

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

На правах рукопису

Власенко Дмитро В'ячеславович

УДК 617.572/574+617.582)-001.5-008

ЛІКУВАННЯ ПОЛІФРАКТУР СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

14.01.21 – травматологія та ортопедія

**Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата
медичних наук**

Науковий керівник:
Литовченко Віктор Олексійович
доктор медичних наук, професор

Харків – 2016

ЗМІСТ

| | |
|---|----|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ | 5 |
| ВСТУП | 6 |
| РОЗДІЛ 1 | |
| ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ | 12 |
| 1.1. Термінологічні розбіжності та дискусійні питання у кваліфікаційних схемах хірургії пошкоджень | 15 |
| 1.2. Основні напрямки лікувальної тактики поліфрактур кісток кінцівок | 23 |
| 1.3. Сучасний стан проблеми лікування поліфрактур стегнової кістки | 31 |
| РОЗДІЛ 2 | |
| МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ | 37 |
| 2.1. Загальна характеристика хворих | 37 |
| 2.2. Методика біомеханічних досліджень | 43 |
| 2.3. Оцінка результатів дослідження | 48 |
| 2.4. Методика математичної обробки результатів лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки | 54 |
| РОЗДІЛ 3 | |
| РЕЗУЛЬТАТИ БІОМЕХАНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ | 55 |
| 3.1. Дослідження ПДС стегнової кістки в нормі | 55 |
| 3.2. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і шийки | 57 |
| 3.3. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки (в області середньої третини і латеральному переломі шийки) | 62 |
| 3.4. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки (в області середньої третини діафізу та | |

| | |
|---|----|
| підвертлюговій зоні) | 66 |
| 3.5. Узагальнений порівняльний аналіз моделей остеосинтезу проксимального відділу стегнової кістки | 71 |
| 3.6. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і дистального відділу із статичним інтрамедулярним остеосинтезом | 73 |
| 3.7. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і дистального відділу із статичним інтрамедулярним остеосинтезом з компресійним гвинтом | 77 |

РОЗДІЛ 4

| | |
|--|----|
| ЛІКУВАЛЬНА ТАКТИКА ТА КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ПЕРЕБІГУ ЗРОЩЕННЯ ПОЛІФРАКТУР СТЕГНОВОЇ КІСТКИ | 84 |
| 4.1. Хірургічне лікування постраждалих з одночасними переломами в діафізарному та проксимальному відділах стегнової кістки | 84 |
| 4.2. Хірургічне лікування постраждалих з одночасними переломами в діафізарному та дистальному відділах стегнової кістки | 90 |
| 4.3. Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки | 92 |

РОЗДІЛ 5

| | |
|--|----|
| ОБГРУНТУВАННЯ ЛІКУВАЛЬНОЇ ТАКТИКИ ПОСТРАЖДАЛИХ З ПОЛІФРАКТУРАМИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ | 96 |
| 5.1. Обґрунтування доцільності остеосинтезу блокованими стержнями поліфрактур стегнової кістки в діафізарному та проксимальному відділах | 96 |
| 5.2. Обґрунтування доцільності остеосинтезу блокованими стержнями поліфрактур стегнової кістки з одночасними переломами в діафізарному та дистальному відділах | 99 |
| 5.3. Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової | |

| | |
|---|-----|
| кістки | 104 |
| 5.4. Порівняльна характеристика результатів лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки | 108 |
| РОЗДІЛ 6 | |
| АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ | 115 |
| ВИСНОВКИ | 134 |
| ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ | 136 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ | 137 |
| ДОДАТКИ | 161 |

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

БІОС – блокуючий інтрамедулярний остеосинтез

КЕ – кінцеві елементи

МКЕ – метод кінцевих елементів

ПДС – пружньо-деформований стан

OR – відношення шансів (odds ratio)

ВСТУП

Актуальність теми. Лікування переломів стегнової кістки в різних анатомо-функціональних утвореннях не втратило своєї актуальності й сьогодні. За останні десятиліття відзначається збільшення тяжкості цього виду травм у зв'язку зі зростанням частки високоенергетичних ушкоджень у результаті дорожньо-транспортних пригод, недостатнім рівнем техніки безпеки на виробництві тощо [186, 170]. Множинні пошкодження опорно-рухового апарату частіше за все виникають в результаті прямої дії високоенергетичного механічного фактору та переважають у молодих людей, 53 % з яких складають чоловіки віком від 14 до 45 років [144]. Частота високоенергетичних переломів довгих кісток нижніх кінцівок становить від 1,4 до 15,3 % усіх травм [64].

Наявність двох та більше зон пошкодження в різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки (проксимальний відділ, діафіз та дистальний відділ) породжує вагання і нерішучість в виборі методів лікування, способів остеосинтезу, послідовності його виконання, а іноді, навіть призводить до застосування гібридних методів (поєднання консервативних та оперативних методів лікування) [142].

Консервативне лікування у таких пацієнтів застосовувалось в минулому сторіччі та мало суттєві недоліки, а саме: тривалу іммобілізацію пошкодженої нижньої кінцівки та розвиток ригідності суглобів, недостатню репозицію відламків, неможливість керування дистальним фрагментом під гіпсовою пов'язкою тощо. Тривале вимушене положення хворого досить часто призводить до ускладнень (пневмонія, пролежини, тромбоемболія та ін.), які нерідко закінчуються летально [153].

Перевагами використання апаратів зовнішньої фіксації є збереження цілісності окістково-м'язового футляру та фібрин-кров'яного згустку у міжвідламковій щілині, можливість внутрішнього напруження тканин, що регенерують [84, 158]. Однак при лікуванні поліфрактур стегнової кістки цей

метод у світі, в тому числі й в Україні, не отримав широкого застосування. Основними причинами є складність їх монтажу та неможливість раннього повного вісьового навантаження на пошкоджений сегмент через наявність двох та більше зон пошкоджень. А головним недоліком при таких варіантах лікування пошкоджень стегнової кістки є погіршення якості життя. Хоча деякі автори вважають цей недолік не суттєвим [72].

Відсутність диференційованого підходу до вибору оптимальної методики лікування, невиправдане зволікання з оперативним втручанням, застосування застарілих технологій діагностики та лікування, а також не завжди обґрунтоване та доцільне застосування апаратів зовнішньої фіксації та накісткових фіксаторів при лікуванні постраждалих з переломами довгих кісток до цього часу не призвело до відчутного покращення результатів лікування та зниження рівня первинної інвалідності хворих [9].

Незадовільність результатами лікування спонукало вчених до пошуку нових підходів до вирішення проблеми, а саме до розробки малотравматичного остеосинтезу, який би забезпечував механічну стабільність сегментів, ранні рухи у суглобах, навантаження на пошкоджену кінцівку та збереження кровопостачання відламків.

Система імплантатів з кутовою стабільністю (LCP), де реалізована нова біомеханічна концепція внутрішнього фіксатора, малоінвазивна стабілізація переломів за допомогою системи LISS, малоконтактні PC-Fix фіксатори, інтрамедулярний остеосинтез блокованими цвяхами в закритий спосіб (PFN, DFN, PFN подовжений) та інші сучасні фіксатори дозволили уникнути таких недоліків [7, 11, 160, 159]. Однак одним з важливих недоліків при виконанні накісткового остеосинтезу навіть сучасними імплантатами залишається неможливість раннього повного навантаження на прооперовану кінцівку [13].

При лікуванні поліфрактур стегна серед дослідників відбувається дискусія – доцільно застосувати один фіксатор для оперативного з'єднання всіх кісткових фрагментів чи виконувати остеосинтез окремо у кожному анатомо-функціональному утворенні? Наразі немає єдиної думки стосовно

остеосинтезу комбінації переломів стегнової кістки.

Значна кількість незадовільних результатів лікування спонукала вчених до пошуку нових підходів до цієї наукової задачі, а саме – до оптимізації способів атравматичного остеосинтезу, які б забезпечували механічну стабільність відламків стегнової кістки та зберігали б кровозабезпечення кісткових відламків та самих осередків пошкодження.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконана відповідно до плану науково-дослідної роботи кафедри травматології та ортопедії Харківського національного медичного університету «Роль малоінвазивних хірургічних технологій в оптимізації репаративного хондрогенезу та остеогенезу у хворих різних вікових груп» (номер державної реєстрації 0107U001387).

Мета дослідження – покращити результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки шляхом застосування блокуючого інтрамедулярного моноостеосинтеза.

Завдання дослідження:

1. Провести аналіз сучасного стану лікування множинних переломів стегнової кістки за даними вітчизняної та світової літератури.
2. Проаналізувати результати лікування пацієнтів з поліфрактурами стегнової кістки традиційними методами.
3. На основі порівняльних біомеханічних досліджень обґрунтувати оптимальний вибір способу фіксації кісткових фрагментів стегнової кістки в різних анатомо-функціональних утвореннях.
4. Обґрунтувати вибір оптимально ефективного способу остеосинтеза у хворих з одночасним діафізарним переломом та переломом проксимального або дистального відділів стегнової кістки.
5. Провести порівняльний аналіз результатів лікування та якості життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки існуючими способами остеосинтезу та запропонованим остеосинтезом моноконструкцією.

Об'єкт дослідження: поліфрактури стегнової кістки та методи

остеосинтезу.

Предмет дослідження: блокуючий інтрамедулярний остеосинтез при поліфрактурах стегнової кістки на засадах біомеханічних досліджень, клінічний ефект хірургічного лікування пацієнтів з поліфрактурами стегнової кістки, порівняльний аналіз способів остеосинтезу.

Методи дослідження: клінічний (для обґрунтування хірургічної тактики та оцінки результатів лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки), біомеханічний (для вивчення біомеханічних особливостей способів фіксації при різних комбінаціях локалізацій переломів стегнової кістки, оптимізації хірургічної технології блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу), медико-статистичний (для збору, обробки та аналізу інформації при проведенні досліджень та оцінки достовірності отриманих анатомо-функціональних результатів лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки), математичний (для визначення показника якості лікування при використанні існуючих та запропонованої хірургічної технології).

Наукова новизна отриманих результатів. Уперше уточнені наукові дані щодо вибору оптимального способу стабілізації кісткових фрагментів поліфрактур стегнової кістки.

На основі біомеханічних досліджень пружно-деформованого стану стегнової кістки уперше обраний раціональний спосіб остеосинтезу її поліфрактур: шийко-вертлюгової та діафізарної ділянки, діафізу та дистального відділу стегнової кістки, а саме – блокуючий інтрамедулярний остеосинтез моноконструкцією. Уперше проведено порівняння напруженого стану різних моделей переломів проксимального, діафізарного та дистального відділу стегнової кістки з нормою. Уперше встановлено, що напружений стан стегнової кістки в нормі майже не відрізняється від такого при її поліфрактурах, фіксованих блокуючим інтрамедулярним стержнем (в нормі напружений стан проксимального відділу становить 14 мПа, діафізарного – 9 мПа, дистального – 4 мПа; при переломі, фіксованому блокуючим інтрамедулярним стержнем, напружений стан проксимального відділу складає 15 мПа,

діафізарного – 8 мПа, дистального – 3 мПа).

Проведений порівняльний аналіз отриманих результатів лікування розробленою методикою з існуючими показав переваги запропонованої методики, що підтверджується збільшенням частки саме добрих результатів (на 26,6 %), зниженні задовільних (на 6,6 %) та відсутності незадовільних результатів. Отримані нові докази ефективності блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу при лікуванні поліфрактур стегнової кістки.

Вперше встановлено, що якість життя хворих після використання запропонованої хірургічної технології в 86,9 % випадків повністю задовольняє пацієнтів протягом всього періоду реабілітації, в 13,1 % – лише частково та не залежить від терміну консолідації кісткових фрагментів.

Практичне значення одержаних результатів. У результаті проведених біомеханічного та клінічного досліджень розроблено та впроваджено в практику спосіб лікування множинних переломів стегнової кістки однією металевою конструкцією – блокованим інтрамедулярним стержнем (патент України № 59492). Розроблена методика проста у виконанні, доступна для всіх спеціалізованих ортопедо-травматологічних клінік та клінік політравми.

Результати дисертаційного дослідження впроваджені в практичну роботу травматологічного відділення та відділення політравми КЗОЗ «Обласна клінічна лікарня – Центр екстреної допомоги та медицини катастроф» м. Харкова, використовується в навчальному процесі на кафедрах травматології та ортопедії, екстремальної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології Харківського національного медичного університету.

Особистий внесок здобувача. Здобувачем самостійно була сформульована ідея використання блокованих цвяхів при поліфрактурах стегнової кістки, напрямки її реалізації, проведений патентний пошук, розроблений дизайн дослідження, зібраний клінічний матеріал, виконаний аналіз та інтерпретація даних біомеханічного та клінічного досліджень. Біомеханічні дослідження проведені в умовах біомеханічної лабораторії ДЗ «Інституту патології хребта та суглобів» НАН України за активною участю

автора.

Здобувач особисто провів статистичну обробку та аналіз отриманих результатів, сформулював основні положення дисертаційного дослідження, його висновки та рекомендації щодо подальшого впровадження та використання результатів дослідження в клінічній та педагогічній практиці. Здобувач запропонував лікувальну тактику та спосіб остеосинтезу поліфрактур стегнової кістки.

У клінічному обстеженні, лікуванні кожного пацієнта та подальших контрольних оглядах здобувач брав безпосередню участь. У спільних друкованих роботах здобувачеві належить понад 80 % ідей і розробок. Він є основним автором в розробці патенту України № 59492.

Апробація результатів дисертації. Результати проведених досліджень повідомлені та обговорені на XV з'їзді ортопедів-травматологів України (Дніпропетровськ, 2010), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні теоретичні та практичні аспекти травматології та ортопедії» (Донецьк – Урзуф, 2011), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні питання травматології та остеосинтезу» (Вінниця, 2013), обласній науково-практичній конференції ортопедів-травматологів спільно із ДУ «Харківський інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка», медичним інститутом Сумського державного університету, кафедрою травматології та ортопедії «Сучасні теоретичні та практичні аспекти травматології та ортопедії» (Суми, 2013), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні питання травматології та остеосинтезу» (Полтава, 2014).

Публікації. За результатами дисертаційного дослідження опубліковано 13 наукових праць, з них 9 статей у наукових фахових виданнях, рекомендованих ДАК МОН України, одна стаття в журналі, що включений до міжнародних наукометричних баз, одна стаття у фаховому зарубіжному виданні, один деклараційний патент України, одна робота в матеріалах з'їзду.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

В усьому світі травма продовжує залишатися провідною причиною смерті людей віком до 40 років, істотно впливаючи на соціально-економічний розвиток суспільства [195]. За даними ВООЗ, така ситуація не має істотних тенденцій до зниження: щорічно від важких травм вмирають 5,8 мільйона населення, а кількість людей, що стали інвалідами, перевищує цю цифру більш ніж у три рази [164, 206].

Бурхливий процес урбанізації, висотне будівництво, стрімкий розвиток засобів транспорту, швидке збільшення автомобільного парку, широке впровадження засобів автоматизації у промисловості та сільському господарстві сприяли значному зростанню травматизму в останні роки [171, 180, 212]. При цьому якісно змінилася його структура – відбувається зростання кількості високоенергетичних механічних ушкоджень, частка яких у структурі травматизму значно зросла [173, 188].

Як відмічається багатьма дослідниками, за останні десятиліття відзначається збільшення тяжкості цього виду травм у зв'язку зі зростанням частки високоенергетичних ушкоджень у результаті дорожньо-транспортних пригод, недостатнім рівнем техніки безпеки на виробництві, зниженням життєвого рівня населення [66, 170, 186].

Частота високоенергетичних переломів довгих кісток нижніх кінцівок становить від 1,4 до 15,3 % усіх травм [65]. Високоенергетичні переломи довгих кісток нижніх кінцівок належать до важкого виду травм, що ускладнюються травматичним шоком у 8,5 – 57,6 % випадків [111]. Летальність від таких травм опорно-рухової системи досить значна — від 5,4 до 49,6 % [213].

З 1992 року смертність від травм упевнено посідає 2-ге місце і тим самим відіграє суттєву роль у депопуляції населення України. Частка померлих працездатного віку досягла 27 %, причому переважну більшість

(до 80%) становлять чоловіки [58, 119]. В Україні реєструється до двох мільйонів травм щорічно [8, 41, 60, 112]. Основна частка загиблих працездатного віку – 70 %, з них до вікової категорії 15 – 40 років належать 90 % жертв автомобільних аварій. Також зростає показник виходу на первинну інвалідність, останнім часом він зріс на 20 – 25 % [26, 27, 59].

Особливу соціальну значущість проблеми травматизму надає висока інвалідизація постраждалих – до 25 – 45 % [96]. Інвалідність, спричинена наслідками ушкоджень, займає третє місце, при цьому зазначається її щорічний приріст на 10 % [61, 124]. Для травматизму характерними є тривалі терміни тимчасової непрацездатності хворих [61].

У структурі травм особливе місце займає політравма, яка на теперішній час є однією з трьох основних причин смертності населення [10, 100]. Частота політравми в останні роки становить 5,5 – 35 % серед усіх травмованих пацієнтів. Летальність при політравмі дорівнює 12,2 – 63,4 %, із них у перші 24 – 48 годин помирають 65,1 – 70 % постраждалих (35 % у перші 15 хвилин від моменту травми) [102].

Відомо також, що скелетна травма становить 65 – 70 % у загальній структурі політравми [40]. На сьогодні встановлено вікові аспекти клініко-епідеміологічної характеристики скелетної травми у структурі полісистемних і поліорганних уражень, а також розподіл за ступенем тяжкості стану хворих у вікових групах [38].

Множинні переломи кінцівок є одним з найбільш важких видів політравми. Їх частота з кожним роком збільшується і становить від 6,6 до 29,8 % від загальної кількості переломів [53]. Ці пошкодження виникають у результаті впливу високоенергетичної травмуючої сили, при якій кісткова і навколишні м'які тканини страждають на великій протяжності [31]. За даними деяких авторів, множинні пошкодження опорно-рухової системи переважають у молодих людей (53 % складають чоловіки) віком 14 – 45 років [144].

Серед усіх ушкоджень кісток скелета переломи довгих кісток

становлять від 48 до 70 %. При цьому переломи кісток нижніх кінцівок зустрічаються вдвічі частіше за переломи кісток верхніх кінцівок [13, 34, 74, 155, 179, 207].

Множинні ушкодження опорно-рухової системи уражають нижні кінцівки у 49,4 %, верхні — у 33, 2%, таз — у 14,1 %; 75 % пацієнтів мають супутні пошкодження: голова і мозок — у 92,2%, грудна клітина — у 31,5 %, живіт — у 21,3 % [35, 93, 181].

Друга половина ХХ століття відзначилась значними успіхами у лікуванні тяжких пошкоджень, перш за все у розвинутих країнах Західної Європи та США. Кількість летальних наслідків від політравми зменшилась у 2 рази і більше, і на стільки ж зменшилася стійка інвалідність, а терміни лікування скоротилися у 4 рази [118].

Відсутність диференційованого підходу до вибору оптимальної методики лікування, невиправдане зволікання з оперативним втручанням, застосування застарілих технологій діагностики та лікування, а також не завжди обґрунтоване та доцільне застосування апаратів зовнішньої фіксації та накісткових фіксаторів при лікуванні постраждалих з переломами довгих кісток до цього часу не призвело до відчутного покращення результатів лікування та зниження рівня первинної інвалідності хворих [9, 49].

Міжнародний досвід свідчить, що кожного року 15–20% летальних наслідків травми можна попередити за умови поліпшення служби швидкої медичної допомоги [29, 102, 103, 132, 190]. Але залишаються остаточно не визначеними терміни та обсяги оперативних втручань при переломах довгих кісток у постраждалих з поєднаними пошкодженнями у кожному конкретному випадку [57, 67, 102, 177].

Таким чином, проблема лікування множинних переломів кісток нижніх кінцівок належить до однієї з важливих та невирішених у травматології та ортопедії. Це обумовлено значною кількістю пошкоджень нижніх кінцівок у загальній структурі травматизму, розбіжностями у питанні тактики лікування хворих з множинними переломами кісток нижніх кінцівок, великою

кількістю невдалих результатів лікування. У зв'язку з цим триває пошук більш ефективних методів оперативного лікування, що визначає актуальність дослідження.

1.1. Термінологічні розбіжності та дискусійні питання у кваліфікаційних схемах хірургії пошкоджень

Сьогодні проблема множинних пошкоджень залишається найбільш складною в хірургії як у методичному, так і у практичному відношеннях.

В останні роки постало питання, що стосується термінології та класифікації політравми. Воно викликане необхідністю підвищення ефективності надання спеціалізованої медичної допомоги, зниження летальності, інвалідності, скорочення термінів лікування, соціальної адаптації [3].

У міжнародній та вітчизняній літературі є численні публікації, де у різний час активно обговорювалися питання термінології політравми, але це не призвело до прийняття єдиного рішення про те, що ж необхідно розуміти під цим поняттям. Це є необхідним для рішення двох основних цілей: гарантії якості надання медичної допомоги у конкретних медичних установах і впровадження високотехнологічних, науково обґрунтованих методів організації, діагностики та лікування.

Травма (від грецьк. *trauma* – рана) – це пошкодження в організмі людини, викликане дією чинників зовнішнього середовища [138, 139]. Основний набір класичних термінів, які відносяться до поняття «травма» («удар», «перелом», «побутова травма», «механічна травма» тощо), а також загальноживана система класифікацій ушкоджень увійшли у медичний обіг у період, коли хірурги мали справу з майже виключно ізольованими травмами [94]. Практична медицина не ставила перед наукою питання про вивчення специфіки лікування декількох пошкоджень у одного постраждалого, тому множинні травми у цей період описували як рідкісні

випадки [97].

Початок вивчення політравми та накопичення фактичних даних припадає на роки Другої світової війни (1939-1945 рр.). У цей час стали вживати терміни «поодинокі», «множинні» та «поєднані» поранення [23]. Однак, на наш погляд, особливості цієї термінології та класифікації створили певну плутанину у визначення даних понять. Маються на увазі різноманітні критерії у системі однієї класифікації: поняття «поодинокі» та «множинне поранення» засновані на кількості поранень у постраждалих, а термін «поєднання» визначає його локалізацію, тобто поранення декількох органів різних областей (наприклад; легені, печінки та шлунку або грудей та живота). Таке різноманіття критеріїв у рамках однієї класифікації призводить до змішання понять та необхідності використання двох термінів при урахуванні одного пораненого. Згідно цього підходу, комплекс пошкоджень у пораненого може бути одночасно множинною і поєднаною травмою.

Впровадження поняття «політравма» у термінологію та лексикон вітчизняної хірургії пошкоджень відбувалося непросто — від повного заперечення до надмірної та необґрунтованої поширеності. Вперше у СРСР уявлення про політравму, як велику наукову проблему, прозвучало на III Всеросійському з'їзді травматологів-ортопедів у 1976 році. До того часу поняття «політравма» довгий період вважалося зайвою понятійною та термінологічною надбудовою над сформованим хірургічним і дослідницьким лексиконом і просто використовувалося як синонім будь-яких множинних і поєднаних травм [51]. В цілому політравма постала як якісно інший (порівняно з монотравмою) патологічний стан, що потребує пошуку нових шляхів до її успішного лікування.

У даний час поняття «політравма» зайняло гідне місце у класифікації важких травм. Цей термін став загальновизнаним поняттям, і означає наявність у постраждалого множинних та поєднаних пошкоджень опорно-рухової системи та внутрішніх органів [18, 91, 121]. Звісно, що дослівний переклад терміна відображає тільки кількісну сторону — множинність, та

нік не визначає якісну. Вважають, що найбільш вдале визначення терміну «політравма» дав Ю. П. Шапошніков у 1990 р., згідно з яким «політравма» - це «наявність двох чи більше зон пошкодження в одній чи декількох анатомічних областях, коли одне з пошкоджень чи їх поєднання становлять небезпеку для життя постраждалого» [119]. Політравмою сьогодні позначають тяжкі або вкрай тяжкі поєднані або множинні травми, що супроводжуються порушенням життєво важливих функцій і потребують реанімаційних та хірургічних заходів інтенсивної терапії у спеціалізованому багатопрофільному стаціонарі [32, 119, 137, 184]. Фахівці вважають доцільним користування цим визначенням при вирішенні питання про госпіталізацію постраждалого на догоспітальному етапі [10, 18, 98].

В Європі у цей термін вкладають більш конкретне значення з обов'язковим визначенням тяжкості травматичних пошкоджень. На 13-й Міжнародній конференції з політравми в Аахені для об'єктивізації визначення політравми були визнані релевантними і рекомендованими до використання такі критерії: шкала ISS (більше 15 балів) або AIS (3 і більше балів як мінімум у двох областях постраждалого), обов'язкова наявність мінімум 1 з 5 стандартизованих патологічних станів: гіпотензія, GSC, ацидоз, коагулопатія та вік старше 70 років [3].

Слід зазначити, що інтерес до проблеми політравми не слабшає. Так деякі автори пропонують вважати пошкодження політравматичними з показником за AIS > 2 балів [166, 168]. Проведений пошук глибиною у 50 років з метою оцінки визначення терміну «політравма» виявив відсутність консенсусу у визначенні даного поняття, автори вкладають різне змістовне значення у цей термін [167, 169, 176, 210]. Все це свідчить про відсутність єдиної точки зору на визначення терміна «політравма», що є основою для подальших досліджень та дискусій.

Підвищена увага до проблем надання допомоги при політравмі сприяла формуванню робочих груп практично у всіх країнах світу, які на рівні національних органів управління охорони здоров'я активно впроваджують

сучасні досягнення постійно проведеної дослідницької роботи [189, 200, 201].

На даний час є велика кількість різних класифікацій ушкоджень, у тому числі запропонованих низкою вітчизняних дослідників протягом останніх п'яти десятиліть інтенсивного вивчення цієї проблеми [20, 23, 42]. Всі вони мають, в основному, описовий характер.

Ю. Г. Шапошніков та співавт. [151] запропонували визначення понять «одиночна травма», «множинна травма» та «поєднана травма», виходячи не з кількості та локалізації пошкоджених анатомічних утворень або анатомічних областей тіла, а з кількості та локалізації зон пошкодження. Зоною пошкодження автори вважають місце нанесення травми та пошкоджені у результаті цього анатомічні утворення. А тому під терміном «одиночна травма» пропонують розуміти наявність у постраждалого однієї зони пошкодження, під терміном «множинна травма» — наявність декількох зон пошкодження у межах однієї анатомічної області, а під «поєднаною травмою» — наявність зон пошкодження у двох і більше анатомічних областях незалежно від функціональної направленості пошкоджених утворень і від їх кількості.

Є. К. Гуманенко [24] визначає ізольовані травми як такі, що мають одне пошкодження будь-якої локалізації. Множинні – травми, що мають декілька пошкоджень у межах однієї анатомічної області. Поєднані травми мають пошкодження у декількох анатомічних областях.

На нашу думку [134], ці визначення не є досконалими, тому що не є зрозумілим тлумачення автором поняття анатомічної області. Анатомія включає конкретні поняття частин і областей тулуба з їх назвами. Наприклад, у складі верхньої кінцівки розрізняють зв'язану з тулубом частину (плечовий пояс) і вільну частину – руку. Верхню частину поверхні плечового пояса верхніх кінцівок називають областю надпліччя. Поверхню кісткового виступу по задній поверхні ліктьового суглоба виділяють під назвою задньої ліктьової області. А тому гемартроз у ліктьовому суглобі чи перелом

ліктьового відростка разом з переломом акроміального кінця ключиці слід віднести, за таких умов, до категорії поняття «поєднана травма». Якщо за анатомічну область вважати органи, то, наприклад, чисельні розриви (поранення) печінки автоматично відносяться до категорії «множинні травми», оскільки за таким визначенням є наявність декількох зон пошкодження у межах однієї анатомічної області. Хоча зазвичай таким постраждалим надається кваліфікована хірургічна допомога у профільних відділеннях. Також незрозуміло, до якої категорії цих понять слід віднести переломи діафізу довгої кістки на двох рівнях і, взагалі, уламкові діафізарні переломи [134].

