационный анализ моделей планирования медико-биологического эксперимента при контроле дискретных изменений уровней влияющего фактора / Вестник НТУ «ХПИ» «Новые решения в современных технологиях». — Харьков: НТУ «ХПИ», 2017. — № 53. — С. 45–52.

9. Себер Дж. Линейный регрессионный анализ / Дж. Себер; пер. с англ. под ред. М.Б. Малютова — М.: Мир, 1980. — 456 с.
10. Press S.J. Bayesian statistics: principles, models and applications (Байесовские статистики: принципы, модели и приложения) / S.J. Press. — New York: John Wiley, 1988. — 453 p.
11. Дуда Р. Распознавание образов и анализ сцен / Р. Дуда, П.Харт; пер. с англ. под ред. В.Л. Стефанюк. — М.: Мир, 1976. — 512 с.
12. Pollard J.H. A handbook of numerical and statistical techniques / J.H. Pollard — Cambridge University Press: London — New York — Melbourne, 1976. — 344 p.
13. Раудис Ш. Ограниченность выборки в задачах классификации [Текст] / Ш. Раудис // Сборник «Статистические проблемы управления» — Вильнюс, 1976. — Вып. 18. — С. 1–185.
14. Press S.J. Bayesian statistics: principles, models and applications (Байесовские статистики: принципы, модели и приложения) / S.J. Press. — New York: John Wiley, 1988. — 453 p.

8. РОЗРОБКА РЕАЛІСТИЧНИХ УНІФІКОВАНИХ ІМІТАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЖОРСТКОСТІ ФІКСАЦІЇ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПЕРЕЛОМІВ ДОВГИХ КІСТОК

8.1 Формування проблеми та її актуальність. «Біомеханіка систем зовнішньої фіксації переломів довгих кісток та обчислювальний експеримент суцільного середовища та математичні моделі механічного стану сполучених деформованих середовищ»

Аналіз вітчизняної та зарубіжної літератури дозволив сформулювати положення, що характеризують сучасний стан проблеми надання травматологічної допомоги пораненим з ушкодженнями кінцівок. Незважаючи на збільшення питомої ваги ушкоджень кінцівок в структурі хірургічної травми (52,3–60,1%), значної тяжкості та кількості незадовільних результатів лікування поранених, високого рівня ускладнень (34,2–55,9%) та летальності (3,6–32,4%) [2,4].

При вогнепальних переломах довгих кісток стабілізація ушкодженого сегмента кінцівки в стержневому апараті зовнішньої фіксації, починаючи з другого рівня медичного забезпечення, є пріоритетною. Перевагами зовнішнього черезкісткового остеосинтезу вогнепальних переломів довгих кісток є можливість корекції положення уламків, надійне знерухомлення та створення сприятливих умов для транспортування під динамічним контролем за станом пораненого та рановим процесом, а також у використанні елементів реконструктивно-відновлювальної хірургії в ранні терміни після ушкодження [5,6].

На першому етапі розвитку АЗФ основний акцент робився на конструкцію апарату, яка є ключовою, але не єдиною важливою складовою, що визначає біомеханіку системи зовнішньої фіксації. Було встановлено, що стабільність фіксації шпичами кісткових уламків залежить від декількох змінних. Так, збільшення сили натягу і діаметру шпич підвищує стабільність фіксації. Міцність шпич на розтягування зростає як функція квадрата їх діаметру. Якщо замість 1,6 мм шпич використати 2 мм, а величину їх напруги змінити з 600 до 1200 одиниць, то аксіальна жорсткість основної рамки апарату Ілізарова зростає на 10%, а на вигин — на 3%. Важливим параметром для натягнутих шпич є межа їх текучості. Це точка, в якій шпичі пластично деформуються, а потім при дії навантаження безповоротно розтягуються. Пластична деформація знижує загальну міцність шпич і може серйозно погрожувати стабільності усєї конструкції. Межа плинності для 1,5 мм сталевих шпич Кіршнера складає близько 210 кг/мм², для 1,8 мм шпич — 305 кг/мм². Оптимальне натягнення шпичі не повинне перевищувати 50% межі її текучості, що складає 105 кг для 1,5 мм шпич і 150 кг — для 1,8 мм. У зв'язку з цим при накладанні апарату Ілізарова найбільш розумно обмежуватися зниженим рівнем попереднього натягнення шпичі близько 80–90 кг [1,3].

Слід підкреслити, що різні типи переломів вимагають індивідуального підходу і, отже, підбору необхідного рівня натягнення шпич. Так, наприклад, при гіпертрофічному незрощенні перелому необхідна більша величина натягнення шпич, ніж при лікуванні гострого перелому [7, 8].

Окрім рівня натягнення шпич на стабільність конструкції прямо впливає діаметр використовуваних напівкільць. Зменшення проміжку, який перетинає шпича, збільшує загальну жорсткість конструкції. Проте це знижує можливість маніпуляції і використання додаткових конструктивних елементів, що кріпляться до напівкільця. Оскільки при травмі спостерігається набряк, то рекомендується залишення проміжку між кільцем і тканиною близько 2 см. Якщо існує небезпека розвитку серйозніших ускладнень і масивного набряку, наприклад при множинних переломах, то необхідно збільшити цю відстань [9, 10].

Аналогічна тенденція використовується в усіх системах зовнішньої фіксації. Чим ближче компоненти рамки (штанги — при використанні конструкцій на основі стержнів) наближені до кістки, тим вище стабільність будь-якої конструкції.

Стабільність фіксації можна посилити за рахунок збільшення діаметру стержнів. При цьому існує небезпека виникнення перелому, якщо отвір для імплантів перевищуватиме 30% діаметру кістки. В цьому випадку торсіонна міцність кістки знижується на 45%. Процес ремоделювання кісткової тканини навколо імпланту складає 6–8 тижнів. Проте міцність кістки знижується при видаленні стержнів, що може привести до виникнення повторного перелому [11, 12].

У будь-якій системі зовнішньої фіксації стабільність покращується за рахунок збільшення кількості фіксуючих елементів в кістці. У ідеальному випадку для досягнення максимального ефекту шпичі, стержні і гвинти мають бути рівномірно розподілені по найбільшій площі основних уламків з їх відповідною стабілізацією. Проте кількість імплантів не повинна перевищувати критичні величини, що призводить до виникнення додаткових кісткових дефектів, які викликають уповільнення процесів клітинної репарації. Слід підкреслити, що алгоритмів по підборі оптимальної кількості імплантів з урахуванням типу перелому, використовуваній конструкції зовнішньої фіксації і індивідуальних особливостей травми до теперішнього часу не розроблено [13, 14].

Важливим чинником успішного лікування уламкових переломів довгих кісток є усунення зміщення кісткових фрагментів. Нехтування цим фактором призводить до сповільненого зрощення, утворення неповноцінного кісткового регенерату або регенерату значного об'єму, що в майбутньому викликає порушення функції відповідних м'язів, розвиток контрактур суглобів.

При наявності в зоні перелому уламків їх фіксують до ложа на кістці за допомогою однієї чи двох шпичей. Шпичі можуть бути проведені транскортикально або параоссально і закріплені до однієї з опор АЗФ за допомогою кронштейнів або опорних балок. Для фіксації дрібних уламків використовуються консольні шпичі з упорними площадками, що розміщені на відстані 2–2,5 см від їх гострого кінця. За допомогою консольних шпичей, закріплених у спеціально змонтованому вузлі, можливо закритим шляхом переміщувати уламки, якщо мало місце їх зміщення на значну відстань від зони перелому [15, 16].

Стержневий АЗФ можна монтувати у вигляді чотирьох рамкових конструкцій, кожна з яких має свої особливості. Розрізняють наступні види рамок: однібічна одноплощинна, однібічна двоплощинна, двобічна одноплощинна, двобічна двоплощинна. Залежно від типу і локалізації перелому застосовують різні види конструкцій.

Одноплощинна конфігурація менше обмежує рухи та, як правило, задовольняє усі вимоги в більшості випадків. Двоплощинні рамки більш ефективні в нейтралізації різноспрямованих згинальних та ротаційних навантажень. Тим не менш необхідність в них виникає лише при тяжких багатоуламкових переломах та при наявності кісткового дефекту, а також у випадку артродезів та остеотомій [17, 18].

Щоб бути безпечним та ефективним, зовнішній фіксатор повинен бути достатньо жорстким для підтримання контакту під впливом різних навантажень, витримувати навантаження вагою тіла та мати можливість адаптації до цілого ряду типів ушкоджень та станів пацієнта. Крім цього, необхідними вимогами до його конструкції є максимальне збереження анатомії кінцівки, можливість доступу до зони ушкодження для вторинних операцій, достатня механічна міцність, а також комфорт пацієнта.

Негативним моментом, що призводить до зниження функціональних характеристик АЗФ, є процеси розхитування стержнів і шпичей, викликані некрозом, асептичним і септичним запаленням і остеолізом кісткової тканини. Найбільш частою причиною розвитку негативних реакцій навколо імпланту є розвиток термічного некрозу кісткової тканини, що виникає при її свердлінні. Для усунення цього недоліку часто використовують охолоджувальні розчини та малі оберти дрилі [19, 20].

Сучасна концепція рекомендує для поліпшення фіксації стержнів і гвинтів і запобігання їх розхитування використовувати щільні отвори для імплантів або стержні конусоподібної форми. Показано, що збільшення кінцевого діаметру стержнів збільшує загальну жорсткість імпланту, призводить до зниження напруги, що вигинає, на вхідній стороні кортикального шару, і зменшує процес остеолізу і, отже, розхитування [21, 22].

Описані сім основних рис конструкції рамки АЗФ, які необхідні для збільшення жорсткості в зоні перелому [23, 24]:

1. Розміщення основної рамки в сагітальній площині.
2. Наявність максимальної відстані між гвинтами Шанца в кожному з основних кісткових фрагментів.
3. Преднавантаження гвинтів Шанца (здобувається автоматично при діаметрі тіла гвинта, більшого на 0,2 мм за отвір).
4. Збільшення кількості гвинтів Шанца в кожному кістковому фрагменті.
5. Зменшення відстані між кісткою та поздовжньою трубкою.
6. Приєднання другої поздовжньої трубки в тій же площині, в якій знаходяться гвинти Шанца; при цьому затискачі обох трубок повинні бути максимально зближені.
7. Створення двоплощинної обнобічної рамки, тобто приєднання другої рамки в межах «безпечного коридору».

Біомеханіка зовнішнього остеосинтезу розглядає контактну-динамічну взаємодію складної системи «апарат — сегмент кінцівки», яке можна розділити на 4 основних частини, тісно взаємозв'язаної між собою [25, 26]:

1. Біомеханіка взаємної дії елементів апарату (черезкісткові стержні і шпиці), що імплантуються, з тканинами сегменту (шкіра, фасції, м'язи, кістка).
2. Біомеханіка управління просторовим положенням кісткових уламків елементами апарату.
3. Біомеханіка стабільності фіксації кісткових уламків в апараті.
4. Біомеханічні особливості взаємодії імплантів з кістковою тканиною: наявність змін кісткової тканини, викликаних ударно-хвильовою остеопорозоподібною трансформацією.

Усі аспекти біомеханіки зовнішнього остеосинтезу тісно взаємозв'язані між собою, тому при оцінці жорсткості системи «апарат — сегмент кінцівки» не можливо розглядати кожний з них окремо. Незважаючи на це, існують певні параметри, що відповідають на конкретно поставлені питання біомеханіки і роблять істотний вплив на якість їх реалізації.

Основні параметри, які забезпечують необхідну жорсткість фіксації уламків в апараті за рахунок механічних характеристик самих апаратів можна розподілити на наступні групи [27, 28]:

1. Матеріали, з якого виготовлені зовнішні і черезкісткові елементи апарату, надійність кістково-металевого блоку, конструкція кріпильних деталей.
2. Розміри і кількість черезкісткових стержнів, що імплантуються в кісткові уламки, рівні і площини їх проведення.
3. Просторове розташування конструкції відносно сегменту і, відповідно, до кістки в системі «апарат — сегмент».

Однією з важливих умов забезпечення жорсткості в системі «апарат — кістка» є геометрія АЗФ, тобто комплементарність його контурів до сегменту, на який він накладається. Система вважається більш жорсткою у тому випадку, коли конструкція повторює конфігурацію сегменту, при цьому, чим більше поверхонь сегменту задіяно при накладенні апарату, тим стабільніше фіксація кісткових уламків.

Таким чином, апарат, крім того, що повинен забезпечувати рішення поставлених клінічних задач по фіксації і репозиції уламків, також повинен надавати можливість проведення черезкісткових елементів в таких місцях, в яких вони будуть мінімально блокувати рухи (проходження через мінімальний масив м'язів) при цьому максимально знижуючи ризик утворення контрактур з урахуванням анатомії кістково-м'язового апарату сегменту та не будуть вражати небезпечних зон проходження магістральних судин і нервів сегменту.

Реалізація в клінічній практиці знань по біомеханіці, що ґрунтуються на практичних спостереженнях, вивченні дії конструкцій на сегмент в системі «апарат-кістка», типорозмірних розрахунках, величині зміщення м'язових тканин і дозованого тиску при імплантації черезкісткових стержнів, дозволяє поліпшити взаємозв'язок елементів з навколишніми тканинами, збільшити стабільність фіксації кісткових уламків в кістково-металевому блоці, зменшити можливість виникнення в процесі лікування нестабільності АЗФ внаслідок

док резорбції кісткової тканини навкруги черезкісткових стержнів, зменшити небезпеку розвитку «транsfіксаційних» контрактур і запальних ускладнень, що викликаються механічним подразненням [29, 30].

Розвиток та удосконалення основних методів остеосинтезу нерозривно пов'язаний із досягненнями біомеханіки, інженерії, матеріалознавства, математичних методів та обчислювальної техніки.

За останні десятиліття відбувся прогрес комп'ютерних технологій і методів аналізу в механіці інженерних конструкцій, що розкрив нові можливості для біомеханічних досліджень остеосинтезу. Обчислювальний експеримент є потужним засобом теоретичних досліджень, що переконливо демонструє свою високу ефективність при проектуванні технічних систем. Його ідеологічною базою є математичне моделювання; методологічною — теорія обчислювальних алгоритмів; а технічною — електронні обчислювальні машини [31, 32].

Перспективним напрямком розрахунків та аналізу зусиль, напружень, деформацій та переміщень в елементах біомеханічних конструкцій визнано математичні методи імітаційного моделювання, які дозволяють оптимізувати способи фіксації переломів та створювати нові конструкції апаратів фіксації.

Основа теоретичних досліджень сучасних проблем біомеханіки — це постановка задач у рамках механіки деформованих пружних тіл. Проведення обчислювального експерименту задач біомеханіки з урахуванням адекватних умов силового навантаження та неоднорідних механічних властивостей виявляються більш складним, ніж фундаментальні методики. Це пов'язано з тим, що в біомеханіці розрахунково-теоретичні дослідження не обмежуються аналізом якісної сторони явищ, а покликані встановити закономірності фізичних процесів і забезпечити точні та надійні рекомендації, необхідні для вибору раціональних конструктивно-технологічних параметрів біомеханічних систем [33, 34].

Сучасні технології моделювання дозволяють провести достовірну оцінку механічної навантаженості та динамічних властивостей досліджуваної біомеханічної системи при адекватному відображенні геометричних параметрів неоднорідних сполучених обсягів, ідентифікації пружних і дисипативних характеристик суцільних середовищ, силових факторів і кінематичних зв'язків у моделі.

Математичний опис та визначення кінематичних характеристик (переміщень, швидкостей, прискорень, деформацій тощо) для процесів деформування суцільних середовищ вивчені і викладені в монографіях. Визначальні рівняння відображають фізичну структуру матеріалів, а нескінченне різноманіття фізичних властивостей середовищ та сукупність математичних зв'язків, які використовуються у визначальних співвідношеннях, дуже велика. Разом з тим сформульовані загальні вимоги (принципи) і розроблено єдиний термодинамічний підхід до побудови матеріальних рівнянь.

Серед методів розв'язання задач механіки деформованих сполучених неоднорідних середовищ, обґрунтований вибір яких залежить від ступеня ідеалізації опису фізичних процесів, можна виділити наступні: інженерні, аналітичні та чисельні.

Аналітичні та інженерні методи базуються на класичному математичному апараті. Незважаючи на універсальність наближених інженерних методів, їх практичне застосування лімітовано необхідністю спрощення (іноді істотного) математичної моделі досліджуваних процесів і обмеженим числом аналізованих фізичних параметрів.

До найбільш визнаних чисельних методів слід віднести проекційно-сітковий метод у формі скінченних елементів, який дозволяє звести крайову задачу до системи алгебраїчних рівнянь дискретних значень шуканої функції у вузлах сітки, що апроксимує задану область.

У той же час проблема біомеханічного аналізу взаємодії систем фіксації та кісток залишається до кінця невирішеною. При застосуванні методу у формі скінченних елементів вирішення цієї проблеми вимагає точного визначення геометрії об'єкту, його механічних властивостей, силових навантажень і граничних умов. Для інженерних конструкцій ці параметри є чітко детермінованими і загальновідомими, крім того, майже завжди існує можливість співставлення розрахункових і експериментальних даних. В останні роки були

здійснені певні підходи щодо вирішення завдання по створенню моделей кісток людини, погрішність яких при визначенні напружень і деформацій знаходиться у межах 3–18% [29, 30].

Не припиняється розвиток і вдосконалення комп'ютерних програм, що працюють за загальними законами біомеханіки деформованих середовищ. Численні теорії механіки деформування матеріалів покликані визначити експериментальну поведінку матеріалів при різних видах навантаження. Проте жодна з теорій нелінійного деформування середовищ біологічного походження не є універсальною. Тому вибір рівнянь станів, які закладаються в розрахунок будь-якого конструктивного елементу сполучених тіл, повинен здійснюватися в кожному конкретному випадку з урахуванням типу і структури матеріалу, характеру і швидкості навантаження.

Складність розв'язання контактних задач для сполучених тіл в біомеханіці на основі методу у формі скінченних елементів полягає в тому, що їхня поточна взаємна геометрична конфігурація і величина контактної поверхні заздалегідь не відомі. При цьому силові і кінематичні умови навантаження на поверхнях сполучення безперервно змінюються і залежать від виду навантаження сполучених деформованих тіл та трибо-технічних умов на поверхнях контактуючих середовищ.

Проведений аналіз джерел наукової інформації дозволяє дійти висновку, що всю сукупність методів чисельних розв'язків контактних задач для сполучених неоднорідних середовищ можна розбити на чотири великі групи [31, 32]:

I група — методи, засновані на перетворенні матриць жорсткості контактуючих тіл за допомогою геометричних матриць;

II група — методи, засновані на побудові матриці граничної податливості;

III група — методи зведення задачі про контакт декількох тіл до варіаційної нерівності і вирішення його оптимізаційними методами (метод множників Лагранжа, метод штрафу, релаксаційні схеми);

IV група — методи, засновані на роздільному розгляді тіл з організацією ітераційного процесу та з виконанням умов спряження тіл.

В сучасних дослідженнях застосовуються універсальні програмні системи, призначені для дослідження фізико-механічних процесів в елементах конструкцій на основі методу у формі скінченних елементів з урахуванням довільної зміни властивостей матеріалів, різної геометрії розрахункової області та видів навантаження.

Інтегруюче середовище інженерних комп'ютерних технологій в системах підготовки даних, аналізу, моделювання та проектування біомеханічних систем повинне включати модулі [33,34]:

- розпізнавання даних комп'ютерних томограм біологічних об'єктів;
- геометричного моделювання поверхонь і об'ємів неоднорідних тіл;
- ідентифікації фізико-механічних властивостей матеріалів (ізотропних, ортотропних і анізотропних);
- побудови скінчено-елементних сіток 3D моделей;
- сучасного графічного інтерфейсу користувача для введення і виведення цифрової інформації.

Вони застосовуються у сучасних універсальних високоавтоматизованих обчислювальних програмних комплексах, що використовуються у біоінженерних дослідженнях.

Аналіз джерел наукової інформації, присвячений біомеханічним дослідженням остеосинтезу кісток з застосуванням комп'ютерних технологій на основі методу у формі скінченних елементів, дозволив з'ясувати, що для вирішення задач цього дослідження доцільним буде обрати програмні комплекси Mimics та ANSYS.

8.2. Матеріали та методи. «Моделювання імітаційної біомеханічної системи «сегмент кінцівки — засіб фіксації перелому» на основі методу скінченних елементів і визначення жорсткості фіксації кісткових уламків довгих кісток»

Середньостатистичний діапазон величин модулів пружності неоднорідних шарів довгих кісток наведено в табл. 8.1 за літературними даними.

Таблиця 8.1

Механічні властивості матеріалів імітаційних моделей

Тип тканини	Модулі пружності E , Па	Коефіцієнти Пуассона, ν	Густина матеріалу, $\rho = \text{кг/м}^3$
М'яка тканина	7,28*104	0,49	1045
Кортикальний шар	$E_x = 1,15 \cdot 10^{10}$ $E_y = 1,15 \cdot 10^{10}$ $E_z = 1,75 \cdot 10^{10}$ $G_{xy} = 3,6 \cdot 10^{10}$ $G_{yz} = 3,3 \cdot 10^{10}$ $G_{zx} = 3,3 \cdot 10^{10}$	$\nu_{xy} = 0,5$ $\nu_{yz} = 0,31$ $\nu_{zx} = 0,31$	2100
Спонгіозний шар	7,8*109	0,27	1700
Кістково-мозковий канал	5*107	0,45	1000
Металеві елементи стержневої системи (титановий сплав ВТ12)	1,03*1011	0,37	4500
Металеві елементи шини Крамера (Ст.3)	7,1*1010	0,35	2700
Дошка з деревини (сосна) шини Дітерікса	9*107	0,3	440

Для спрощення розрахунків напруженого та деформованого стану біомеханічних систем кожен з типів кісткової тканини розглядався гомогенним з ізотропними (спонгіозний шар, кістково-мозковий канал) та анізотропними (кортикальний шар) властивостями. Механічні властивості губчастої кісткової тканини взяті з дослідження, де визначено величини модулів пружності для ізотропної моделі матеріалу на основі співставлення розрахункових і експериментальних даних.

Напружений стан в будь-якій точці тіла біомеханічних конструкцій характеризується тензором напружень:

$$T_\sigma = \sigma_{ij}, i, j = 1, 2, 3, \quad (8.1)$$

де складовими є компоненти: $\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33}$ — нормальних напружень та $\tau_{12}, \tau_{13}, \tau_{32}, \dots$ — дотичних напружень. З огляду парності дотичних напружень ($\sigma_{ij} = \sigma_{ji}, i \neq j$) тензор напружень є симетричним.

У загальному випадку тензор напружень може бути представлений у вигляді суми двох складових:

— шарового тензора напружень $T_{\sigma_0} = \sigma_{0_i}, i = 1, 2, 3$, де $\sigma_0 = \frac{(\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33})}{3}$;

— тензора напружень зсуву, який називають девіатором напружень $S_{ij} = \sigma_{ij} - \delta_{ij} \sigma_0$.

Деформований стан твердого тіла характеризується тензором деформацій.

$$T_\varepsilon = \varepsilon_{ij}, \text{ де } i, j = 1, 2, 3, \quad (8.2)$$

де $\varepsilon_{11}, \varepsilon_{22}, \varepsilon_{33}$ — відносні подовження, $\varepsilon_{12}, \varepsilon_{13}, \varepsilon_{32}, \dots$ — деформації зсуву (кутові деформації).

Тензор деформацій може бути представлений у вигляді суми шарового тензора T_{ε_0} та девіатора деформацій D_ε :

$T_{\varepsilon_0} = \varepsilon_{0_i}, i = 1, 2, 3$, де $\varepsilon_0 = \frac{\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy} + \varepsilon_{zz}}{3}$ — середня деформація;

$$D_\varepsilon = e_{ij}, \text{ де } e_{ij} = \varepsilon_{ij} - \delta_{ij} \varepsilon_0. \quad (8.3)$$

Співвідношення між компонентами вектора переміщень $u_i, i = x, y, z$ і компонентами тензора кінцевих деформацій (тензора Гріна) мають вигляд

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right), \text{ де } i, j, k = 1, 2, 3; x_1 = x, x_2 = y, x_3 = z. \quad (8.4)$$

На практиці деформації в пружних тілах дуже малі ($\varepsilon \leq 0.1\%$), тому з математичної точки зору їх можна розглядати як нескінченно малі. Тоді в тензорі Гріна можна нехтувати нелінійними членами і таким чином отримати лінійні залежності між деформаціями і переміщеннями

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right), \quad i, j, k = 1, 2, 3, \quad (8.5)$$

які мають назву співвідношення Коші. Компоненти тензора деформацій в цьому випадку є малими величинами по співвідношенню до одиниці.

Основними рівняннями теорії пружності є статичні (рівняння рівноваги), кінематичні (співвідношення Коші) і фізичні рівняння (рівняння зв'язку між напруженнями і деформаціями).

Величини тензора деформацій для елементарного об'єму в околі довільної точки і в межах всього об'єму тіла повинні задовольняти рівнянням сумісності деформацій. Виконання принципу нерозривності деформацій в пружному тілі відповідає мінімальне значення потенціальної енергії деформації.

Заумови відсутності початкових напружень і деформацій фізичні рівняння для пружного тіла з ізотропними властивостями можуть бути представлені узагальненим законом Гука в індексному вигляді

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \delta_{ij} \varepsilon_{kk} \right), \quad (8.6)$$

де δ_{ij} — символи Кронекера або в матричній формі

$$\begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yx} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{zy} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yx} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{zy} \end{pmatrix} \quad (8.7)$$

Коефіцієнти тензора пружних сталей в (8.7) більш зручні в теоретичних роботах. В інженерній практиці зв'язують модуль пружності — E і коефіцієнт Пуассона — ν з коефіцієнтами Ляме:

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1-2\nu)(1+\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \Rightarrow E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}, \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}.$$

Згідно із узагальненим закону Гука компоненти тензора напружень в довільній точці тіла з анізотропними властивостями знаходяться в лінійній залежності, від величин компонент тензора деформацій

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad i, j = 1, 2, 3; k, l = 1, 2, 3, \quad (8.8)$$

де C_{ijkl} — компоненти тензора пружних сталей. Для визначення анізотропних властивостей матеріалу необхідно знати 81 константу.

Враховуючи, що коефіцієнти тензора пружних констант мають симетрію відносно індексів i, j, k, l , то

$$C_{ijkl} = C_{klij}, \quad C_{ijkl} = C_{ijlk}, \quad C_{ijkl} = C_{jikl}, \quad C_{ijkl} = C_{jilk}.$$

Матеріали біологічних тканин (кортикал, спонгіозний шар) мають однонаправлені шари з вираженими жорсткісними властивостями повздож їх утворюючої. Їх можливо розглядати як ортотропне середовище, яке визначається 9 незалежними пружними сталими. Матриця коефіцієнтів податливості $D_{\alpha\beta\gamma} = C_{ijkl}^{-1}$ в загальному законі Гука

$$\varepsilon_{kl} = C_{ijkl}^{-1} \sigma_{ij}, \quad i, j = \alpha, \beta, \gamma; k, l = \alpha, \beta, \gamma, \quad (8.9)$$

для пружного тіла з ортотропними властивостями в локальному координатному базисі α, β, γ має вигляд

$$D_{\alpha\beta\gamma} := \begin{pmatrix} E_{\alpha}^{-1} & -\nu_{\alpha\beta} E_{\alpha}^{-1} & -\nu_{\alpha\gamma} E_{\alpha}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{\beta\alpha} E_{\beta}^{-1} & E_{\beta}^{-1} & -\nu_{\beta\gamma} E_{\beta}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{\gamma\alpha} E_{\gamma}^{-1} & -\nu_{\gamma\beta} E_{\gamma}^{-1} & E_{\gamma}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{\alpha\beta} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{\beta\gamma} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{\gamma\alpha} \end{pmatrix} \quad (8.10)$$

$$\frac{\nu_{\alpha\beta}}{E_{\alpha}} = \frac{\nu_{\beta\alpha}}{E_{\beta}}; \frac{\nu_{\beta\gamma}}{E_{\beta}} = \frac{\nu_{\gamma\beta}}{E_{\gamma}}; \frac{\nu_{\alpha\gamma}}{E_{\alpha}} = \frac{\nu_{\gamma\alpha}}{E_{\gamma}}.$$

Жорсткісні коефіцієнти тензора пружних констант ортотропного матеріалу C_{ijkl} можуть бути представлені симетричною матрицею $E_{\alpha\beta\gamma} = D_{\alpha\beta\gamma}^{-1}$ в локальній системі координат α, β, γ и E_{xyz} в глобальній системі координат x, y, z

$$A := \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sin(\beta) & \cos(\alpha) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \sin(\gamma) & \cos(\gamma) \end{pmatrix} \quad (8.11)$$

де коефіцієнти матриці повороту осей локального базису визначені виразом

$$E_{\alpha\beta\gamma} := \begin{pmatrix} ED\alpha & \mu\alpha\beta & \mu\alpha\gamma & 0 & 0 & 0 \\ \mu\alpha\beta & ED\beta & \mu\beta\gamma & 0 & 0 & 0 \\ \mu\alpha\gamma & \mu\beta\gamma & ED\gamma & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & EC\alpha\beta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & EC\beta\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & EC\gamma\alpha \end{pmatrix} \quad E_{xyz} = A(\alpha, \beta, \gamma) \cdot D\alpha\beta\gamma^{-1} = A(\alpha, \beta, \gamma) \cdot E_{\alpha\beta\gamma} \quad (8.12)$$

Основними рівняннями теорії пружності є статичні (динамічні), кінематичні (співвідношення Коші) і фізичні рівняння (рівняння зв'язку між напруженнями і деформаціями), які наведено нижче.

Статичні (або динамічні) рівняння рівноваги:

$$\sigma_{ij,i} + X_i = 0 \left(= \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} \right), \quad i, j = 1, 2, 3, \quad (8.13)$$

де σ_{ij} — тензор напружень, X_i — об'ємні сили, u_i — компонент вектору переміщень, ρ — густина матеріалу.

Геометричні рівняння:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}), \quad i, j = 1, 2, 3, \quad (8.14)$$

де ε_{ij} — тензор деформацій Коші.

Узагальнений закон Гука для пружного середовища з анізотропними властивостями має вигляд:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, j, l = 1, 2, 3; k, l = 1, 2, 3, \quad (8.15)$$

де C_{ijkl}^T — фізичні сталі твердого тіла.

В частковому випадку, для ізотропного пружного тіла, рівняння рівноваги мають вигляд

$$\nabla^2 \sigma_{ij} + \frac{1}{1+\nu} \sigma_{kk,ij} = -(X_{i,j} + X_{j,i}) - \frac{\nu}{1-\nu} \delta_{ij} X_{k,k} \quad (8.16)$$

в напруженнях або в переміщеннях (рівняння Нав'є)

$$\nu u_{i,jj} + (\lambda + \mu) u_{j,ji} + X_i = 0 \left(\rho \frac{\partial^2 u_j}{\partial t^2} \right). \quad (8.17)$$

Останні можна отримати, якщо виразити деформації через напруження і отримані співвідношення підставити в умови сумісності деформацій.

Як обмеження, які конкретизують розв'язки крайової задачі, формулюються граничні умови, які характеризують взаємодію тіла з зовнішнім середовищем.

Механічні граничні умови визначаються завданням на поверхні $S = S_u \cup S_p \cup S_{pu}$ тіла об'ємом V переміщень (кінематичні умови)

$$u_i = u_i^*(x_k), x_k \in S_u \quad (8.18)$$

або зусиль (статичні умови)

$$\sigma_{ij}(x_k) \eta_j = \eta_i(x_k), x_k \in S_p \quad (8.19)$$

або суперпозиції зусиль і переміщень по взаємно ортогональних напрямках для $x_k \in S_{pu}$.

Отримане із розв'язку крайової задачі розподілення величин компонент тензора напружень в спряжених тілах біомеханічних конструкцій дає можливість провести аналіз виду напружено-деформованого стану і міцності в зонах з найбільшими градієнтами напружень.

Для оцінки напруженого стану суцільного середовища в околі заданої точки застосовують два параметри:

— величина середнього напруження (компонента шарового тензора)

$$\sigma_0 = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3}; \quad (8.20)$$

— параметр Надаї-Лоде, який характеризує вид девіатора напружень:

$$\mu_\sigma = 2 \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_2 - \sigma_3} - 1 = \frac{2\sigma_2 - \sigma_1 - \sigma_3}{\sigma_1 - \sigma_2}. \quad (8.21)$$

Область допустимих значень μ_σ обмежена граничними величинами -1 (для $\sigma_2 = \sigma_3$) та $+1$ (для $\sigma_2 = \sigma_1$).

Для аналізу міцності біомеханічної конструкції параметри величин σ_0 і μ_σ дають можливість визначити частини об'єму навантажених тіл з домінуючими видами деформацій:

- розтягу (двовісного — $\sigma_0 > 0$, $\mu_\sigma = 1$ або одновісного — $\sigma_0 > 0$, $\mu_\sigma = -1$);
- стискання (двовісного — $\sigma_0 < 0$, $\mu_\sigma = -1$ або одновісного — $\sigma_0 > 0$, $\mu_\sigma = 1$);
- зсуву ($\sigma_0 = 0$, $\mu_\sigma = 0$).

Міцність забезпечується, якщо виконуються умови для еквівалентних напружень, які діють в зонах крайового ефекту

$$\sigma_{eq} \leq [\sigma], \quad (8.22)$$

де σ_{eq} — еквівалентне напруження в зонах крайового ефекту,

$$[\sigma] = \frac{[\sigma_T]}{n_T} \quad (8.23)$$

— допустиме напруження для пружних тіл біомеханічної конструкції типу металів,

$$[\sigma] = \frac{[\sigma_B]}{n_B}, \quad (8.24)$$

— допустиме напруження для тканин біологічного походження.

Введені позначення $[\sigma_B]$ — допустиме напруження матеріалу біомеханічної конструкції; σ_B — границя міцності матеріалу; n_B — коефіцієнт запасу міцності для тканин біологічного походження; $[\sigma_T]$ — границя текучості матеріалу; n_T — коефіцієнт запасу міцності для пластичних металів.

Для визначення еквівалентних напружень σ_{eq} вибрано величину еквівалентних за Мізесом напружень, визначених комбінацією головних напружень $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$

$$\sigma_{eq} = \frac{\sqrt{2}}{2} \sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_1\sigma_3 - \sigma_2\sigma_3)} \quad (8.25)$$

де $\chi = \sigma_p / \sigma_A$ — співвідношення відповідних границь міцності матеріалу для одновісного розтягу та стискування.

Для оцінки граничного стану матеріалів біологічного походження співвідношення приймає вид $\sigma_{eq} = \sigma_1$, що в формулі відповідає умові міцності по I класичній теорії міцності.

Розв'язання довільної задачі механіки суцільного середовища зводиться до розв'язання системи диференціальних рівнянь з граничними умовами або розв'язання задачі про мінімізацію деякого функціонала. Отримати аналітичний результат у замкнутому вигляді можливо тільки для досить вузького класу задач — тіл простої геометрії і при введенні гіпотез (припущень) що спрощують. Отриману систему диференціальних рівнянь або задачу про мінімізацію функціонала за допомогою чисельних методів зводять до системи лінійних алгебраїчних рівнянь, рішення яких не є складним, оскільки існують розроблені алгоритми і готові програми.

Існує ряд універсальних чисельних методів для рішення крайових задач механіки: — метод скінченних різниць, метод граничних елементів, які мають свої переваги і недоліки.

Система рівнянь рівноваги для пружних тіл, яка отримана методом граничних елементів, зводиться до системи лінійних алгебраїчних рівнянь

$$[K]\{\alpha\} = \{F\}, \quad (8.26)$$

де $\{\alpha\}$ — шуканий вектор переміщень; $[K]$ — матриця жорсткості системи, $\{F\}$ — вектор навантажень системи.

В методі граничних елементів область B розбивають на ряд підобластей (елементів) B^l простої форми, таким чином, щоб $B = \sum B^l$. Якщо наближений розв'язок $\tilde{\phi}(r \in B^l)$ визначено базисними функціями поліноміального виду окремо на кожному елементі, то в системі вищенаведених рівнянь елементи матриці $[K]$ і вектора правої частини $\{F\}$ в отримуються простим сумуванням вкладів кожного елемента в загальний інтеграл:

$$K_{lm} = \sum_l \int_{B^l} W_l L N L N_m dB + \sum_l \int_{\partial B^l} \dot{W}_l G N_m d\Gamma \quad (8.27)$$

$$F_l = \sum_l \int_{B^l} W_l f dB + \int_{B^l} W_l f_\sigma dB + \sum_l \int_{\partial B^l} \dot{W}_l g d\Gamma \quad (8.28)$$

Якщо скінченні елементи мають відносно просту форму і базисні функції визначені типово, то досить просто оперувати даним способом і у випадку апроксимації областей складної форми з неоднорідними властивостями.

При імітаційному математичному моделюванні напружено-деформованого стану сполучених неоднорідних елементів конструкцій біомеханічних систем необхідно запобігти виниканню похибок шляхом їх оцінки та корегування. При розрахунках величин переміщень, деформацій та напружень похибки розподіляють на групи за джерелами їх походження.

Похибки формалізації — виникають при переході від об'єкту-оригінала біомеханічної системи до його імітаційної моделі. Похибки формалізації оцінюють при перевірці

адекватності контрольованих розрахункових параметрів імітаційної моделі (інтегральних величин — жорсткість біомеханічної системи за видами деформацій та локальних характеристик переміщень, деформацій, напружень) та експериментальних натурних випробуваннях зразків біомеханічних конструкцій (фізичних моделей об'єкту-оригінала). Похибки вхідних даних — пов'язані з фізичними вимірюваннями параметрів об'єкту-оригінала (фізико-механічні властивості, кінематичні та силові умови навантаження). При оцінюванні вимірювань у технічних системах середньозважена похибка в статичних умовах становить 1–5%, похибка вимірювань динамічних величин — 5–20%. Похибки проекційно-сіткового методу — залежать від вибору типу скінченних елементів для імітаційної моделі та їх кількості в зонах з великими градієнтами напружень. Оцінка збіжності наближених рішень задачі досягається перевіркою результатів при асимптотичному збільшенні кількості скінченних елементів. Похибки чисельного алгоритму — пов'язані з наближеними методами розв'язання математичних співвідношень чисельними методами. Похибка чисельного алгоритму у 2–5 разів менша похибки вхідних даних. Невдало вибраний алгоритм може привести до чисельної нестійкості або сингулярності отриманих результатів, а результати чисельного розв'язання не будуть відповідати досліджуваній імітаційній математичній моделі. Похибки округлення результатів чисельних рішень — пов'язані з програмними алгоритмами електронно-обчислювальних машин, де всі розрахунки виконуються з фіксованим числом значущих цифр. В середньому похибка машинного округлення результатів повинна бути в 5–10 разів меншою похибки чисельного алгоритму.

8.3 Методика стендових натурних випробувань жорсткості кісткової тканини та експериментального нанесення вогнепальних переломів довгих кісток

Матеріалом біомеханічних досліджень були трупні нефіксовані великогомілкові кістки людей, які померли від ушкоджень та захворювань, не пов'язаних з патологією опорно-рухової системи і які згідно наказу Міністерства охорони здоров'я України № 325 від 08.06.2015 після закінчення випробувань були утилізовані (рис. 8.1).

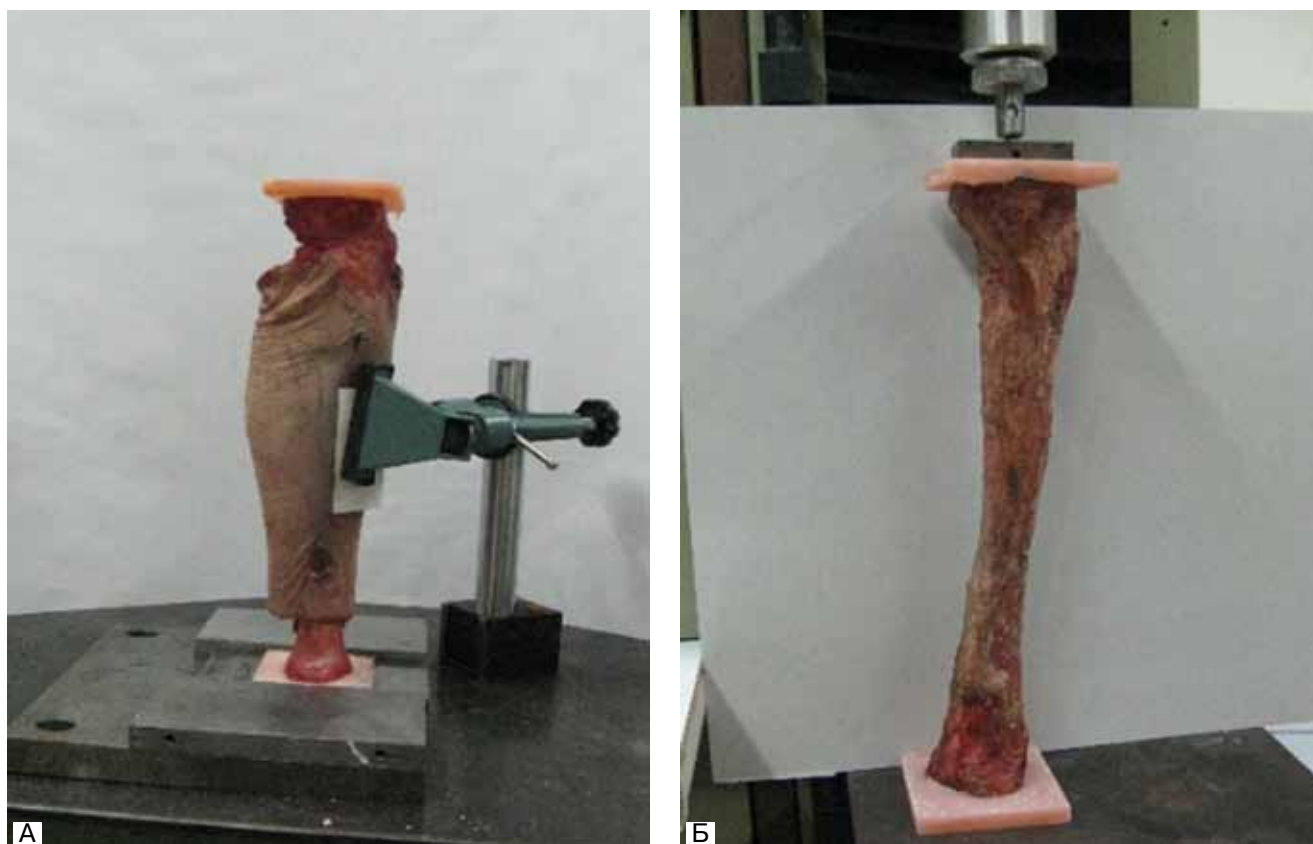


Рис. 8.1 Препарати великогомілкової кістки

Препарати піддавали осьовим компресійним циклічним навантаженням за допомогою універсальної випробувальної машини TIRA-TEST 2151 з наступними характеристиками: точність виміру навантаження, що прикладається — 0,1Н; точність виміру переміщення рухомого затискача — 10^{-5} м; швидкість переміщення активного затискача — $8,3 \cdot 10^{-7}$ – $8,3 \cdot 10^{-5}$ м/с (рис. 8.2).



Рис. 8.2 Універсальна випробувальна машина TIRA-TEST 2151

Показники жорсткості кожної кістки досліджувалися двічі — в неушкодженному стані та після нанесення вогнепального перелому.

У великогомілкової кістці за віссю і перпендикулярно до неї по медіальній поверхні просвердлювали по три отвори дистально і по три отвори проксимально від центру кістки (відповідно точки №1, 2, 3 і №4, 5, 6). Відстань між сусідніми отворами та від центру кістки до найближчих отворів дорівнювала 20 мм, діаметр отворів дорівнював 2 мм. При просвердлюванні отворів використовували низькооборотну дріль (200 об/хв) для попередження термічного ушкодження кістки. Для проведення циклічних осьових компресійних навантажень використовували навантажувальний пристрій: в просвердлені отвори по чергово вводили індентор діаметром 2 мм, виготовлений із нержавіючої сталі, на який прикладалося навантаження (рис. 8.3а).

Для випробувань застосовували спеціальну програму *Zyklische Belastung*, що входить до комплекту програмного забезпечення випробувальної машини TIRA-TEST 2151. Програма здійснює циклічне навантаження зразків з підтриманням заданих мінімальних та максимальних значень сили протягом певних проміжків часу (рис. 8.3б).

Досліджувані кістки закріплювалися у випробувальній машині за допомогою спеціально виготовлених опор. Попередніми експериментами встановлено, що виготовлення універсальних, таких, що підходять до всіх кісток, опор неможливо. Це пов'язано із індивідуальною формою поперечного перерізу кожної кістки.

Кожна досліджувана точка піддавалася попередньому навантаженню $P_0 = 50$ Н для попередження осьового зміщення кістки в опорах.

Були визначені загальні деформації системи «кістка — навантажувальний пристрій» при навантаженні 100 Н, 200 Н, 300 Н, 400 Н та 500 Н у кожній точці без проміжних розвантажень на 1, 2, 3 та 10 циклах навантаження та записані діаграми деформування. Окремо були визначені деформації навантажувального пристрою. Визначення величини деформації фіксувалося за допомогою мікрокомп'ютера, що вбудований в випробувальну машину, та окремо за допомогою індикатору годинникового типу ИЧ-10 з точністю виміру $\pm 10^{-5}$ м, що відображено на рис. 8.4.