В. Х. Пожариський [94] наводить раціональне тлумачення цих термінів, де під ізольованою травмою запропоновано вважати травму одного внутрішнього органа у межах однієї порожнини та травму одного анатомо-функціонального утворення опорно-рухової системи. Автор з точки зору особливостей функції, специфіки лікування та їх результатів розподілив увесь опорно-руховий апарат на великі самостійні анатомо-функціональні утворення. Усього в опорно-руховій системі відокремлено 30 анатомо-функціональних утворень, при цьому враховувалась парність кінцівок. Отже, під множинною травмою слід розуміти пошкодження двох внутрішніх органів і більше в одній порожнині або двох і більше анатомо-функціональних утворень опорно-рухової системи.

Так, у межах стегна можна виділити такі утворення: кульшовий суглоб, діафіз стегна, колінний суглоб. Саме тому, наявність двох та більше зон пошкодження у різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки, дає можливість, на наш погляд, говорити про множинні переломи стегна або поліфрактури [85].

Поєднаною травмою запропоновано називати пошкодження внутрішніх органів у різних порожнинах, пошкодження внутрішніх органів та опорно-рухової системи, травму органів опори і руху та магістральних судин і нервів [119].

У кожному анатомо-функціональному утворенні розрізняють 2 види ізольованих травм - монофокальну та поліфокальну. Монофокальна – це одиночна травма тільки в одній ділянці анатомо-функціонального утворення, наприклад, перелом діафіза стегнової кістки на одному рівні. Поліфокальна – пошкодження у декількох місцях одного анатомо-функціонального утворення (перелом діафіза стегнової кістки на двох рівнях) [94]. Саме з цієї точки зору М. Griffin et al. [185] називають пошкодження стегнової кістки у трьох анатомо-функціональних утвореннях трифокальними переломами стегна, проте С. Rüden et al. [208] такі переломи називають багаторівневими (multi-level).

Інші автори пропонують свої формулювання та визначення. Так, І. О. Єрґухін [87] під поєднаними травмами розуміє одночасне пошкодження двох із семи умовно виділених анатомічних областей тіла: голови, шиї, грудей, черева, таза, хребта та кінцівок.

Х.А. Мусалатов [76] вважає за необхідне розглядати пошкодження опорно-рухової системи, що супроводжується травмою магістральних судин і нервових стовбурів, як ускладнену травму. Але ми вважаємо, що, травма, як фактор агресії, ускладненою бути не може, так само, як і пошкодження. А термін «ускладнений» доречно використовувати стосовно перебігу хвороби або процесу.

Не вносить ясності у визначення термінів і класифікація політравми, яку запропонував В.В. Тищенко [136]. Ця класифікація включає поняття «міксттравма» замість «комбінована травма», а термін «поєднана травма» змінено на «комбінована травма», «множинна травма» — «конкурентна травма». Згідно нашої думки, така редакція класифікації травм не відповідає сучасним термінологічним стереотипам.

Деякі автори [36, 37, 99, 122] вважають доцільним використовувати термін «полісистемні» та «поліорганні» пошкодження. Це пояснюється тим, що терміни «полісистемні» та «поліорганні» пошкодження є більш конкретними та інформативними при характеристиках тяжкої механічної

травми.

Максимум розбіжностей викликає визначення «поєднанні травми». Поєднаними називають травми, при яких одночасно виникають декілька пошкоджень у різних областях тіла (голова, шия, груди, живіт, таз, кінцівки, хребет).

В україномовній літературі зустрічається термін «сполучена травма», що є синонімом терміна «комбінована травма», оскільки у перекладі з латинської «*combinatio*» означає «сполучення», хоча автори пропонують розуміти під цим терміном саме поєднану травму [134].

М.І. Березка та співавт. [134] пропонують своє тлумачення та використання термінів. На думку дослідників, використання термінів «множинна травма» та «поєднана травма» є лише умовним, оскільки ці поняття не містять у собі належної інформації про наслідки травматичної агресії, адже травма одна, а пошкоджень може бути багато. Тому доцільним є використання понять «ізольовані пошкодження», «множинні пошкодження», «поєднані пошкодження», «симультанні пошкодження», «сумісні пошкодження» та «комбіновані ураження». Автори пропонують новий термін «симультанні переломи» (дослівний переклад: «одночасні переломи»). Цей термін вказує на одночасну наявність зон пошкодження у різних анатомо-функціональних утвореннях кістки. Введення у науково-практичний обіг цього терміна відокремлює дану категорію множинних переломів кісток кінцівок. За таких умов поняття «полі-травма» втрачає своє значення та виникає можливість об'єктивно відмовитись від нього як категорії сучасної хірургії пошкоджень.

Ряд авторів [123] виділив у самостійну групу переломи довгих трубчастих кісток, зокрема, так звані подвійні або фрагментарні переломи. Необхідність виділення подвійних переломів у самостійну групу визначається двома причинами. По-перше, ці ушкодження носять множинний характер і, по-друге, при подвійних переломах формується ряд біологічних і біомеханічних особливостей, що ускладнюють процеси

репаративної регенерації кістки. Подвійні переломи діафізів довгих трубчастих кісток супроводжуються більш великими пошкодженнями прилеглих м'яких тканин (у тому числі судині нервів), що теж негативно впливає на процеси консолідації відламків [127].

Дані літератури щодо висвітлення клініко-епідеміологічної та клініко-нозологічної характеристики переломів стегна у структурі полісистемного пошкодження є недостатніми. Заслуговує на увагу дослідження основних характеристик пошкоджень стегна у структурі політравми залежно від статі та віку постраждалих, а також обставин і механізму травми [33]. За даними рангового аналізу, поєднання травми стегна при політравмі вірогідно залежить від статі й віку постраждалих (переважно чоловіки працездатного віку). Найбільш часто таке пошкодження виникало під час дорожньо-транспортних пригод – у 61,1 % спостережень та за побутових обставин - у 29,6 %. Тяжкість поєднаної травми стегна у структурі політравми вірогідно залежить від її механізмів. Так при падінні найбільш часто відзначали поєднання з іншою скелетною травмою та пошкодженням голови; при прямому ударі – з черепно-мозковою травмою; при поєднанні різних механізмів виникали найбільш тяжкі травми з пошкодженням кількох анатомо-функціональних ділянок, зокрема, крім стегна, голови, грудей та живота.

Отже, на нашу думку, наявність двох та більше зон пошкодження в різних анатомо-функціональних утвореннях («суглоб», «діафіз», «суглоб») стегнової кістки відноситься, згідно сучасних класифікаційних схем до категорії множинні пошкодження чи симультанні переломи [134].

Незважаючи на таку пильну увагу дослідників до проблеми важких травм, питання термінології та класифікації травм до теперішнього часу не можна вважати остаточно вирішеними. Різне трактування цілого ряду термінів і понять у хірургії пошкоджень гальмує розробку та прийняття єдиних стандартів надання медичної допомоги та лікування. Проявом невирішеності означеної проблеми є незадовільні результати лікування

постраждалих, висока летальність та високий рівень інвалідизації.

1.2. Основні напрямки лікувальної тактики поліфрактур кісток кінцівок

Проблема визначення лікувальної тактики при множинних переломах на сьогодні набула вагомої актуальності через медичну та соціальну значущість. Питання попередження інвалідності та скорочення термінів одужання потребує підвищення ефективності лікування множинних травм, які супроводжуються функціональними порушеннями [107]. Складність лікувальної тактики множинних пошкоджень обумовлюється вибором оптимальних методів лікування та термінів їх реалізації.

Пошкодження довгих кісток кінцівок, головним чином нижніх, спостерігаються у 2/3 пацієнтів з поєднаною травмою. Множинні переломи виникають у результаті прямої дії високоенергетичного механічного фактора і часто є структурним компонентом поєднаних пошкоджень. Тому лікувальна тактика при множинних переломах передбачає реалізацію всіх трьох хірургічних концепцій.

Перша концепція – Early Total Care (ETC), полягає у одночасній та остаточній хірургічній стабілізації усіх переломів, у перші 24 години.

Друга концепція – хірургічної реанімації, полягає у вирішенні всіх хірургічних проблем лікування постраждалих з політравмою, у тому числі остеосинтез довгих кісток і таза, у процесі реанімації та інтенсивної терапії.

Третя концепція – Damage control orthopedics, спрямована на попередження розвитку негативного результату шляхом скорочення обсягу першого оперативного втручання і зміщення остаточної стабілізації кісткових уламків до відновлення вітальних функцій організму [17, 85, 174, 175, 199].

Однак, концепція динамічного контролю не враховує той факт, що деякі варіанти множинних переломів довгих кісток нижніх кінцівок істотно не впливають на систему гомеостазу і не є причиною розвитку життєво-

загрозливого стану пацієнтів, тому для їх лікування немає необхідності застосовувати етапне хірургічне лікування [108]. Другим недоліком системи надання медичної допомоги постраждалим з множинними переломами довгих кісток нижніх кінцівок, заснованої на принципі динамічного контролю пошкоджень у травматології, є відсутність об'єктивних критеріїв, що забезпечують можливість переходу від етапу хірургічної стабілізації переломів за допомогою апаратів зовнішньої фіксації при життєво-загрозливому стані хворого до етапу виконання остаточного остеосинтезу малотравматичними методами без загрози погіршення стану постраждалих.

У якості альтернативи дослідниками було запропоновано систему визначення тяжкості травми при поєднаних і множинних пошкодженнях, яка дозволяє розділити постраждалих за ступенем загрози для життя з метою вибору оптимальної тактики лікування. Автори [108] пропонують визначати стан хворого шляхом проведення підрахунку суми балів з урахуванням систолічного артеріального тиску; кількості серцевих скорочень та дихальних рухів за 1 хвилину; вмісту гемоглобіну, еритроцитів крові та рівня гематокриту, оцінюючи кожен з показників у залежності від його величини від 0 до 4 балів. При важких переломах без безпосередньої загрози для життя хворого спочатку досягають відносної стабілізації стану, а потім виконують малотравматичний остеосинтез, а після досягнення стабілізації стану виконують традиційний за рівнем травматичності остеосинтез. При переломах, що істотно не впливають на систему гомеостазу, хірургічне втручання виконують одноетапно. Даний спосіб забезпечує вибір оптимальної тактики лікування залежно від типу перелому і стану хворого, зниження післяопераційних ускладнень.

Доведено, що переломи кісток при політравмі виліковуються важче, ніж ізольовані, викликаючи більшу кількість ускладнень та несприятливих наслідків [3, 12, 25, 70, 120, 144, 204, 205].

Прихильники консервативно-вичікувальної тактики обґрунтовують свою точку зору з позицій визначення тяжкості стану постраждалих із мно-

жинною травмою кінцівок [62, 68]. Переоцінка життєвих можливостей організму при радикальному втручанні, з їхнього погляду, може привести до розвитку незворотних процесів у організмі, і тому оперативне лікування переломів необхідно здійснювати у регламенті відстроченого остеосинтезу [39].

Інші дослідники [64] вважають, що консерватизм та вичікувальна тактика більшості практикуючих травматологів викликана причинами, про які не говорять: слабкою матеріальною базою дуже багатьох лікувальних закладів, неможливістю проведення адекватної протишокової терапії, відсутністю повного набору інструментів, металоконструкцій [80], і найголовніше – відсутністю чітких тактичних установок у плані надання спеціалізованої медичної допомоги даній категорії постраждалих [2].

Тому надзвичайно актуальним є питання про обсяг, терміни, спосіб і послідовність виконання стабілізації переломів кісток. Остеосинтез дозволяє у найкоротші терміни відновити анатомію та функції ушкоджених сегментів, попередити інфекційні та гіпостатичні ускладнення [24].

Визначено основні вимоги до остеосинтезу кісток кінцівок [146, 147], а також оптимальні його обсяги у постраждалих з множинною та поєднаною травмою різного ступеня тяжкості, порядок їх проведення [133], хоча до цього часу не існує єдиної думки щодо термінів проведення остеосинтезу кісток пошкоджених кінцівок.

Але на сьогодні існує два підходи. Перший полягає у вичікувальній тактиці, коли починають з тимчасової іммобілізації на весь гострий період, а остеосинтез відкладають до повноцінного включення механізмів довготривалої адаптації. Другий підхід передбачає застосування активної хірургічної тактики, при якій прагнуть встигнути стабільно фіксувати відламки довгих трубчастих кісток до розвитку поліорганної недостатності [82]. Дискусії про переваги кожного з них не припиняються, але особливої актуальності вони набувають при виборі тактики лікування у постраждалих з множинними переломами [57, 110, 209].

«Золотим стандартом» лікування переломів кісток, у тому числі і

множинних, вважають метод керованого черезкісткового остеосинтезу. Основоположник методу академік Г.А. Ілізаров сформулював принципи застосування апаратів зовнішньої фіксації, засновані на біомеханічних, анатомо-топографічних, конструктивних та інших параметрах елементів і деталей. Основними перевагами черезкісткового остеосинтезу вважається малоінвазивність, простота оперативного втручання, а також можливість використання у осіб з важкою супутньою патологією [52, 70, 128].

Використання методу черезкісткового остеосинтезу сприяє закритій репозиції відламків на всіх рівнях і у короткі терміни забезпечує консолідацію переломів у хворих з подвійними діафізарними переломами кісток нижніх кінцівок [52]. Метод дозволяє домогтися відновлення функціонального стану кінцівки, про що свідчить вивчення і оцінка даних показників у віддалені терміни після лікування [14].

Клінічні дослідження підтвердили застосування черезкісткового остеосинтезу апаратом зовнішньої фіксації у перші години після надходження до спеціалізованих стаціонарів, тому що такі дії виявляються найбільш виправданими та адекватними з позиції біомеханіки перелому [77, 86].

Було вивчено найближчі та віддалені результати черезкісткового остеосинтезу апаратом зовнішньої фіксації спице-стрижневого типу. У 89,3% хворих відзначено хороші результати, задовільні — у 10,3%. До 1-2 місяця у хворих практично повністю відновлюється опорна функція кінцівки. Гнійних ускладнень з боку м'яких тканин, які контактували з черезкістковими елементами, обмеження функції руху в суміжних суглобах не спостерігалось [113]. Проте, оцінка анатомо-функціональних результатів лікування множинних переломів стегнової кістки проводиться за різними шкалами, в яких нерідко не враховуються критерії якості життя пацієнтів в процесі медико-фізичної реабілітації.

Якщо при закритих переломах остеосинтез виконується за відносними показаннями з метою попередження гіпостатичних ускладнень, полегшення лікування супутніх травм і догляду за тяжкими хворими, то при відкритих

переломах операція здійснюється за абсолютними показаннями з метою профілактики розвитку життєнебезпечних гнійних та емболічних ускладнень [3, 12, 25, 70, 71, 154]. Ряд авторів вважає, що первинний мінімально інвазивний остеосинтез апаратом зовнішньої фіксації треба виконувати лише при тяжкості стану понад 40 балів за шкалою ISS, при відкритих переломах 3 ступеня за класифікацією AO/ASIF [25].

При вираженому порушенні функцій життєво важливих органів і систем, а також з метою збереження важкопошкоджених кінцівок, доцільно застосовувати фіксаційний варіант черезкісткового остеосинтезу, а остаточну точну репозицію слід відкласти до стабілізації загального стану хворого. На першому етапі більшість авторів пропонують використовувати прості спице-стержневі та спицеві рамкові апарати, які потім замінюють циркулярними або гібридними у залежності від виду перелому [70, 71, 152]. Проте застосування саме гібридних методів лікування множинних переломів унеможливорює керований остеосинтез.

Важливе значення для досягнення позитивного результату лікування при множинних і поєднаних травмах має вибір оптимальних строків виконання остеосинтезу. Більшість авторів відзначають, що фіксація відламків, виконана у першу-другу добу, дозволяє найбільшою мірою оптимізувати строки консолідації переломів. Остеосинтез слід здійснювати за принципом невідкладної допомоги, одноетапно (однією або двома бригадами лікарів) протягом перших трьох днів [25].

Б.А. Плахотников [89] вважає, що найбільш доцільними термінами є друга-третья доба після травми, оскільки до цього періоду усуваються порушення життєво важливих функцій, і настає стан компенсації або субкомпенсації. Цьому багато хто заперечує, доводячи, що період між другою і четвертою добою є несприятливим для виконання остеосинтезу через системну запальну реакцію. Стабілізацію переломів з урахуванням тяжкості стану хворого краще проводити у першу добу після травми, а при неможливості її виконання – з 5 по 10 добу або через 3 тижні після

нормалізації метаболічних та імунологічних показників.

До інших методів лікування переломів довгих трубчастих кісток належать інтрамедулярний остеосинтез, перевага якого полягає у малій крововтраті, зменшенні тривалості оперативного втручання і короткому періоді реабілітації. Інтрамедулярний остеосинтез з блокованою системою (БІОС) успішно застосовується при лікуванні діафізарних та метаепіфізарних переломів кісток нижньої кінцівки [22, 45, 73, 95].

В.Г. Климовицький та співавт. [6] провели ретроспективний аналіз причин, що визначали вибір варіанту остеосинтезу у хворих з позасуглобовими переломами кісток гомілки. Хірургічне втручання здійснювалося з використанням зовнішнього черезкісткового, накісткового та блокованого інтрамедулярного остеосинтезу. Тенденція до переважного застосування черезкісткового остеосинтезу зазначалася у разі необхідності ургентного втручання, при відкритих переломах і політравмі. Блокуючий інтрамедулярний остеосинтез застосовувався при закритих переломах середньої третини великогомілкової кістки, переважно при ізольованій травмі, найбільш часто — при переломах типу А. Накістковий остеосинтез використовувався при ізольованих, як правило, закритих переломах, переважно при пошкодженні метафізарних відділів, у більшості випадків — при переломах типу А і В за класифікацією АО. Виявлено чинники, що визначали переважне використання одного з перерахованих варіантів остеосинтезу в залежності від типу перелому, його локалізації, наявності політравами та ряду інших особливостей клінічної ситуації. Але при поліфрактурах стегнової кістки автори не висловлюють чіткої хірургічної концепції.

В останні роки, поряд з апаратами спицевої черезкісткової фіксації, широкое застосування отримали апарати зовнішньої фіксації стержневого типу. Вони більш прості в установці, монтажі та післяопераційному догляді. Доведено, що апарати даної конструкції є методом вибору при лікуванні хворих з ушкодженнями кісток у ранньому періоді травматичної хвороби [115]. Проте проблема керованості остеосинтезом залишається, апарати

зовнішньої фіксації на стержневій основі при стабілізації принаймні двох зон пошкодження в двох різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки не можуть бути «механізмом» зрощення кісткових відламків.

Ефективним способом лікування множинних переломів довгих трубчастих кісток є інтрамедулярна фіксація системою Fixion. Ця система активно використовується у країнах Західної Європи, Ізраїлю, Америки та Австралії [165, 182]. Ця інтрамедулярна фіксація Fixion призначений для фіксації трубчастих кісток, відрізняється гнучкістю, забезпечує стабільність відламків, а техніка його установки дозволяє скоротити тривалість операції та зменшити радіаційне навантаження у ході втручання [156, 183]. Переваги цього методу полягають у можливості використання його у пацієнтів різного віку [5].

М.В. Гільов та співавт. [130] для лікування хворих з внутрішньо- та навколосуглобовими переломами проксимального відділу великогомілкової кістки використовували остеосинтез пластинами. Накісткова фіксація пластинами дозволяла домогтися точної та повної репозиції, заповнення імпресивного дефекту виростків, створення міжфрагментарної компресії. Досягнення хороших і відмінних результатів зазначалося у переважній більшості (79,6 %) випадків. Але такий спосіб реалізований при поліфокальних пошкодженнях в одному анатомо-функціональному утворенні.

На даний час широко застосовується метод малоінвазивного остеосинтезу пластинами для лікування діафізарних переломів [195, 196, 211]. Основним завданням такого способу лікування є збереження життєздатності тканин у зоні перелому [75]. Популярність малоінвазивного остеосинтезу пов'язана із змінами дизайну пластин — розробкою «внутрішніх фіксаторів» з блокуванням гвинтів у отворах пластин. Конструкції пластин вдосконалено для кожної локалізації та типу перелому [116, 149]. Проте, в цих конструктивних особливостях не завжди врахована можливість поєднання принципу шинування та компресії кісткових відламків, що має велике значення при множинному характері переломів

стегнової кістки.

А.П. Барабаш та співавт. [135] запропонували нову патогенетично і фізіологічно обумовлену технологію черезкісткового остеосинтезу діафізарних переломів кісток гомілки з урахуванням фаз регенерації кістки. Дана технологія сприяє ранньому відновленню функції кінцівки, скороченню термінів тимчасової непрацездатності та поліпшенню якості життя пацієнтів у процесі реабілітації. Основна її перевага полягає у суміщенні механічного і біологічного підходів до лікування переломів; при цьому підвищення точності та безпеки проведення спиць по кондуктору через місця з найменшим м'язовим масивом запобігає післяопераційним запальним ускладненням.

Безсумнівний інтерес представляє дослідження з вивчення наслідків лікування хворих із множинними діафізарними переломами довгих кісток кінцівок. Порівняльне вивчення найближчих наслідків лікування таких хворих, які лікувалися за допомогою черезкісткового остеосинтезу та комбінованого остеосинтезу, показало ефективність застосування комбінованого методу лікування цих переломів. Застосування комбінованої тактики лікування, коли використовувалися накістковий та черезкістковий остеосинтез, дозволило одержати добрі анатомо-функціональні результати лікування хворих із множинними переломами [63, 67]. Але поєднання двох способів остеосинтезу визиває сумніви щодо можливості керованого остеосинтезу в процесі консолідації поліфрактур, а саме в можливості синхронізації застосування принципу шинування та компресії кісткових відламків.

Закритий інтрамедулярний остеосинтез з блокуванням є стандартом лікування діафізарних переломів стегна і гомілки у більшості розвинених країн. Використання даного методу забезпечує малотравматичну та малоінвазивну фіксацію переломів і дозволяє здійснювати більш раннє навантаження кінцівки [191, 192, 202].

При множинних відкритих переломах довгих кісток основні заходи

повинні бути спрямовані на профілактику розвитку раньової хірургічної інфекції. Важливим моментом є репозиція і стабілізація кісткових відламків у перший гострий період – найбільш оптимальний для остеосинтезу, мета якого не тільки забезпечити спокій пошкоджених тканин, а й тим самим створити сприятливі умови для запобігання розвитку інфекції та зрощення фрагментів. Особливе значення має поєднання застосування доброякісно виконаної радикальної первинної хірургічної обробки рани з цілеспрямованим застосуванням сучасних антибіотиків широкого спектру дії, ферментів, антисептиків поряд з інтенсивною регіонарною терапією і загальнозміцнюючим лікуванням [131].

Таким чином, проведений аналіз доступної літератури свідчить про наявність тенденції до розробки нових і вдосконалення наявних хірургічних технологій для лікування пацієнтів з поліфрактурами нижніх кінцівок, що свідчить про актуальність проблеми і необхідність подальшого продовження досліджень.

1.3. Сучасний стан проблеми лікування поліфрактур стегнової кістки

На теперішній час питання лікування переломів стегнової кістки у різних анатомо-функціональних утвореннях залишається надзвичайно актуальним. Причиною цих пошкоджень є пряма дія високоенергетичного механічного фактора. Їх кількість, за даними різних авторів, становить від 6,6 до 29,8 % усіх переломів [53, 172]. Наявність двох та більше зон пошкодження в різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки породжує вагання і нерішучість у виборі методів лікування, способів остеосинтезу, послідовності його виконання, а іноді навіть застосування гібридних методів (поєднання консервативних та оперативних методів) [142].

У минулому сторіччі при лікуванні таких пацієнтів застосовувалось консервативне лікування. Найчастіше консервативна тактика була викликана неадекватною протишоковою терапією, слабкою матеріальною базою,

відсутністю необхідного інструментарію і фіксаторів, а головне – відсутністю чітких тактичних підходів при наданні медичної допомоги даній категорії постраждалих [92, 129]. Цей метод мав суттєві недоліки, а саме: тривала іммобілізація пошкодженої нижньої кінцівки та розвиток ригідності суглобів, недостатня репозиція відламків, неможливість керування дистальним фрагментом під гіпсом. Тривале вимушене положення хворого досить часто призводило до ускладнень (пневмонія, пролежні, тромбоемболія тощо.). Тому консервативні методи лікування як самостійні себе не виправдовують і можуть застосовуватися лише як допоміжні [153].

Використання традиційного накісткового остеосинтезу передбачає широкий оперативний доступ, що тягне за собою збільшення тривалості хірургічного втручання та його травматичність, а також підвищення об'єму крововтрати. Крім того, як відомо, скелетування відламків викликає їх деваскуляризацію [78].

Незадовільність результатами лікування спонукало вчених до пошуку нових підходів до вирішення проблеми, а саме до розробки малотравматичного остеосинтезу, який би забезпечував механічну стабільність сегментів, ранні рухи у суглобах, навантаження на пошкоджену кінцівку та збереження кровопостачання відламків.

Система LISS-DF належить до останнього покоління «хвилемостових» пластин та поєднує всі переваги сучасних підходів у лікуванні переломів. Переваги методу полягають у збереженні васкуляризації кістки (пластина не прилягає до кістки), щадному відношенні до зони перелому (фіксація пластини виконується поза зоною перелому), атравматичності хірургічної техніки (не скелетуються відламки та не травмуються м'які тканини у областях пошкоджень), нарешті, міцній кутовій стабільності імплантату [7, 11, 160, 161, 203]. Однак одним з важливих недоліків при виконанні накісткового остеосинтезу навіть сучасними імплантатами залишається неможливість раннього повного навантаження на прооперовану кінцівку [146].

Незаперечними перевагами апаратів зовнішньої фіксації є збереження

цілісності окістково-м'язового футляру та фібрин-кров'яного згустку у міжвідламковій щілині, можливість внутрішнього напруження тканин, що регенерують [19, 84, 145, 158, 178]. Черезкістковий остеосинтез апаратами зовнішньої фіксації, як на стрижневій, так і на шпигцевій основі, у світі, в тому числі й в Україні, не отримав широкого застосування при лікуванні поліфрактур стегнової кістки. Основними причинами обмеженого застосування даних видів конструкцій залишається складність їх монтажу та неможливість раннього повного вісьового навантаження на пошкоджений сегмент через наявність двох та більше зон пошкоджень. На нашу думку, головним недоліком при таких клінічних варіантах пошкодження стегнової кістки є погіршення якості життя. Хоча деякі автори вважають цей недолік не суттєвим [72].

З біологічної точки зору, надзвичайно важливим є збереження оптимального кровопостачання кістки та навколишніх тканин. З цією метою доцільно застосувати щадну хірургічну техніку та імплантати [105, 163].

Цих недоліків дозволила уникнути система імплантатів із кутовою стабільністю (LCP), де реалізована нова біомеханічна концепція внутрішнього фіксатора, малоінвазивна стабілізація переломів (LISS), малоконтактні PC-Fix фіксатори, інтрамедулярний остеосинтез блокованими цвяхами у закритий спосіб (PFN (proximal femoral nail), DFN, PFN подовжений) та інші сучасні фіксатори [79, 198, 159].

В. А. Соколов та співавт. [81] при переломах стегна у проксимальному та дистальному відділах здійснювали остеосинтез кутовою пластиною або проксимальним стегновим цвяхом PFN та виростковими пластинами дистального перелому. При хірургічному лікуванні вертлюгових переломів стегнової кістки А.В. Івченко та співавт. [46] використовували проксимальну стегнову пластину з гвинтами (LCP). Не викликає сумніву конструктивна завершеність таких фіксаторів, але використання їх часто обмежено можливістю синтезу перелому в одному анатомо-функціональному утворенні стегнової кістки.

С.В. Сергеев та співавт. [16] при переломах шийко-вертлюгової ділянки та діафізу стегна пропонують фіксацію реконструктивними цвяхами чи синтез спонгіозними гвинтами та блокованими цвяхами. При складних багатоуламкових переломах стегнової кістки, на думку М.А. Суваляна [125], найбільш ефективним є інтрамедулярний остеосинтез блокованими цвяхами.

В останні десятиріччя широко застосовуються інтрамедулярні блокуючі цвяхи, у тому числі і PFN для остеосинтезу проксимального відділу стегна, які досить часто використовуються за кордоном. За даними багатьох авторів, біомеханічні дослідження засвідчують, що PFN витримує великі аксіальні навантаження на відміну від кутової пластини та DHS. Малотравматичність та можливість індивідуального підбору фіксатора залежно від складності перелому максимально розширюють показання до оперативного лікування хворих і з поєднаною травмою [187, 197, 214].

У хворих із поєднаною травмою та переломами проксимального відділу стегнової кістки при тяжкості загального стану за шкалою ISS 20 балів можна використовувати малоінвазійний остеосинтез проксимальними стегновими цвяхами у гострому періоді травматичної хвороби. Результати досліджень підтвердили високий відсоток відмінних результатів, високу ефективність лікування даної категорії хворих. Але проблемою є неконтрольоване променеве навантаження, обов'язкова наявність спеціалізованого обладнання, без якого виконання даного оперативного втручання є неможливим. Використання проксимального стегнового стержня дозволяє мінімізувати масив оперативного втручання, проводити ранню активізацію та отримати кращі результати лікування хворих із переломами проксимального відділу стегнової кістки та поєднаною травмою [143].

При лікуванні поліфрактур стегна серед дослідників відбувається дискусія – вирішується питання застосувати один фіксатор для оперативного з'єднання всіх кісткових фрагментів чи виконувати остеосинтез окремо у кожному анатомо-функціональному утворенні? Закритий остеосинтез блокованими стержнями в останні два десятиріччя є стандартом у лікуванні

діафізарних переломів стегнової кістки [150]. Саме метод інтрамедулярного остеосинтезу стержнями дозволяє досягти відносно стабільної фіксації уламків у правильному положенні, ранньої функціональної реабілітації, реалізації принципу неперервності імобілізації «якомога довше». При цьому повною мірою реалізуються потенційні остеорепаративні можливості: зберігається остеогенний шар окістя, міжвідламкова гематома та кровообіг у м'яких тканинах; інфекційні ризики зводяться до мінімуму.

Наразі немає єдиної думки стосовно остеосинтезу комбінації переломів проксимального та діафізарного відділів стегнової кістки [16]. У світовій практиці існує лікувальна тактика, де остеосинтез перелому шийки стегна виконують гвинтами, а діафізарний перелом стабілізують накістковими чи інтрамедулярними фіксаторами [29, 162]; у більшості випадків інтрамедулярний стержень вводять ретроградно.

На нашу думку, оперативне з'єднання всіх кісткових уламків за допомогою одного фіксатора, а саме подовженої версії Гамма-стержня чи системи Fixion, що блокується саморозширенням, дозволяє звести хірургічну агресію до мінімуму та за допомогою малоінвазивної технології реалізувати принципи «шинування кістки» та «міжфрагментарної компресії» [48, 85].

Застосування БІОС дозволяє покращити результати лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки порівняно з традиційними методами лікування (накістковий остеосинтез, остеосинтез за допомогою апаратів зовнішньої фіксації, заблокованих стержнів). Суттєво відрізняється програма медичної та фізичної реабілітації таких постраждалих, що відбивається на якості їх життя. Постраждалі, яким був виконаний БІОС, у ранньому післяопераційному періоді, починаючи з 2-ї доби, здійснювали дозоване навантаження на оперовану кінцівку; повністю навантажувати кінцівку можна було у термін з 2 місяців залежно від рентгенологічних ознак зрощення [126].

У літературних джерелах висвітлено результат лікування ізольованих діафізарних переломів стегнової кістки, проведено детальний аналіз

залежності від способу фіксації кісткових відламків [101]. Багато дослідників приводять данні анатомо-функціональних результатів лікування переломів проксимального відділу стегна, особливо у пацієнтів літнього віку [21, 57]. Авторами наведено дані результатів лікування переломів дистального відділу стегнової кістки в залежності від обраного способу остеосинтезу [30, 90].

Проте досліджень лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки у доступній нам літературі не знайдено. Невирішеність цієї проблеми спонукала до пошуку нових підходів вирішення даної наукової задачі, а саме до оптимізації способів остеосинтезу, що забезпечує механічну стабільність стегна та зберігає кровопостачання кісткових відламків та самої зони ушкодження.

З великої кількості травм опорно-рухової системи одними з найбільш розповсюдженими є переломи стегна, лікування яких є складним завданням. Збільшення у структурі травматизму високоенергетичних ушкоджень призвело до появи великої кількості пацієнтів з поліфрактурами стегнової кістки. Тяжкість зазначених пошкоджень, складність використання консервативних методів при їх лікуванні, частий розвиток ускладнень при застосування стандартних методів остеосинтезу нерідко призводять до незадовільних результатів. Крім того, існуючий стан справ щодо лікування поліфрактур стегна ускладнюється відсутністю у фахівців єдиних поглядів, які стосуються, у першу чергу, визначення тактики і техніки лікування даної категорії пацієнтів.

У зв'язку з цим тривають пошуки оптимальних методів лікування поліфрактур стегнової кістки, що обумовлює актуальність даного дослідження, метою якого є покращення результатів лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки. Таким чином, тактичні підходи та оптимізація хірургічних технологій в лікуванні поліфрактур стегнової кістки є актуальною в умовах сьогодення.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Загальна характеристика хворих

Основу даного дослідження склали постраждалі з переломами стегнової кістки в різних анатома-функціональних утвореннях, які знаходились на стаціонарному лікуванні в травматологічному відділенні та відділенні політравми КЗОЗ «ОКЛ–ЦЕМД та МК» м. Харкова з 2008 по 2012 рр. – 23 пацієнта. Ретроспективний аналіз результатів лікування був проведений в Харківській міській лікарні швидкої медичної допомоги ім. проф. О.І. Мещанінова – 25 пацієнтів. Хворі були поділені на дві групи:

I група (контрольна) – включала хворих з поліфрактурами стегнової кістки, які лікувалися існуючими (накістковий, апаратний, БІОС для одного з переломів тощо) методами (25 хворих). З них хворих з одночасним переломом діяфізу та проксимального відділу стегнової кістки було 12, а з переломами діяфізу та дистального відділу – 13 хворих.

II група (основна) – включала хворих з поліфрактурами стегнової кістки, остеосинтез яким був виконаний виключно інтрамедулярним блокуючим стержнем (23 хворих). З них хворих з одночасним переломом діяфізу та проксимального відділу стегнової кістки було 9, а з переломами діяфізу та дистального відділу – 14 хворих.

Обстежені хворі були віком від 18 до 70 років. Середній вік хворих склав $37,2 \pm 16$ роки. Більшість постраждалих були чоловіки (табл. 2.1).

Звертає на себе увагу, що серед постраждалих обох клінічних груп переважали особи саме працездатного віку, що вказує на велике медико-соціальне значення наукової задачі.

Основними причинами отриманих травм були дорожньо-транспортні пригоди та падіння. В залежності від обставин отримання пошкоджень хворі були поділені наступним чином (табл. 2.2).

Таблиця 2.1

Розподіл хворих за віком та статтю

| Група | Стать | | Вік, років | | |
|--------|----------|--------|------------|---------|---------|
| | чоловіча | жіноча | < 30 | 30 – 50 | 50 – 70 |
| I | 18 | 7 | 4 | 12 | 9 |
| II | 16 | 7 | 3 | 12 | 8 |
| Усього | 34 | 14 | 7 | 24 | 17 |

Таблиця 2.2

Обставини отримання травми

| Група | Дорожньо-транспортні пригоди | | Падіння | |
|--------|------------------------------|-------|----------|-------|
| | чоловіки | жінки | чоловіки | жінки |
| I | 12 | 8 | 3 | 2 |
| II | 14 | 6 | 2 | 1 |
| Усього | 26 | 14 | 5 | 3 |

Усім постраждалим проводилось загальноприйняті клінічні та лабораторно-інструментальні обстеження. Враховуючи високоенергетичний характер отриманих травм, переломи стегнової кістки були структурною складовою множинних та поєднаних пошкоджень. В приймально-діагностичному відділенні всі хворі були оглянуті суміжними спеціалістами: нейрохірургом, хірургом, щелепно-лицевим хірургом, реаніматологом, терапевтом з використанням сучасних діагностичних технологій.

Серед інструментальних методів обстеження пріоритетним було рентгенологічне, яке включало рентгенографію травмованого сегменту у 2-х стандартних проекціях.

Враховуючи бальну оцінку тяжкості пошкодження ISS, до переважної більшості пацієнтів основної групи була застосована хірургічна концепція «Damage control orthopedic».

Згідно шкали ISS для оцінки тяжкості ушкодження визначають суму квадратів трьох найбільш високих балів в 6 анатомо-функціональних

областях тіла незалежно від того, в якій частині тіла вони розташовуються (зведення в квадрат дозволяє більш рельєфно відрізнити тяжку травму від травми середньої, та, тим більш, легкої травми). Отримане значення (від 1 до 75 балів) у цифровому значенні показує тяжкість ушкодження. Шкала ISS дозволяє об'єктивно виразити в цифрах тяжкість поєднаних і множинних ушкоджень [1].

В залежності від локалізації зон пошкодження в різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки хворі були розподілені наступним чином (табл. 2.3).

Таблиця 2.3

Розподіл постраждалих в залежності від локалізації зон ушкодження стегнової кістки

| Локалізація переломів | І група | | ІІ група | | Усього хворих |
|--------------------------------|----------|-------|----------|-------|---------------|
| | чоловіки | жінки | чоловіки | жінки | |
| Діафіз та проксимальний відділ | 8 | 4 | 6 | 4 | 22 |
| Діафіз та дистальний відділ | 10 | 3 | 10 | 3 | 26 |
| Усього | 18 | 7 | 16 | 7 | 48 |

В процесі обстеження та лікування хворих ми користувалися єдиною уніфікованою, міждисциплінарною, клінічною класифікацією переломів АО/ASIF, прийнятою у всьому світі [193].

Згідно цієї класифікації всі кістки скелету отримують цифрову позначку. В довгих трубчастих кістках розлічують три сегменти: проксимальний (1), діафізарний (2), дистальний (3). Переломи кісточок включені в окремий сегмент. Переломи кожного сегменту кістки ділять на три типи: діафізарні прості переломи – А, скалкові клиновидні – В, складні – С, а переломи проксимального та дистального сегментів ділять на

навколосуглобові (А), частково внутрішньосуглобові (В), та повні внутрішньосуглобові (С). По складності кожний тип ділять на три підгрупи: А1, А2, А3; В1, В2, В3; С1, С2, С3. Така класифікація є по суті кодованим діагнозом, що дає змогу обрати оптимальний метод лікування чи спосіб остеосинтезу.

Наводимо класифікацію АО/ASIF для стегнової кістки. На рис. 2.1. представлена класифікація переломів проксимального відділу стегнової кістки.

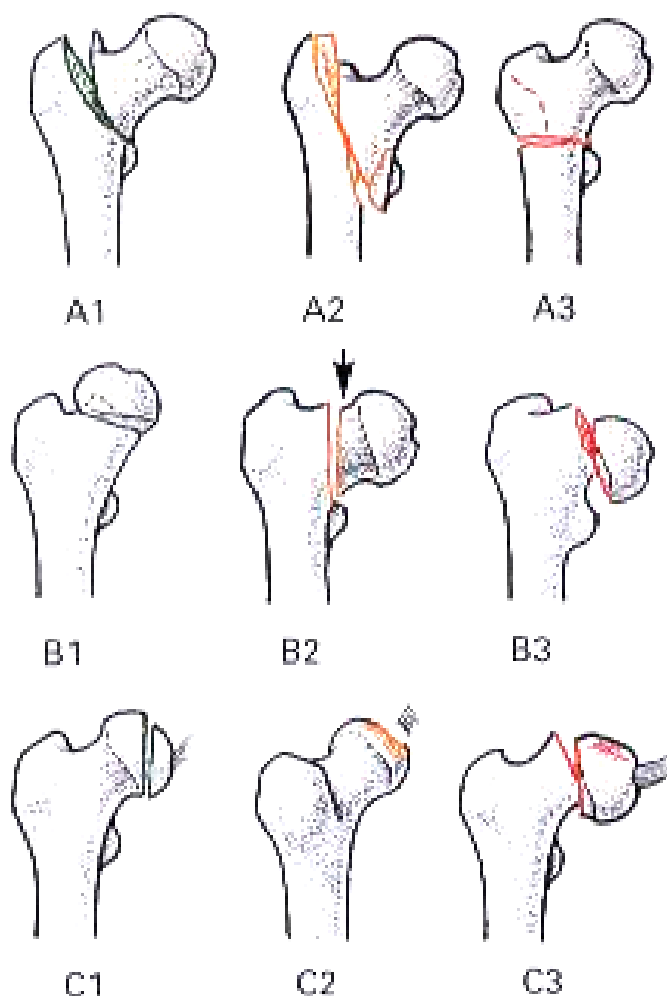


Рис. 2.1. Пошкодження проксимального сегменту стегнової кістки. Пояснення в тексті.

При цьому А1 – навколосуглобовий перелом вертлюгової зони, черезвертлюговий простий; А2 – навколосуглобовий перелом вертлюгової зони, скалковий черезвертлюговий, А3 – навколосуглобовий перелом

вертлюгової зони, міжвертлюговий, В1 - субкапітальний перелом з невеликим зміщенням, В2 - навколосуглобовий перелом шийки, трансцервікальний, В3 - навколосуглобовий перелом шийки, субкапітальний перелом зі зміщенням, невколочений, С1 – внутрішньосуглобовий перелом головки, розколення, С2 – внутрішньосуглобовий перелом головки, з вдавненням, С3 – внутрішньосуглобовий перелом з переломом шийки.

На рис. 2.2. представлена класифікація переломів діафізу стегнової кістки.

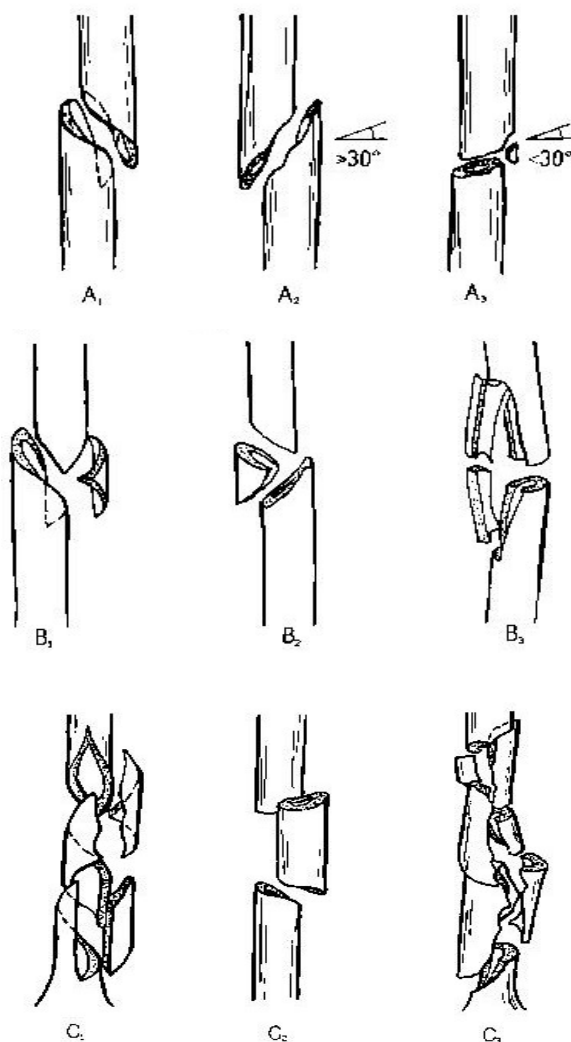


Рис. 2.2. Пошкодження діафізарного сегменту стегнової кістки. Пояснення в тексті.

При цьому А1 – простий спіральний перелом, А2 – простий перелом косий, А3 – простий перелом поперечний, В1 – клиноподібний перелом,

спіральний клин, В2 – клиноподібний перелом, клин від згинання, В3 – клиноподібний перелом, фрагментарний клин, С1 – складний перелом, спіральний, С2 – складний перелом, сегментарний, С3 – складний перелом, іррегулярний. На рис. 2.3. представлена класифікація переломів дистального відділу стегнової кістки.

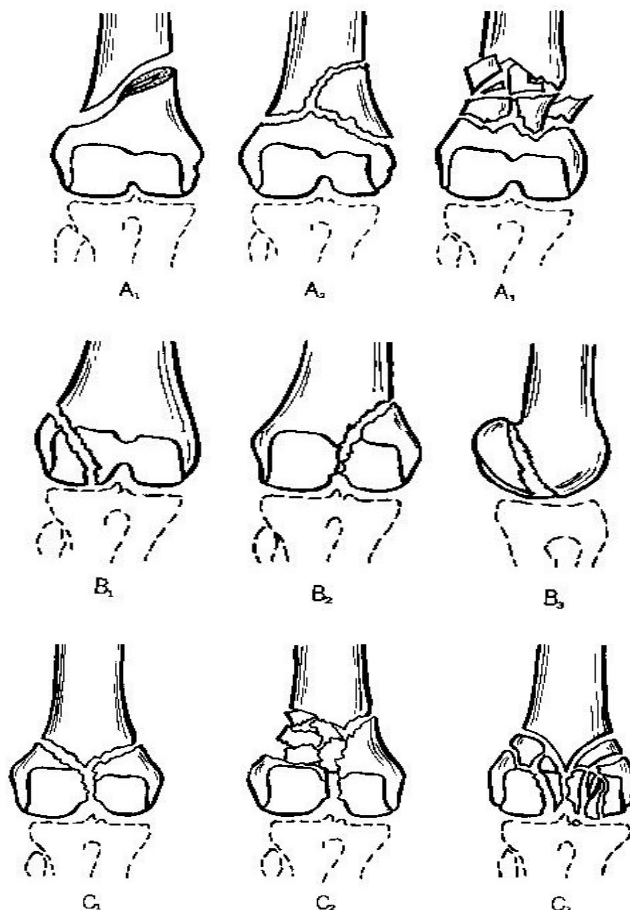


Рис. 2.3. Пошкодження дистального сегменту стегнової кістки. Пояснення в тексті.

При цьому А1 – це навколосуглобовий перелом, простий, А2 – навколосуглобовий перелом, метафізарний клин, А3 – навколосуглобовий перелом, метафізарний, складний, В1 – неповний внутрішньосуглобовий перелом латерального виростка, сагітальний, В2 – неповний внутрішньосуглобовий перелом медіального виростка, сагітальний, В3 – неповний внутрішньосуглобовий перелом, фронтальний, С1 – повний внутрішньосуглобовий перелом, суглобовий простий, метафізарний простий, С2 – повний внут-

рішньосуглобовий перелом, суглобовий простий, метафізарний скалковий, С3 – повний внутрішньосуглобовий перелом, суглобовий скалковий.

У залежності від обраної хірургічної концепції оперативні втручання виконувались в різні терміни, які представлені в табл. 2.4.

Таблиця 2.4

Терміни оперативних втручань у хворих обох клінічних груп

| Терміни оперативних втручань, доба | I група | II група |
|------------------------------------|---------|----------|
| 1-а | 16 | 4 |
| 2–10 - а | 1 | 12 |
| Пізніше 10-ї | 8 | 7 |

Звертає на себе увагу, що переважній більшості постраждалих I клінічної групи оперативні втручання були виконані протягом першої доби, в той час в II клінічній групі більшість оперативних втручань було виконано на 2 – 10 добу. Майже однакова кількість операцій хворим обох груп була виконана пізніше 10-ї доби.

2.2. Методика біомеханічних досліджень

Біомеханічні дослідження проведені на базі лабораторій ДУ ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка, м. Харків та ТОВ «ВІВА СІЧ», м. Запоріжжя.

На сьогоднішній день математичні розрахунки біомеханічних систем - це один з основних способів аналізу проведення різних варіантів остеосинтезу стегнової кістки та їх порівняння. Відмінною особливістю побудови таких математичних моделей є можливість побудови геометричних моделей близьких до реальних. Біомеханічним дослідженням моделей стегнової кістки як в нормі, так і при різних варіантах остеосинтезу приділено достатньо уваги. Проте математична оцінка поведінки стегнової кістки та її пружньо-деформованого стану при множинних переломах в доступній нам літературі не знайдена.

Тому метою даного біомеханічного дослідження є порівняльний аналіз ПДС стегнової кістки в нормі та після остеосинтезу проксимального відділу і середини діяфіза інтрамедулярним блокованим стержнем та середини діяфіза і дистального відділу при різних варіантах розташування площини перелому в проксимальному та дистальному відділах стегнової кістки.

Найбільшого поширення для математичного аналізу ПДС біомеханічних систем отримав МКЕ [44]. Даний метод дозволяє враховувати складні анатомічні особливості стегнової кістки, будувати моделі з урахуванням дії м'язів і враховувати властивості різномірної структури кісткових тканин. Побудова математичної моделі стегнової кістки на основі МКЕ вимагає виконання кількох задач:

1. Побудова об'ємної геометричної моделі з урахуванням найбільш значущих анатомічних особливостей стегнової кістки. Побудова геометричної моделі інтрамедулярного блокованого стержня і сполучення його з моделлю стегнової кістки.

2. Визначення механічних характеристик кісткових тканин і матеріалів фіксуєної конструкції.

3. Завдання схеми навантаження (напрямку і величини м'язових зусиль) і умов закріплення моделі.

Результати розрахунків представлені графічно. Напружений стан оцінюється еквівалентними напруженнями Мізеса (інтенсивність напружень у вітчизняній літературі).

Особливості побудови моделі. За основу була взята модель стегнової кістки в нормі, розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка» НАМН України. Ця модель будувалась на томографічних зрізах кістки, проведених через 0,5 – 1 см для нерегулярних зон (проксимальний і дистальний відділ стегнової кістки) і 1 – 3 см для областей з більш простою геометрією (діяфіз стегнової кістки). На даній основі побудовано дві групи моделей переломів стегнової кістки з наступним остеосинтезом інтрамедулярним блокованим стержнем.

Перша група складається з трьох варіантів остеосинтезу, де моделювався поперечний перелом в середині діяфіза стегнової кістки і три варіанти перелому в проксимальному відділі (рис. 2.4).

Зона дефекту, яка складала 4 мм, заповнювалася новоствореною кістковою тканиною. В першому варіанті моделі додатково моделювався поперечний перелом, розташований в середині шийки стегнової кістки (рис. 2.4 а). У другому варіанті додаткова площина поперечного перелому розташовувалася біля основи шийки стегнової кістки (рис. 2.4 б), а в третьому варіанті – в підвертлюговій області проксимального відділу стегнової кістки (рис. 2.4 в). Зона дефекту переломів проксимального відділу стегнової кістки складала 2 мм.

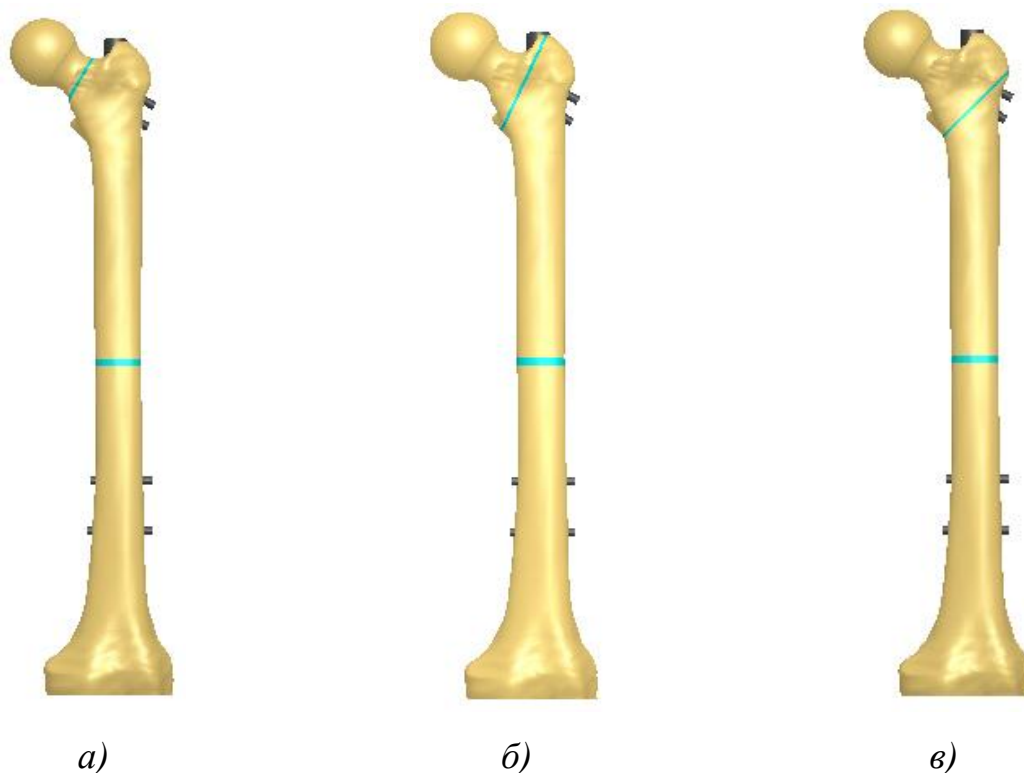


Рис. 2.4. Варіанти розрахункових моделей I групи з переломами проксимального відділу та діяфізу стегнової кістки. Пояснення в тексті.

Друга група складається з двох варіантів остеосинтезу, де моделювався поперечний перелом в середині діяфіза та дистальному відділі стегнової кістки та два варіанти фіксації – статичний інтрамедулярний остеосинтез з

фіксацією в дистальному відділі блокуючими гвинтами або компресійним гвинтом (рис. 2.5).

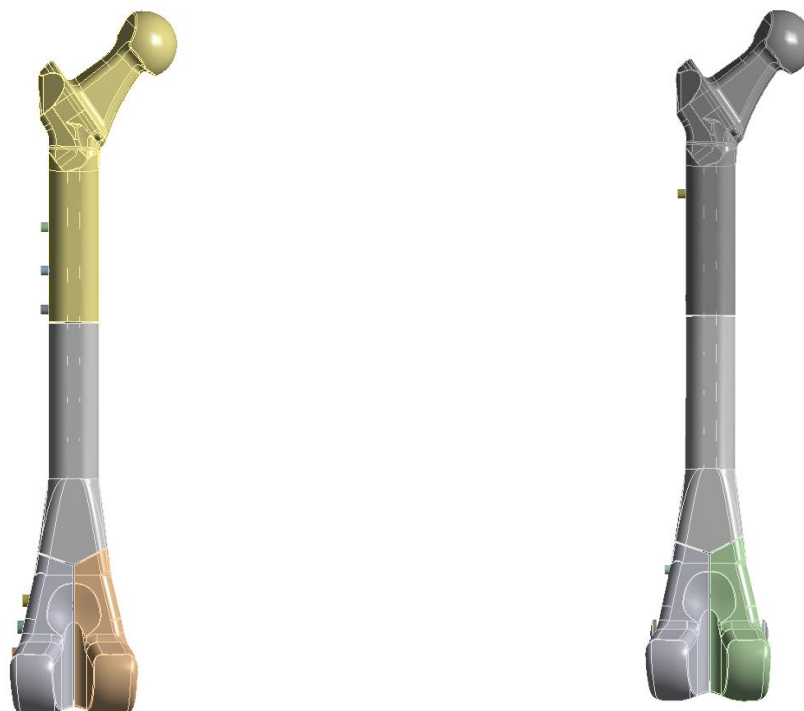


Рис. 2.5. Варіанти розрахункових моделей II групи з переломами діяфізу та дистального відділу стегнової кістки.

Властивості матеріалів. Механічні характеристики матеріалів, використаних в розрахунках, представлені в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5

Механічні характеристики жорстких біологічних тканин

| Тканина | Характеристики тканин, прийнятих для моделей обох груп проксимального та дистального відділів | |
|------------------|---|----------------------------|
| | модуль пружності, E (МПа) | коефіцієнт Пуассона, ν |
| Компактна кістка | 18350 | 0,3 |
| Губчаста кістка | 330 | 0,3 |
| Хрящ | 10,5 | 0,49 |
| Сталь | 21000 | 0,28 |

Матеріали прийняті однорідними і ізотропними, для дистального відділу враховані властивості тканин різних відділів кістки. Для кісткових структур властивості матеріалів змінюються в широких межах, тому ми використовували середні значення, які найбільш часто зустрічаються в літературі [55].