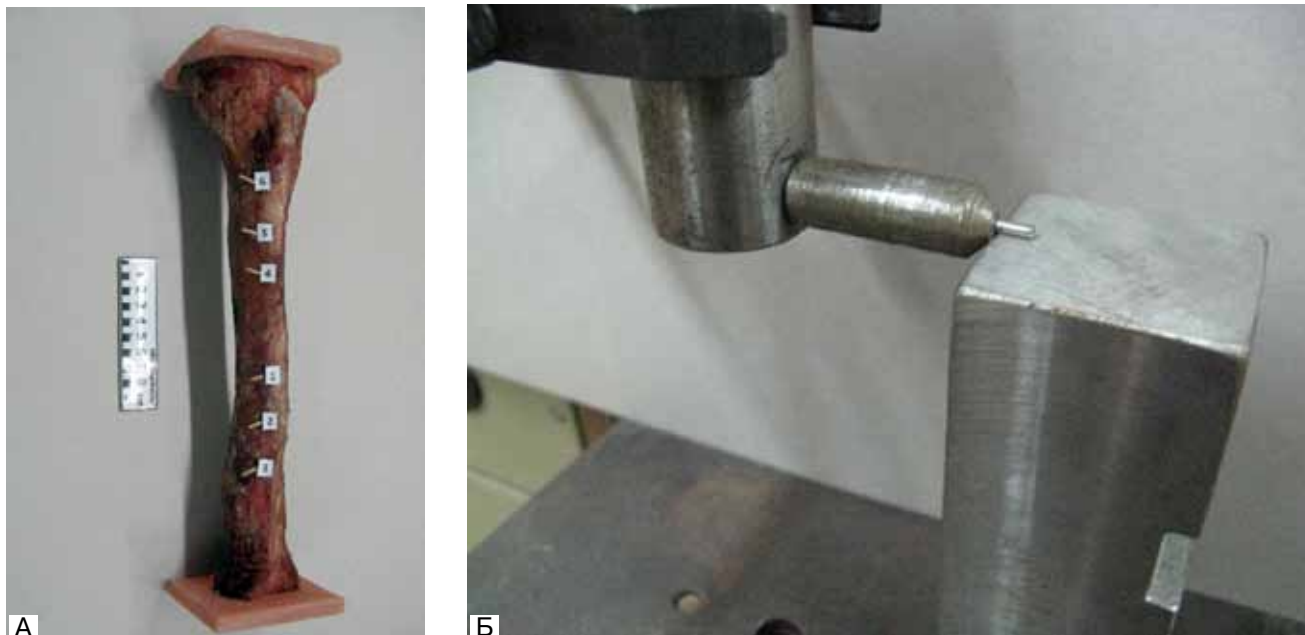


Рис. 8.3 а — великогомілкова кістка з отворами; б — навантажувальний пристрій з індентором



Рис. 8.4 Індикатору годинникового типу ИЧ-10

Дублювання методик виміру величин деформації сприяло збільшенню точності експерименту. Шляхом віднімання показників деформації навантажувального пристрою від показників деформації системи «кістка — навантажувальний пристрій» були отримані показники деформації власне кістки в неушкодженому стані та після вогнепального перелому.

За основу були взяті рекомендації, сформульовані на міжнародних симпозиумах по рановій балістиці в Гетеборзі (Швеція) (1975–1985). В умовах закритого тиру на препаратах великогомілкової кістки з попередньою розміткою точок, які вільно закріплювалися, були змодельовані вогнепальні переломи шляхом пострілу з карабіну Remington 700 SPS Varmint (рис. 8.5) з характеристиками снаряда, що ранить (кулі): калібр — 22–250 Rem. (5,56 × 45мм НАТО), початкова швидкість кулі — 1300 м/с, маса кулі — 3,5 г з відстані 50 м.

$$E_{\text{кін.}} = mV^2/2$$

$$E_{\text{кін.}} = 0,0035 \cdot 1300^2 / 2 = 2957,5 \text{ Дж} = 2,96 \text{ кДж}$$

Для порівняння характеристики снаряда, що ранить (кулі) автомату АК-74 (індекс 7Н6): калібр — 5,45×39 мм, початкова швидкість кулі — 900 м/с, маса кулі — 3,55 г.



Рис. 8.5 Карабін Remington 700 SPS Varmint та його патрон 22–250 Rem. (5,56×45мм)

$$E_{кін.} = 0,00355 \cdot 9002 / 2 = 1437,5 \text{ Дж} = 1,44 \text{ кДж}$$

Характеристики снаряда, що ранив (кулі) снайперської гвинтівки Драгунова: калібр — 7,62×54 мм, початкова швидкість кулі — 830 м/с, маса кулі — 9,6 г.

$$E_{кін.} = 0,0096 \cdot 8302 / 2 = 3306,7 \text{ Дж} = 3,31 \text{ кДж}$$

$E_{кін.}$ кулі обраного для проведення досліджень карабіну Remington 700 SPS Varmint має середнє проміжне значення між $E_{кін.}$ кулі автомату АК-74 (індекс 7Н6) та $E_{кін.}$ кулі снайперської гвинтівки Драгунова. На рис. 8.6 відображено зовнішній вигляд великогомілкової кістки після нанесення вогнепального перелому.



Рис. 8.6 Препарат великогомілкової кістки після нанесення вогнепального перелому

8.4 Результати розробки реалістичних уніфікованих імітаційних моделей для дослідження жорсткості систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації»

8.4.1 Алгоритм побудови імітаційних моделей біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації»

Першим етапом побудови пошарової імітаційної комп'ютерної моделі кінцівок є відображення її геометричних параметрів. Ці дані отримано з комп'ютерних томограм із подальшим опрацюванням в спеціалізованих програмних комплексах (Mimics, 3D-doctor, Simplant).

В напівавтоматичному режимі програмних середовищ відтворено просторову геометрію поверхні неоднорідних шарів кінцівки. Використовуючи програмний інструментарій та дані рентгенологічної щільності, окремо виділяли тканини кінцівки (м'які тканини, кортикальний та спонгіозний шари, кістково-мозковий канал). За результатами комп'ютерної

обробки отримували вихідний файл, що містить дані про просторову геометрію, для опрацювання його в пакетах Autodesk Inventor Наступним етапом було створення твердотільної об'ємної моделі з просторовою геометрією поверхні. На цьому етапі моделювали всі кісткові тканини з переломом в діафізарній зоні, м'язові тканини та системи фіксації перелому.

Подальший етап — наділення моделі реалістичними механічними властивостями склав основу для дослідження напружено-деформованого стану системи «пристрій фіксації — сегмент кінцівки».

На рис. 8.7 відображені етапи створення імітаційної моделі сегментів кінцівки з фіксацією вогнепальних переломів довгих кісток.

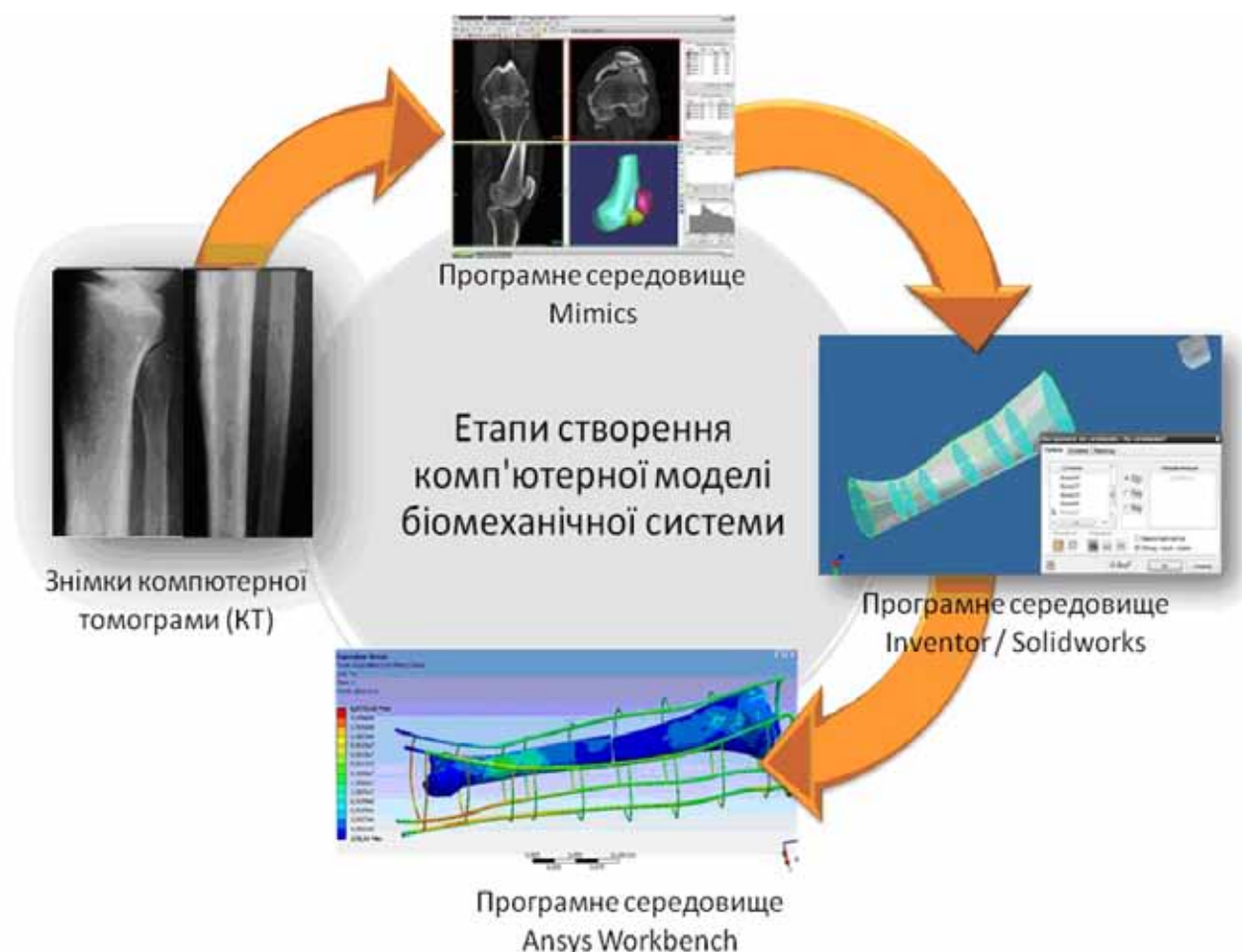


Рис. 8.7 Етапи створення імітаційної моделі біомеханічної конструкції кінцівок з ушкодженнями

Відтворення геометрії, всіх особливостей координат неоднорідних шарів імітаційної моделі біомеханічної системи виконується за даними комп'ютерної томографії сегменту кінцівки пораненого в програмному середовищі Mimics (рис. 8.8), який створено для обробки даних комп'ютерної томографії.

Наступним етапом є виділення шарів кісткової тканини кортикального, спонгіозного, кістково-мозкового каналу. Зробити це можливо, виділивши їх зі знімків по рентгенівській густині, тому що кортикальний шар значно густіший, його рентгенівська густина більша. Кількість однакових світлих точок на міліметр квадратний знімку комп'ютерної томограми буде вказувати на придатність тієї чи іншої ділянки до відповідних шарів.

При використанні інструментарію програми виділяються шари кісткової тканини (для зручності помічаються різними кольорами), що відображено на рис. 8.9.

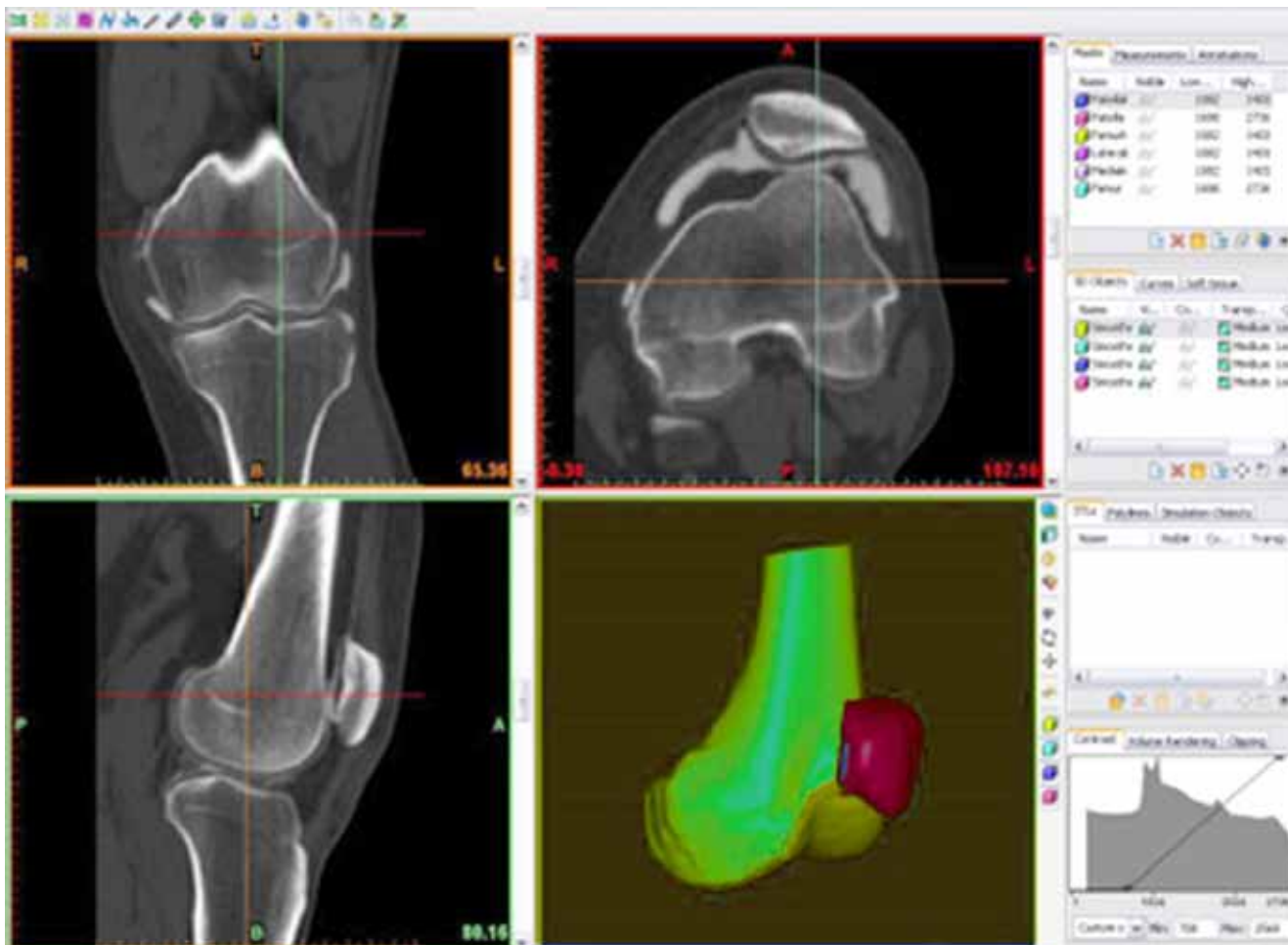


Рис. 8.8 Обробка даних в програмному середовищі Mimics

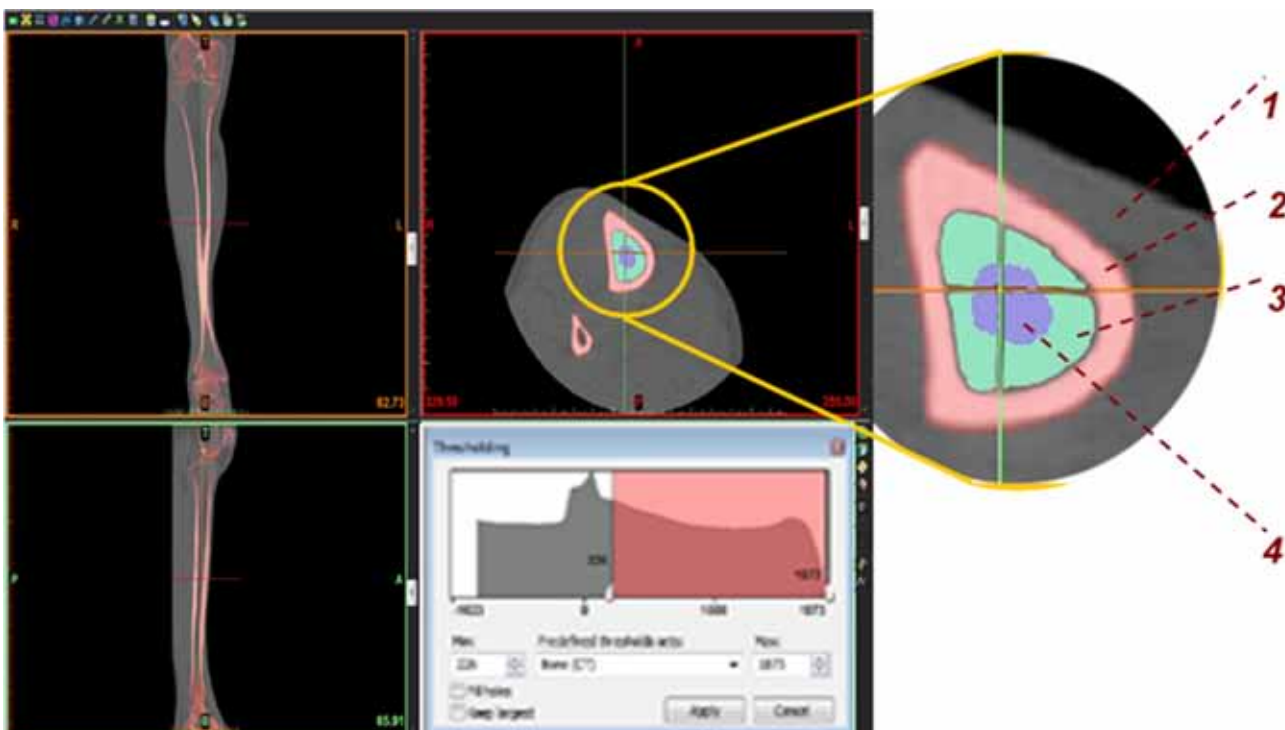


Рис. 8.9 Виділення шарів кісткової тканини кістки: 1 — м'які тканини; 2 — кортикальна кістка; 3 — губчаста кістка; 4 — кістково-мозковий канал

Для різних типів кісткової тканини характерні свої рентгенівські густини. Їх значення можуть змінюватись залежно від віку військовослужбовця, тому важливо знати більше відомостей про об'єкт моделювання. Виділяючи для імітаційної моделі необхідні шари

кісткової тканини, слід обходити можливі непотрібні «неоднорідності», спрощувати геометрії моделі з розумних міркувань. Виділені шари показано в тривимірному координатному базисі. За програмним алгоритмом відтворені пошарово 3D-моделі кортикального шару, губчастого шару кістки та кістково-мозкового каналу (рис. 8.10-8.13).

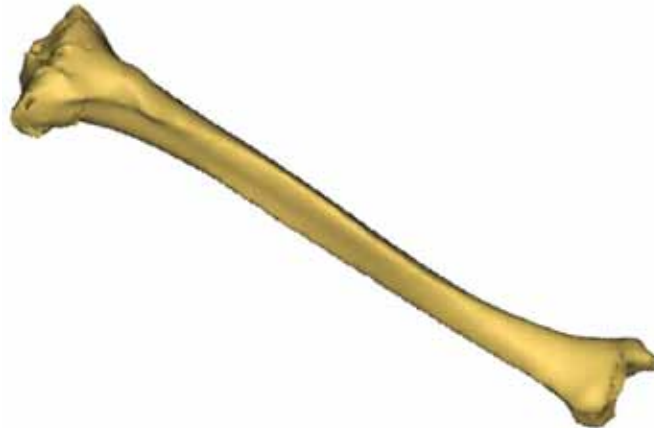


Рис. 8.10 3D-модель кортикального шару великогомілкової кістки

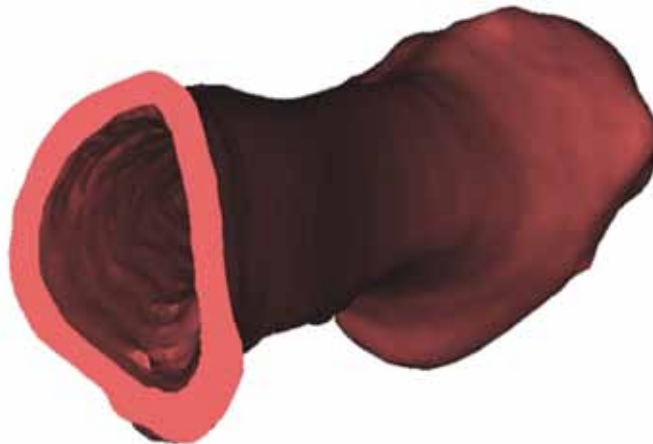


Рис. 8.11 3D-модель кортикального шару великогомілкової кістки у перетині



Рис. 8.12 3D-модель кортикального шару та губчастої кістки великогомілкової кістки у перетині кортикального шару



Рис. 8.13 3D-модель великогомілкової кістки, зі створеною скінченно-елементною сіткою тетраїдних елементів

По завершенні моделювання просторової геометрії існують певні шляхи передачі даних в інші формати для обробки в пакетах різного призначення. Оптимальним є шлях подальшого опрацювання з уже відомими міжнародними форматами збереження цифрових даних (iges, parasolid, sat, vrm1). Скориставшись алгоритмом конвертації даних можна переходити до твердотільного моделювання. Програмний комплекс дозволив із 9 пошарових 3D-моделей сегментів кінцівок автоматично в кожному шарі вирахувати та збудувати середньоарифметичну 3D-модель. Для такої моделі створювали об'ємну сітку, в кожному неоднорідному шарі окремо. В ділянках, де передбачали наявність концентрації напружень, в зонах потоншення кортикальної кістки, в ділянках зі складною геометрією вдавались до згущення сітки. Модель сегменту кінцівки пошарово зберігали у форматі STL. Особливістю кісткових і м'язових тканин є їх унікальність та неможливість в напівавтоматичному режимі створити їх ідеальну копію, але знімки з певним кроком відзняті комп'ютерним томографом, дають чітку картину геометрії моделі кісткових і м'язових тканин.

Найбільш універсальними програмами для твердотільного геометричного моделювання є AutoCAD, Autodesk Inventor та Solidworks. Вхідним є файл, що містить цифрові дані просторової геометрії кісток і м'язів у вигляді поліліній. Використовуючи інструментарій програми, з певним кроком (початковий крок визначений щільністю знімків томографа) будуються поверхні за полілініями, що слугують направляючими при створенні об'єму тіла. Таким чином, моделюються всі шари кісткової тканини, при необхідності крок зменшується для відтворення складних ділянок моделі, що характерно для конкретних сегментів кінцівок. Моделюється ділянка перелому тканин довгої кістки. На рис. 8.14 представлено пошарову 3-D модель гомілки з діафізарним переломом великогомілкової кістки.

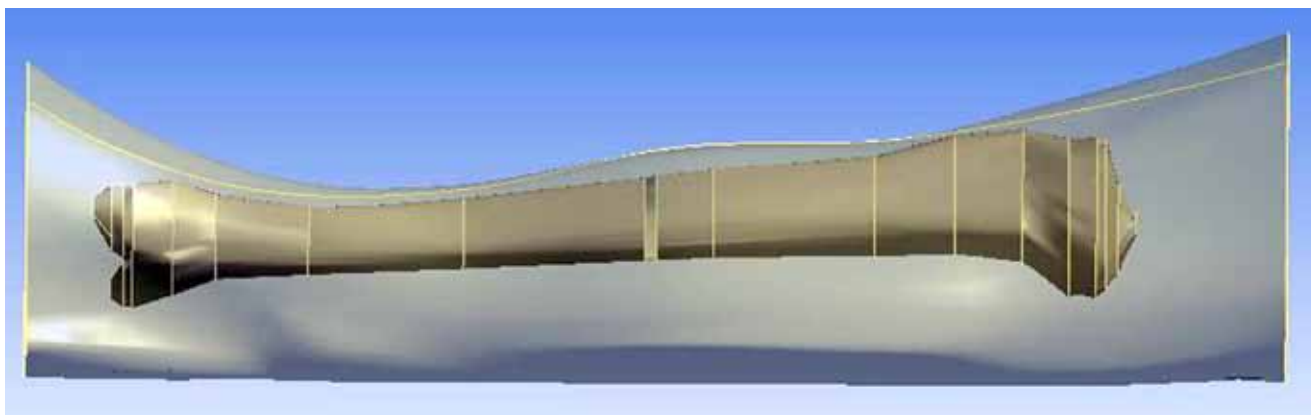


Рис. 8.14 Пошарова 3-D модель гомілки з діафізарним переломом великогомілкової кістки

За даними геометрії пристроїв фіксації (рис. 8.15), відтворюються їх об'єми та зіставляються в моделі з кістковими та м'язовими тканинами (рис. 8.16).

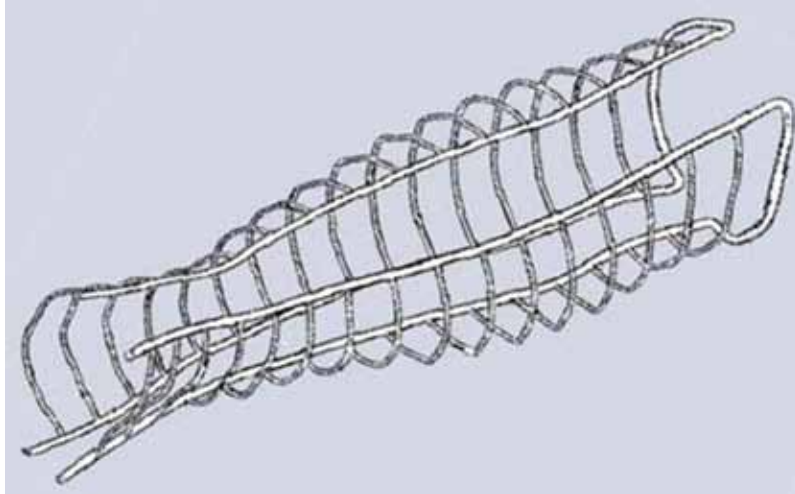


Рис. 8.15 3-D модель шини Крамера

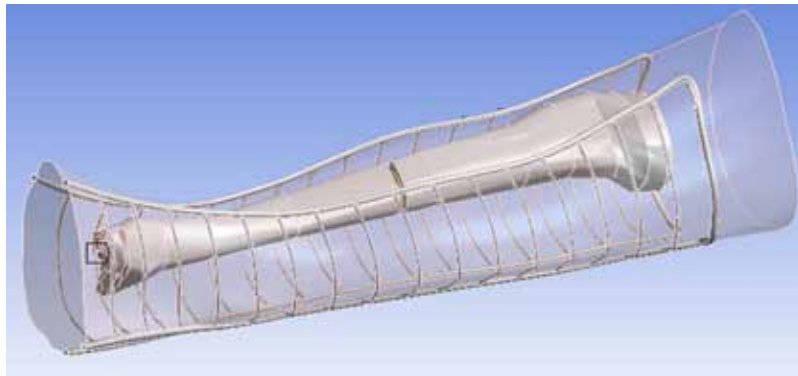


Рис. 8.16 Повношарова 3-D модель гомілки з переломом великогомілкової кістки, що фіксована шиною Крамера

Виконується сполучення всіх елементів біомеханічної конструкції кістки, що мають дотичні поверхні. При створенні твердотільної моделі також, по можливості, треба уникати «важкої» геометрії. Такими можуть бути спіралі, малі за розмірами деталі (по відношенню до інших елементів зборки) та деякі аморфні композиції. Також необхідно перевіряти геометричне розташування елементів спряження, перевіряти зборку на «неправильну» геометрію, тобто можливість перетинання одного елемента іншим (без булевих операцій), такі елементи унеможливають створення адекватної скінчено-елементної сітки.

8.4.2 Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічних моделей сегментів кінцівок з переломами довгих кісток та засобами фіксації

Сучасні методи обробки томографічних знімків розкривають нові можливості при створенні та аналізі індивідуальних тривимірних моделей нижніх кінцівок людини, що враховують особливість складних біомеханічних конструкцій, їх неоднорідність структурної будови.

Імітаційна модель НДС містить в собі математичний опис рівнянь механіки суцільного середовища біомеханічної системи, компоненти неоднорідного суцільного середовища кісток людини і функцій її навантаження (сил, пружних зв'язків, кінематичних обмежень), що відображають суттєві властивості об'єкта моделювання.

Імітаційні моделі НДС, побудовані з використанням методу скінчених елементів, дозволили з високою точністю визначати розподіл локальних напружень, напрям і величину деформацій в окремих об'ємах і вузлах моделі, переміщення елементів конструкції, запас

міцності. Достовірність такої моделі НДС визначається точністю відтворення вхідних даних (геометрії об'єкта, властивостей матеріалів, характеру, величини навантажень, граничних умов).

При відтворенні просторової геометрії елементів моделі біомеханічної системи використовувались дані комп'ютерної томографії та програмне забезпечення Mimics, Solidworks, Autodesk Inventor.

Дослідження полягало в оцінці функціональних за критерієм міцності та жорсткості характеристик трьох методів фіксації кісткових уламків гомілки та стегна (шина Крамера, шина Дітеріхса, стержневий АЗФ) на основі проведення чисельного експерименту методами математичного моделювання та аналізу результатів НДС імітаційних моделей біомеханічних систем.

Твердотільна модель біомеханічної системи «гомілка — шина Крамера» для фіксації кісткових уламків за допомогою шини Крамера (матеріал — Сталь 3, ДСТУ 2770-94) та різноманітних за механічними властивостями шарів гомілки (кісткові тканини, кортикальна кістка, спонгіозна кістка, кістково-мозковий канал) складає дев'ять просторових сполучених елементів конструкції (рис. 8.17).

Генерована в автоматичному режимі скінчено-елементна сітка для даної біомеханічної моделі має 350 776 вузлів (рис. 8.18).

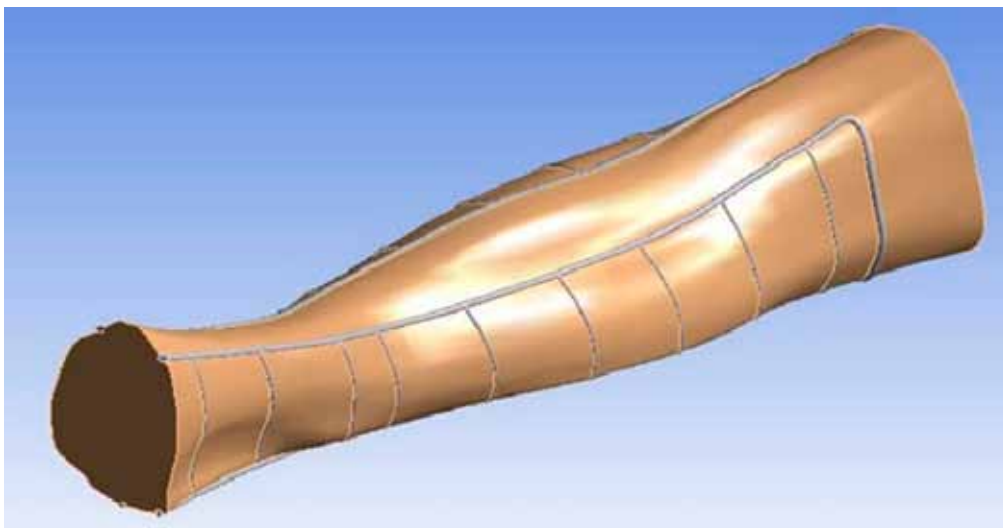


Рис. 8.17 Структурна біомеханічна модель гомілки пораненого з фіксацією шиною Крамера

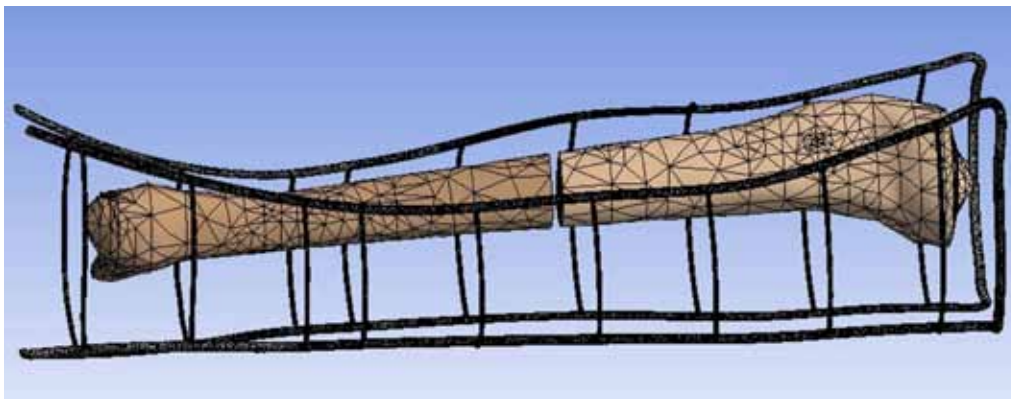


Рис. 8.18 Скінчено-елементна модель біомеханічної системи сполучених тіл (м'які тканини не показано)

Чисельний експеримент для створеної моделі біомеханічної системи проведено за допомогою програми ANSYS Workbench. Результати математичного моделювання НДС моделі при дії інерційних навантажень в 3,59g представлені кольоровими полями переміщень (рис. 8.19) та еквівалентних напружень (рис. 8.20), де для спрощення не показано м'які тканини.

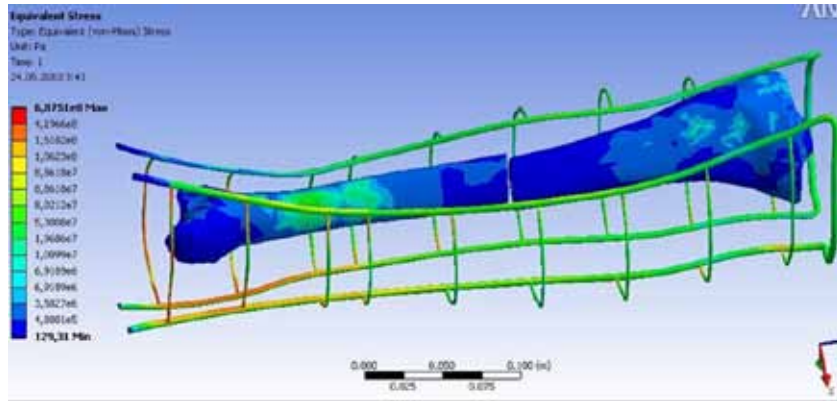


Рис. 8.19 Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в системі шина Крамера-кістка при навантаженні в 3,59g

Максимальні напруження 687,51 МПа (рис. 1.20), що виникають в системі, мають місце в металевих елементах шини Крамера. При навантаженні в 3,59g в біомеханічній системі «гомілка-шина Крамера» переміщення між кістковими уламками складають 5 мм.

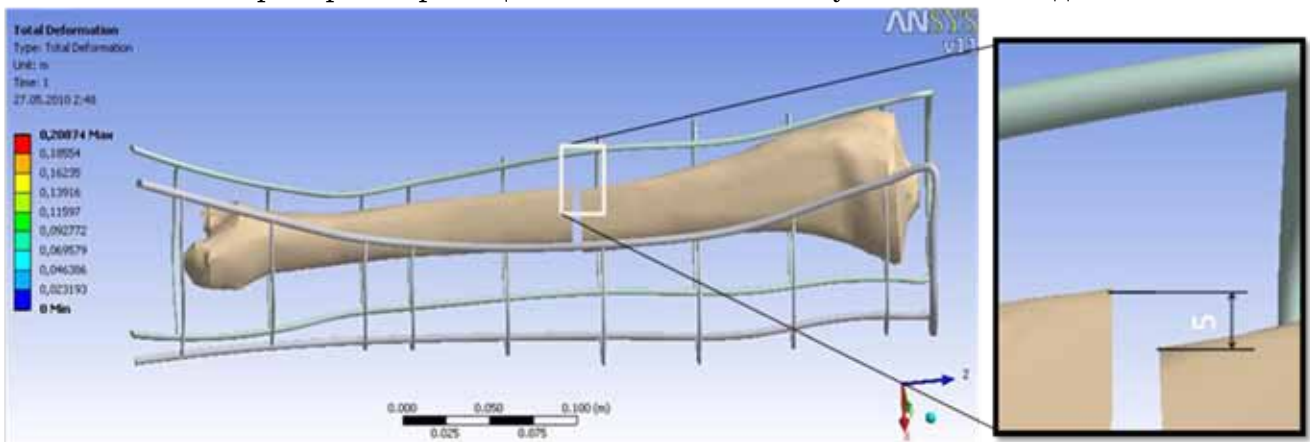


Рис. 8.20 Переміщення в біомеханічній системі шина Крамера-кістка при навантаженні 3,59g

Створена комп'ютерна твердотільна біомеханічна модель стержневої системи фіксації кісткових уламків разом із шарами кісткової тканини (м'язовим, кортикальним, спонгіозним, кістково-мозковим каналом) та м'якими тканинами складає 41 елемент конструкції. Дискретна модель біомеханічної системи побудована в автоматичному режимі за допомогою програм Mimics, Autodesk Inventor та Ansys Workbench (рис. 8.21).

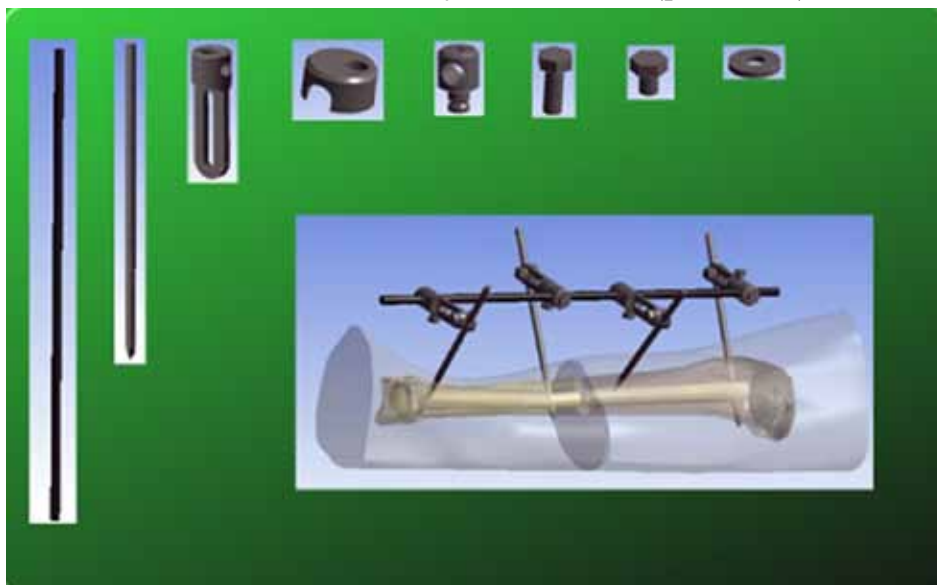


Рис. 8.21 Структурна біомеханічна модель стержневої системи фіксації кісткових уламків

Генерована скінчено-елементна сітка біомеханічної моделі (рис. 8.22) налічує 120475 вузлів.

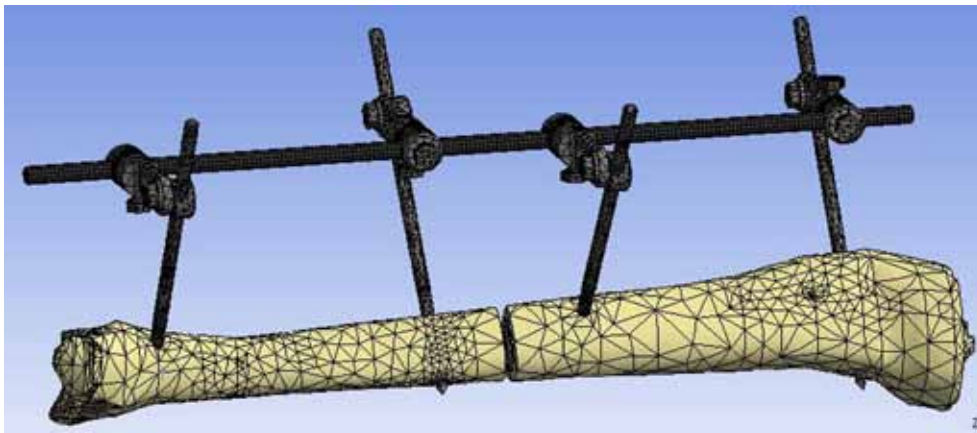


Рис. 8.22 Скінчено-елементна модель стержневої системи фіксації кісткових уламків

Результати математичного моделювання НДС моделі при дії інерційних навантажень в 3,59g представлені полями переміщень (рис. 8.23) та кольоровими полями еквівалентних напружень (рис. 8.24, 8.25), а також розподілом градієнтів напружень в перерізах (рис. 8.26, 8.27).

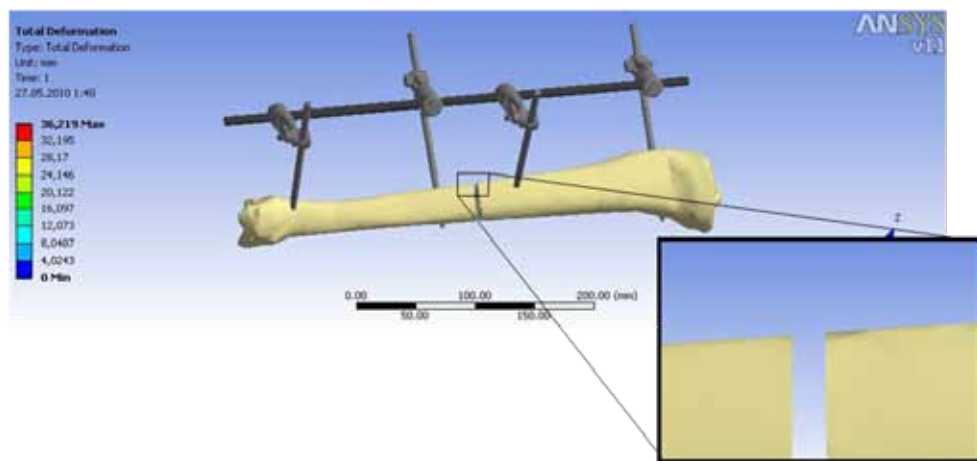


Рис. 8.23 Переміщення в системі «апарат-кістка» при навантаженні 3,59g

Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в системі апарат-кінцівка при навантаженні в 3,59 g наведено на рис. 8.24.

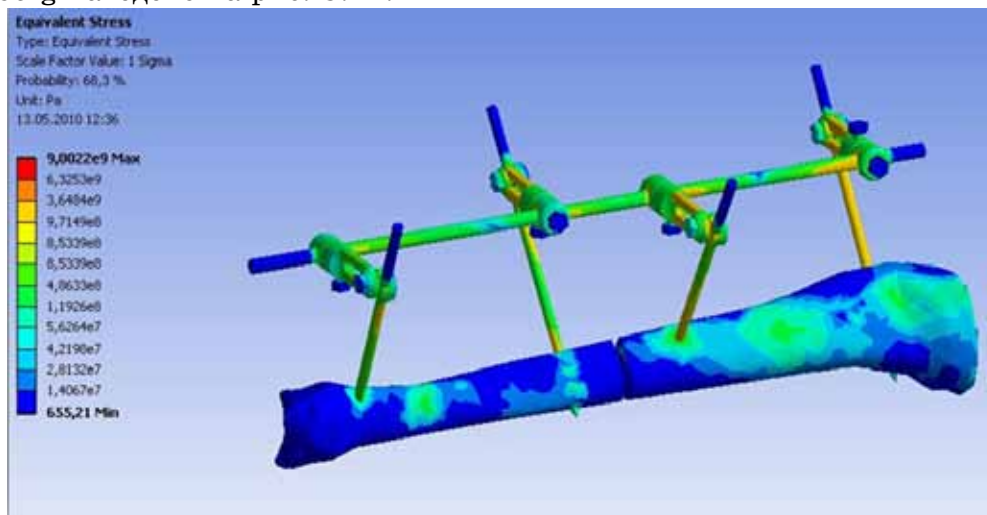


Рис. 8.24 Поле розподілу еквівалентних напружень за Мізесом в біомеханічній моделі стержневої системи

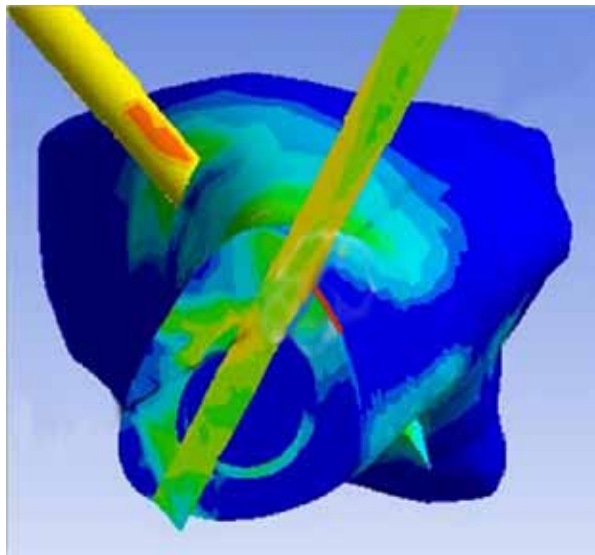


Рис. 8.25 Поле розподілу напружень в перерізі кістки біомеханічної моделі стержневої системи

На графіку (рис. 8.26) відображено розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в розподіл напружень в товщі кортикального шару, суміжного зі стержнем (крива АВ) та околі перетину стержня з кортикальним шаром кістки (крива АС).

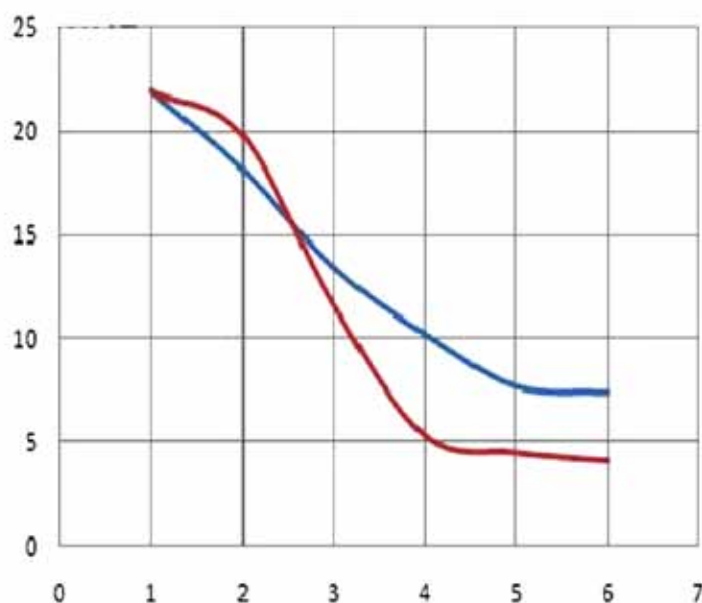


Рис. 8.26 АВ — розподіл напружень в товщі кортикального шару суміжного зі стержнем; АС — розподіл напружень в околі перетину стержня з кортикальним шаром кістки (другий проксимальний стержень)

За результатами чисельного експерименту встановлено, що максимальні зміщення кісткових уламків в даного типу біомеханічній системі при навантаженні 3,59g в транспортному засобі складають 0,01мм.