Схема навантаження. Для всіх розрахункових моделей розглядалося одноопорне положення. Величини результуючих сил і кути їх застосування для стегна взяті у відповідності з даними, наведеними в роботі [157].

Отримані розрахункові моделі складаються з 164269 КЕ і мають 241471 вузлів. Розрахунки проводилися в програмі SolidWorks (Ліцензія № 9000 0000 0001 8043 TB9T SGD9).

Схема навантаження і закріплення моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки представлена на рис. 2.6.

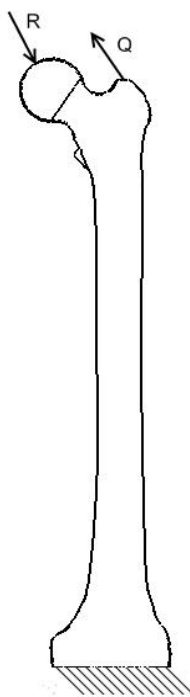


Рис. 2.6. Схема навантаження і закріплення моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки.

Основним навантаженням є вага тіла P . Вважалось, що ця величина дорівнює 700 Н без урахування ваги опорної кінцівки (160 Н), навантаження

на таз становило 540 Н. Результиуюча сила, що діє на голівку стегнової кістки згідно [157], буде дорівнювати $R = 3,1 P = 1674$ Н (при куті в 160° між вертикаллю і R). Величина дії групи м'язів, що відводять, дорівнює $Q = 2,1 P = 1134$ Н (при куті в $21,7^\circ$ міжвертикаллю і Q).

Схема навантаження і закріплення моделі перелому дистального відділу стегнової кістки представлена на рис. 2.7. Основним навантаженням є вага тіла P. Вважається, що вона дорівнює 700 Н і відмічена червоним кольором. Точки закріплення відмічені синім.

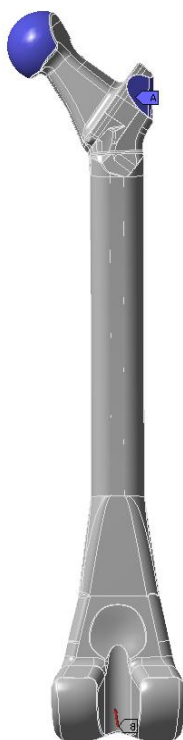


Рис. 2.7. Схема навантаження і закріплення моделі перелому дистального відділу стегнової кістки.

2.3. Оцінка результатів дослідження

Анатомо-функціональні результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки оцінювали за двома системами – за допомогою стандартів оцінки якості лікування пошкоджень і захворювань органів руху і опори, викладених в Наказі МОЗ України №41 від 30.03.94 року «Про егламентацию ортопедо-травматологічної допомоги в Україні»

відповідно до змін, запропонованих А.В. Калашніковим (2006) [28,140] та системи оцінки якості лікування С.Д. Тумяна (1983) [141].

В першій системі було враховано 5 ознак, кожна з яких мала цифрове значення – 3, 2 чи 1 бал (табл. 2.6).

Добрим результатом вважається сума балів в межах 15 – 12, задовільним – в межах 11-8, незадовільним – менше 7.

У даній системі враховані такі критерії, як суб'єктивне відчуття хворих, наявність зрощення кісткових фрагментів і наявність біомеханічних порушень, відносна довжина кінцівок, обсяг рухів в суміжних суглобах, відновлення працездатності.

Результати лікування хворих також оцінювали і за методикою анатомо-функціональних результатів лікування переломів довгих кісток, запропонованою С.Д. Тумяном (1983) в нашій модифікації.

Згідно неї оцінюються 6 основних клініко-рентгенологічних ознак, кожна з яких може мати значення 0, 1 або 2 бали. При цьому 2 бали – ознаки, які розцінюються як цілком позитивні, 1 бал відповідає задовільним значенням, які є задовільними лише при оцінці найближчих результатів. 0 балів – значення анатомо-функціональних критеріїв, які оцінюються незадовільно.

Соціальну реабілітацію хворих і відновлення працездатності як один із критеріїв оцінки результатів лікування переломів ми не враховували, тому що більшість пацієнтів не зверталися до медико-соціальних експертних комісій, оскільки працюють в недержавних установах чи підприємствах, не мають постійного місця роботи чи не працюють зовсім. Тому оцінити відновлення працездатності та повернення хворого до попередньої професії, перехід на іншу роботу чи інвалідність з приводу наслідків травм неможливо.

Косметичний дефект кінцівки, біль, підвищена втомлюваність в якості самостійних критеріїв не розглядались, оскільки вони суб'єктивні, а фактори, які до них призводять, враховані в інших ознаках.

**Система оцінки результатів лікування згідно рекомендацій МОЗ
України**

| Критерій оцінки | Кількість балів | | |
|---|--|---|--|
| | 3 | 2 | 1 |
| Суб'єктивне відчуття хворого | відсутність скарг | задовільна оцінка результатів лікування | незадовільна оцінка результатів лікування |
| Наявність зрощення кісткових фрагментів та біомеханічних порушень | зрощення без порушення анатомічної вісі кінцівки | зрощення з незначними біомеханічними порушеннями | незрощення кісткових відламків, або зрощення в функціонально невігідному положенні |
| Відносна довжина кінцівки | однакова довжина кінцівок | укорочення не більше ніж 5 см | укорочення більше 5 см |
| Обсяг рухів в суміжних суглобах | повне відновлення рухів | обмеження згинання та розгинання, відведення та приведення в суміжних суглобах до 40% | суттєве обмеження рухів в суміжних суглобах |
| Відновлення працездатності | повне відновлення працездатності | часткова втрата професійної працездатності | стійка втрата працездатності |

Оцінка результатів лікування переломів діяфізу стегнової кістки проводилась на момент їх консолідації окремо за кожним анатомо-

функціональним утворенням, що вигідно відрізняє дану систему оцінки результатів лікування від попередньої.

В залежності від суми отриманих балів, результати також поділяли на добрі, задовільні та незадовільні (табл. 2.7).

Добрими вважали результати, при яких наступала повна консолидація перелому, була відновлена вісь та довжина сегменту, відсутнє обмеження рухів у суміжних суглобах, відсутній нейродистрофічний синдром та гнійно-некротичні ускладнення. Саме нейродистрофічний синдром та гнійно-некротичні ускладнення є актуальними для високоенергетичних пошкоджень. Числовим виразом це дорівнювало 11 – 12 балів.

Задовільними (9 – 10 балів) вважали результати, коли наступало зрощення перелому, довжина та вісь кінцівки були відновлені або спостерігалось незначне їх порушення, та були наявні контрактури в суміжних суглобах, які потребували подальшої реабілітації. Можливі прояви нейродистрофічного синдрому - набряки, атрофія м'язів до 2 см.

Незадовільними вважали результати, при яких були виявлені порушення остеорепації у вигляді уповільненого зрощення, незрощення та утворення несправжніх суглобів, формування дефекту кістки, консолидація перелому у функціонально не вигідному положенні, наявність гнійно-некротичних ускладнень, стійкі контрактури в суміжних суглобах, які потребували наступного оперативного лікування, нейро-дистрофічний синдром у вигляді парезів чи паралічу м'язів. Числовим виразом такий показник дорівнював або був меншим за 8 балів.

В процесі лікування та спостереження нами також вивчалася якість життя хворих, яка, згідно визначенню ВООЗ, є інтегральною оцінкою фізичного, психічного і соціального функціонування хворого згідно його суб'єктивного відчуття.

В процесі медико-фізичної реабілітації постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки була визначена якість життя згідно системи EuroQol – 5D [56] (табл.2.8). Оцінку проводили в терміни 3, 6 та 12 місяців.

Таблиця 2.7

**Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток в балах
за С.Д. Тумяном**

| Критерій | Локалізація | Бали | | |
|------------------------|--|----------------|--|--|
| | | 2 | 1 | 0 |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Рухи у суглобах | Кульшовий суглоб: | 60–70 | 71–80 | > 81 |
| | Згинання | 180–161 | 160–131 | < 130 |
| | Розгинання | 50–41 | 40–31 | < 30 |
| | Відведення | | | |
| | Колінний суглоб: | | | |
| | Згинання | 40–45 | 45–60 | > 61 |
| | Розгинання | 180–171 | 170–161 | < 160 |
| Укорочення | Стегно | - | До 3 см | > 3 см |
| Деформація | Стегно | - | Кут до 15° | > 16° |
| Рентгенологічні дані | Для всіх анатомо-функціональних утворень | Повне зрощення | Уповільнена консолидація | Неконсолідований перелом, хибний суглоб, дефект кістки |
| Нейротрофічний синдром | Для нижньої кінцівки | Відсутній | Гіпостатичні набряки, атрофія м'язів до 2 см | Парез, параліч м'язів |
| Гнійні ускладнення | Стегно | Відсутні | М'якої тканинні | Остеомієліт |

Добрими вважалися такі результати, при яких оцінка не перевищувала 3 балів, задовільні результати були в межах 4 – 5 балів, незадовільними результатами вважали суму більше 5 балів.

Критерії оцінки якості життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки за системою EuroQol – 5D

| | |
|--|---|
| 1. Хода | |
| Я не відчуваю труднощів при ходьбі | 0 |
| Я відчуваю труднощі при ходьбі | 1 |
| Я прикутий до ліжка | 2 |
| 2. Самообслуговування | |
| Без труднощів | 0 |
| Я відчуваю труднощі при одяганні та/або умиванні | 1 |
| Я не можу самостійно одягатись та/або умиватись | 2 |
| 3. Повсякденна активність | |
| Я не відчуваю труднощів при виконанні повсякденної роботи | 0 |
| Я відчуваю деякі труднощі при виконанні повсякденної роботи | 1 |
| Я не можу виконувати повсякденну роботу | 2 |
| 4. Біль/дискомфорт | |
| Я не відчуваю ніякої болі/дискомфорту | 0 |
| Я відчуваю помірну біль/дискомфорт | 1 |
| Я відчуваю виражену біль/дискомфорт | 2 |
| 5. Хвилювання/депресія | |
| Я не відчуваю хвилювання/депресія | 0 |
| Я помірно хвилююсь/знаходжусь у стані помірної депресії | 1 |
| Я значно схвилюван/знаходжусь у стані значної депресії | 2 |
| Індекс EuroQol – 5D | |
| В порівнянні з останніми 12 місяцями загальний стан мого здоров'я: | |
| Покращилось | |
| Практично без змін | |
| Погіршилось | |

2.4. Методика математичної обробки результатів лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки

Дизайн дослідження включав в себе порівняння результатів лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки, які лікувалися існуючими методами та за запропонованою методикою.

Цифровий матеріал, отриманий в процесі дослідження, був оброблений за допомогою пакету програм обробки даних загального призначення Statistica for Windows версії 6.0 (Ліцензія № 7BU3V-099MM-64X6J-C2759). Достовірність різниць між групами (порівняння середніх значень показника по кожній групі) визначали за допомогою критерія Стюдента (t). Рівень вірогідності прийнятий за 95 %.

Одним з шляхів представлення величини ефекту і порівняння результатів дослідження, що містить основну групу та групу контролю, є показники відношення шансів і ризиків. Шансом називається відношення ймовірності того, що випадок відбудеться, до ймовірності того, що він не відбудеться. OR – відношення шансів події в одній групі до шансів події в іншій групі. Під «подією» у нашому випадку розуміємо характеристику стану хворих після лікування в основній групі та в групі контролю, якщо оцінювати стан пацієнта за шкалою «добре» і «задовільно» та «незадовільно». Фактично, відношення шансів основної (експонованої) вибірки до контрольної (неекспонованої) показує у скільки разів більше шанси отримати позитивний результат, та нижче ризик отримати негативний результат в основній групі в порівнянні з контрольною. Ризиком називається ймовірність виникнення незадовільного результату, і, як всяка ймовірність, вона приймає значення в інтервалі від 0 (ризик відсутній) до 1 (незадовільний результат настане напевно) [69, 114, 117].

Основні положення розділу оприлюднені в наступних роботах [85, 48,88].

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ БІОМЕХАНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Дослідження пружньо-деформованого стану стегнової кістки в нормі

Першим етапом дослідження було вивчення пружньо-деформованого стану моделі неушкодженої стегнової кістки для отримання початкових даних, з якими можна буде порівнювати отримані результати. Результати розрахунку ПДС для біомеханічних моделей стегнової кістки I і II груп в нормі представлені на рис.3.1 і 3.2.

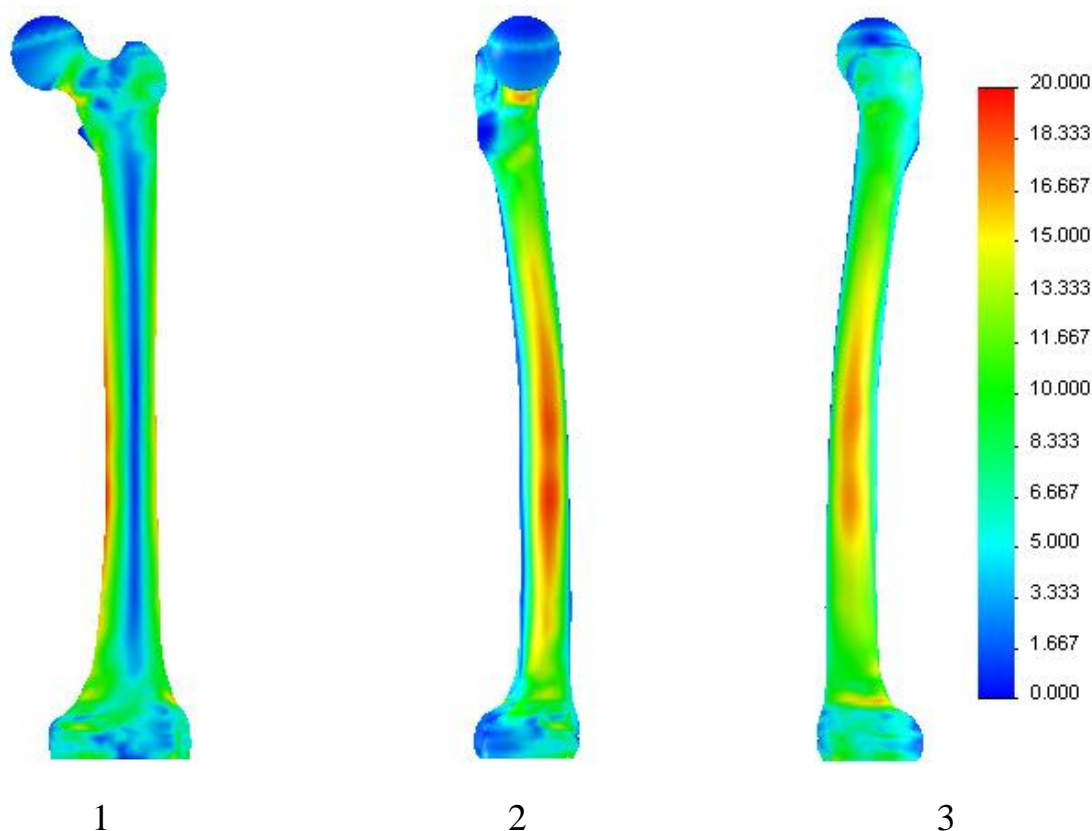


Рис. 3.1. Розподіл інтенсивності напруги в розрахунковій моделі KE I групи.

Найбільші напруження в моделі I групи є в базальній частині шийки, а також в середині діяфізу стегнової кістки з медіальної та латеральної сторін.

Величина максимальної напруги Мізеса в базальній частині шийки, за даних умов роботи моделі, дорівнює 17 МПа. Максимальна напруга в середній третині діяфізу стегнової кістки склала: по медіальній стороні 13,8 МПа, по латеральній – 10 МПа.

Найбільш напруженою в моделі II групи є задня частина шийки стегнової кістки та дуга Адамса, а також середина і верхня частина діяфізу стегнової кістки з медіальної і латеральної сторін. Величина максимальної напруги Мізеса в нижній частині шийки, за даних умов роботи моделі, дорівнює 23,3 МПа. Максимальна напруга у верхній третині діяфізу стегнової кістки склала: по медіальній стороні 14,3 МПа, по латеральній – 12,9 МПа (рис. 3.2).

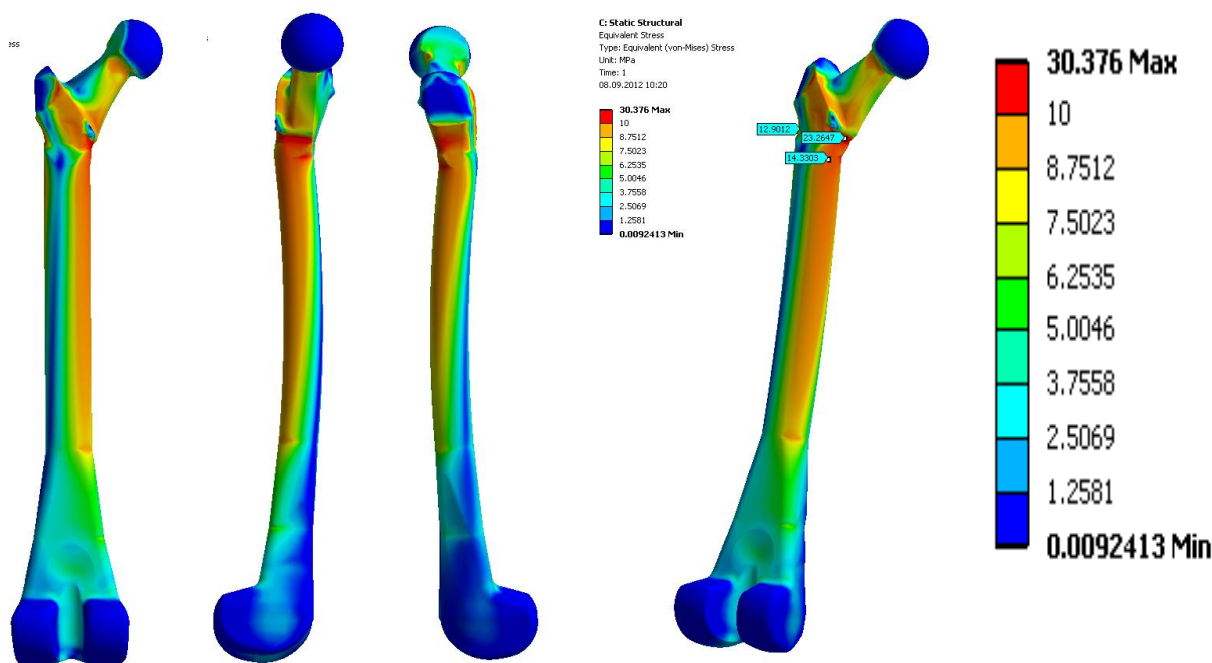


Рис. 3.2. Розподіл інтенсивності напруги в розрахунковій моделі КЕ II групи.

Таким чином, з проведених розрахунків можна зробити наступні висновки:

1. При одноопорному стоянні найбільш напруженою є область дуги Адамса стегнової кістки, де рівень напруженого стану дорівнює 23,3 МПа;

2. Менша величина напруги визначається в середній третині діяфізу по медіальній стороні стегнової кістки, відповідно її анатомічної фізіологічної форми;

3. Основне навантаження несе кортикальний шар стегнової кістки.

3.2. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і шийки

Для дослідження ПДС моделі подвійного перелома стегнової кістки в області середньої третини і шийки з наступним остеосинтезом у розрахункову модель були внесені наступні зміни.

В середині діяфізу стегнової кістки моделювався поперечний перелом із зоною дефекту 4 мм. Додатково в середині шийки стегнової кістки також моделювався поперечний перелом завдовжки 2 мм. У зоні дефектів передбачалося утворення кісткової тканини, механічні характеристики якої відповідають параметрам хряща.

Модель обраховувалась після остеосинтеза інтрамедулярним блокованим стержнем, заблокованого двома гвинтами в проксимальному і двома гвинтами в дистальному відділах стегнової кістки. Проксимальні блокуючі гвинти проходили трансцервікально в голівку стегнової кістки, фіксуючи зону черезшийкового перелому.

Аналіз проведених розрахунків показав, що змінилися характер розподілу ПДС і рівень напруги в стегновій кістці. У діяфізі стегнової кістки зони концентрації напруги розташовані вище і нижче ділянки перелому. Рівень напруги на зовнішній поверхні кортикального шару помітно знизився.

В області шийки стегнової кістки (вище зони перелому) рівень напруженого стану склав 9,2 МПа (17 МПа для моделі в нормі). У верхній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 10 МПа (13,8 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 9,7 МПа (10 МПа для моделі в нормі) (рис. 3.3).

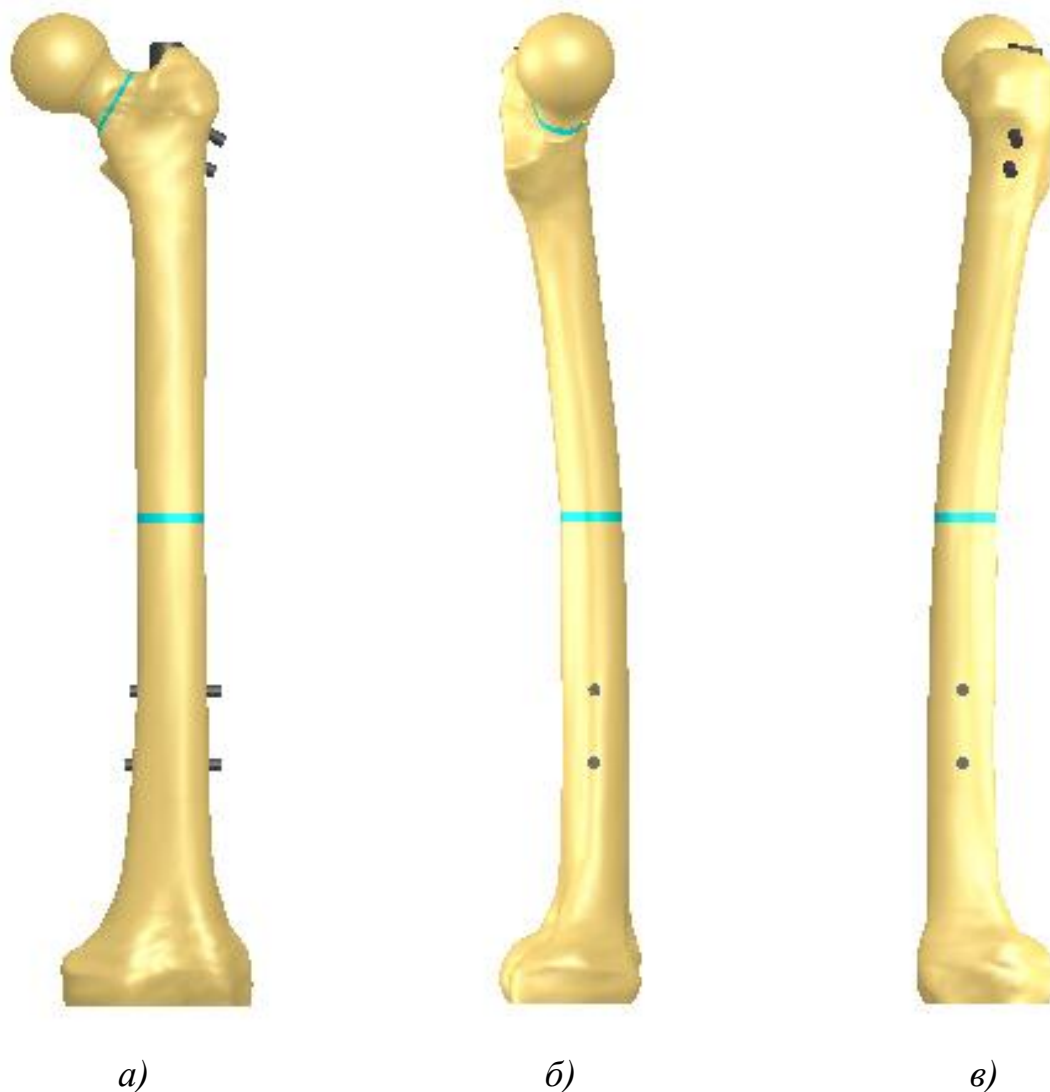


Рис. 3.3. Розрахункова модель остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки: а) вид спереду, б) вид з медіального боку, в) вид з латерального боку.

У нижній третині діафізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 10,4 МПа (14 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 9,2 МПа (16 МПа для моделі в нормі) (рис.3.4). Пониження рівня напруженого стану в стегновій кістці пояснюється перерозподілом навантаження в моделі внаслідок використання інтрамедулярного блокованого стержня, який взяв значну частину напруги на себе.

Розподіл напруги Мізеса для фронтального зрізу стегнової кістки показаний на рис. 3.5. Внаслідок жорсткіших механічних характеристик

стержня стався перерозподіл ПДС, внаслідок чого інтрамедулярний блокований стержень несе основне навантаження. У зоні контакту, як інтрамедулярного стержня, так і блокуючих гвинтів з кісткою, спостерігаються зони підвищеного напруженого стану. Для проксимального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги спостерігається в області контакту нижнього блокуючого гвинта з кісткою – 10,6 МПа.

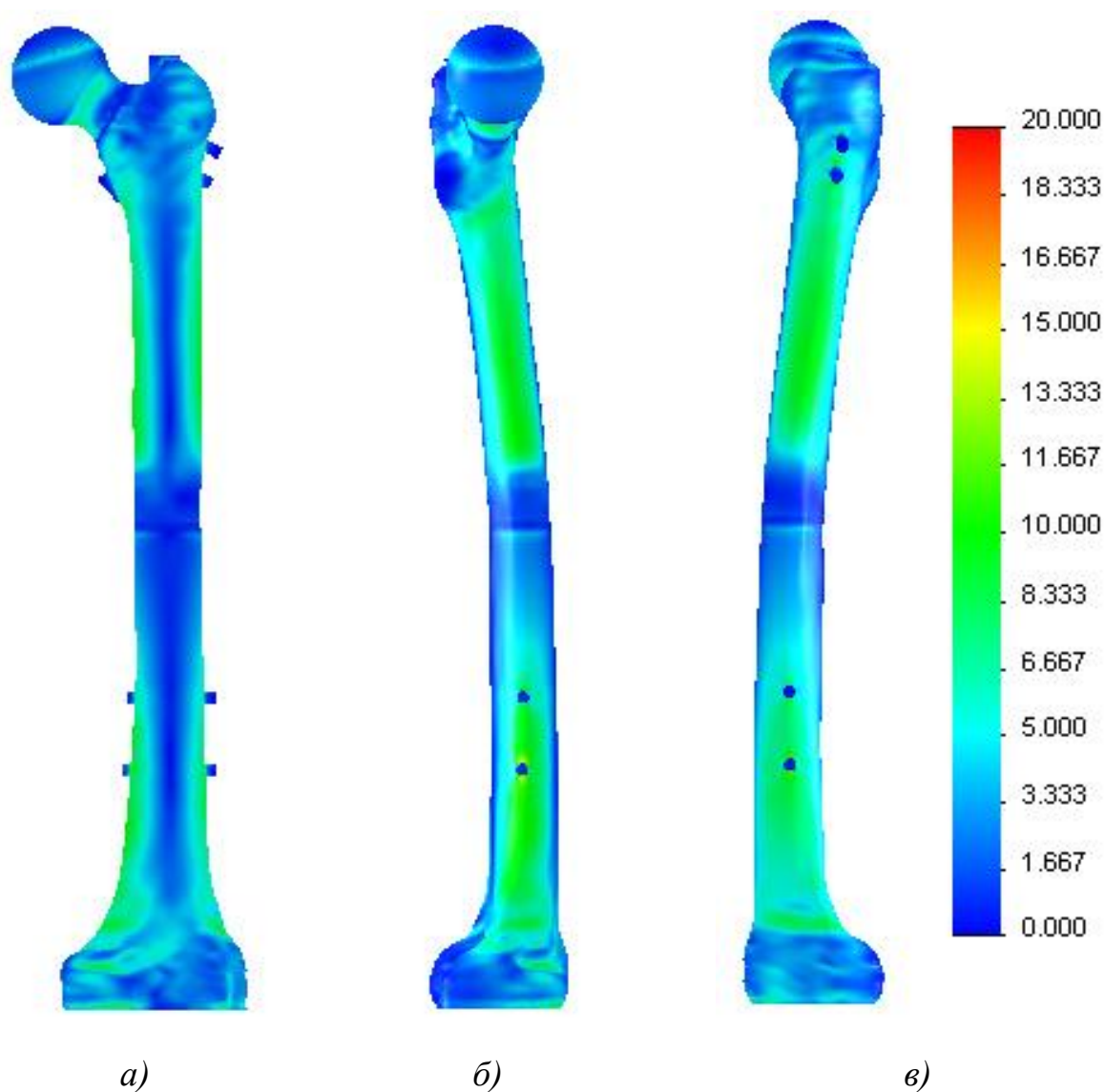


Рис. 3.4. Розподіл напруги Мізеса в діяфізі розрахункової моделі КЕ стегнової кістки: а) – по передній стороні; б) – по медіальній стороні; в) – по латеральній стороні.