При порівнянні розрахункових напружень в кортикальному шарі кістки і в елементах стержневого АЗФ з межею міцності даних матеріалів на стискування, які складають для кортикальної кістки — 150 МПа та для титану 450 МПа, встановлено, що кістка та стержневий АЗФ мають більш ніж чотириразовий запас міцності, що забезпечено відповідною жорсткістю системи «гомілка — стержневий АЗФ». Твердотільна модель біомеханічної системи «стегно — шина Дітерікса» (матеріал — сосна) системи фіксації кісткових уламків та різноманітних за механічними властивостями шарів (м'язовим, кортикальним, спонгіозним, кістково-мозковим каналом) тканини стегна, які складають дев'ять просторових сполучених елементів конструкції (рис. 8.27).

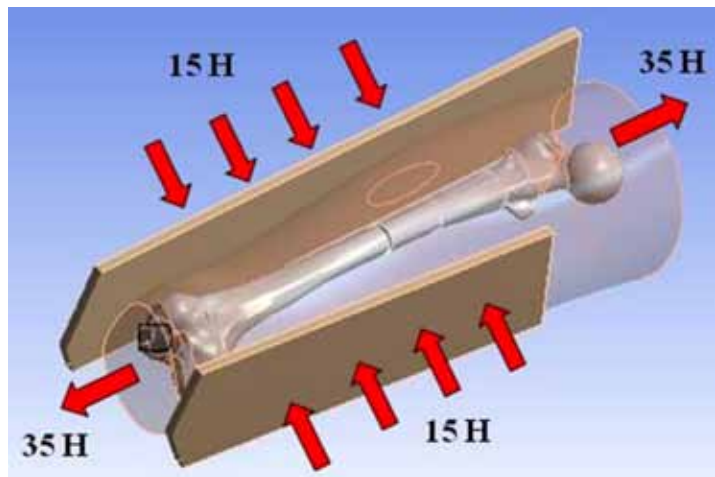


Рис. 8.27 Структурна модель біомеханічної системи гомілки пораненого з фіксацією шиною Дітерікса

Ці навантаження імітують тракцію закрутки та компресію на милиці марлевого бинта. Результати математичного моделювання НДС моделі при дії інерційних навантажень в 3,59g представлені полями переміщень (рис. 8.28) та еквівалентних за Мізесом напружень (рис. 8.29).

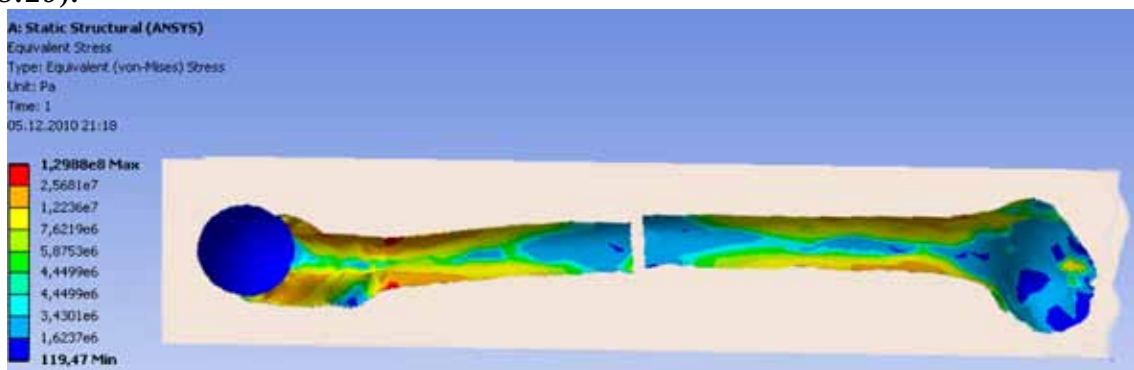


Рис. 8.28 Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в системі «стержневий апарат зовнішньої фіксації — кістка» при навантаженні в 3,59g

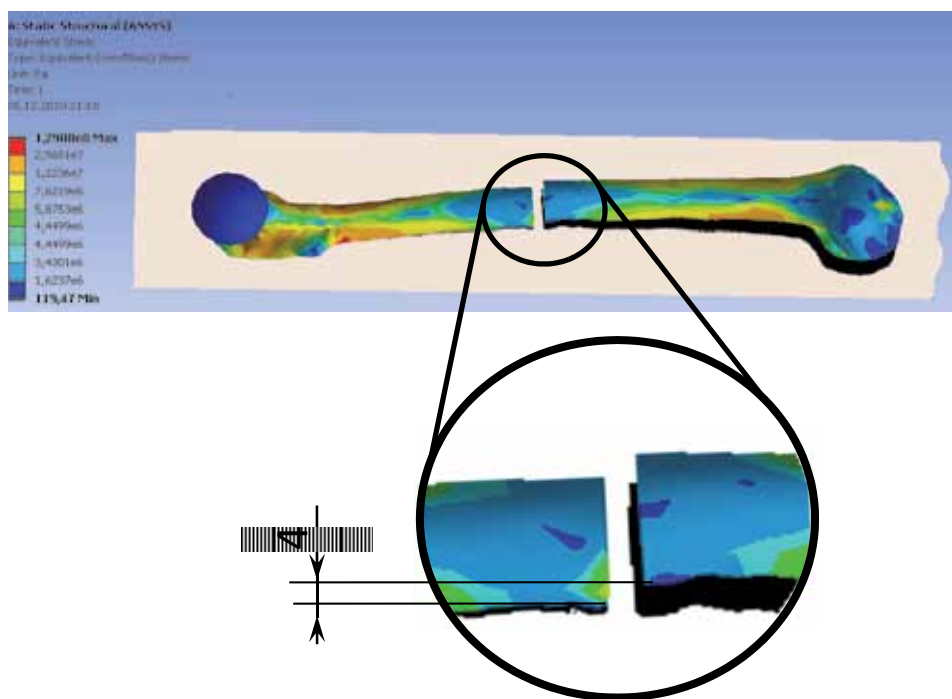


Рис. 8.29 Переміщення в біомеханічній системі «апарат — кістка» при навантаженні 3,59g

При навантаженні в 3,59g в біомеханічній системі «стегно — шина Дітеріхса» переміщення між кістковими уламками складають 4 мм. Комп'ютерна твердотільна модель біомеханічної стержневої системи фіксації кісткових уламків стегна, створена із м'яких тканин та шарів кісткової тканини (кортикальним, спонгіозним, кістково-мозковим каналом), складає 41 елемент конструкції.

Дискретна модель біомеханічної системи побудована в автоматичному режимі за допомогою програм Mimics, Autodesk Inventor та Ansys Workbench (рис. 8.30).

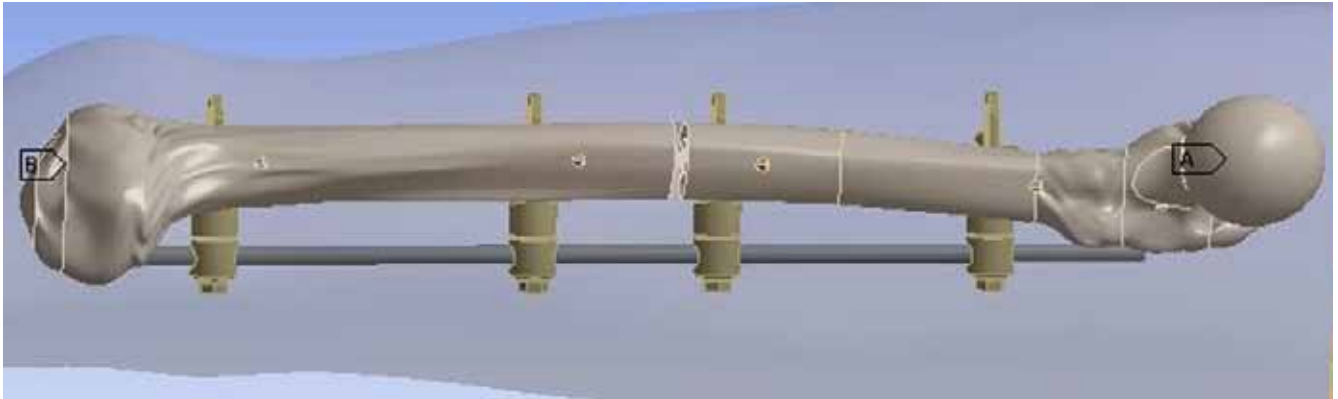


Рис. 8.30 Структурна біомеханічна модель стержневої системи фіксації кісткових уламків

Генерована скінчено-елементна сітка біомеханічної моделі (рис. 8.31) налічує 120475 вузлів.

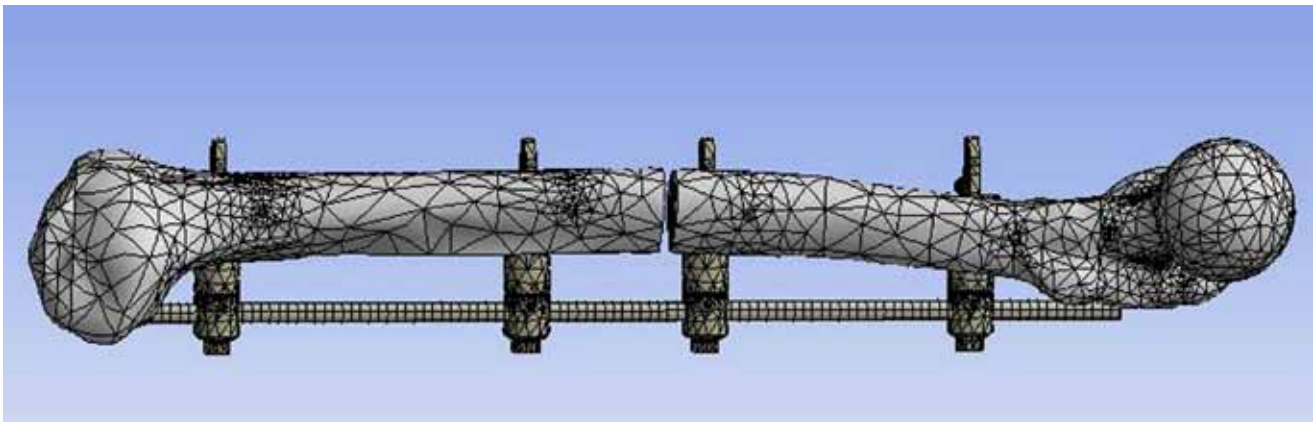


Рис. 8.31 Скінчено-елементна модель стержневої системи фіксації кісткових уламків

Результати математичного моделювання НДС даної моделі біомеханічної системи при дії інерційних навантажень в 3,59g представлені полями переміщень (рис. 8.32) та кольоровими полями еквівалентних за Мізесом напружень (рис. 8.33, 8.34), а також розподілом градієнтів таких величин напружень в перерізах (рис. 8.35).

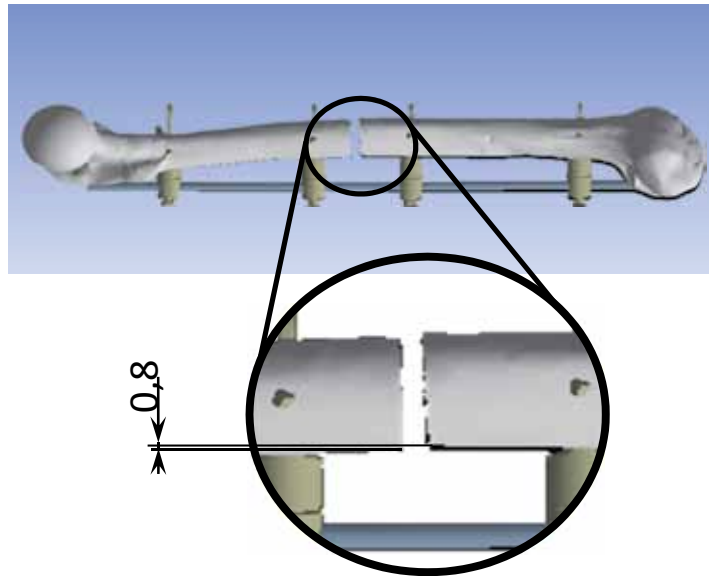


Рис. 8.32 Переміщення в системі «апарат — кістка» при навантаженні 3,59g

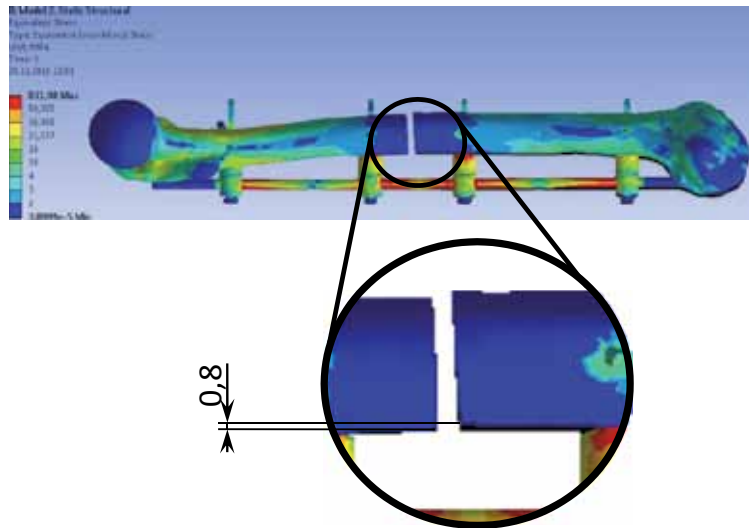


Рис. 8.33 Поле розподілу еквівалентних за Мізесом напружень в моделі біомеханічної системи «апарат-кістка»

На рис. 8.34 наведено розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в системі апарат-кінцівка при навантаженні в 3,59 g.

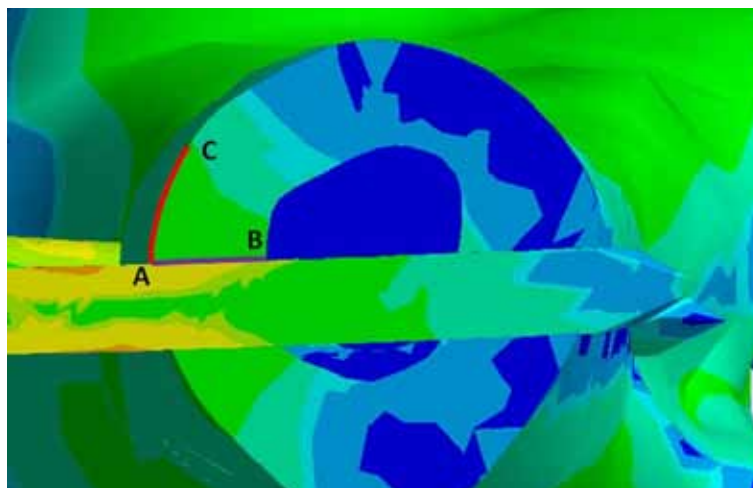


Рис. 8.34 Поле розподілу напружень в перерізі стегнової кістки біомеханічної моделі стержневої системи

На графіку (рис. 8.35) відображено розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в розподіл напружень в товщі кортикального шару, суміжного зі стержнем (крива АВ) та околі перетину стержня з кортикальним шаром кістки (крива АС).

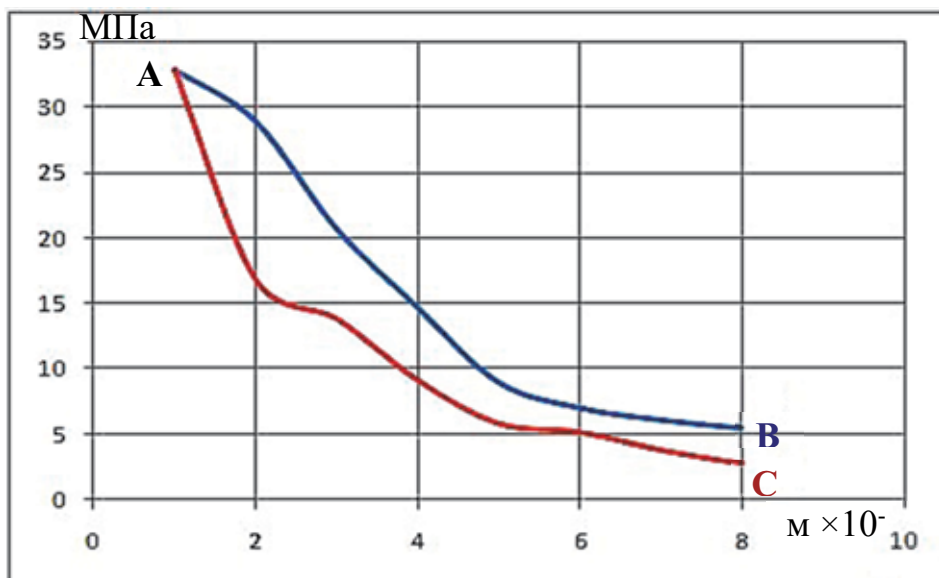


Рис. 8.35 Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в околі перетину другого проксимального стержня з кортикальним шаром кістки

При порівнянні еквівалентних за Мізесом напружень в кортикальному шарі кістки і в елементах стержневого АЗФ з межею міцності на стискування, які складають для кортикальної кістки — 150 МПа; для титану 450 МПа, встановлено, що кістка та елементи конструкції стержневого АЗФ мають чотириразовий запас міцності, що забезпечено відповідною жорсткістю системи «гомілка — стержневий АЗФ».

8.4.3 Результати дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «сегмент кінцівки — пристрій фіксації»

В роботі проведено імітаційне математичне моделювання НДС різних типів біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» та виконано аналіз жорсткості та міцності пристроїв фіксації (стержневий АЗФ і шини Крамера або Дітерікса) при дії на сегменти кінцівок пораненого максимально можливого значення силового навантаження $\max u_{c*} = 36 \text{ м/сек}^2 (3,67g)$ в умовах транспортування в санітарного колісного транспортно-го засобу із несприятливою швидкістю $v = 50 \text{ км/год.}$ по дорогах з дерново-підзолистим ґрунтом при сухій погоді. Їх головною відмінністю є метод фіксації кісткових уламків та властивості матеріалів пристрою фіксації (нержавіючі та низьковуглецеві сталі відповідно).

Результати досліджень імітаційних моделей біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» з різними типами пристроїв фіксації кісткових уламків наведені в таблицях 8.2 та 8.3.

Встановлено, що при силовому навантаженні в 3,59g для біомеханічної системи «стержнева система — кістка» при типовій геометрії встановлення стержневого АЗФ переміщення між кістковими уламками не перевищують 0,01 мм на великогомілковій кістці та 0,8 мм на стегновій кістці. При використанні шини Крамера на гомілці та шини Дітерікса на стегні відповідні переміщення складають 5 мм і 4 мм.

Система «сегмент кінцівки — табельні шини» при навантаженні в 3,59g показала себе надто слабкою для створення необхідної жорсткості для стабілізації кісткових уламків. Велика частина механічних напружень в біомеханічній системі даного типу сприйнялась м'якими тканинами. Металева частина конструкції деформувалась, що призвело до значних зміщень ~ 5 мм та 4 мм між уламками кісток (допустима кутова деформація до 2°).

Таблиця 8.2

Порівняльна характеристика напружено-деформованого стану систем «гомілка — пристрій фіксації» при використанні шини Крамера та стержневого апарату зовнішньої фіксації

Навантаження 3,59g	Метод фіксації кісткових уламків	
	Шина Крамера	Стержневий АЗФ
Переміщення між кістковими уламками	5 мм	< 0,01 мм
Максимальна напруженість в кістковій тканині	67,6 МПа	34,8 МПа
Максимальна напруженість в елементах пристроїв фіксації кісток	17,6 МПа	138,1 МПа

Таблиця 8.3

Порівняльна характеристика напружено-деформованого стану систем «стегно — пристрій фіксації» при використанні шини Дітеріхса та стержнево АЗФ

Навантаження 3,59g	Метод фіксації кісткових уламків	
	Шина Дітеріхса	Стержневий АЗФ
Переміщення між кістковими уламками	4 мм	< 0,8 мм
Максимальна напруженість в кістковій тканині	52,8 МПа	16,2 МПа
Максимальна напруженість в елементах пристроїв фіксації кісток	0,1 МПа	124,8 МПа

За даними результатів імітаційного моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем різного типу конструкція стержневий АЗФ показала себе як надійна система для жорсткої фіксації кісткових уламків. Результатами проведених чисельних експериментів підтверджено, що система стержневий АЗФ витримує максимальні навантаження при мінімальних зміщеннях кісткових уламків при транспортуванні пораненого санітарним автомобілем. Максимальні напруження не перевищують межі міцності як тканин біологічного походження, так і матеріалів елементів фіксації.

8.4.5 Перевірка точності імітаційної моделі сегменту кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації

Основою створення адекватних комп'ютерних імітаційних моделей біомеханічних систем є якість знань про об'єкт моделювання, а саме чисельні дані про геометричні характеристики та структуру побудови сполучених елементів конструкцій, неоднорідні анізотропні та ізотропні фізико-механічні властивості матеріалів біологічного та технологічного походження, силові та кінематичні умови навантаження. Для проведення чисельного експерименту по визначенню НДС пружно деформованих сполучених елементів конструкцій біомеханічних систем необхідна наявність інструментів математичного моделювання. Такими є методи і алгоритми геометричного моделювання і розв'язку контактних задач теорії пружності та програми інженерного аналізу, в яких вони реалізовані, а також програмне забезпечення для діагностики фізичних властивостей та визначення структури побудови твердотільної моделі кісток та м'яких тканин. Для створення чисельних даних імітаційних моделей біомеханічних систем необхідні практичні навички роботи з програмним забезпеченням інженерної складності, а також фактичні механічні властивості кісткових, м'яких тканин та металевих елементів конструкцій. Вони можуть бути визначені експериментально на дослідних зразках або взяті за статистичними даними їх аналогів.

Імітаційна модель НДС біомеханічних конструкцій кінцівок з переломами, які фіксовані стержневим АЗФ, оснований на застосуванні рівнянь механіки суцільного пружного середовища для біомеханічної системи з визначеними фізико-механічними властивостями матеріалів та граничними умовами (функціями силового навантаження, пружних зв'язків, кінематичних обмежень), що відображають суттєві властивості об'єкту моделювання.

Для чисельних розв'язань крайових задач теорії пружності біомеханічних систем на ПЕОМ алгебраїзація неперервних змінних в рівняннях рівноваги виконується методом скінченних елементів.