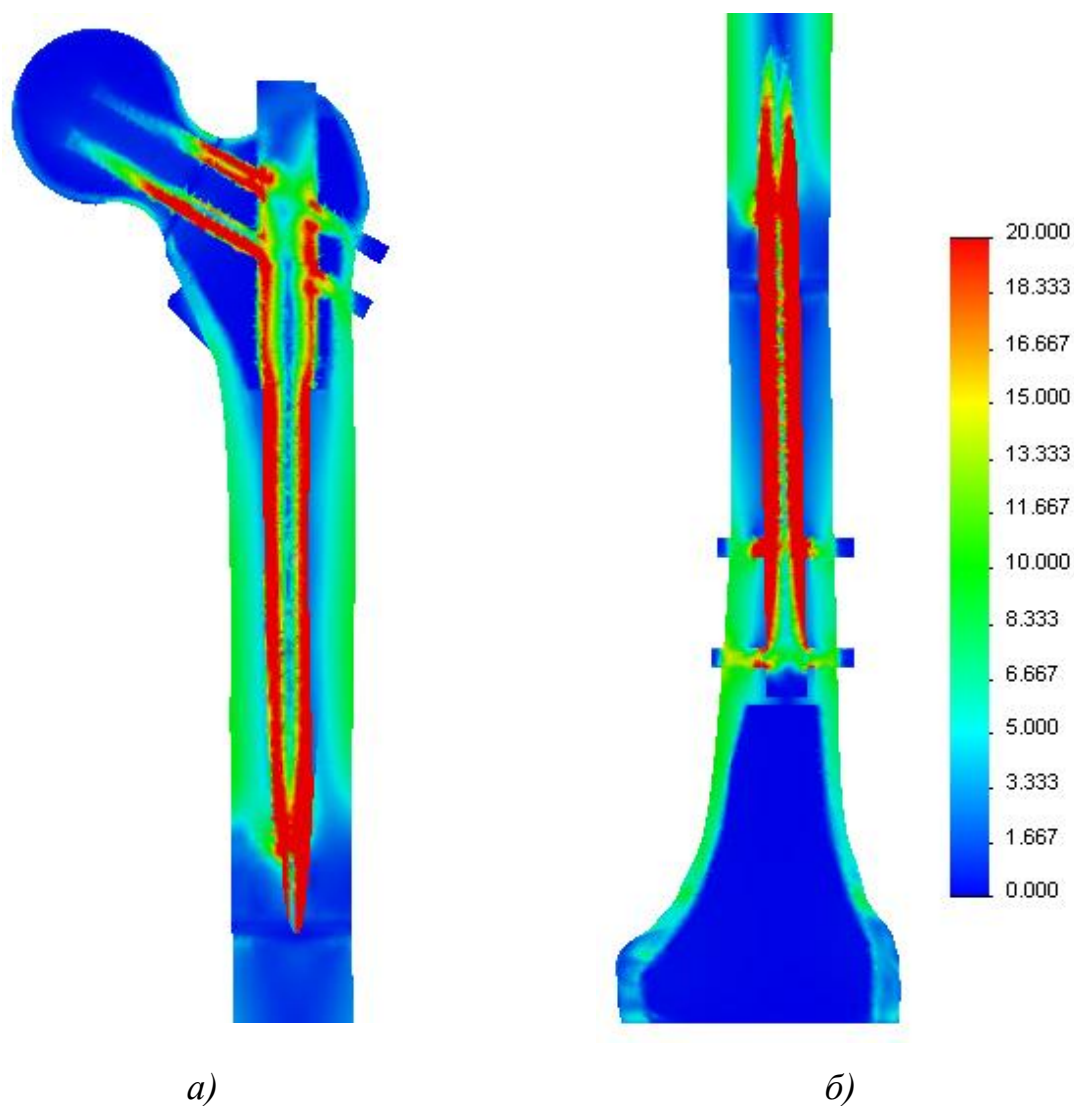


Рис. 3.5. Розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі стегнової кістки: а) проксимальний відділ; б) дистальний відділ.

У зоні перелому шийки стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса спостерігається на межі контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 44,4 МПа. В області контакту «кістка-регенерат» підвищений напружений стан спостерігається в області контакту з кортикальним шаром кістки, але він не перевищує 6,5 МПа (17 МПа для моделі в нормі). В області перелому середини діафізу стегнової кістки контакту з інтрамедулярним стержнем немає.

Максимальний рівень напруженого стану спостерігається на межі контакту із зовнішньою поверхнею кортикального шару кістки, значення

напруги Мізеса в цій ділянці не перевищує 2,6 МПа (13,8 МПа для моделі в нормі) (рис. 3.6).

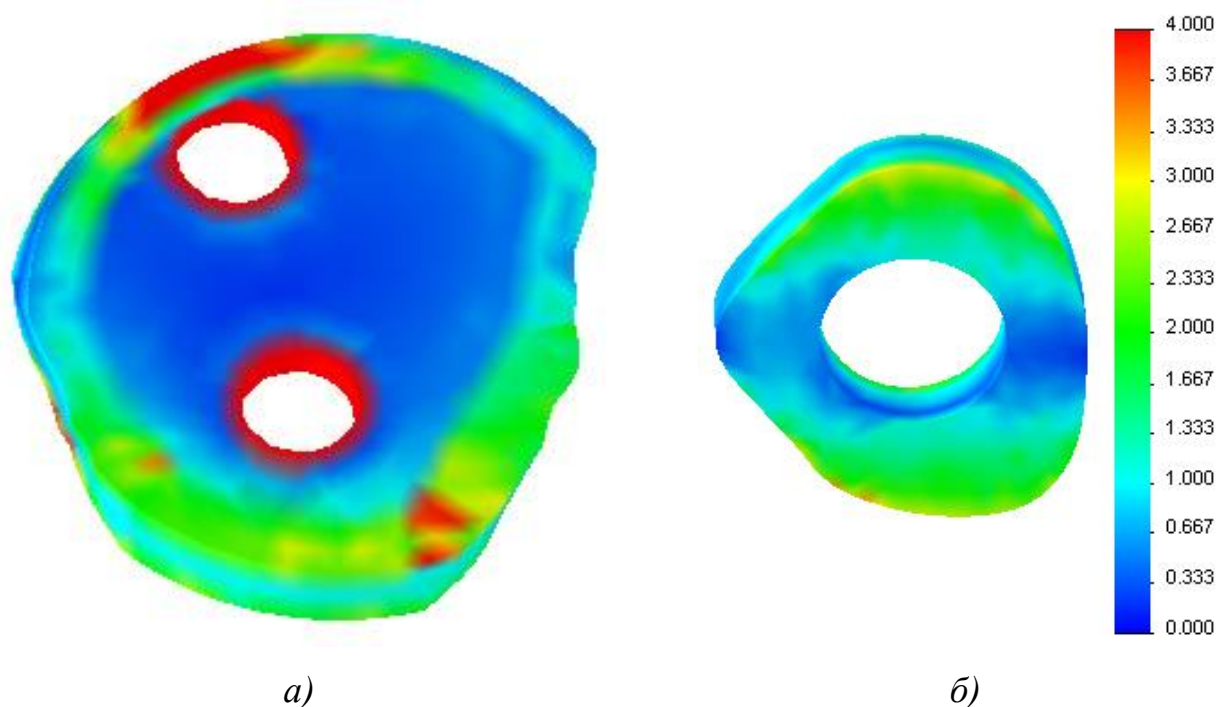


Рис. 3.6. Розподіл напруги Мізеса в площині перелому: а) шийка; б) діафіз.

З проведених розрахунків витікає, що:

1. Використання інтрамедулярного стержня змінило не тільки характер розподілу, а й величини напруги в стегновій кістці;
2. Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, а напружений стан в кортикальному шарі стегнової кістки знизився;
3. Максимальні зони концентрації напруги розташовані в ділянці контакту блокуючих гвинтів з кісткою. Рівень напруженого стану в них змінюється в межах 10 – 12 МПа;
4. В ділянці перелому шийки стегнової кістки підвищений напружений стан спостерігається в зоні контакту з проксимальними блокуючими гвинтами – 44,4 МПа. Такий високий напружений стан має локальний характер, проте він майже в 2,5 рази перевищує максимальну напругу неушкодженої кістки за даних умов навантаження моделі.

3.3. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки (в області середньої третини і латеральному переломі шийки)

До розрахункової моделі подвійного перелома стегнової кістки з наступним остеосинтезом були внесені наступні зміни (рис. 3.7).

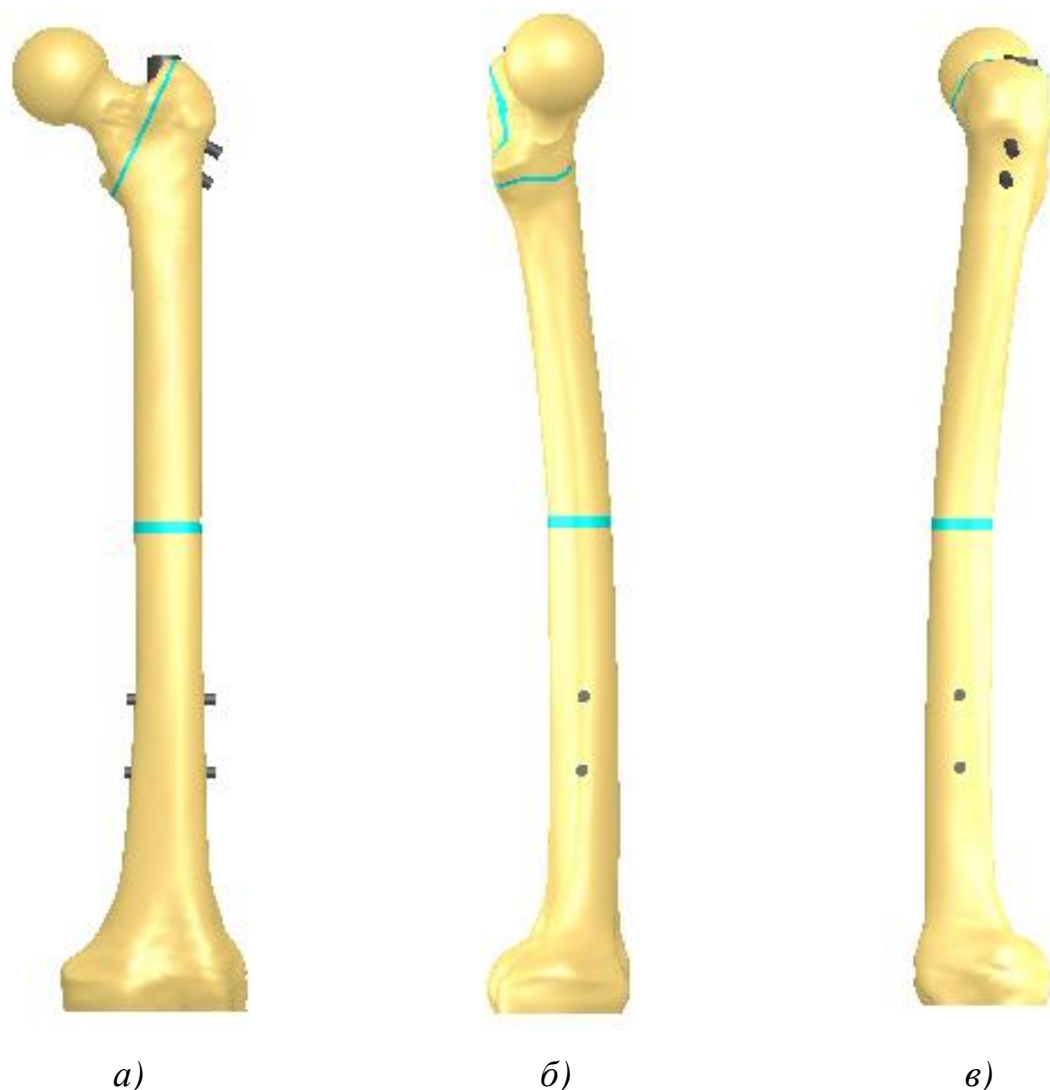


Рис. 3.7. Розрахункова модель: а) фронтальний вигляд, б) медіальний вигляд, в) латеральний вигляд.

У проксимальному відділі стегнової кістки моделювався латеральний перелом шийки з регенератом в зоні перелому 2 мм. Як і в попередньому варіанті розрахунку, механічні характеристики регенерата відповідають параметрам хряща. Розташування зони перелому в середині діафіза стегнової

кістки не змінилося. Остеосинтез моделювався за допомогою інтрамедулярного блокованого стержня, блокованого двома гвинтами в проксимальному і двома гвинтами в дистальному відділах, аналогічно приведений вище моделі.

Аналіз ПДС розрахункової моделі показав, що розподіл і величина напруги відрізняються як від норми, так і від першої моделі остеосинтезу (рис.3.8).

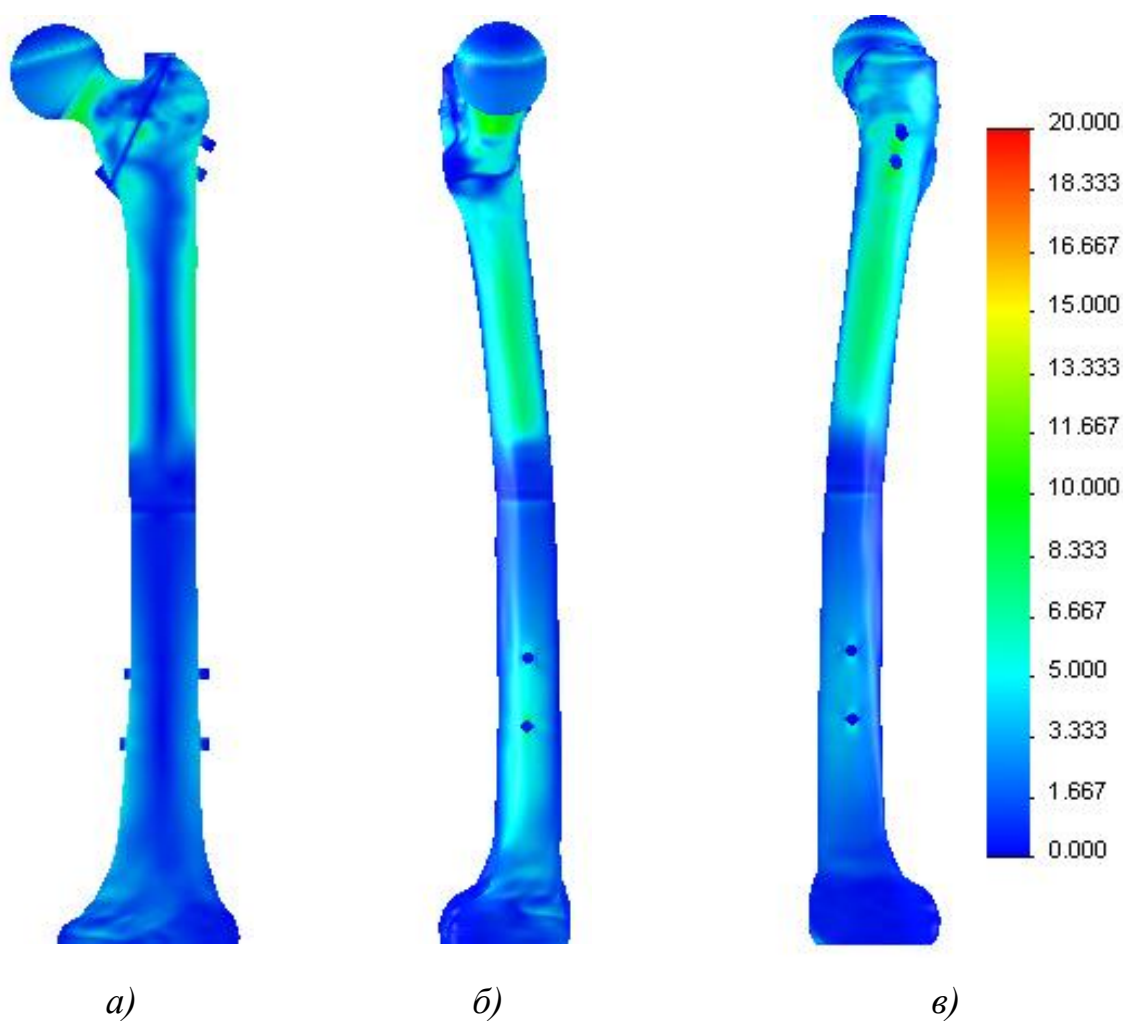


Рис. 3.8. Розподіл напруги Мізеса в діяфізі розрахункової моделі КЕ стегнової кістки: а) – по передній стороні; б) – по медіальній стороні; в) – по латеральній стороні.

В області дуги Адамса величина напруги Мізеса дорівнює 10,8 МПа (9,2 МПа для першого варіанту). У верхній третині стегнової кістки рівень

напруженого стану знизився і складав 7,5 МПа по медіальній стороні (10 МПа для першого варіанту), і 7,7 МПа по латеральній стороні (9,7 МПа для першого варіанту). Істотне зниження напруги визначається і в нижній третині стегнової кістки. Так, по медіальній поверхні рівень напруженого стану опустився до величини 5 МПа (10,4 МПа в попередній моделі остеосинтезу), а по латеральній поверхні – до 2 МПа (9,2 МПа в попередній моделі остеосинтезу). В середині діафіза в зоні перелому величина напруги Мізеса по медіальній поверхні дорівнює 2,6 МПа (3,9 МПа в попередній моделі остеосинтезу), а по латеральній – 2,2 МПа (4,1 МПа в попередній моделі остеосинтезу).

На рис. 3.9 показано розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі моделі.

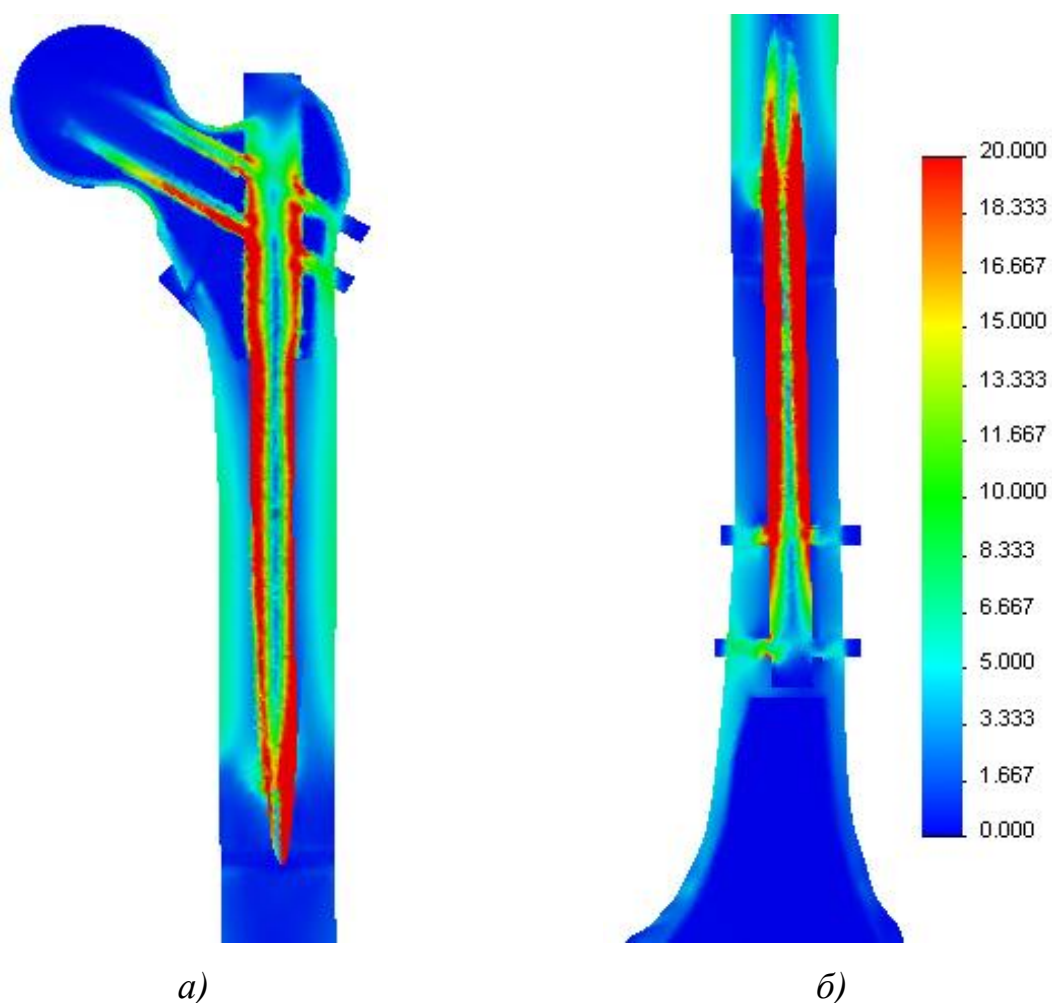


Рис. 3.9. Розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі стегнової кістки: а) проксимальний відділ; б) дистальний відділ.

Загальний характер розподілу ПДС не змінився. Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, фіксований гвинтами. У проксимальному відділі (рис. 3.9 а), в місці входу блокуючих гвинтів в кістку, величина напруги Мізеса дорівнює 11,7 МПа (10,6 МПа для попереднього варіанту). Для дистального відділу стегнової кістки максимальна величина напруги Мізеса в ділянці контакту блокуючого гвинта, розташованого ближче до зони перелому, з кісткою складає 8 МПа (12 МПа в попередньому варіанті). Максимальне значення напруги Мізеса у фіксуючій конструкції дорівнює 116 МПа.

В ділянці латерального перелому шийки максимальне значення напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і складає 33,9 МПа (рис. 3.10).

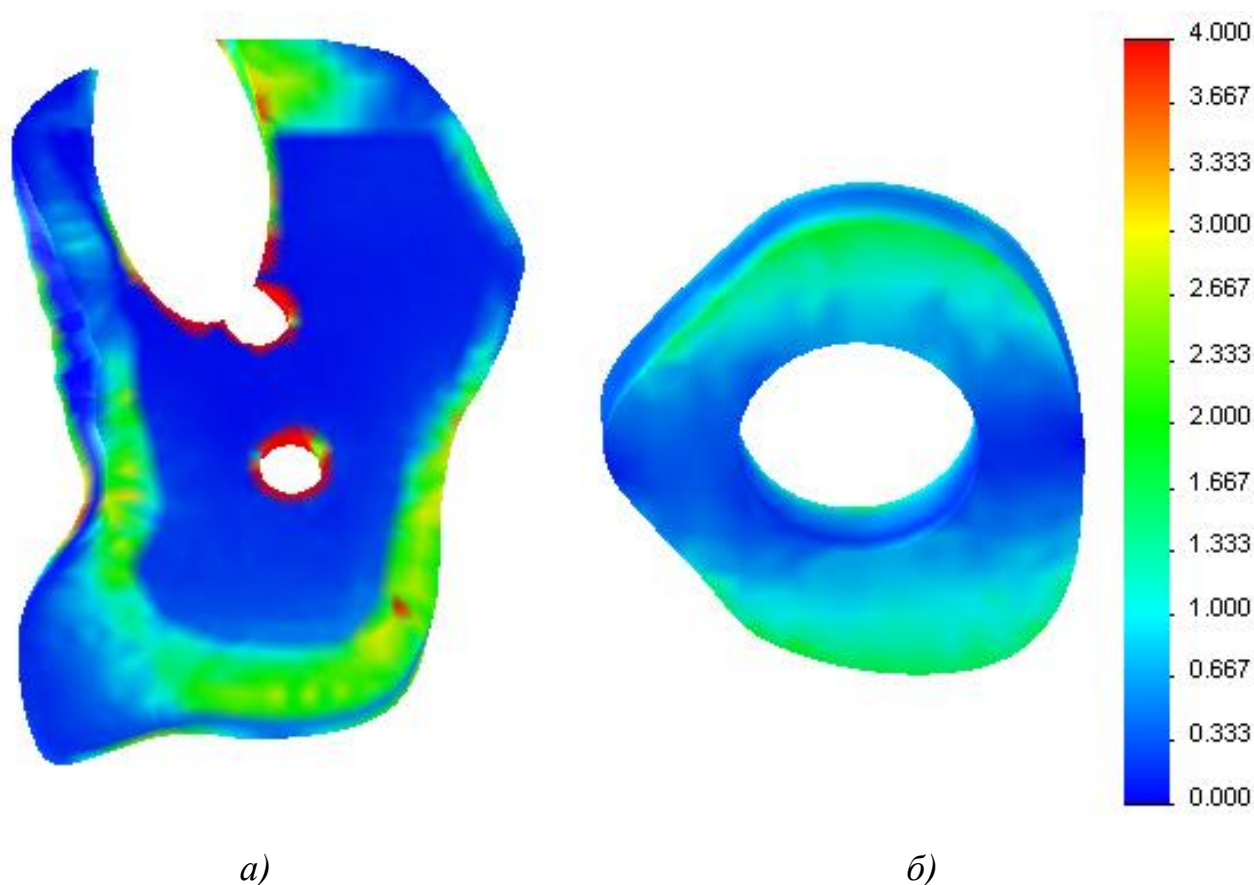


Рис. 3.10. Розподіл напруги Мізеса в площині перелому: а) шийка; б) діафіз.

В області контакту «кістка-регенерат» підвищений напружений стан спостерігається в ділянці контакту з кортикальним шаром кістки, і він не

перевищує 4,8 МПа (6,6 МПа для попереднього варіанту). В ділянці перелому середньої третини діяфіза стегнової кістки (рис. 3.10 б)) контакт з інтрамедулярним стержнем відсутній. Зони з максимальними значеннями напруги Мізеса розташовані в зоні контакту із зовнішньою поверхнею кортикального шару кістки, і вони не перевищують 1,9 МПа (2,6 МПа для попереднього варіанту).

З проведених розрахунків випливає, що:

1. Модель остеосинтезу подвійного перелому стегнової кістки в середній третині та латерального перелому шийки стегнової кістки істотно не змінює характер розподілу ПДС;
2. Рівень напруженого стану знизився в порівнянні з моделлю черезшийкового перелому стегнової кістки;
3. Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень і блокуючі гвинти;
4. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в ділянках контакту блокуючих гвинтів з кісткою, де рівень напруженого стану в них змінюється в межах 8 – 12 МПа;
5. При латеральному переломі шийки стегнової кістки підвищення значень напружень спостерігається в зоні контакту з інтрамедулярним стержнем – 33,9 МПа, і він майже в 2 рази перевищує максимальну напругу в неушкодженій кістці за даних умов навантаження моделі.