Розрахункові величини переміщень, деформацій та напружень при імітаційному математичному моделюванні НДС біомеханічних систем мають ряд похибок, які можуть бути ранжовані за джерелами їх походження (формалізації параметрів поставлених задач, вхідних даних, проекційно-сіткового методом скінченних елементів, чисельного алгоритму, округлення результатів чисельних розв'язків) та мають варіацію статистичних даних в певних інтервалах.

Оцінку точності чисельних розв'язків методом скінченних елементів в розрахунках НДС біомеханічних систем кісток з переломами, які фіксовані АЗФ, контролювали методом забезпечення асимптотичної збіжності отриманих результатів в зонах максимальних градієнтів напружень в результаті кратного збільшення кількості скінченних елементів дискретної моделі.

Перевірку адекватності результатів імітаційного математичного моделювання НДС біомеханічних систем (рис. 8.36 а) проводили в процесі експериментального дослідження натурального зразка великогомілкової кістки з переломом фіксованим стержневим АЗФ (рис. 8.36 б).

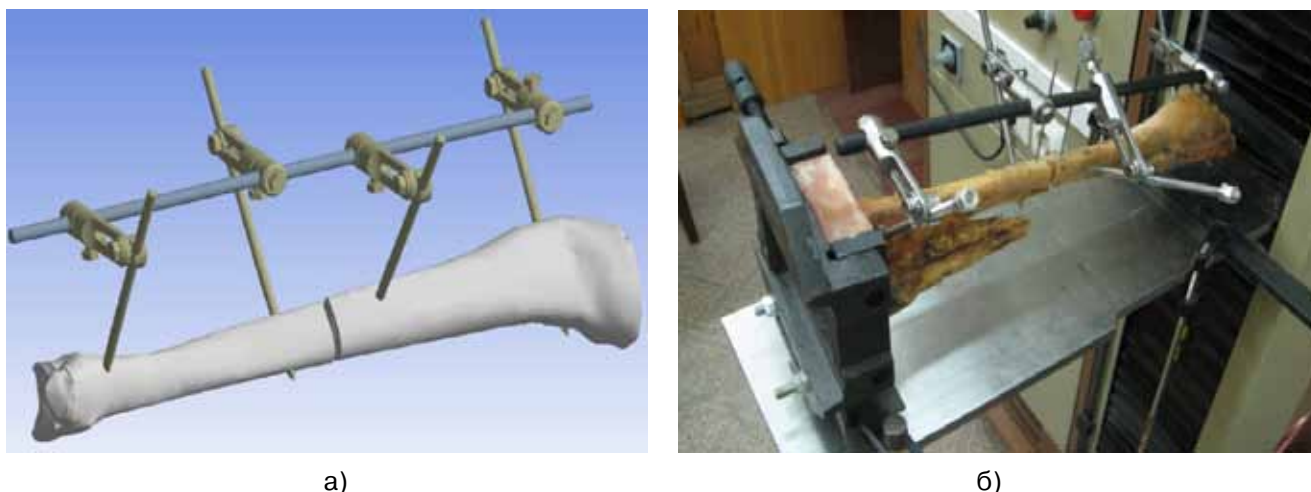


Рис. 8.36 Перелом великогомілкової кістки фіксований стержневим АЗФ:
а — тривимірна твердотільна імітаційна модель; б — експериментальний дослідний зразок

Просторова твердотільна імітаційна модель тканин великогомілкової кістки (рис. 8.36 а) створена за даними сканів комп'ютерних томограм. Штучний перелом кісткових тканин змодельовано шириною 5 мм та розташовано у діафізарній частині твердотільної моделі. Конструкція стержневого АЗФ налічує 33 об'єкти збірки металевих елементів з відомими геометричними параметрами. При ідеалізації імітаційної моделі біомеханічної системи введені жорсткі обмеження на кінематичні зв'язки сполучених елементів конструкції.

Чисельний експеримент проводився для трьох видів типового статичного навантаження біомеханічної системи «стержневий АЗФ — великогомілкова кістка»: компресія, згинання, зкручення. На поверхні гомілково-ступневого суглобу модель перелому великогомілкової кістки з фіксацією в стержневому АЗФ була жорстко закріплена.

Для спрощення розрахунків пружного деформованого стану кожен з типів тканин великогомілкової кістки розглядається гомогенним з ізотропними (спонгіозний шар, кістково-мозковий канал кістки, губчастий шар) та анізотропними (кортикальний шар кістки) властивостями. Середньостатистичні дані для величин модулів пружності та коефіцієнтів Пуассона неоднорідних шарів кістки (рис. 8.37).

Результати чисельного експерименту наведені на рис. 8.38 полями еквівалентних за Мізесом напружень в моделі перелому великогомілкової кістки з фіксацією в стержневому АЗФ з кутовою деформацією. Для порівняння надається графічна модель біомеханічної системи в недеформованому стані, при відсутності силового навантаження.

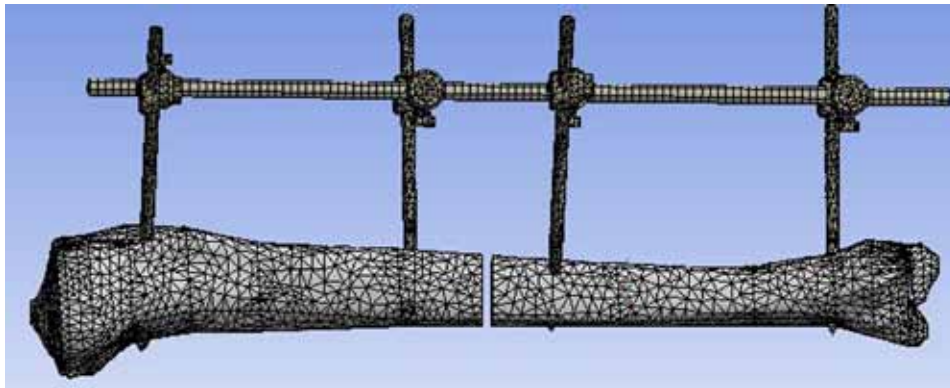


Рис. 8.37 Базова дискретна скінчено-елементна модель перелому великогомілкової кістки фіксованого стержневим АЗФ

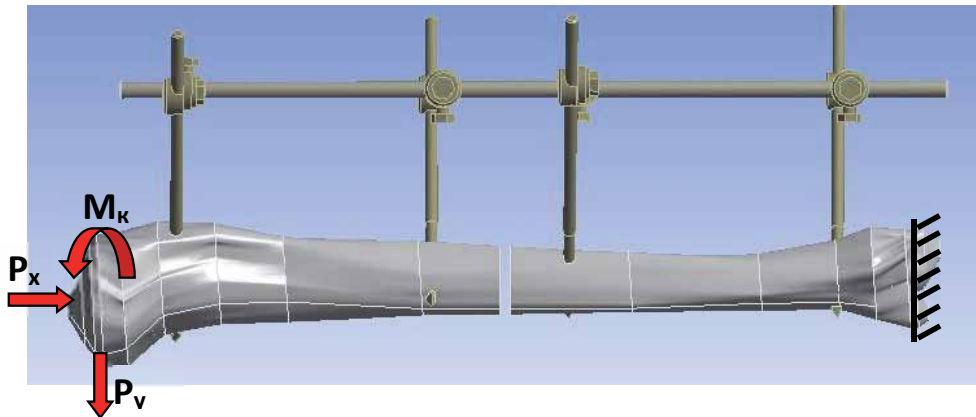


Рис. 8.38 Схема навантажень імітаційної комп'ютерної моделі біомеханічної системи «перелом великогомілкової кістки — стержневий АЗФ»

Аналіз НДС біомеханічної системи при компресійному навантаженні зусиллям 58,9Н показує неоднорідне поле градієнтів напружень та появу локальних концентраторів в перетинах стержнів з кістковими тканинами, а також вузлах кріплення металевих елементів стержневого АЗФ. Максимальні за амплітудою напруження 104,94 МПа виникають в металевих елементах стержневого АЗФ (рис. 8.39).

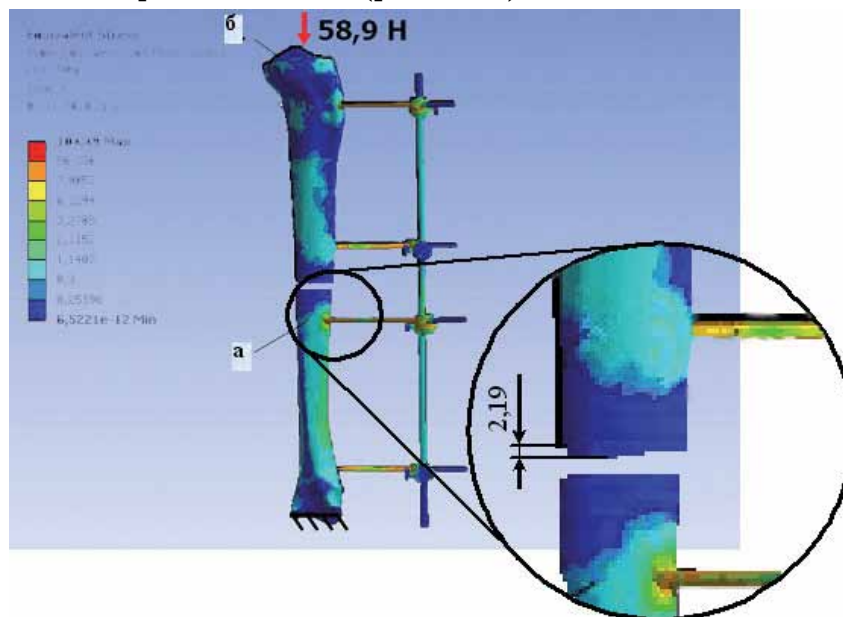


Рис. 8.39 Поле еквівалентних за Мізесом напружень в кістці фіксованій стержневим АЗФ при компресійному навантаженні зусиллям $P_x = 58,9\text{H}$: а — деформований стан; б — недеформований стан

Максимальні переміщення кісткових уламків в зоні перелому складають 2,2 мм. Імітаційне моделювання НДС моделі перелому великогомілкової кістки з фіксацією в стержневому АЗФ при згинальному навантаженні виконано для статичного зусилля $P_y = 28,9\text{Н}$. Аналіз результатів розрахунків НДС показав розвиток зон локальних концентрацій напружень в околі стику стержнів і кісткової тканини. Найбільші градієнти напружень виникають в зоні сполучення третього стержня стержневого АЗФ (рахуючи з проксимального відділу кістки) та великогомілкової кістки. Екстремальні величини еквівалентних напружень 15,6 МПа виникають в кортикальному шарі. Менше навантажений спонгіозний шар та суттєво менше (>10 разів) кістково-мозковий канал. Головним чином прикладене навантаження спричинило максимальні напруження в стержневому апараті. Максимальне напруження в ньому становить 222,68 МПа. Внаслідок дії функціонального згинального навантаження на систему «стержневий АЗФ — кістка» з жорсткістю забезпеченою в основному металевою конструкцією стержневий АЗФ, виникло відносно недеформованого стану системи переміщення кісткових уламків в зоні перелому (рис. 8.40), яке дорівнює 10,7 мм.

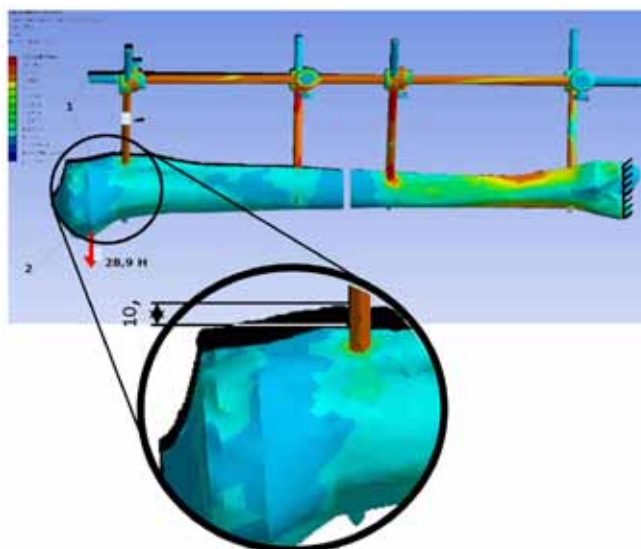


Рис. 8.40 Поле еквівалентних за Мізесом напружень в кістці фіксованій стержневим АЗФ при згинальному навантаженні зусиллям $P_y = 28,9\text{Н}$: а — деформований стан, б — недеформований стан

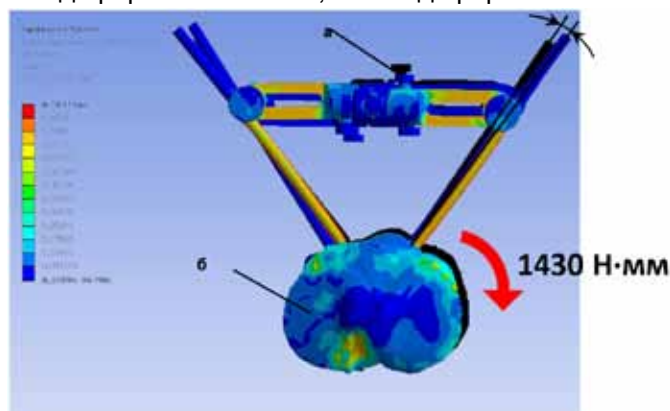


Рис. 8.41 Поле еквівалентних за Мізесом напружень в кістці з стержневим АЗФ при ротаційному навантаженні моментом сил $M_{кр} = 1,43\text{Нм}$: а — деформований стан; б — недеформований стан

Результати розрахунків імітаційного математичного моделювання пружного деформованого стану перелому великогомілкової кістки фіксованому стержневим АЗФ при ротаційному навантаженні крутним моментом $M_{кр} = 1,43\text{Нм}$ наведені на рис. 8.41. За даними розрахунків встановлено, що максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень в кортикальному шарі кісткової тканини не перевищують 8,3 МПа, а кут переміщення кісткових уламків сягає $3,8^\circ$.

8.5 Результати біомеханічних досліджень інтактної кісткової тканини

Взаємодія снаряду, що раниць, з кісткою призводить до руйнування кісткової тканини не лише в місці контакту, але і на певному віддаленні, за рахунок поширення ударної хвилі. Це викликає зміни біомеханічних характеристик кісткової тканини в ділянках, віддалених від місця ранового каналу.

Надалі під біомеханічними характеристиками матимемо на увазі комплекс властивостей кісткової тканини, таких як жорсткість, механічна міцність, пружність, здатність чинити опір циклічним навантаженням і ряд інших показників. Методом скануючої електронної мікроскопії досліджували кісткові фрагменти, що вільно лежали безпосередньо біля вогнепального перелому довгої кістки кінцівки ($n = 14$). Фрагменти кісток фіксували у 10% нейтральному формаліні на фосфатному буфері і витримували 24 години. Після промивки у фізіологічному розчині проводили дегідратацію у висхідних концентраціях етанолу (25% → 50% → 75% → 100%). Після цього матеріал висушували в установці Samdri-780A для сушки в критичній точці CO₂ та покривали золотом товщиною 15 нм з допомогою установки Gatan 682 PECS. Скануючу електронну мікроскопію проводили за допомогою електронного мікроскопу Tescan Mira 3 LMU. Кортикальна зона кісткових фрагментів представлена пластинчатою кісткою (рис. 8.42).

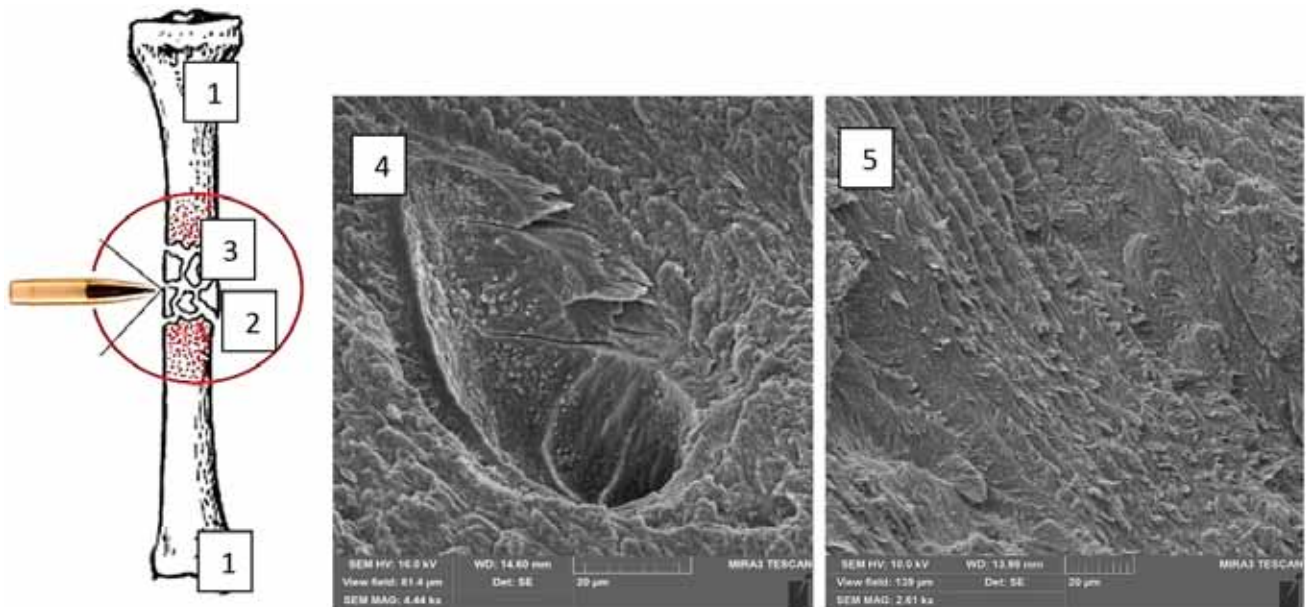


Рис. 8.42 — Остеопорозоподібна трансформація кісткової тканини:

- 1 — ділянка інтактної кістки; 2 — ділянка повної руйнації кістки;
- 3 — ділянка ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації;
- 4 — мікротріщини у каналі Гаверса; 5 — сколи за лініями пластинок остеонів

На рис. 8.42 відображено сколи кістки, на яких рееструються канал Гаверса та пластинки остеонів. Чітко видно характер розколу кістки за розташуванням ламел остеонів. У інтактній кістковій тканині ламели остеонів утворюють безперервні кільцеві шари навколо каналу Гаверса. Останній містить живильну магістральну судину остеона. Морфологічно розриви компактної речовини у зразках після вогнепальних переломів представлені у вигляді мікротріщин лінійної форми, які формуються переважно у ділянках з'єднання ліній остеонів. Також відмічаються ділянки деструкції кісткового матриксу та мікротріщини у каналі Гаверса. В середньому діапазон мікротріщин у зразках після вогнепальних переломів варіював від 390 нм до 1,7 мкм. Тобто характер розколу кісткової тканини після вогнепальних переломів відбувався по ламелам остеонів. Наявність таких дефектів в уламках кісток можна розглядати як чинник подальшої реорганізації кісткової тканини, остеопорозоподібної трансформації кісткового матрикса і нестабільності при остеосинтезі. Для підвищення ефективності подальшого лікування (фіксація перелому із

застосуванням методів остеосинтезу) хірургу-травматологу бажано враховувати можливі зміни біомеханічних характеристик поблизу вогнепального перелому. Це дасть можливість оптимізації конструкцій, геометричних розмірів і просторового розташування засобів фіксації при закріпленні уламків кістки. Для оцінки зміни стану кісткової тканини в ділянці вогнепального перелому розроблена методика та створено відповідне устаткування. Досліджено стан кісткової тканини до та після взаємодії кулі з кісткою. Це дає можливість оптимізувати конструкцію, геометричні розміри і просторове розташування засобів фіксації при закріпленні уламків кістки. Відсутність в літературі експериментальних даних щодо зміни властивостей кісткової тканини під впливом ударної хвилі ставить задачу розробки методики вивчення зазначених ефектів. За цією методикою було проведено визначення змін біомеханічних характеристик кісткової тканини після вогнепального перелому на різній відстані від ранового каналу порівняно з інтактною кісткою, результати натурний стендових випробувань наведені у зведених таблицях жорсткісних характеристик (8 препаратів великогомілкових кісток без м'яких тканин та 8 препаратів великогомілкових кісток з м'якими тканинами).

У табл. 8.4 наведено переміщення точок інтактних препаратів при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при максимальному навантаженні до величини цього навантаження.

Таблиця 8.4

Переміщення точок інтактних препаратів при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при максимальному навантаженні до величини цього навантаження

№ точки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	1.429	1.098
2	1.247	0.955
3	1.249	0.984
4	0.862	1.181
5	0.955	0.945
6	0.979	0.969

Примітка: величину λ' розраховували за діаграмами деформування як відношення абсолютного переміщення Λ'_{\max} до відповідного навантаження P_{\max} (рис.8.43)

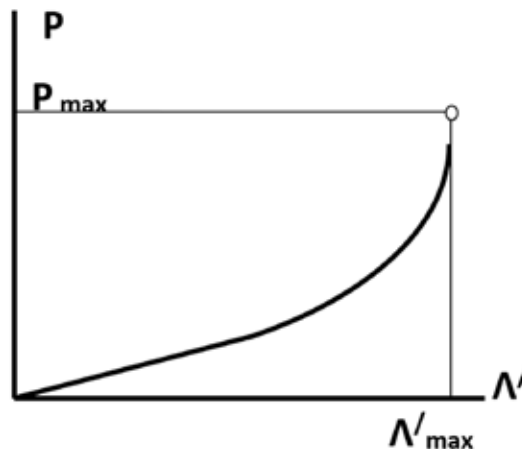


Рис. 8.43 Діаграма деформування неушкодженої великогомілкової кістки при одноразовому навантаженні

У табл. 8.5 наведено переміщення точок інтактних препаратів при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при навантаженні в межах лінійної ділянки до величини цього навантаження.

Таблиця 8.5

Переміщення точок інтактних препаратів при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при навантаженні в межах лінійної ділянки до величини цього навантаження

№ точки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	1.570	1.194
2	1.366	0.998
3	1.406	1.070
4	0.903	1.389
5	0.991	0.974
6	1.106	1.060

Примітка: величину λ' розраховували за початковими ділянками діаграм деформування як відношення абсолютного переміщення $\Lambda'_{л}$ до відповідного навантаження $P_{л}$ (рис. 8.44).

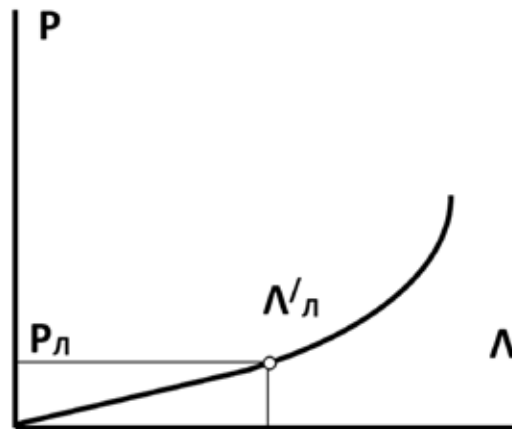


Рис. 8.44 Діаграма деформування неушкодженої великогомілкової кістки при одноразовому навантаженні (початкова ділянка — лінійні деформації)

Даний спосіб обробки характеризує зміни в кістковій тканині, які проявляються при дії невеликої стискаючої напруги. На початковій ділянці ще не відбулося ущільнення кісткової тканини і дефекти виявляються в більшій мірі.