3.4. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки (в області середньої третини діяфізу та підвертлюговій зоні)

Розташування площини перелому в середині діяфіза стегнової кістки не змінилося. Але до розрахункової моделі були внесені наступні зміни. У підвертлюговій зоні стегнової кістки моделювався перелом із зоною регенерата 2 мм. Механічні характеристики регенерата відповідають параметрам хрящової тканини. Остеосинтез моделювався за допомогою

інтрамедулярного стержня, блокованого двома гвинтами в проксимальному і двома гвинтами в дистальному відділах (рис. 3.11).

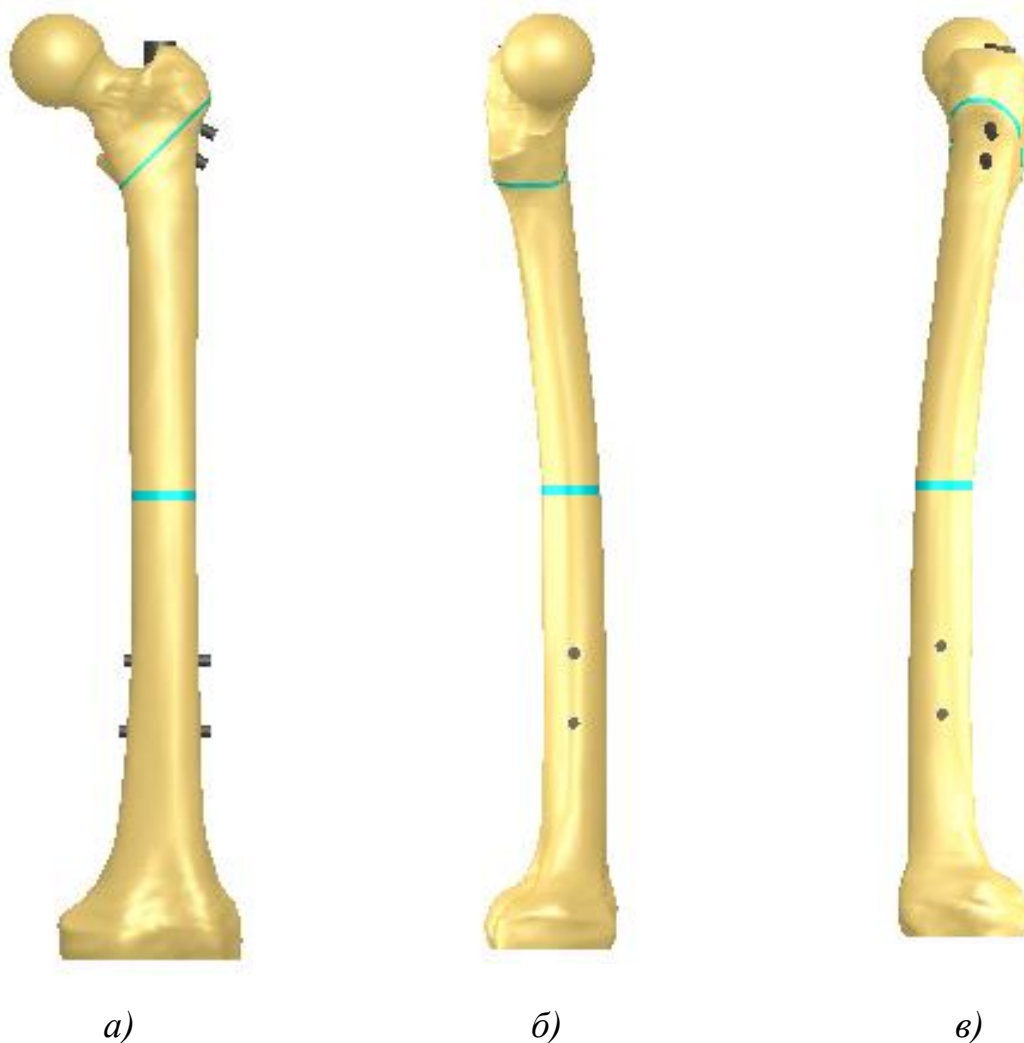


Рис. 3.11. Розрахункова модель: а) вигляд спереду; б) вигляд з медіальної поверхні; в) вигляд з латеральної поверхні.

Аналіз проведених розрахунків показав, що характер розподілу ПДС розрахункової моделі близький до першої моделі остеосинтезу з черезшийковим переломом стегнової кістки.

В області дуги Адамса у даній моделі остеосинтезу величина напруги Мізеса дорівнює 11,6 МПа (9,2 МПа для першого варіанту і 10,8 МПа для другого). У верхній третині стегнової кістки, нижче за зону підвертлюгового перелому, рівень напруженого стану склав 10 МПа (10 МПа для першого варіанту і 7,5 МПа для другого варіанту) по медіальній поверхні і 9,8 МПа

(9,7 МПа і 7,7 МПа для першого і другого варіанту відповідно) по латеральній поверхні. У нижній третині стегнової кістки рівень напруженого стану склав 10,2 МПа (10,4 МПа для першого і 5 МПа для другого варіанту) по медіальній поверхні і 9,2 МПа (9,2 МПа для першого варіанту і 2 МПа для другого) по латеральній поверхні. В середині діафіза, в зоні перелому, величина напруги Мізеса по медіальній поверхні склала, як і в першому варіанті, 3,9 МПа (2,6 МПа в другому варіанті), а по латеральній – 4 МПа (4,1 МПа в першому варіанті і 2,2 МПа в другому) (рис. 3.12).

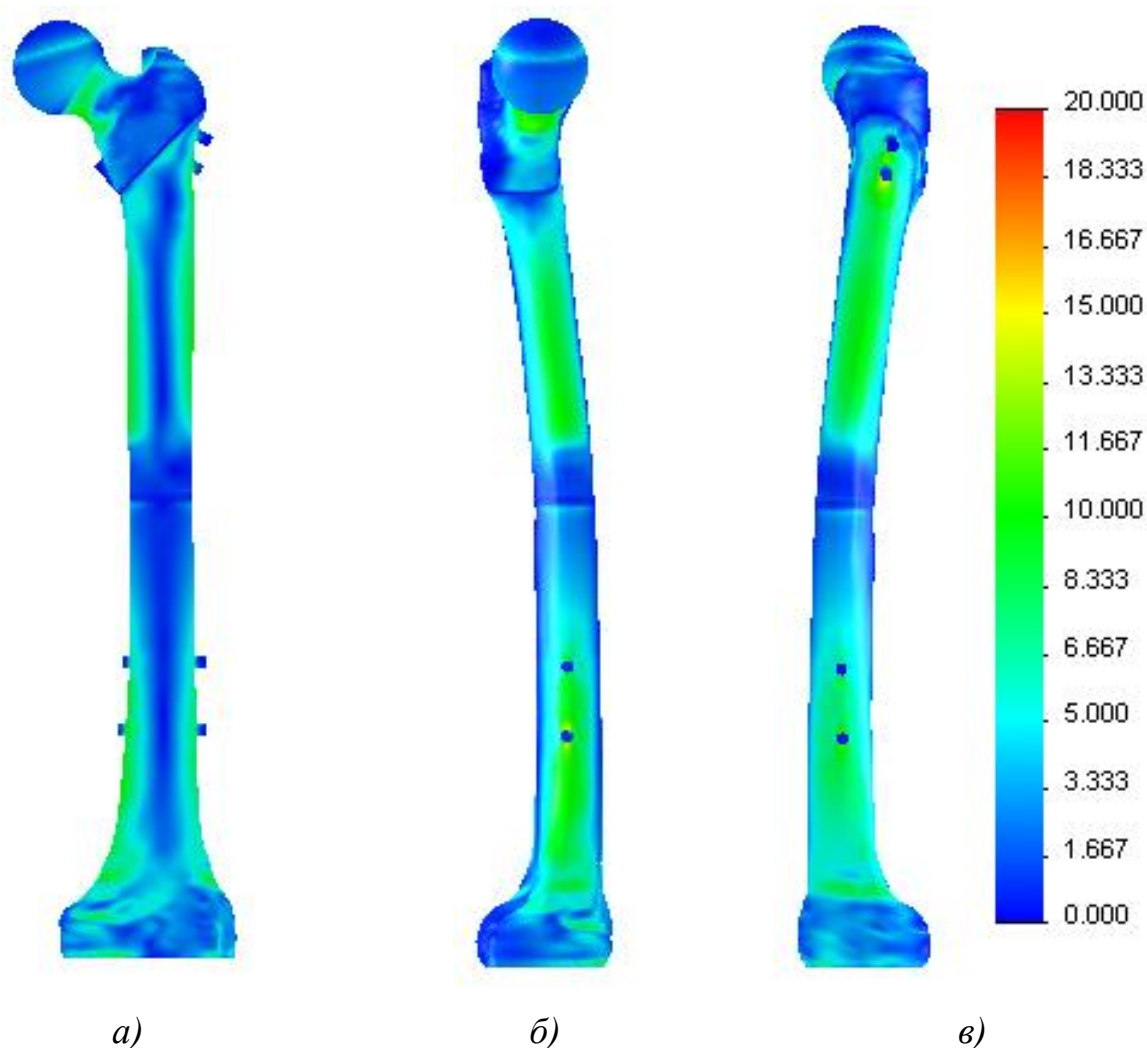


Рис. 3.12. Розподіл напруги Мізеса в розрахунковій моделі КЕ: а) – по передній поверхні; б) – по медіальній поверхні; в) – по латеральній поверхні.

На рис. 3.13 показаний розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі моделі. Загальний характер розподілу ПДС не змінився.

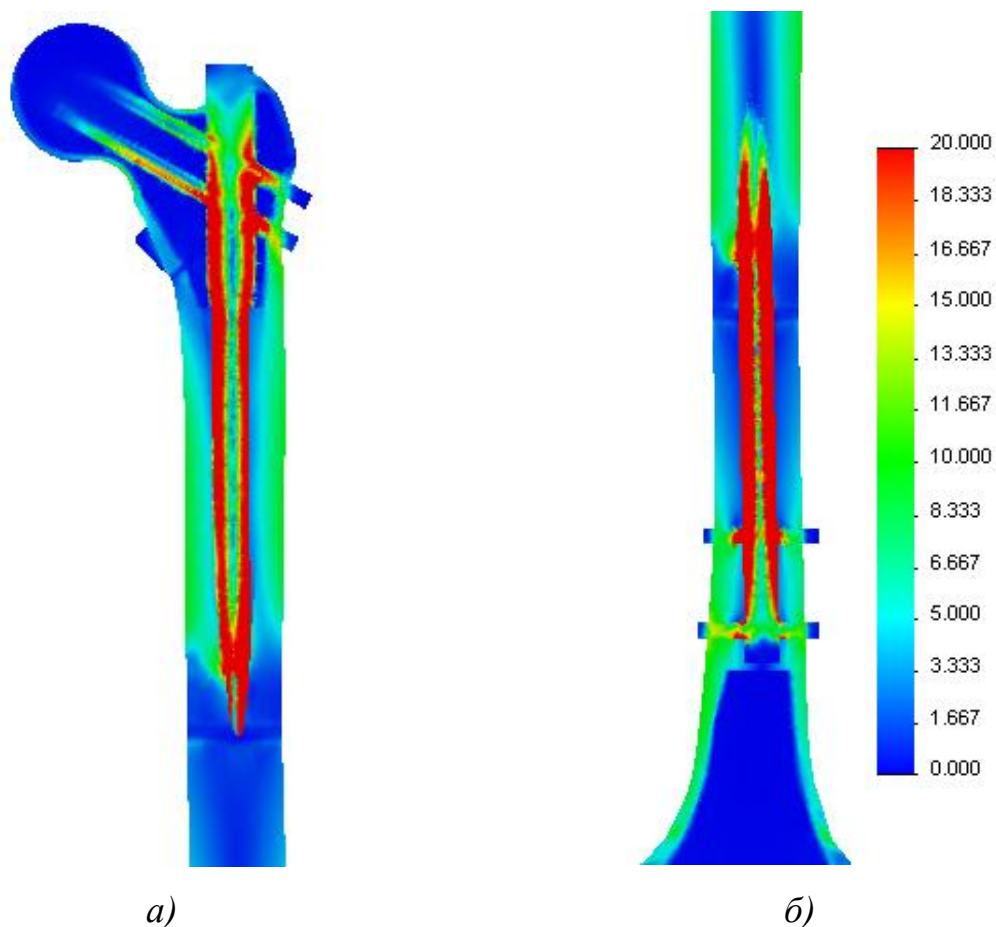


Рис. 3.13. Розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі стегнової кістки: а) проксимальний відділ; б) дистальний відділ.

Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, заблокований гвинтами. У проксимальному відділі (рис. 3.13 а) в місці входу блокуючих гвинтів в кістку величина напруги Мізеса підвищилася і склала 16,7 МПа (10,6 МПа для першого варіанту і 11,7 МПа для другого). У дистальному відділі стегнової кістки максимальна величина напруги Мізеса в області контакту найближчого до зони перелому блокуючого гвинта з кісткою складає 16 МПа (12 МПа в першому і 8 МПа в другому варіанті).

Максимальне значення напруги Мізеса у фіксуючій конструкції дорівнює 169,3 МПа.

У зоні перелому в проксимальному фрагменті моделі стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса в зоні контакту «фіксатор-кістка»

дорівнює 24,2 МПа (44,4 МПа для першого і 33,9 МПа для другого варіанту) (рис. 3.14).

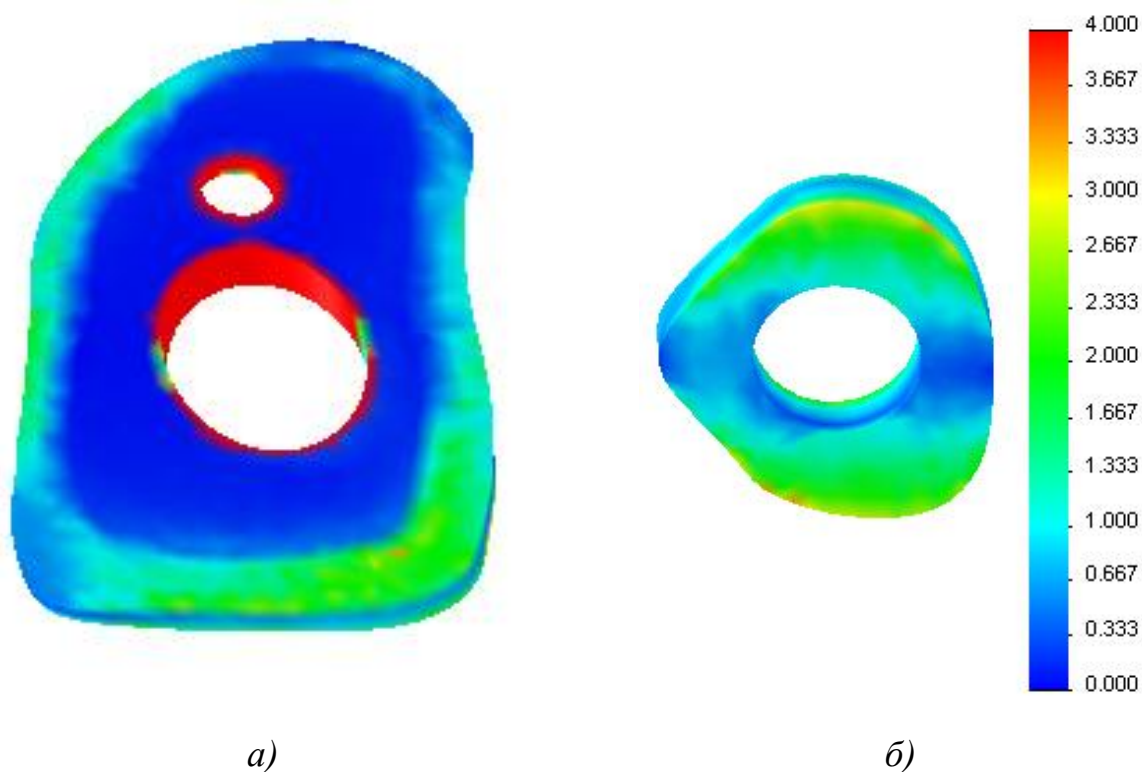


Рис. 3.14. Розподіл напруги Мізеса в площині перелому: а) шийка; б) діафіз.

В області контакту «кістка-регенерат» підвищений напружений стан спостерігається в ділянці контакту з кортикальним шаром кістки, але він не перевищує 4,9 МПа (6,5 МПа для першого і 4,8 МПа для другого варіанту).

В ділянці перелому середньої третини діафіза стегнової кістки (рис. 3.14 б – вигляд знизу) контакту з інтрамедулярним стержнем немає. Ділянки з максимальним значенням напруги Мізеса розташовані в зоні контакту із зовнішньою поверхнею кортикального шара кістки, і вони не перевищують 3,3 МПа (2,6 МПа для першого варіанту і 1,9 МПа для другого).

З проведених розрахунків витікає, що:

1. При дослідженні моделі підвертлюгового перелому істотних змін в характері розподілу ПДС не відмічено;
2. Рівень напруженого стану підвищився порівняно з моделлю латерального перелому шийки, особливо в дистальному відділі;

3. Основне навантаження несе стержень і блокуючі гвинти;
4. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в ділянці контакту блокуючих гвинтів з кісткою. Рівень напруженого стану в них складає 17 МПа, що близько до максимальної напруги моделі неушкодженої кістки;
5. В ділянці перелому проксимального відділу стегнової кістки підвищений напружений стан спостерігається в зоні контакту з інтрамедулярним стержнем – 24,2 МПа, що перевищує максимальну напругу моделі неушкодженої кістки.

3.5. Узагальнений порівняльний аналіз моделей остеосинтезу проксимального відділу стегнової кістки

Порівняльний аналіз моделей переломів стегнової кістки з наступним остеосинтезом інтрамедулярним блокованим стержнем і моделі неушкодженої кістки наведений у табл. 3.1.

Використання інтрамедулярного блокованого стержня призвело до перерозподілу ПДС в стегновій кістці. При остеосинтезі основне навантаження несе інтрамедулярний стержень і блокуючі гвинти, тому величини напруги в кортикальному шарі кістки менші, ніж для моделі неушкодженої стегнової кістки. У проксимальному відділі стегнової кістки, в місці входу блокуючих гвинтів в кістку, рівень напруженого стану для моделей з остеосинтезом вищий, ніж для моделі неушкодженої стегнової кістки.

При порівнянні різних моделей остеосинтезу між собою можна відмітити декілька особливостей. Використання інтрамедулярного блокованого стержня для остеосинтезу стегнової кістки при черезшийковому переломі забезпечує найбільш низький рівень напруженого стану порівняно з іншими варіантами моделювання перелому проксимального відділу стегнової кістки. ПДС другої і третьої моделей з моделюванням зон перелому в

вертлюговій області стегнової кістки приблизно однаковий, за винятком контакту блокуючих гвинтів з кісткою, де рівень напруги для моделі підвертлюгового перелому помітно вище.

Таблиця 3.1

Порівняльний аналіз моделей остеосинтезу переломів стегнової кістки та моделі неушкодженої кістки

| Локалізація | ПДС, норма, МПа | ПДС в ділянці перелому, МПа | | |
|---|-----------------|-----------------------------|---------------------|----------------------|
| | | середина шийки | область дуги Адамса | проксимальний відділ |
| Шийка | 17 | 9,2 | 10,8 | 11,6 |
| Проксимальний відділ (медіальна сторона) | 13,8 | 10 | 7,5 | 10 |
| Проксимальний відділ (латеральна сторона) | 10 | 9,7 | 7,7 | 9,8 |
| Діафіз (медіальна сторона) | 18,6 | 3,9 | 2,6 | 3,9 |
| Діафіз (латеральна сторона) | 17,3 | 4,1 | 2,2 | 4 |
| Перелом шийки | 17 | 6,5 | 4,8 | 4,9 |
| Перелом діфіза | 17,7 | 2,6 | 1,9 | 3,3 |
| Дистальний відділ (медіальна сторона) | 14 | 10,4 | 5 | 10,2 |
| Дистальний відділ (латеральна сторона) | 16 | 9,2 | 2 | 9,2 |
| Гвинти проксимальний відділ | 9,3 | 10,6 | 11,7 | 16,7 |
| Гвинти дистальний відділ | 16,5 | 12 | 8 | 16 |
| Зона перелом-гвинт шийка | - | 44,4 | 33,9 | 24,2 |
| Фіксуєчий пристрій | - | 170 | 116 | 169,3 |

Аналіз отриманих даних дозволяє зробити висновок, що модель

подвійного перелому стегнової кістки з наступним інтрамедулярним блокуючим остеосинтезом показує найменший рівень напруги при черезшийковому переломі, що, очевидно, пов'язано з найменшим моментом сили, що розвивається в ділянці перелому. Моделі з локалізацією зони перелому в вертлюговій ділянці показують велику максимальну напругу.

Одержані експериментальні дані свідчать, що в умовах клінічного застосування методика інтрамедулярного блокуючого остеосинтезу при переломах в середній третині і зоні вертлюгів потребує обережності і спеціального контролю за режимом навантаження кінцівки пацієнта.

3.6. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і дистального відділу із статичним інтрамедулярним остеосинтезом

У розрахункову модель були внесені наступні зміни.

В середині діяфізу стегнової кістки моделювався поперечний перелом із зоною дефекту 2 мм. Додатково в дистальному відділі стегнової кістки також моделювався Y- подібний перелом з дефектом заввишки 2 мм. Остеосинтез моделювався за допомогою інтрамедулярного блокуючого стержня, заблокованого трьома гвинтами в проксимальному і чотирма гвинтами в дистальному відділі стегнової кістки. Проксимальні блокуючі гвинти проходили через діяфіз стегнової кістки, дистальні гвинти проходили через виростки і надвиросткову зону (рис. 3.17).

Як показав аналіз проведених розрахунків, змінилися як характер розподілу ПДС, так і рівень напруги в стегновій кістці.

У діяфізі стегнової кістки зони концентрації напруги розташовані вище і нижче ділянки проксимального перелому. Рівень напруги на зовнішній поверхні кортикального шару помітно знизився. В області шийки стегнової кістки рівень напруженого стану склав 26,6 МПа (23,3 МПа для моделі в нормі). У верхній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса

по медіальній стороні склала 15,1 МПа (14,3 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 9,4 МПа (12,9 МПа для моделі в нормі). У нижній третині стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 8,86 МПа (11,2 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 7,2 МПа (12,1 МПа для моделі в нормі). Пониження рівня напруженого стану в стегновій кістці пояснюється перерозподілом навантаження в моделі внаслідок використання інтрамедулярного блокуючого стержня, який взяв значну частину напруги на себе (рис. 3.18).

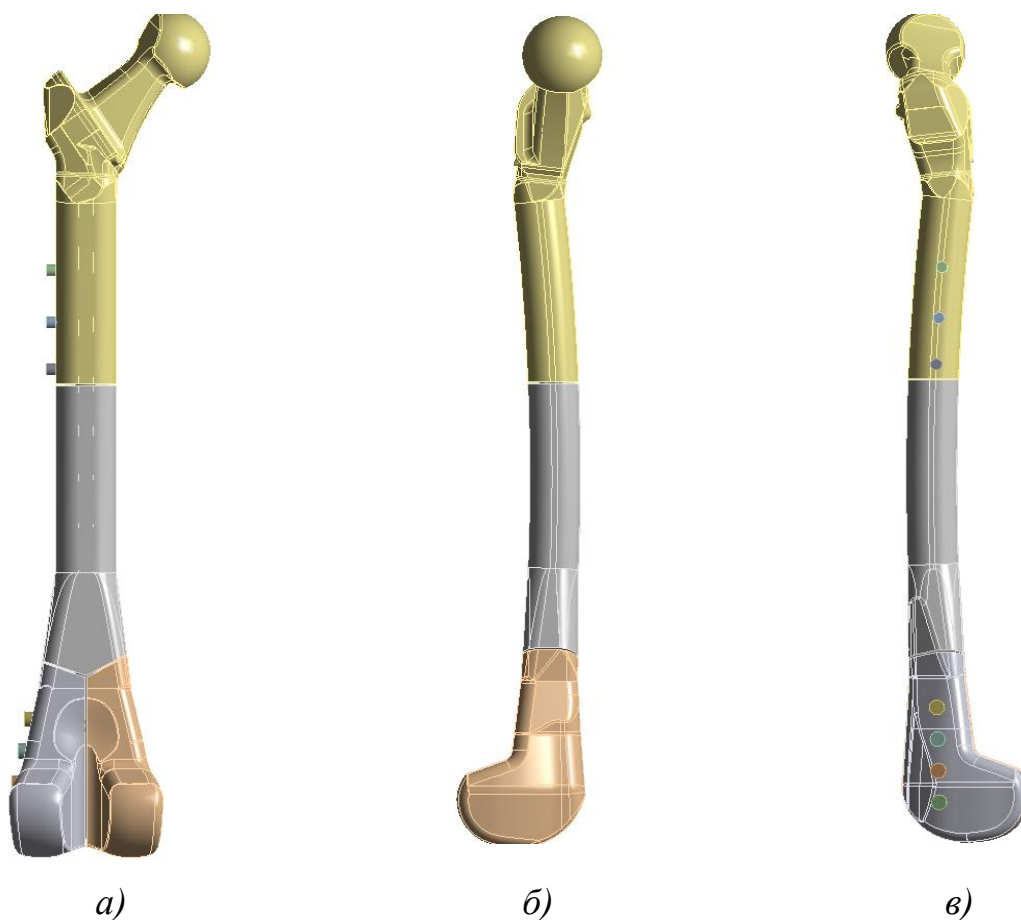


Рис. 3.17. Розрахункова модель: а) вид спереду; б) вид з медіального боку; в) вид з латерального боку.

Розподіл напруги Мізеса для фронтального зрізу стегнової кістки показаний на рис. 3.19.

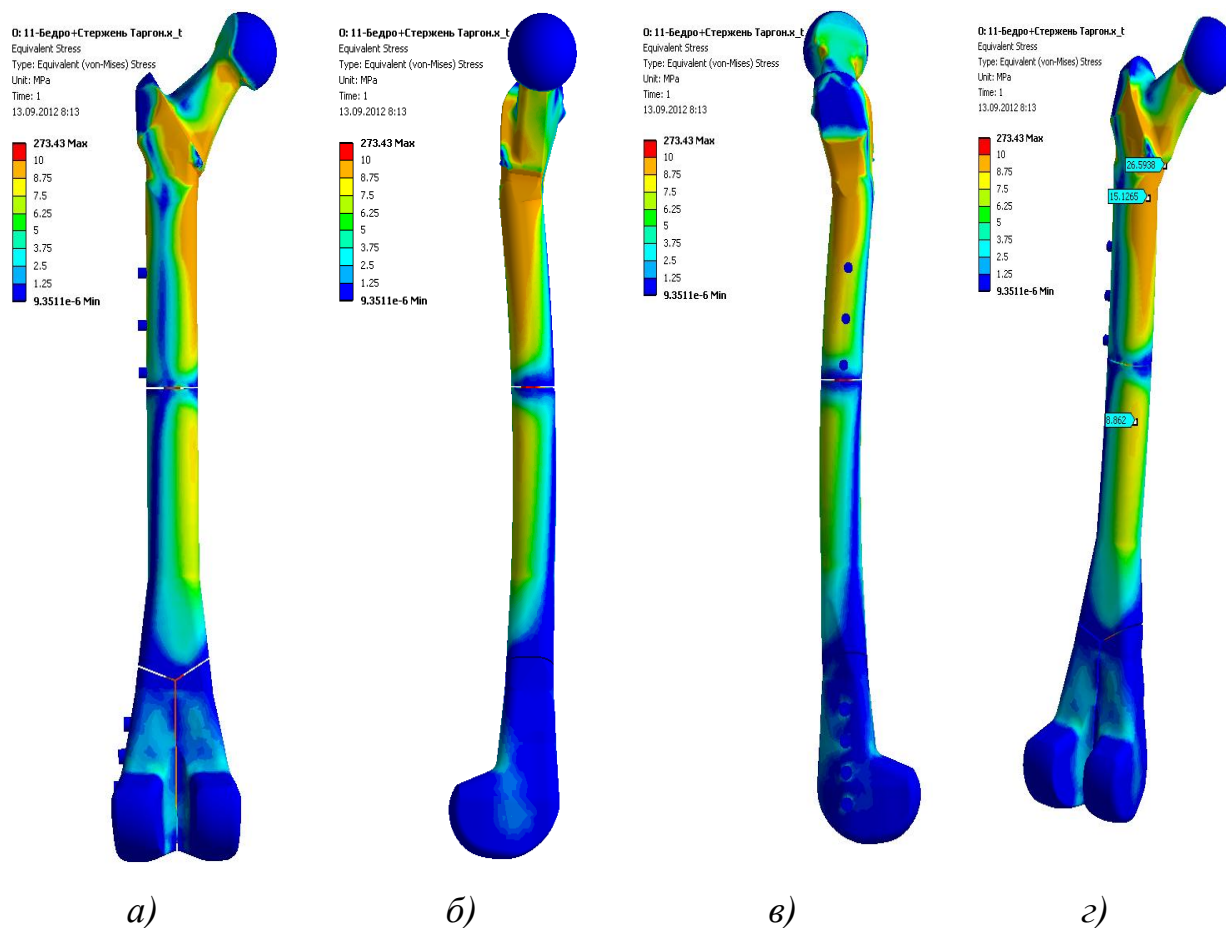


Рис. 3.18. Розподіл напруги Мізеса в розрахунковій моделі КЕ: а) – по задній стороні; б) - по медіальній стороні; в) - по латеральній стороні; г) – по передній стороні.