У табл. 8.6 наведено абсолютні переміщення точок інтактних препаратів, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н.

Таблиця 8.6

Абсолютні переміщення точок інтактних препаратів, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н

№ точки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	854 ± 45	826 ± 43
2	881 ± 38	710 ± 37
3	754 ± 32	760 ± 39
4	713 ± 35	833 ± 40
5	588 ± 33	626 ± 35
6	707 ± 36	716 ± 32

Примітка: переміщення розраховували як суму переміщення, що виміряне на 10-му циклі, та незворотних переміщень, що накопичуються з 1-го по 9-й цикли.

У табл. 8.7 наведено незворотні переміщення точок інтактних препаратів, що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н.

Таблиця 8.7

**Незворотні переміщення точок інтактних препаратів,
що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н**

№ точ- ки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	113 ± 8	84 ± 5
2	165 ± 12	57 ± 4
3	14 ± 2	71 ± 5
4	35 ± 3	47 ± 3
5	32 ± 4	77 ± 5
6	56 ± 4	66 ± 4

Примітка: незворотні переміщення після першого циклу навантаження не враховували, оскільки у зв'язку з великою швидкістю зменшення переміщення після першого циклу чіткого значення незворотних переміщень встановити не вдалося.

**8.6 Результати біомеханічних досліджень кісткової тканини
після нанесення вогнепального перелому**

У табл. 8.8 наведено величини переміщення точок препаратів після нанесення вогнепального перелому при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при максимальному навантаженні до величини цього навантаження.

Таблиця 8.8

**Переміщення точок препаратів після вогнепального перелому при одно-
разовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщен-
ня при максимальному навантаженні до величини цього навантаження**

№ точ- ки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	1.403	1.457
2	1.356	1.404
3	1.233	1.274
4	1.343	1.398
5	0.980	1.311
6	1.045	1.246

Примітка: величину λ' розраховували за діаграмами деформування як відношення абсолютного переміщення Λ'_{\max} до відповідного навантаження P_{\max} (рис. 8.45).

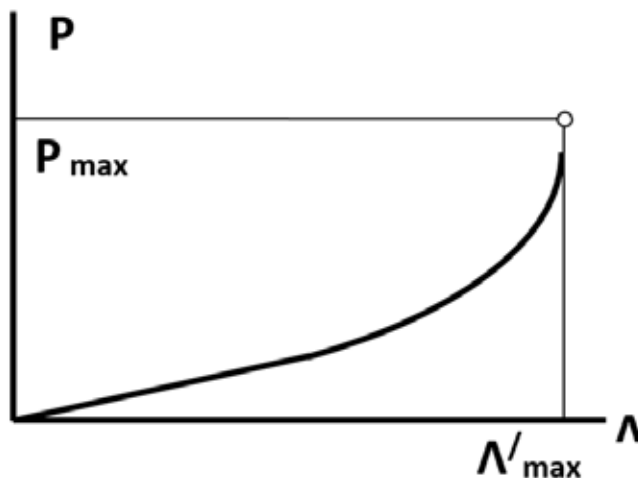


Рис. 8.45 Діаграма деформування неушкодженої великогомілкової кістки
при одноразовому навантаженні

У табл. 8.9 наведено величини переміщення точок препаратів після нанесення вогнепального перелому при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при навантаженні в межах лінійної ділянки до величини цього навантаження.

Таблиця 8.9

Переміщення точок препаратів після нанесення вогнепального перелому при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення в межах лінійної ділянки до величини цього навантаження

№ точки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	1.401	1.757
2	1.201	1.512
3	1.109	1.43
4	1.397	1.614
5	1.131	1.51
6	1.116	1.38

Примітка: величину λ' розраховували за початковими ділянками діаграм деформування як відношення абсолютного переміщення $\Lambda'_л$ до відповідного навантаження $P_л$ (рис. 8.46).

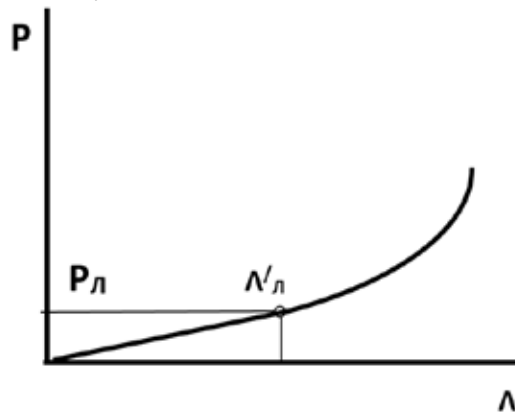


Рис. 8.46 Діаграма деформування неушкодженої великогомілкової кістки при одноразовому навантаженні (початкова ділянка — лінійні деформації)

У табл. 8.10 наведено величини абсолютних переміщень точок препаратів після нанесення вогнепального перелому, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н.

Таблиця 8.10

Абсолютні переміщення точок препаратів після нанесення вогнепального перелому, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н

№ точки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	1254 ± 49	1302 ± 48
2	874 ± 32	1134 ± 34
3	806 ± 21	998 ± 47
4	1195 ± 45	1256 ± 56
5	566 ± 28	1175 ± 63
6	654 ± 25	998 ± 47

Примітка: переміщення розраховували як суму переміщення, що виміряне на 10-му циклі, та незворотних переміщень, що накопичуються з 1-го по 9-й цикли.

У табл. 8.11 наведено незворотні переміщення точок препаратів після нанесення вогнепального перелому, що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н

Таблиця 8.11

Незворотні переміщення точок препаратів після нанесення вогнепального перелому, що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н

№ точки	Приведені переміщення $\lambda' \cdot 10^3$, мм/Н	
	препарат без м'яких тканин	препарат з м'якими тканинами
1	100 ± 7	154 ± 6
2	96 ± 5	138 ± 8
3	80 ± 4	127 ± 7
4	90 ± 6	176 ± 4
5	62 ± 5	165 ± 9
6	82 ± 6	148 ± 6

Примітка: незворотні переміщення після першого циклу навантаження не враховували, оскільки у зв'язку з великою швидкістю зменшення переміщення після першого циклу чіткого значення незворотних переміщень встановити не вдалося.

Співвідношення деформацій ушкодженої та інтактної кісток при одноразовому навантаженні наведено на діаграмі (рис. 8.47).

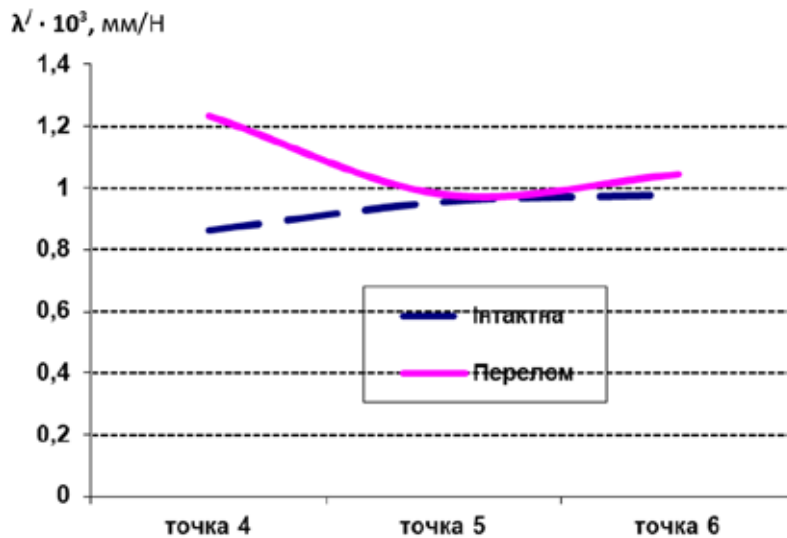


Рис. 8.47 Деформація препаратів при одноразовому навантаженні до та після нанесення вогнепального перелому

Як відображено на діаграмі (рис. 8.47), при одноразовому навантаженні деформація в точці 4 (найближча точка до вогнепального перелому) ушкодженої кістки значно більша (більше ніж 30%), у порівнянні з неушкодженою. Різниця у значеннях деформації в точках 5 і 6 не є показовими.

Співвідношення деформацій ушкодженої кістки та інтактної кістки при одноразовому навантаженні в межах лінійної ділянки деформацій наведено на діаграмі (рис. 8.48).

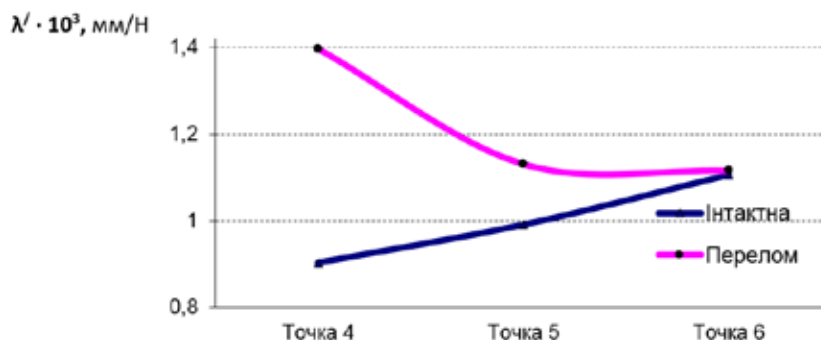


Рис. 8.48 Деформація препаратів при одноразовому навантаженні до та після нанесення вогнепального перелому на лінійних ділянках деформації

Як наведено на рис. 8.48, при одноразовому навантаженні в межах лінійної ділянки деформації при малих навантаженнях, коли ще не відбулося ущільнення кісткової тканини, деформація в точках 4 і 5 ушкодженої кістки значно більша, ніж в ушкодженій (що складає більше 50% у точці 2). Деформація в точці 3 не є показовою. Співвідношення деформацій ушкодженої та інтактної кісток, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н наведено на діаграмі (рис. 8.49).

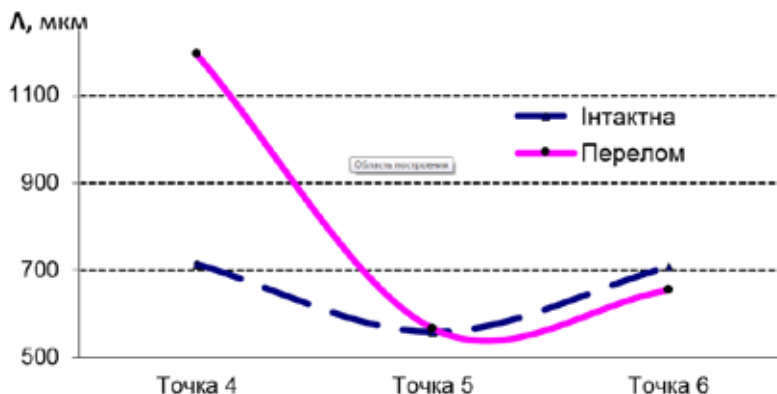


Рис. 8.49 Деформації препаратів, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н

Як наведено на рис. 8.50, абсолютні переміщення в точці 4, що виникають після десятиразового циклічного навантаження, значно більші (приблизно на 70%) в ушкодженій кістці, ніж в неушкодженій. Незворотні деформації препаратів, що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н представлено на діаграмі (рис. 8.50).

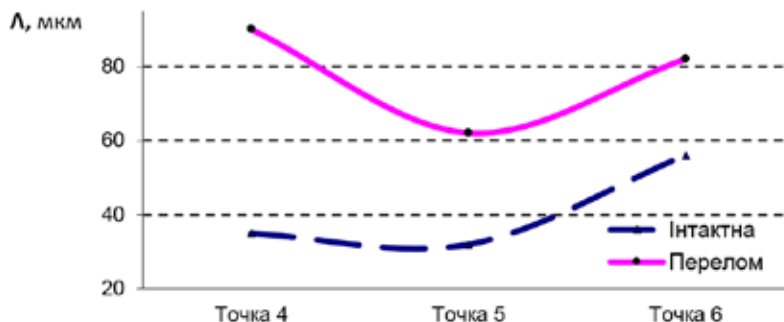


Рис. 8.50 Незворотні деформації препаратів, що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н

Як наведено на рис. 8.50 незворотні деформації препаратів, що накопичуються з другого по десятий цикл навантаження, значно більші в ушкодженій кістці, ніж в неушкодженій (приблизно на 100%).

Таким чином, зменшення жорсткісних характеристик кісткової тканини в ділянках кістки, наближених до вогнепального перелому, обумовлені проявою ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації: дезінтеграцією пластинчастих структур, появою мікротріщин кісткового матриксу, схильних до злиття.

8.7 Результати біомеханічних досліджень конструкцій стержневих апаратів зовнішньої фіксації з різним просторовим розміщенням гвинтів Шанца

З біомеханічної точки зору найбільш надійна фіксація кісткових уламків при переломах досягається при мінімальній відстані між імплантами, що знаходяться в різних кісткових фрагментах. Враховуючи ушкодження структур кістки внаслідок ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації після вогнепального перелому ці зони небажані для введення

імплантів. У випадку встановлення АЗФ за традиційною методикою гвинти Шанца 2 і 3 потрапляють саме у зону ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації (рис. 8.51).

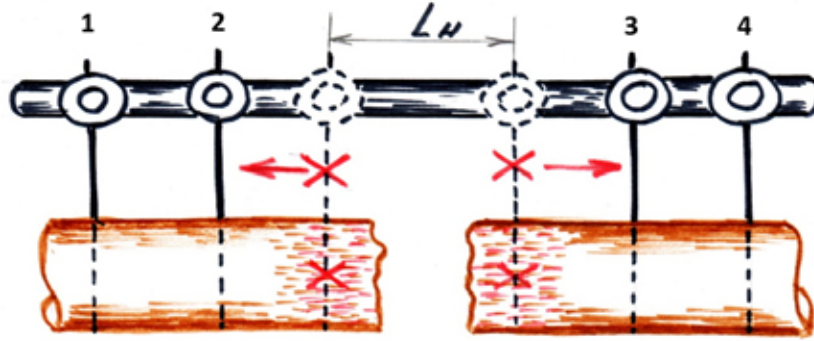


Рис. 8.51 Схема розміщення гвинтів Шанца при встановленні АЗФ за традиційною методикою: 1, 4 — проксимальний та дистальний гвинти Шанца; 2, 3 — центральні гвинти Шанца; L_n — відстань між центральними гвинтами Шанца (2, 3)

При введенні гвинтів Шанца 2 і 3 більш дистально і проксимально поза межами ушкодженої кісткової тканини з ударно-хвильовою остеопорозоподібною трансформацією буде збільшуватись відстань між точками закріплення гвинтів Шанца (рис. 8.52), за рахунок чого, під дією згинального моменту, кут деформації (θ) збільшиться, що наочно демонструє формула для визначення кута повороту між частинами системи «апарат — ушкоджена довга кістка»:

$$\theta = \frac{M \cdot L}{E \cdot I}, \quad (8.29)$$

де: θ — кут взаємного повороту між частинами системи «апарат-ушкоджена довга кістка»;
 M — вигинаючий момент сил, які прикладені до кістки;
 L — відстань між стержнями 2 і 3;
 E — модуль пружності штанги;
 I — момент інерції поперечного перерізу штанги (геометрична характеристика перерізу):

$$I = \frac{\pi \cdot d^4}{64} \quad (8.30)$$

де d — діаметр штанги.

Таким чином, збільшення відстані між стержнями 2 і 3 призводить до збільшення кутів взаємного повороту частин перелому під дією зовнішніх навантажень. І навпаки, чим менша відстань, тим більша жорсткість фіксації перелому.

$$\theta_{(pad)} = \frac{L'_n}{L_n} = \Delta L_n \quad (8.31)$$

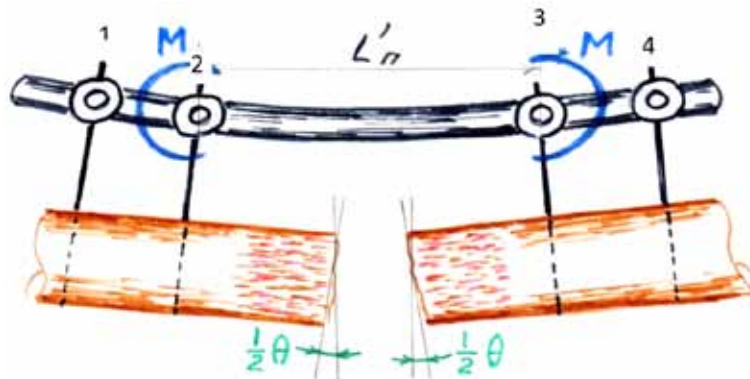


Рис. 8.52 Збільшення відстані між гвинтами Шанца 2 і 3 призводить до зниження жорсткості системи «апарат — ушкоджена довга кістка»; L'_n — відстань між центральними гвинтами Шанца (2, 3)

Ми пропонуємо вирішення зазначених завдань шляхом оптимізації — розташування центральних гвинтів Шанца (2 і 3) під кутом (рис. 8.53).

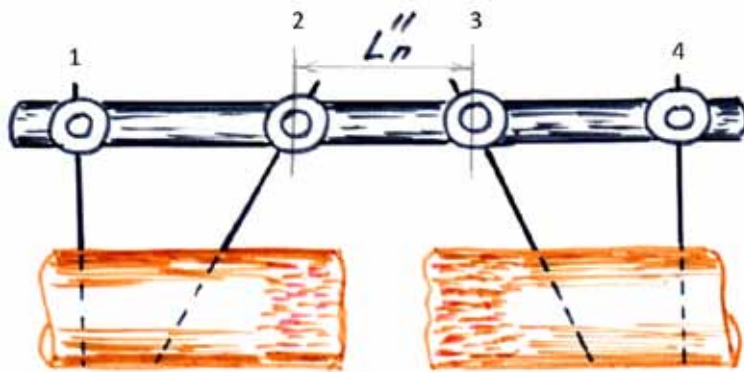


Рис. 8.53 Розташування гвинтів Шанца під кутом до вісі кістки

Таким чином, при використанні такої схеми АЗФ, гвинти Шанца 2 і 3 будуть розташовуватись у зоні неушкодженої кісткової тканини, а відстань між фіксаторами АЗФ буде в допустимих межах.

З метою визначення оптимального кута встановлення гвинтів Шанца, при якому жорсткість системи «апарат — ушкоджена довга кістка» буде найбільшою, були порівняні жорсткості систем зі стандартною схемою розташування стержнів (рис. 8.54а), з розташуванням гвинтів Шанца на збільшеній відстані один від одного (рис. 8.54б) та розташуванням стержнів під обраними кутами 15° (рис. 8.54в) та 30° (рис. 8.54г).

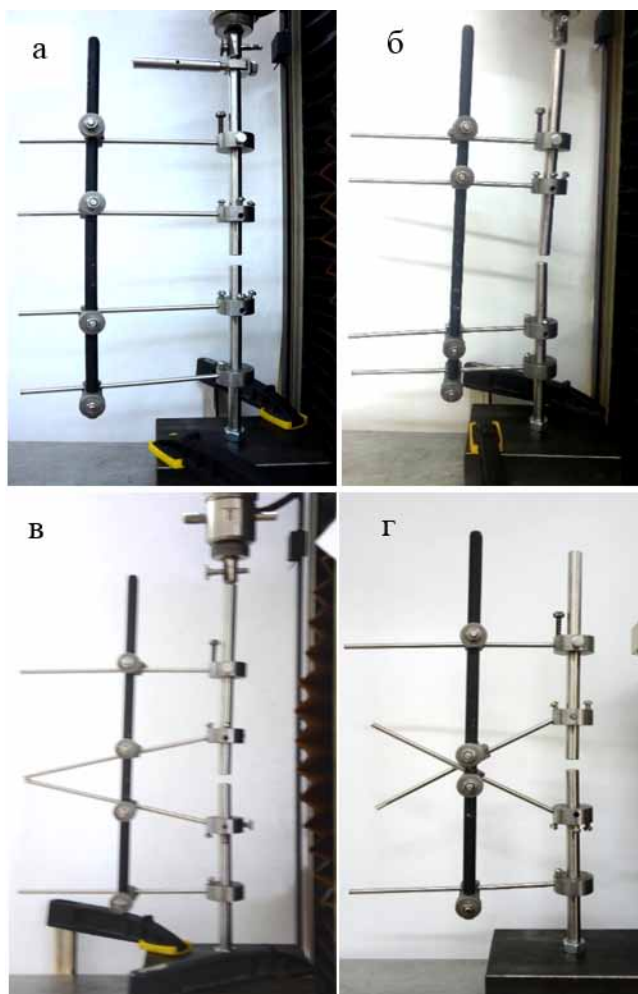


Рис. 8.54 Експериментальне визначення деформацій системи «апарат-ушкоджена довга кістка» під дією різних видів навантажень (у ролі довгих кісток були використані сталеві стержні) при різних схемах закріплення

На першому етапі дослідження були проведенні попередні випробування, в яких роль довгих кісток виконували два сталеві стержні з двома фіксаторами на кожному. В межах даного дослідження сталеві стержні абсолютно жорсткі, тобто, не деформуються під час навантаження системи, тому вплив на жорсткість системи зі сторони цих стержнів виключено.

Для моделювання системи «апарат — ушкоджена довга кістка» (в якості кістки були використані сталеві стержні) нами був розроблений фіксатор для гвинтів Шанца, який дає можливість розташовувати їх під кутами 0° , 15° , 30° відносно перпендикуляру до поздовжньої вісі системи та переміщуватися по штанзі з фіксацією до неї у необхідному місці.

Випробування на стиск (рис. 8.55) виконували при швидкості переміщення захвату 2.5 мм/хв. Систему навантажували до 100 Н. Попереднє навантаження для усунення можливих люфтів складало 10 Н.



Рис. 8.55 Система «апарат — ушкоджена довга кістка» (в якості кістки були використані сталеві стержні) при випробуванні на компресійне навантаження

Випробування на згин вздовж площини стержнів (рис. 8.56) виконували при швидкості захвату установки 20 мм/хв.



Рис. 8.56 Система «апарат — ушкоджена довга кістка» (в якості кістки були використані сталеві стержні) при випробуванні на згин вздовж площини гвинтів Шанца

Випробування на згин поперек площини стержнів (рис. 8.57) виконували при таких самих умовах, як і згин вздовж площини стержнів.



Рис. 8.57 Система «апарат — ушкоджена довга кістка» (в якості кістки були використані сталеві стержні) при випробуванні на згин поперек площини гвинтів Шанца

Випробування на кручення (рис. 8.58) виконували при швидкості переміщення захвату 20 мм/хв.



Рис. 8.58 Система «апарат — ушкоджена довга кістка» (в якості кістки були використані сталеві стержні) при випробуванні її на кручення

Далі був виділений лінійний відрізок графіку залежності «сила — переміщення» (рис. 8.59), за яким була розрахована жорсткість системи (Н / мм) за формулою:

$$C = P / \Delta,$$

де P — прикладене навантаження, Н; Δ — переміщення точки прикладання навантаження (загальна деформація системи, мм).

Залишкові деформації при випробуваннях складали від 0 до 0,75 мм. Це свідчить про те, що отримані результати є адекватними і майже ніякого впливу зі сторони різьбових з'єднань системи не відбувається.

Для порівняння результатів випробування представлена порівняльна таблиця отриманих результатів жорсткостей систем для всіх чотирьох систем і всіх чотирьох видів навантажень (табл. 8.12).

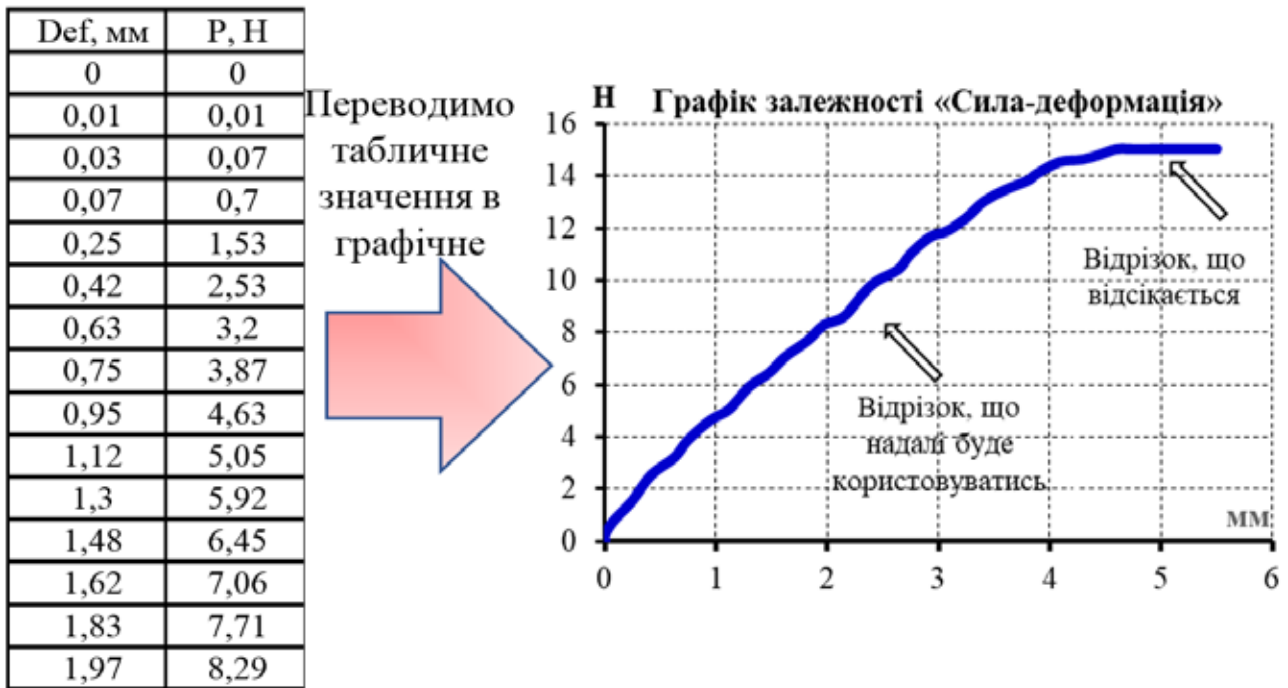


Рис. 8.59 Переведення табличних значень в діаграми деформування

Таблиця 8.12

Порівняльна таблиця жорсткостей систем «апарат — ушкоджена довга кістка» (в якості кістки використані сталеві стержні) при різному просторовому розміщенні гвинтів Шанца при дії різних видів навантажень (Н/мм)

Вид навантаження	Стиск	Згин вздовж площини стержнів	Згин поперек площини стержнів	Кручення
Вид системи				
Стандартне розташування	36,94±4,32	3,48±4,32	1,64±0,11	16,19±0,69
Віддалене розташування стержнів	29,15±4,08	2,56±0,33	1,07±0,03	15,48±0,99
2 і 3 стержні під кутом 15°	46±3,12	4,17±0,25	2,02±0,05	16,68±0,83
2 і 3 стержні під кутом 30°	45,09±3,51	4,31±0,24	2,6±0,05	25,23±1,84

Як представлено на діаграмі, жорсткість системи при встановленні гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі кістки при дії навантаження на кручення значно перевищує жорсткість системи при іншому просторовому розміщенні стержнів; при дії навантаження вздовж площини стержнів та поперек площини стержнів жорсткість системи при розміщенні гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі кістки є найбільшою серед усіх досліджених систем; при дії навантаження на стиск жорсткість системи при розміщенні гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі кістки перевищує жорсткість систем з стандартним та віддаленим встановленням гвинтів

Шанца та приблизно дорівнює жорсткості системи з розміщенням стержнів під кутом 15° (рис. 8.60).

За вищенаведеною методикою були проведені остаточні біомеханічні дослідження системи «апарат — ушкоджена довга кістка» при різному просторовому розміщенні гвинтів Шанца при дії чотирьох видів навантажень. Препарати кісток взяті в умовах Київського міського бюро судово-медичної експертизи. Для експериментального дослідження використовували великогомілкові кістки людей, що померли від ушкоджень та захворювань, незв'язаних з патологією опорно-рухової системи. Для закріплення кістки використовували спеціально виготовлені опори (рис. 8.61).

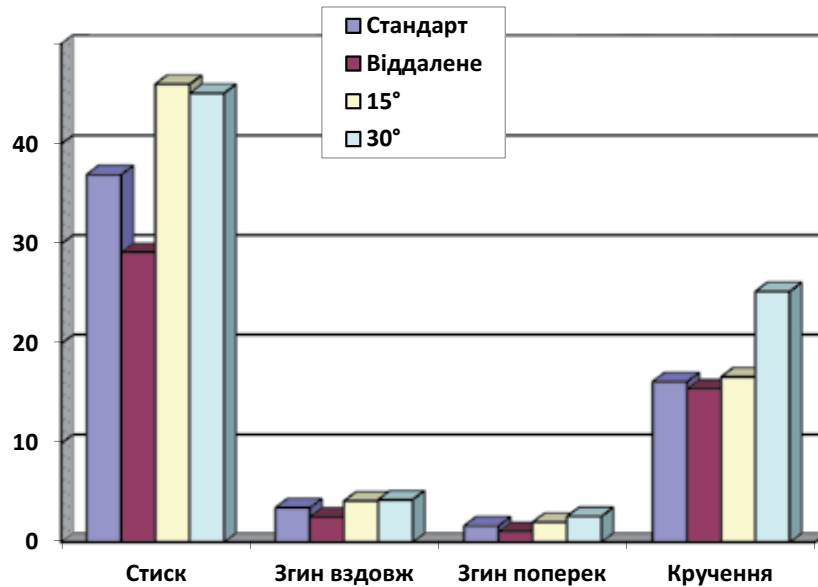


Рис. 8.60 Порівняльна діаграма отриманих жорсткостей систем



Рис. 8.61 Остаточні біомеханічні дослідження систем «апарат-ушкоджена довга кістка» при дії різних навантажень

Для порівняння результатів остаточних біомеханічних досліджень представлена порівняльна таблиця отриманих результатів жорсткостей для всіх чотирьох систем і всіх чотирьох видів навантажень (табл. 8.13).

Таблиця 8.13

Порівняльна таблиця жорсткостей систем «апарат-ушкоджена довга кістка» при різному просторовому розміщенні гвинтів Шанца при дії різних видів навантажень (Н/мм)

Вид навантаження	Стиск	Згин вздовж площини стержнів	Згин поперек площини стержнів	Кручення
Вид системи				
Стандартне розташування	69.50±3.90	4.41±0.28	2.62±0.10	3.33±0.08
Віддалене розташування стержнів	48.09±4.29	2.19±0.75	1.82±0.12	6.57±0.98
2 і 3 стержні під кутом 15°	60.91±8.18	3.87±0.65	4.08±0.68	6.44±0.05
2 і 3 стержні під кутом 30°	73.84±3.22	3.76±0.32	3.44±0.30	6.92±0.29

На рис. 8.62 наведена порівняльна діаграма жорсткостей систем, визначених при остаточних біомеханічних дослідженнях.

Н/м

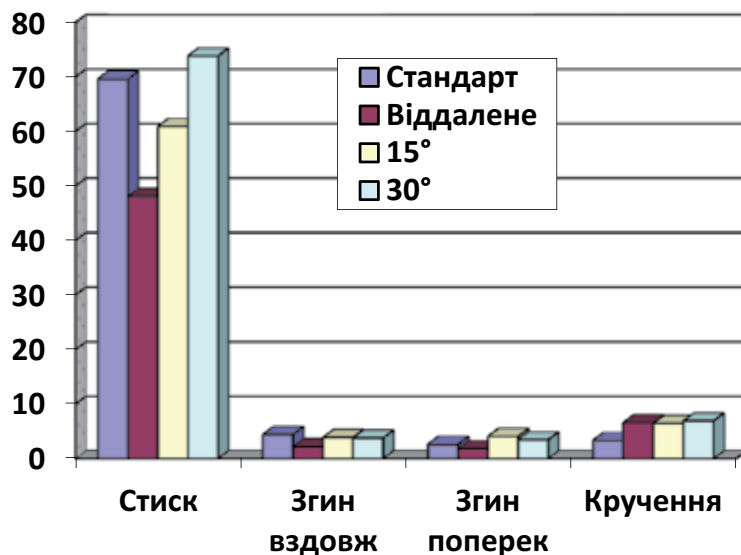


Рис. 8.62 Порівняльна діаграма отриманих жорсткостей систем «апарат — ушкоджена довга кістка»

Як наведено на діаграмі (рис. 8.62), жорсткість системи «апарат — ушкоджена довга кістка» при встановленні гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі кістки при дії навантаження на стиск та на кручення перевищує жорсткість системи при іншому просторовому розміщенні стержнів; при дії навантаження вздовж площини стержнів та поперек площини стержнів жорсткість системи при розміщенні гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі кістки перевищує жорсткість систем з стандартним та віддаленим встановленням гвинтів Шанца та приблизно дорівнює жорсткості системи з розміщенням стержнів під кутом 15° .

Таким чином запропонована методика біомеханічних натурних стендових випробувань дозволила визначати біомеханічні характеристики кісткової тканини на лінійних ділянках деформування до та після вогнепального перелому. Метод циклічних навантажень є найбільш показовим при визначенні змін жорсткісних характеристик кісткової тканини.

Внаслідок вогнепального перелому у діафізарній частині довгій кістці утворюються ділянки зменшення жорсткості кісткової тканини, що є проявом ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації. Втрата жорсткості кісткової тканини зменшується за лінійною залежністю при віддаленні від місця вогнепального перелому і на відстані 20 мм становить $181 \pm 2,7\%$, на відстані 40 мм від місця вогнепального перелому становить $134 \pm 0,8\%$, на відстані 60 мм від місця вогнепального перелому становить $11 \pm 0,5\%$. Розташування центральних гвинтів Шанца АЗФ під кутом 30° до вісі кістки дозволяє уникати введення імплантів в зону ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації без втрати жорсткості системи «апарат — ушкоджена довга кістка».

Резюме

1. Удосконалена методика моделювання вогнепальних переломів на препаратах довгих кісток з попередньою розміткою для визначення біомеханічних властивостей кісткової тканини на різній відстані від перелому надало можливість порівняння результатів біомеханічних натурних стендових випробувань однієї довгої кістки до та після вогнепального перелому, що нівелює додаткові похибки.

2. Визначення БХ довгих кісток у фіксованих точках у неушкодженому стані та після вогнепального перелому за допомогою індентора з діаметром, меншим за кортикальний шар досліджуваної кістки показало, що внаслідок вогнепального перелому у діафізарній частині довгої кістки утворюються ділянки зниження жорсткості кісткової тканини у лінійній залежності, що є проявом ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації.

На відстані 20 мм від вогнепального перелому незворотні деформації інтактних препаратів склали 32 ± 2 мм, а препаратів після вогнепального перелому — 90 ± 3 мм (втрата жорсткості $181 \pm 2,7\%$); на відстані 40 мм від вогнепального перелому незворотні деформації інтактних препаратів склали 35 ± 3 мм, а препаратів після вогнепального перелому — 82 ± 4 мм (втрата жорсткості $134 \pm 0,8\%$); на відстані 60 мм від вогнепального перелому незворотні деформації інтактних препаратів склали 56 ± 4 мм, а препаратів після вогнепального перелому 62 ± 4 мм (втрата жорсткості $11 \pm 0,5\%$). При проведенні біомеханічних випробувань жорсткості кісткової тканини метод циклічних навантажень, що найбільш відповідає фізіологічним навантаженням, виявився найпоказовішим.

3. Жорсткість системи «апарат — ушкоджена довга кістка» при встановленні гвинти Шанца під кутом 30° до вісі кістки при дії навантаження на стиск та на кручення перевищує жорсткість системи при іншому просторовому розміщенні стержнів; при дії навантаження вздовж площини стержнів та поперек площини стержнів жорсткість системи при розміщенні гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі кістки перевищує жорсткість систем зі стандартним та віддаленим встановленням гвинтів Шанца та приблизно дорівнює жорсткості системи з розміщенням стержнів під кутом 15° . Розташування центральних гвинтів Шанца під кутом 30° до вісі довгої кістки забезпечує більшу жорсткість фіксації ($45,09 \pm 3,51$ Н/мм) в порівнянні із однобічною одноплощинною конструкцією АЗФ ($36,94 \pm 4,32$ Н/мм) та дозволяє уникати введення імплантів в зону зниження жорсткості КТ.

4. Розроблено математичну модель впливу динамічних навантажень на «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» в умовах медичної евакуації поранених санітарними колісними транспортними засобами. З використанням розробленої моделі визначено характеристику динамічних навантажень залежно від швидкості руху санітарного транспортного засобу, з якої встановлені максимальні значення вертикальних прискорень, які з імовірністю їх виникнення $\leq 1,5\%$ при найбільш несприятливій швидкості — $13,9$ м/с (км/год) складають 45 м/с² ($3,59$ g). Отримані дані надають можливість моделювання та дослідження напружено-деформованого стану біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» та жорсткості фіксації кісткових уламків при лікувально-транспортній іммобілізації.

5. На основі даних комп'ютерної томографії розроблено автоматизований алгоритм створення реалістичних скінченно-елементних моделей біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» і проведено перевірку їх точності у порівнянні з натурними випробуваннями. Встановлено, що відхилення значень жорсткостей моделей та натурних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» знаходиться в межах допустимої відносної похибки ($p > 0,05$), що довело можливість використання розроблених моделей для розрахунку жорсткості фіксації кісткових уламків в умовах транспортування поранених.

6. Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічних систем «сегмент кінцівки — пристрій фіксації» в умовах дії максимальних динамічних навантажень дозволило встановити, що стержневі апарати зовнішньої фіксації є надійною системою фіксації кісткових уламків довгих кісток при транспортуванні поранених з рухливістю кісткових уламків в межах 110^{-5} — 810^{-4} м; тоді як шини Дітерікса та Крамера при таких самих умовах не створюють надійної фіксації, а рухливість кісткових уламків знаходиться в межах 410^{-3} — 510^{-3} м.

Перелік посилань

1. Бур'янов О.А., Крищук М.Г., Лиходій В.В., Єщенко В.О., Задніченко М.О., Соболевський Ю.Л. Імітаційне комп'ютерне моделювання впливу латерального релізу на нестабільність надколінка дисплатичного генезу. Травма. 2013;2(14):72-79.

2. Доманський А.М., Король С.О. Тактика ведення пацієнтів з тяжкими травмами кісток «Damage control orthopedic» у хірургічному лікуванні вогнепальних поранень кінцівок. Хірургія України. 2017;2:39-42.

3. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Монографія. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М. К.: Ленвіт, 2017:277 с.
4. Король С.О. Аналіз хірургічного лікування поранених із переломами кісток гомілки під час антитерористичної операції // Ортопедия, травматология и протезирование. 2016;2:10-14.
5. Король С.О., Беспаленко А.А. Використання сучасних методів спеціалізованого травматологічного лікування поранених з вогнепальними переломами довгих кісток (IV рівень надання медичної допомоги). Літопис травматології та ортопедії. 2015;1-2(31-32):28-30.
6. Король С.О., Жердев І.І., Доманський А.М. Організаційні та лікувальні принципи сортування поранених з бойовою хірургічною травмою кінцівок на IV рівні надання медичної допомоги. Клінічна хірургія. 2015;12:48-50.
7. Король С.О., Матвійчук Б.В., Бурлука В.В. Сучасні підходи до хірургічного лікування бойової травми кисті на етапах медичної евакуації. Травма. 2017;1(18):34-38. doi:10.22141/1608-1706.1.18.2017.95588.
8. Король С.О. Медичне сортування поранених з переломами довгих кісток в м. Дніпропетровську в умовах антитерористичної операції АТО. Військова медицина України. 2015;2(15):78-83
9. Крищук М.Г., Копчак А.В., Єщенко В.О. Параметри надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини. Літопис травматології та ортопедії. 2014;1-2(29-30):69-71.
10. Крищук М.Г., Лакша А.М., Єщенко В.О. Імітаційне моделювання пружно-деформованого стану великогомілкової кістки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації при силовому навантаженні переломів. Вісник НТУУ "КПІ", Серія Машинобудування. 2012;66:118-122.
11. Крищук М.Г., Шидловський М.С., Лакша А.М., Єщенко В.О. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації. Вісник НТУУ КПІ "Машинобудування". 2011;61:76-80.
12. Лакша А.А. Ультроструктурні зміни кісткової тканини при вогнепальній травмі на основі результатів скануючої електронної мікроскопії. Морфологія. 2018;1(12):7-13.
13. Лакша А.М., Крищук М.Г. Аналіз превентивних систем фіксації кісткових відламків при еволюції постраждалих санітарним колісним транспортом. Харківська хірургічна система. 2010;35:26-29.
14. Лакша А.М., Цибенко О.С., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Метод аналізу динамічних навантажень, що впливають на постраждалих при транспортуванні санітарним автомобілем. Проблеми військової охорони здоров'я". Збірник наукових праць УВМА. Київ: 2011;27:205-213.
15. Лакша А.М., Шидловський М.С., Ковбаса М.Л., Лакша А.А. Метод оцінки біомеханічних характеристик костної ткани в області огнестрельного перелома. Літопис травматології та ортопедії. 2014;1-2 (29-30):208.
16. Лоскутов О.Є., Жердев І.І., Доманський А.М., Король С.О. Хірургічна тактика лікування вогнепальних поранень кінцівок в умовах багатопрофільної лікарні. Травма. 2016;3(17):169-172. doi:10.22141/1608-1706.3.17.2016.75804
17. Патент 117085 Україна. Спосіб визначення зміщення уламків кісток в місцях переломів /Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. //Зареєстровано 12.06.2017 р., Бюл. № 11, 2017.
18. Патент 128638 Україна. Спосіб вимірювання просторових переміщень уламків кісток людини в експерименті /Шидловський М.С., Літун Ю.М., Заховайко О.П., Онищенко Є.Є., Димань М.М. //Зареєстровано 25.09.2018 р., Бюл. № 18, 2018.
19. Патент 133693 Україна. Спосіб визначення модуля пружності трабекулярної кісткової тканини в ділянці гомілковостопного суглоба /Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Турчин О.А., Шидловський М.С., Димань М.М., Мусієнко О.С., Мазевич В.Б. //Зареєстровано 25.04.2019 р., Бюл. № 8, 2019.

20. Страфун С.С., Борзих О.В., Борзих Н.О., Курінний І.М., Гайко О.Г., Лакша А.А. Тактика хірургічного лікування поранених з поліструктурними вогнепальними ушкодженнями верхніх кінцівок на рівні спеціалізованої допомоги. Літопис травматології та ортопедії. 2017;1-2(35-36):21–27.

21. Шидловський М.С., Димань М.М., Заховайко О.П., Одудько Д.Г. Визначення переміщень в переломах із засобами фіксації при сумісній дії стиску, гину та кручення. Літопис травматології та ортопедії. 2018;3-4(39-40):71-75.

22. Шидловський М.С., Димань М.М., Заховайко О.П., Омельченко Т.М. Критерії для визначення допустимих навантажень на кістки з фіксованими переломами. Літопис травматології та ортопедії. 2018;3-4(39-40):76-81.

23. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Порівняльні показники надійності систем остеосинтезу. Біомедична інженерія. 2017;4:96-100.

24. Шидловський М.С., Лазарев І.А., Мусієнко О.С. Дослідження міцності фіксації пошкоджень стегнової кістки на синтетичних моделях. Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. 2016;3(78):106-111.

25. Шидловський М.С., Лакша А.А., Мусієнко О.С. Особливості остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини ділянці вогнепальних переломів. Біомедична інженерія. 2017;4:100-104.

26. Шидловський Н.С., Лакша А.М., Димань М.М. Особенности выбора режимов биомеханических натурных испытаний систем остеосинтеза с учетом циклических нагрузок. Літопис травматології та ортопедії. 2014;1-2(29-30):115-120.

27. Shidlovskiy N., Dyman M., Ilnitsky A., Shytikov V. Rigidity of the affected femurs with systems of surgical treatment. Mechanics and Advanced Technologies. 2017;1(79):57-63.

28. Shidlovskiy M.S., Dyman M.M., Tsygankov M.A. Deformation indicators of metacarpal bones fracture fixation. Mechanics and Advanced Technologies. 2019;1(85):78-84.

29. Shidlovskiy M.S., Dyman M.M., Tsygankov M.A. The tibial fractures fixation system deformation characteristics. Mechanics and Advanced Technologies. 2018;3(84):52-60.

30. Shidlovskiy M.S., Dyman M.M., Zakhovaiko O.P., Odydko D.G. Spatial deformations of osteosynthesis systems. Message 2. Experimental results. Mechanics and Advanced Technologies. 2020;2(89):29-35.

31. Shidlovskiy M., Dyman M., Zakhovayko O., Omelchenko T., Turchin A. Deformation of fixation means used in bone fractures of the extremities. Series on Biomechanics. 2019;1(33):59-68.

32. Shidlovskiy M.S., Zakhovajko O.P., Dyman M.M. Application of digital photography in biomechanical studies of osteosynthesis systems. Mechanics and Advanced Technologies. 2018;1(82):123-130.

Для нотаток

Наукове видання

Упорядники:

Лурін Ігор Анатолійович,
Негодуйко Володимир Володимирович,
Михайлусов Ростислав Миколайович,
Гуменюк Костянтин Віталійович

**МОДЕЛЮВАННЯ
ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ**

За загальною редакцією

академіка НАН та НАМН України, Цимбалюка В.І.

Підписано до друку 12.12.2021. Формат 60×84 1/8.
Папір офсетний. Друк. цифровий. Умов. вид. арк. 19,35.
Ум. друк. арк. 46,5. Наклад 500 примірників.

ПФ «Колегіум», тел.: (057) 703-53-74.
Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої діяльності
до державного реєстра видавців.
Сер. ДК №1722 от 23.03.2004.

Надруковано в друкарні ФОП Тарасенко В. П.
Свідоцтво № 24800170000043751 від 21.02.2002 р.
61124, м. Харків, вул. Зернова, 6/267.