Внаслідок жорсткіших механічних характеристик фіксатора стався перерозподіл ПДС таким чином, що основне навантаження несе інтрамедулярний блокований стержень. У зоні контакту як інтрамедулярного стержня, так і блокуючих гвинтів з кісткою, спостерігаються зони підвищеного напруженого стану. Для дистального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги спостерігається в області контакту верхнього блокуючого гвинта з кісткою – 12,4 МПа. Для проксимального відділу стегнової кістки значення напруги в області контакту блокуючого гвинта, розташованого ближче до зони перелому, з кісткою складає 12,8 МПа. Максимальне значення напруги Мізеса у фіксуючій конструкції у верхній третині дорівнює 230,6 МПа, в нижній третині – 122,5 МПа.

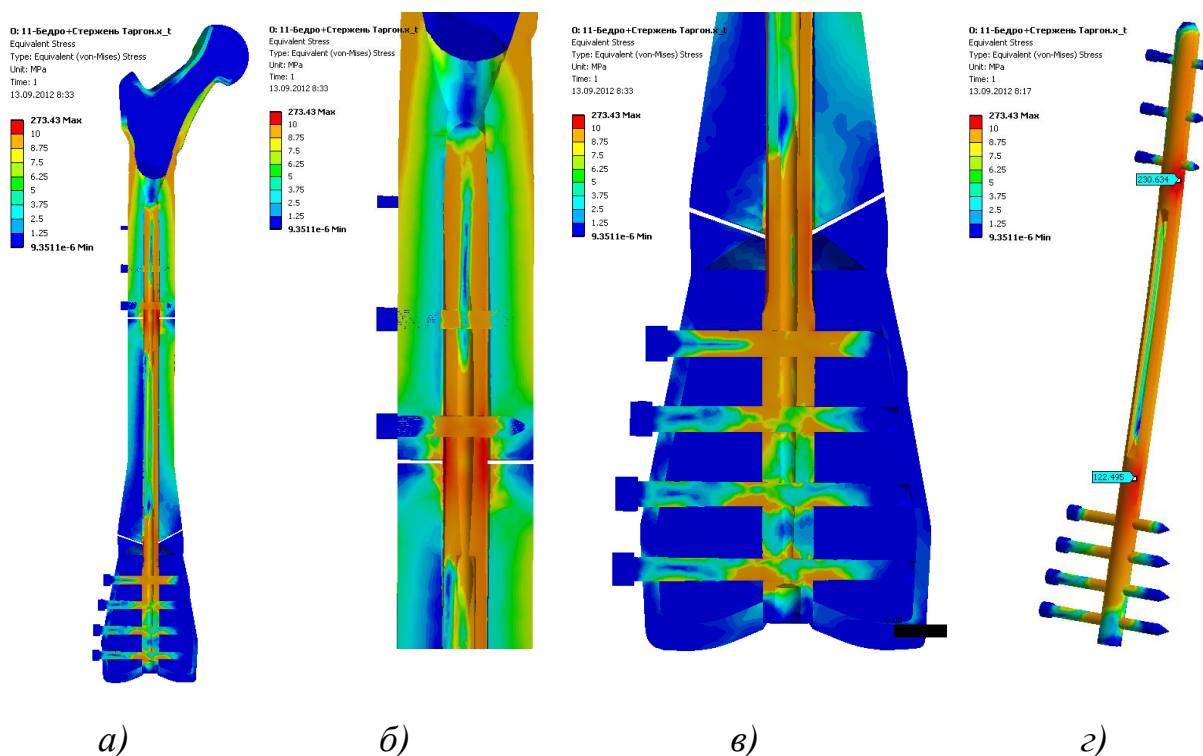


Рис. 3.19. Розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі стегнової кістки: а) уся кістка; б) діафіз; в) напруга на металоконструкції.

У зоні перелому проксимального відділу стегнової кістки (рис. 3.20 а) максимальне значення напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 31,2 МПа. У дистальному відділі над проксимальним гвинтом (рис. 3.20 б) зона максимальної напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 47,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта (рис. 3.20 в) – 38,7 МПа.

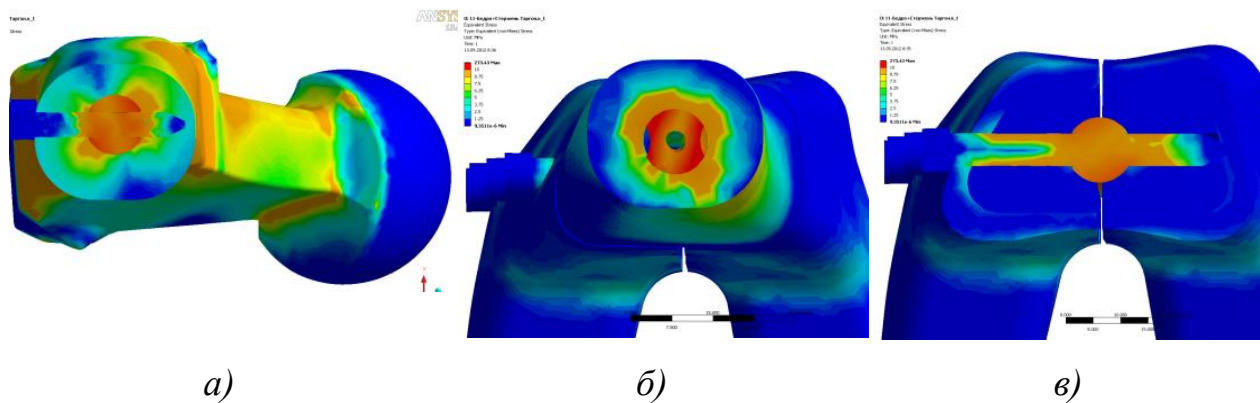


Рис. 3. 20. Розподіл напруги Мізеса в площині перелому: а) зона вертлюга; б) зона над гвинтами; в) зона блокуючого гвинта.

З проведених розрахунків можна зробити наступні висновки:

1. Використання інтрамедулярного стержня змінило характер розподілу та величини напруги в стегновій кістці;
2. Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, причому напружений стан в кортикальному шарі стегнової кістки знизився;
3. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в ділянці контакту блокуючих гвинтів з кісткою. У дистальному відділі над проксимальним гвинтом зона максимальної напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» – 47,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта – 38,7 МПа.

Такі високі напруження мають локальний характер, проте вони майже в 2,5 рази перевищують максимальну напругу неушкодженої кістки за даних умов вантаження моделі.

3.7. Дослідження ПДС моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і дистального відділу із статичним інтрамедулярним остеосинтезом з компресійним гвинтом

У розрахункову модель були внесені наступні зміни (рис. 3.21).

В середині діяфізу стегнової кістки моделювався поперечний перелом із зоною дефекту 2 мм. Додатково в дистальному відділі стегнової кістки моделювався Y- подібний перелом з діастазом 2 мм. Остеосинтез моделювався за допомогою інтрамедулярного блокованого стержня, блокованого трьома гвинтами в проксимальному відділі і двома стандартними гвинтами і одним компресійним гвинтом в дистальному відділі стегнової кістки. Проксимальні блокуючі гвинти проходили через діяфіз стегнової кістки, дистальні гвинти проходили через виростки і надвиросткову зону.

На рис. 3.22 показана максимальна деформація кістки разом з металоконструкцією.

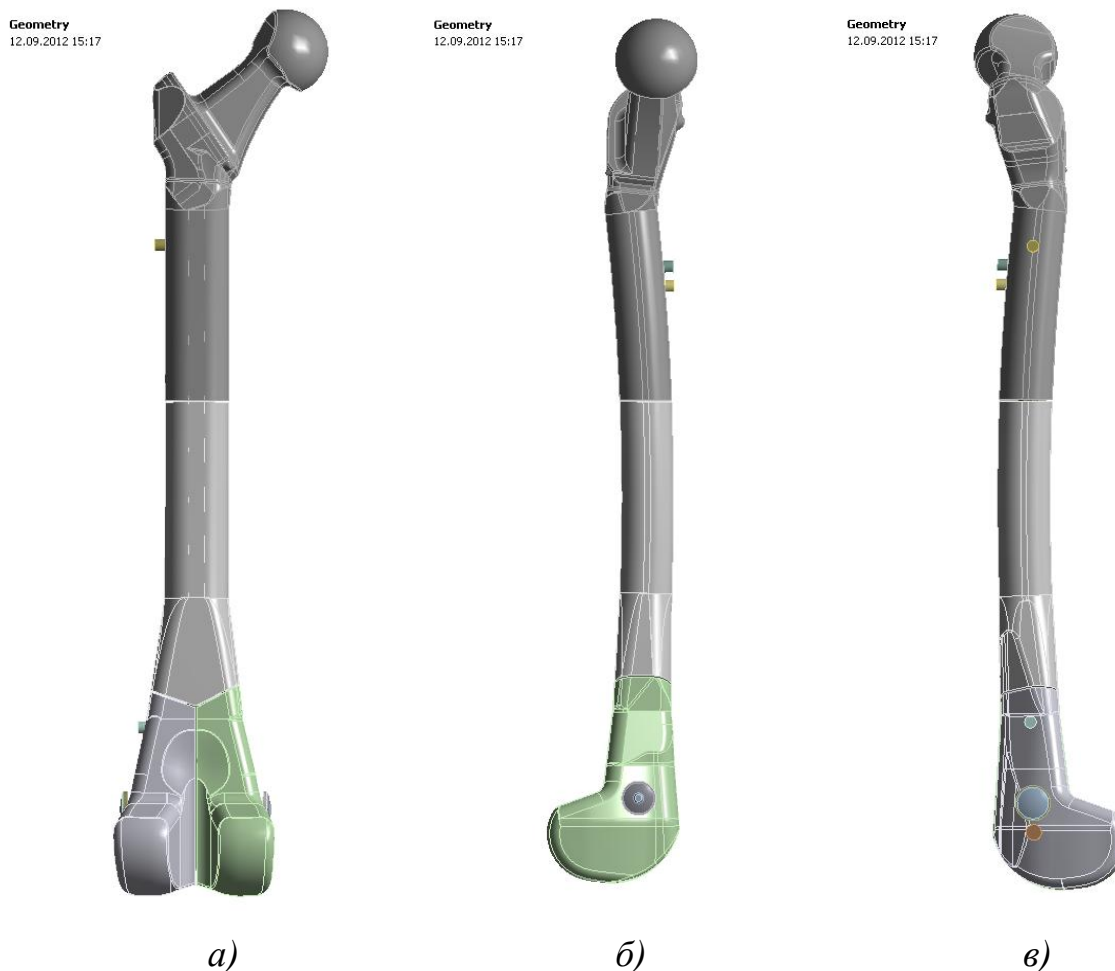


Рис. 3.21. Розрахункова модель: а) вигляд спереду, б) вид з медіального боку, в) вид з латерального боку.

Як показав аналіз проведених розрахунків, характер розподілу ПДС і рівень напруги в стегновій кістці значно не змінилися. У діяфізі стегнової кістки зони концентрації напруги розташовані вище і нижче ділянки проксимального перелому.

Рівень напруги на зовнішній поверхні кортикального шару помітно знизився. В області шийки і малого вертлюгів стегнової кістки рівень напруженого стану склав 23,5 МПа (23,3 МПа для моделі в нормі). У верхній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній поверхні склала 14,1 МПа (14,3 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 5,4 МПа (12,9 МПа для моделі в нормі). У нижній третині стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній поверхні склала 8,78 МПа (11,2 МПа

для моделі в нормі), а по латеральній – 6,9 МПа (12,1 МПа для моделі в нормі). Пониження рівня напруженого стану в стегновій кістці пояснюється перерозподілом навантаження в моделі внаслідок використання інтрамедулярного блокованого стержня, який взяв значну частину напруги на себе (рис. 3.23).

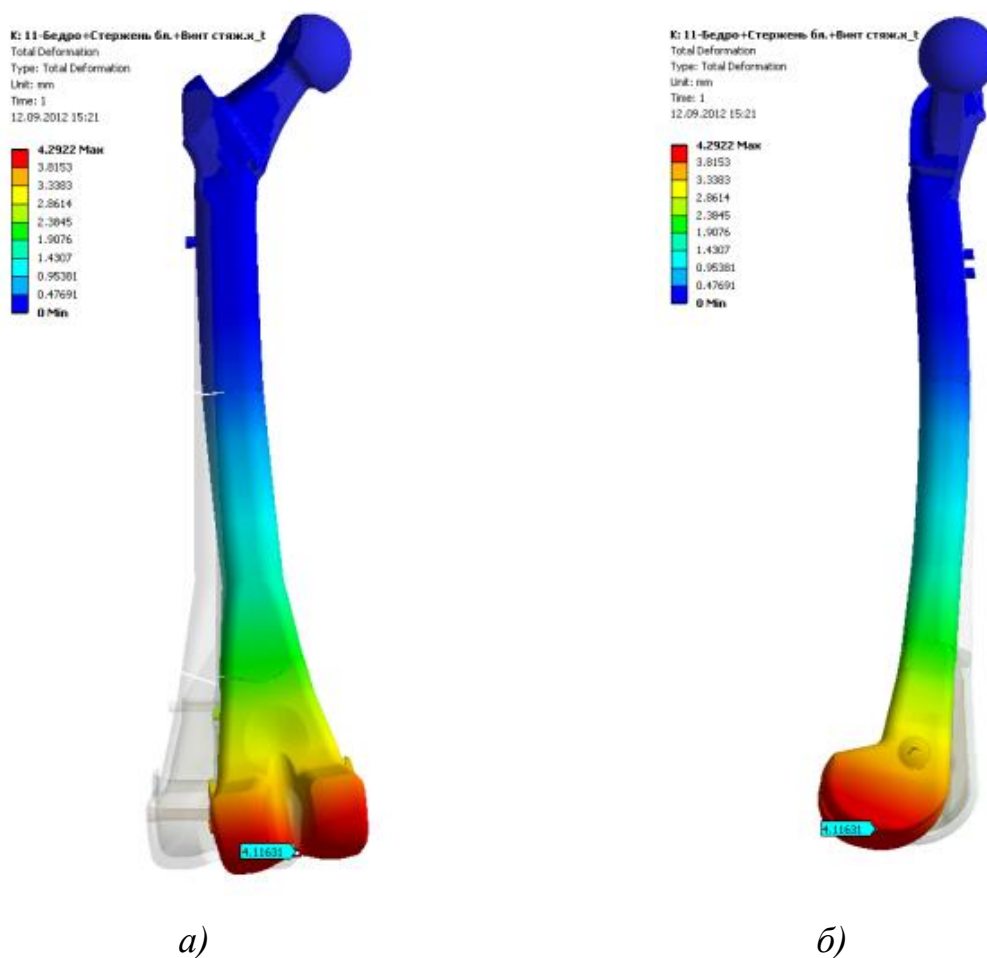


Рис. 3.22. Максимальна деформація кістки разом з металоконструкцією: а) – у фронтальній площині; б) – у сагітальній площині.

Внаслідок жорсткіших механічних характеристик фіксатора стався перерозподіл ПДС – основне навантаження несе інтрамедулярний блокований стержень. У ділянці контакту стержня і блокуючих гвинтів з кісткою спостерігаються зони підвищеного напруженого стану. Для дистального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги спостерігається в ділянці контакту верхнього блокуючого гвинта з кісткою –

11,9 МПа. Для проксимального відділу стегнової кістки значення напруги в області контакту блокуючого гвинта, розташованого ближче до зони перелому, з кісткою складає 12,8 МПа. Максимальне значення напруги Мізеса у фіксувальній конструкції у верхній третині дорівнює 305,4 МПа, в нижній третині – 206,4 МПа (рис. 3.24).

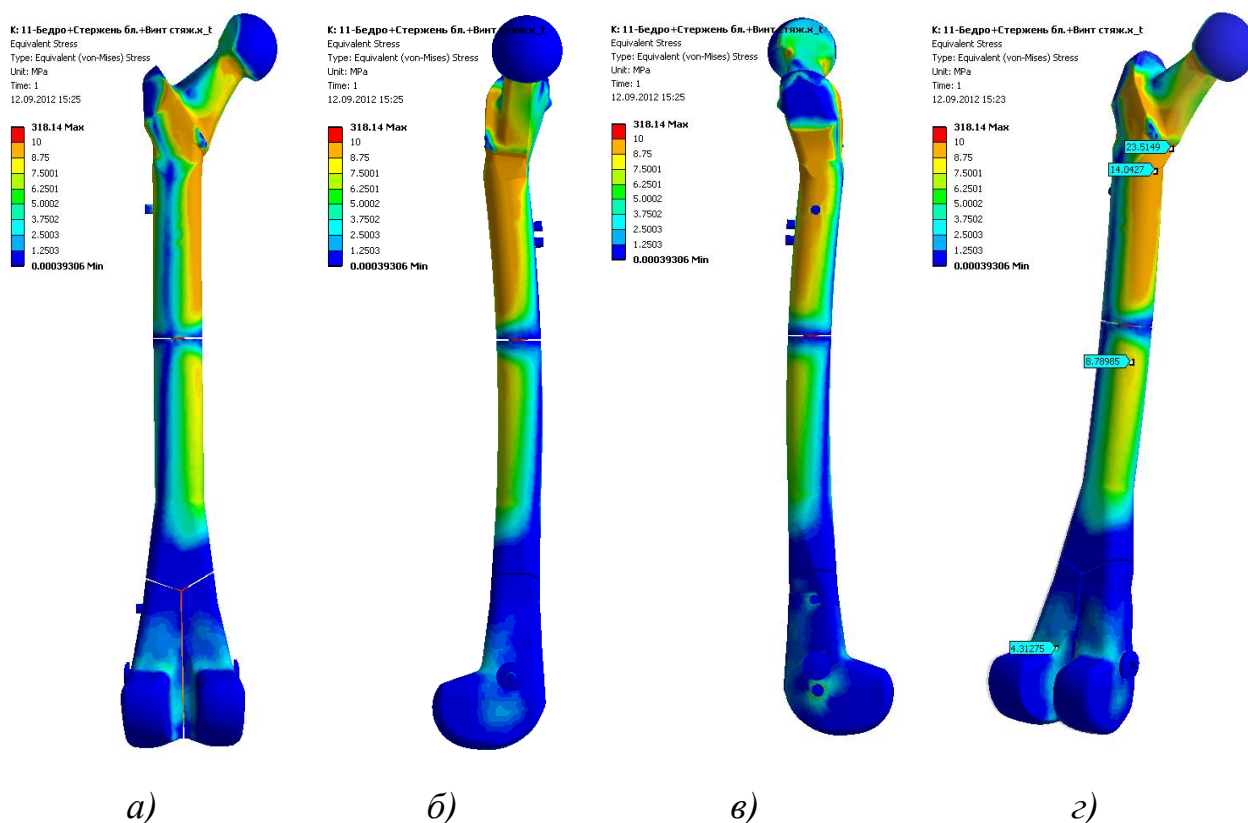


Рис. 3.23. Розподіл напруги Мізеса в розрахунковій моделі КЕ: а) – по передній поверхні; б) - по медіальній поверхні; в) - по латеральній поверхні; г) – по задній поверхні.

У зоні перелому проксимального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 31,2 МПа (рис. 3.25).

У дистальному відділі над проксимальним гвинтом (рис. 3.26 а) зона максимальної напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 47,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта (рис.3.26 б) – 38,7 МПа.

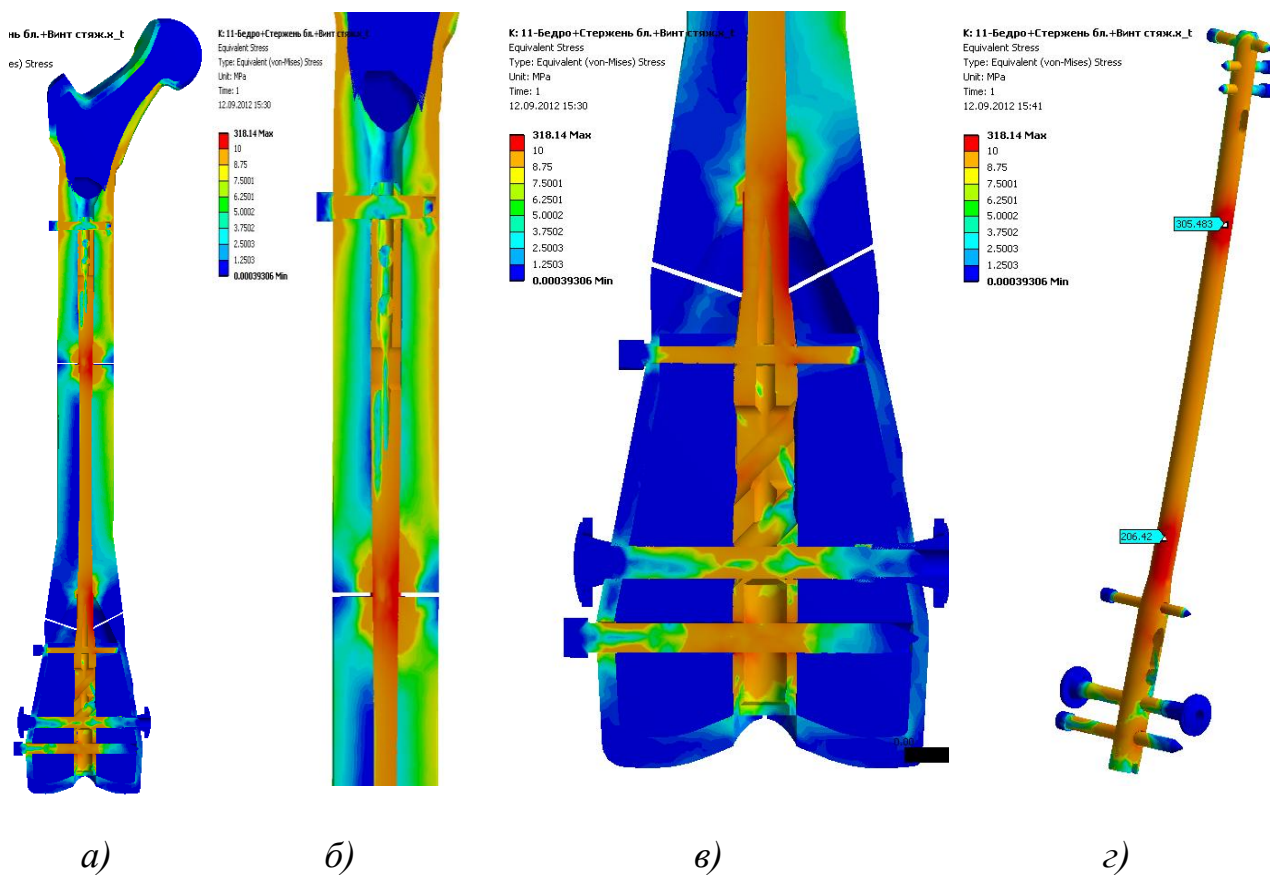


Рис. 3.24. Розподіл напруги Мізеса на фронтальному зрізі стегнової кістки: а) уся кістка; б) діафіз; в) дистальний відділ; г) напруга на металоконструкції.

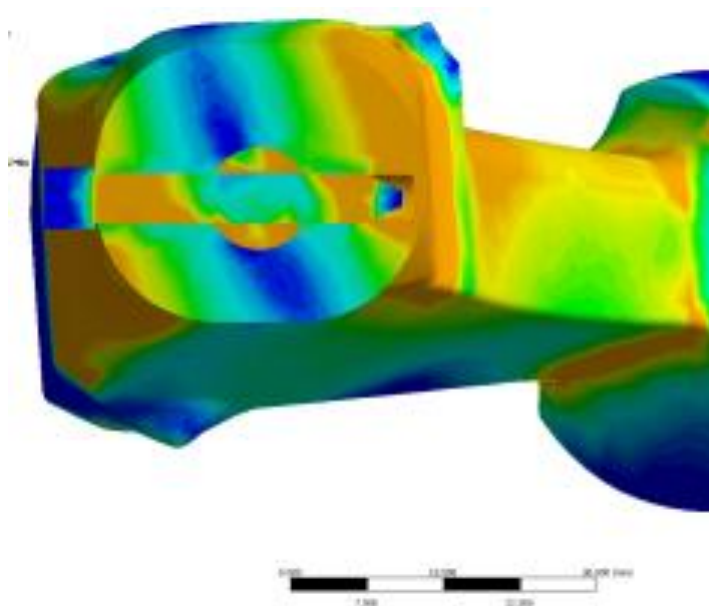


Рис. 3.25. Розподіл напруги Мізеса в зоні вертлюга

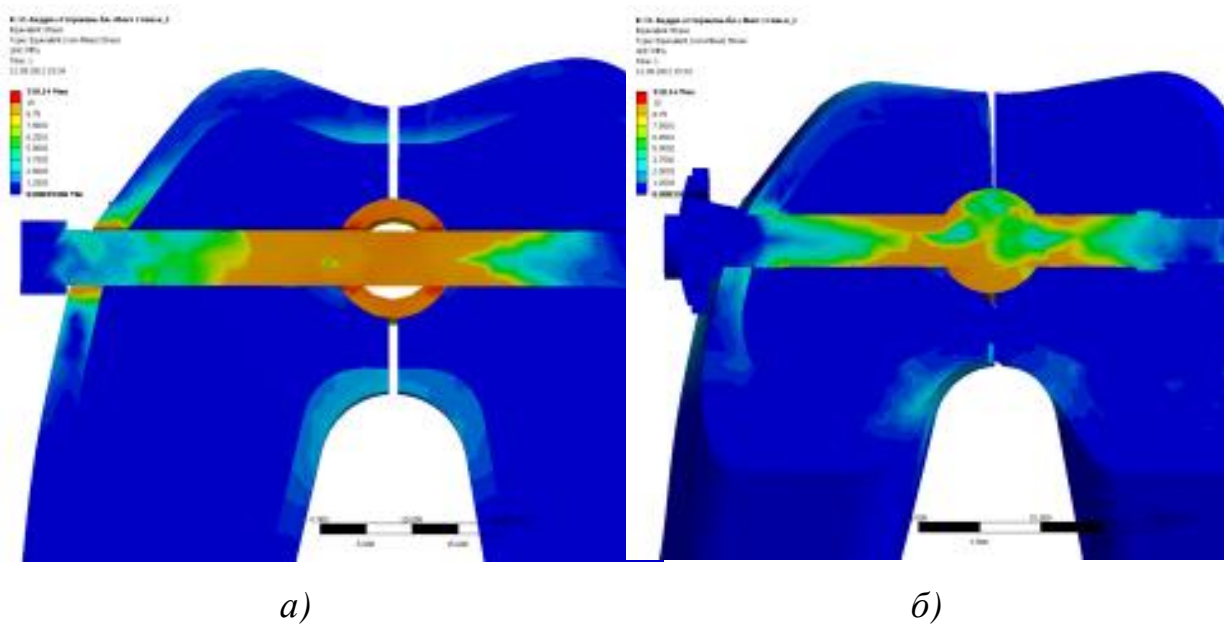


Рис. 3.26. Розподіл напруги Мізеса в дистальному відділі: а) зона блокуючого гвинта; б) зона компресійного гвинта.

З проведених розрахунків стає очевидно, що:

1. Використання інтрамедулярного стержня змінило як характер розподілу, так і величини напруги в стегновій кістці;
2. Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, причому напружений стан в кортикальному шарі стегнової кістки знизився;
3. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в ділянці контакту блокуючих гвинтів з кісткою і в стержні в ділянці дистального перелому.

У дистальному відділі над проксимальним гвинтом ділянка максимальної напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» – 19,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта – 18,7 МПа. Такий високий напружений стан має локальний характер, але він майже в 2 рази перевищує максимальну напругу неушкодженої кістки за даних умов навантаження моделі. Напруга на стержні досягає 305 МПа в проксимальному відділі, що вказує на надмірні навантаження.

Отже, на основі даних математичного моделювання поліфрактур стегнової кістки за допомогою методу кінцевих елементів і дослідження

напружено-деформованого стану системи «фіксатор-кістка» встановлено, що напружений стан стегнової кістки при поліфрактурах, фіксованих блокуючим інтрамедулярним стержнем, майже не відрізняється від такого в нормі (при переломі, фіксованому блокуючим інтрамедулярним цвяхом напружений стан проксимального відділу складає 15 мПа, діафізарного – 8 мПа, дистального – 3 мПа, в нормі – 14 мПа, 9 мПа та 4 мПа відповідно).

Таким чином, при поліфрактурах стегнової кістки використання блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу є біомеханічно обґрунтованим та доцільним при кінцевій стабілізації кісткових відламків.

Основні положення розділу оприлюднені в наступних роботах [47, 15].

РОЗДІЛ 4

ЛІКУВАЛЬНА ТАКТИКА ТА КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ПЕРЕБИГУ ЗРОЩЕННЯ
ПОЛІФРАКТУР СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

Лікування переломів стегнової кістки в різних анатомо-функціональних утвореннях при одночасному пошкодженні в I-й клінічній групі (порівняння) полягало в застосуванні виключно хірургічного методу лікування. Застосування фіксаційного, екстензійного та функціонального методів лікування неможливе у таких пацієнтів з наступних причин:

- поліфрактури стегнової кістки є нестабільними пошкодженнями, а оперативна стабілізація кісткових уламків є передумовою успішного лікування травматичного шоку;
- такі переломи є складовою поєднаних пошкоджень і потребують негайної стабілізації;
- скелетне витягнення використовується як засіб, що передуює остеосинтезу;
- неможливість репозиції кісткових фрагментів при екстензійному методі в переважній більшості випадків.

4.1. Хірургічне лікування постраждалих з одночасними переломами в діафізарному та проксимальному відділах стегнової кістки (група порівняння)

В даній підгрупі постраждалих з одночасним пошкодженням проксимального та діафізарного відділів стегнової кістки було 12 хворих, серед яких було 8 чоловіків та 4 жінки. Поліфрактури стегнової кістки за типом перелому згідно класифікації AO/ASIF представлені в таблиці 4.1.

Переломи типів В та С проксимального відділу стегнової кістки для порівняння в дану підгрупу дослідження не ввійшли, оскільки загальноприйнятим стандартом лікування переломів типу В є остеосинтез трьома каню-

льованими або стандартними спонгіозними гвинтами, або DHS-системою, де реалізується принцип компресії кісткових відламків, а не шинування.

Таблиця 4.1

Розподіл переломів стегнової кістки в залежності від типу перелому згідно класифікації AO/ASIF

| Локалізація перелому | Тип перелому | | | | | | Усього |
|----------------------|--------------|----|----|----|----|----|--------|
| | A1 | A2 | A3 | B1 | B2 | B3 | |
| Діафіз | 4 | 2 | 3 | 1 | 1 | 1 | 12 |
| Проксимальний відділ | 6 | 3 | 3 | - | - | - | 12 |
| Усього | 10 | 5 | 6 | 1 | 1 | 1 | 24 |

Також, для коректного порівняння переломи проксимального відділу стегнової кістки типу С, а саме – внутрішньосуглобові, переломи головки стегнової кістки із переломами або без переломів шийки (медіальні) в дану підгрупу дослідження також не ввійшли, оскільки при таких зонах пошкодження показана відкрита репозиція з трансхондральним остеосинтезом гвинтами, також можливо виконати остеосинтез канюльованими гвинтами.

У випадках переломів проксимального відділу стегнової кістки типів В та С особам, старшим 75 років з субкомпенсованою соматичною патологією, показане однополюсне ендопротезування кульшового суглоба.

У даній клінічній підгрупі 12 постраждалим було виконано 18 оперативних втручань. У двох пацієнтів остеосинтез кісткових фрагментів було здійснено пластинами LCP одночасно в двох анатомо-функціональних утвореннях. У трьох хворих накістковий спосіб фіксації був поєднанням остеосинтезу проксимального відділу за допомогою DHS-методики та пластин I-II генерації, у одного – виконаний остеосинтез обох ушкоджених анатомо-функціональних зон подовженою версією DHS (табл. 4.2).

Способи остеосинтезу переломів стегнової кістки в двох анатомо-функціональних утвореннях

| Спосіб остеосинтезу | | | | | | Усього оперативних втручань |
|--|--|---------------------------------|--|----------------------------------|---------------------------------------|-----------------------------|
| накістковий | | апаратний (зовнішньої фіксації) | репозиційний (канюльовані або спонгіозні подовжені гвинти) | інтрамедулярний | | |
| пластини із кутовою стабільністю (LCP) | пластини традиційні (I-II генерації та DHS) та подовжена DHS | | | інтрамедулярний стержень Кюнчера | блокуючий інтрамедулярний остеосинтез | |
| 2 | 7 | 3 | 3 | 2 | 1 | 18 |

Двом постраждалим переломи діяфізів стегнової кістки синтезували за методикою Кюнчера, переломи вертлюгової зони – гвинтами. Причому інтрамедулярний стержень заводили ретроградно відкритим способом. Одному пацієнту аналогічні переломи синтезували наступним чином: діяфіз за методикою БЮС, перелом проксимального відділу – подовженими гвинтами. Тобто принцип шинування кісткових фрагментів в двох анатомо-функціональних утвореннях реалізований за допомогою двох металевих конструкцій та двох різних способів остеосинтезу.

Трьом хворим фіксація переломів стегнової кістки в проксимальному і діяфізарному відділах була виконана за допомогою апаратів зовнішньої фіксації. Вибір черезкісткового способу остеосинтезу був зумовлений значним набряком м'яких тканин та пошкодженням шкіри травмованого сегмента. В цих клінічних випадках реалізований принцип шинування і компресії кісткових фрагментів за допомогою одного способу остеосинтезу і однієї металоконструкції.

Наводимо клінічний приклад.

Хворий К., 50 років. Медична карта стаціонарного хворого № 4800. Травму отримав внаслідок ДТП. Тяжкість ушкодження за ISS – 9 балів. Після клініко-рентгенологічного обстеження діагностований закритий перелом шийки та середньої третини лівої стегнової кістки (рис. 4.1).

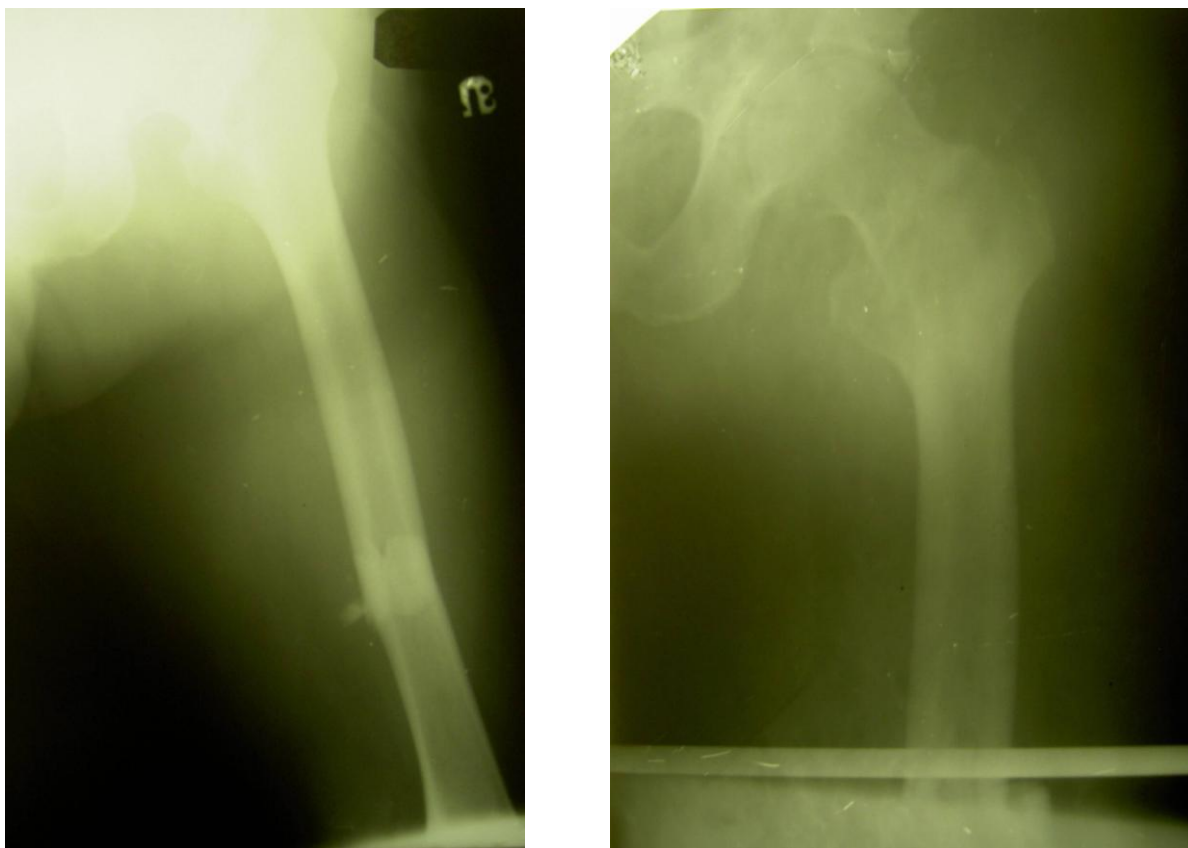


Рис. 4.1. Фотовідбиток рентгенограм хворого К., 50 років Закритий перелом шийки та середньої третини лівої стегнової кістки зі зміщенням уламків.

Після проведеного клініко-рентгенологічного обстеження та консультацій суміжними фахівцями хворому була налагоджена система скелетного витяжіння за стегнову кістку. Після репозиції відламків шийки стегнової кістки хворому був виконаний закритий репозиційний остеосинтез шийки лівої стегнової кістки подовженими гвинтами (рис. 4.2).

В плановому порядку хворому був виконаний блокуючий інтрамедулярний остеосинтез лівої стегнової кістки (рис. 4.3).

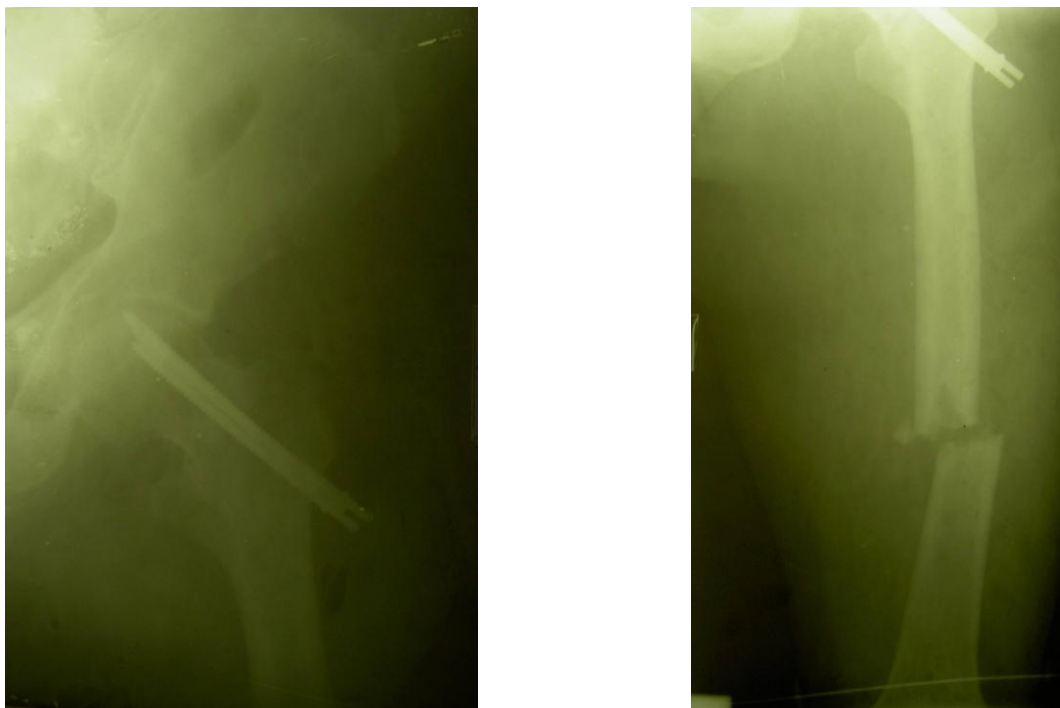


Рис. 4.2. Фотовідбиток рентгенограм хворого К., 50 років Виконаний закритий репозиційний остеосинтез шийки лівої стегнової кістки подовженими гвинтами.

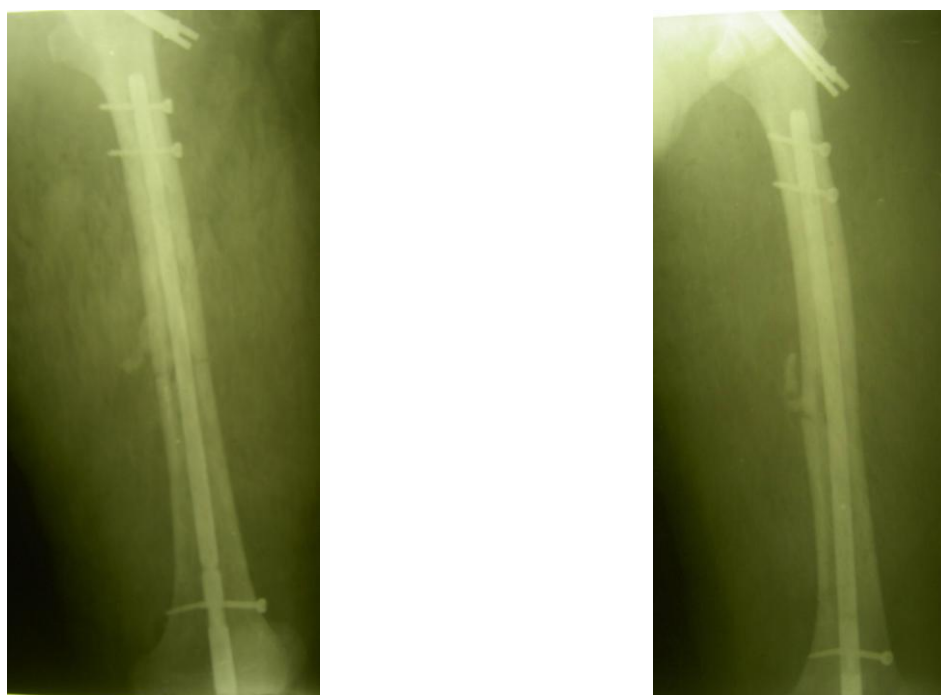


Рис. 4.3. Фотовідбиток рентгенограм хворого К., 50 років Виконаний блокуючий інтрамедулярний остеосинтез лівої стегнової кістки.

На контрольному огляді через 12 місяців з моменту травми виявлено

зрощення відламків шийки та діяфізу лівої стегнової кістки (рис. 4.4).



a)



б)

Рис. 4.4. Фотовідбиток рентгенограми (а) та загальний вигляд (б) хворого К., 50 років. Зрощення відламків шийки та діяфізу лівої стегнової кістки. Термін 12 місяців з моменту травми.

Рентгенологічну картину стегнової кістки хворого К. після видалення металоконструкцій через 18 місяців після травми представлено на рис. 4.5.

Динамічна стегнова система (DHS) використовувалася для остеосинтезу проксимального відділу стегна в двох випадках в поєднанні з остеосинтезом діяфізарного перелому пластиною. Тобто принцип компресії та шинування кісткових фрагментів в двох анатомо-функціональних утвореннях реалізований за допомогою двох металевих конструкцій, та одного способу остеосинтезу.

У одного хворого подовжена версія динамічної стегнової системи була застосована для остеосинтезу кісткових фрагментів одночасно в обох

анатомо-функціональних утвореннях. Тобто принцип шинування і компресії кісткових відламків реалізований за допомогою однієї металевої конструкції та одного способу остеосинтезу.

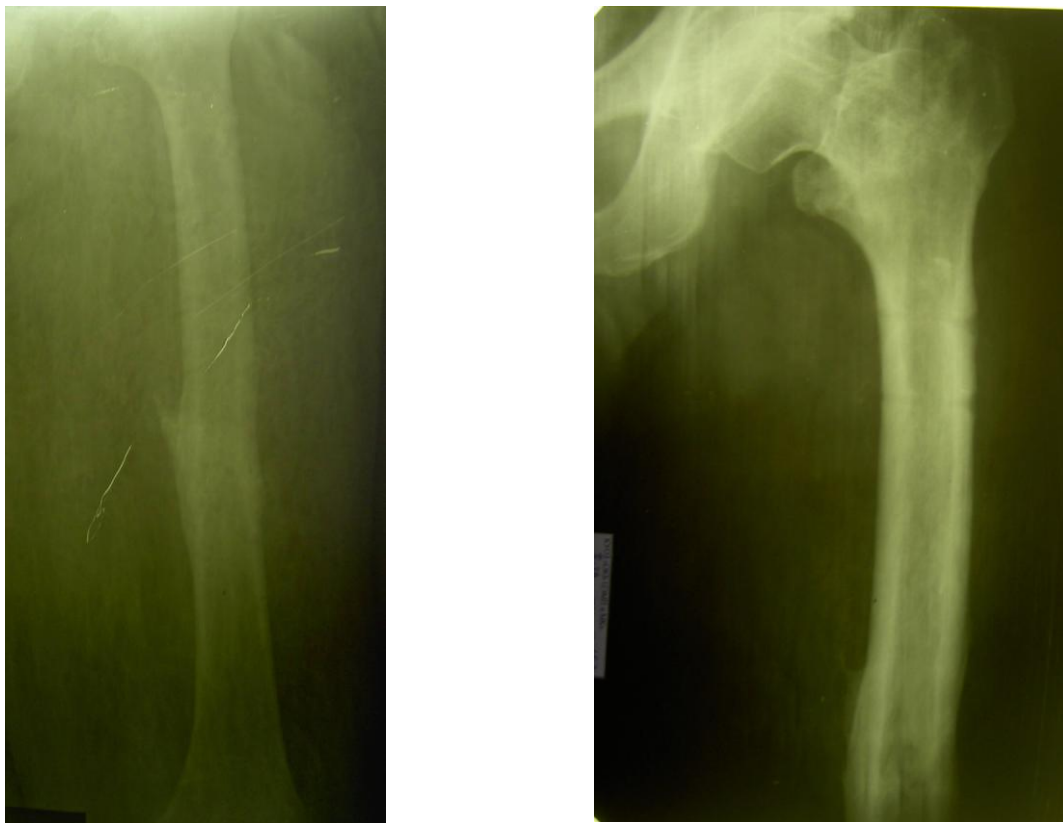


Рис. 4.5. Фотовідбиток рентгенограм хворого К., 50 років, після видалення металоконструкцій, термін 18 місяців з моменту травми. Повне анатомо-функціональне відновлення кінцівки.

4.2. Хірургічне лікування постраждалих з одночасними переломами в діафізарному та дистальному відділах стегнової кістки (контрольна група)

Одночасне пошкодження стегнової кістки в діафізарному та дистальному відділах було виявлене у 13 хворих, серед яких 10 чоловіків і 3 жінки. Поліфрактури стегнової кістки за типом перелому згідно класифікації АО/ASIF представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3

Розподіл переломів стегнової кістки в залежності від типу перелому за класифікацією АО

| Локалізація перелому | А | | | В | | | С | | | Всього |
|----------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|--------|
| | A1 | A2 | A3 | B1 | B2 | B3 | C1 | C2 | C3 | |
| Діафіз | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 13 |
| Дистальний відділ | 2 | 3 | 2 | 2 | 3 | - | 1 | - | - | 13 |
| Всього | 4 | 4 | 3 | 4 | 4 | 1 | 3 | 1 | 2 | 26 |

В даній клінічній підгрупі 13 постраждалим було виконано 21 оперативне втручання (табл. 4.4). У двох постраждалих для остеосинтезу була застосована динамічна конділярна система в поєднанні з накістковим остеосинтезом діафізарного перелому. Тобто реалізований принцип шинування та компресії завдяки двом металевим конструкціям.

Таблиця 4.4

Способи остеосинтезу переломів стегнової кістки в двох анатомо-функціональних утвореннях

| Спосіб остеосинтезу | | | | | Усього оперативних втручань |
|--|---|---------------------------------|--|------------------|-----------------------------|
| накістковий | | апаратний (зовнішньої фіксації) | репозиційний (канюльовані спонгіозні гвинти або болт-зтяжка) | інтрамедулярний | |
| пластини із кутовою стабільністю (LCP) | пластини традиційні (I-II генерації та DCS) | | | стержень Кюнчера | |
| 2 | 8 | 3 | 6 | 2 | 21 |

Ще двом хворим остеосинтез дистального та діафізарного відділів був виконаний пластинами LCP. В цих клінічних випадках була використана одна металева конструкція та реалізований принцип компресії та шинування. Трьом хворим остеосинтез двох анатомо-функціональних утворень стегнової кістки був виконаний за допомогою апаратів зовнішньої фіксації, тим самим реалізувався принцип компресії та шинування. Чотирьом пацієнтам був виконаний накістковий остеосинтез діафізарного перелому та репозиційний остеосинтез болтом-зтяжкою конділярного перелому. Тобто принцип шинування та компресії здійснений завдяки двом різним металевим конструкціям та двома способами остеосинтезу. Ще у двох хворих поєднували інтрамедулярний остеосинтез діафізарного перелому з репозиційним за допомогою болта-зтяжки конділярного перелому. Тобто також завдяки двом різним конструкціям та способам остеосинтезу виконано і шинування, і компресію кісткових фрагментів.

4.3. Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки

Анатомо-функціональні результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки оцінювали за двома системами – за допомогою стандартів оцінки якості лікування пошкоджень і захворювань органів руху і опори, викладених в Наказі МОЗ України №41 від 30.03.94 року «Про регламентацію ортопедо-травматологічної допомоги в Україні» відповідно до змін, запропонованих А.В. Калашніковим (2006) [28, 140] та системи оцінки якості лікування С.Д. Тумяна (1983) [141] (табл. 4.5).

Результати лікування постраждалих з поліфрактурами в діафізарному та дистальному відділах стегнової кістки представлені в табл. 4.6.

Загальні результати лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки обох локалізацій представлені в табл. 4.7.

Таблиця 4.5

**Результати лікування постраждалих з одночасними переломами в
діафізарному та проксимальному відділах стегнової кістки**

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | |
|----------------------|--|------|-----------------|------|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | за С.Д. Тумяном | |
| | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 8 | 66,6 | 8 | 66,6 |
| Задовільні | 2 | 16,7 | 2 | 16,7 |
| Незадовільні | 2 | 16,7 | 2 | 16,7 |
| Всього | 12 | 100 | 12 | 100 |

Таблиця 4.6

**Результати лікування постраждалих з одночасними переломами в
діафізарному та дистальному відділах стегнової кістки**

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | |
|----------------------|--|------|-----------------|------|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | за С.Д. Тумяном | |
| | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 7 | 53,8 | 6 | 46,1 |
| Задовільні | 4 | 30,8 | 4 | 30,8 |
| Незадовільні | 2 | 15,4 | 3 | 23,1 |
| Всього | 13 | 100 | 13 | 100 |

На нашу думку, система оцінки результатів за С.Д. Тумяном є більш інформативною, оскільки вказує на більший відсоток незадовільних результатів.

Результати оцінки якості життя постраждалих I клінічної групи з

поліфрактурами стегнової кістки за шкалою EuroQol – 5D представлені в табл. 4.8.

Таблиця 4.7

Результати лікування постраждалих І клінічної групи з поліфрактурами стегнової кістки

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | |
|----------------------|--|-----|-----------------|-----|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | за С.Д. Тумяном | |
| | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 15 | 60 | 14 | 56 |
| Задовільні | 6 | 24 | 6 | 24 |
| Незадовільні | 4 | 16 | 5 | 20 |
| Всього | 25 | 100 | 25 | 100 |

Таблиця 4.8

Результати оцінки якості життя постраждалих І клінічної групи з поліфрактурами стегнової кістки за шкалою EuroQol – 5D

| Результати | Терміни оцінки, міс | | | | | |
|--------------|---------------------|-----|------|-----|------|-----|
| | 3 | | 6 | | 12 | |
| | абс. | % | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 13 | 52 | 14 | 56 | 15 | 60 |
| Задовільні | 8 | 32 | 7 | 28 | 6 | 24 |
| Незадовільні | 4 | 16 | 4 | 16 | 4 | 16 |
| Всього | 25 | 100 | 25 | 100 | 25 | 100 |

Аналізуючи показники якості життя в процесі медико-фізичної реабілітації постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки слід відмітити її

пряму залежність від показників анатомо-функціональних результатів лікування саме в термін 12 місяців. Показники якості життя в даній клінічній групі в терміни 3 і 6 місяців суттєво не відрізняються (рис. 4.6).

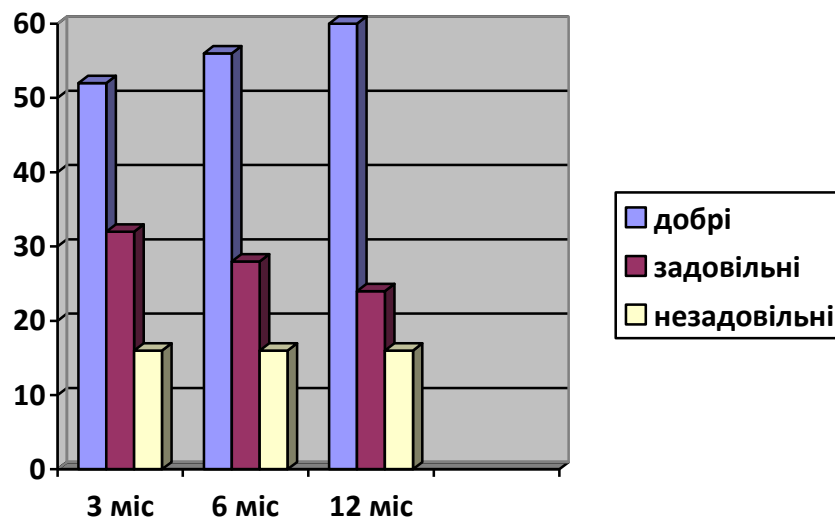


Рис. 4.6. Показники якості життя хворих I клінічної групи за шкалою EuroQol – 5D.

Якість життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки при застосуванні існуючих способів остеосинтезу протягом всього періоду реабілітації в 16 % є незадовільною, в $28 \pm 2,83$ % частково і лише в $56 \pm 2,83$ % повністю задовольняє пацієнтів.

Саме така динаміка якості життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки свідчить про їх невдоволеність існуючими способами остеосинтезу на етапах медичної реабілітації.

Таким чином, можна констатувати той факт, що якість життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки зберігає схожу тенденцію протягом всього періоду консолідації кісткових фрагментів та періоду реабілітації, які у постраждалих даної клінічної групи не завжди співпадають.

Основні положення розділу оприлюднені в наступних роботах [86, 148].

РОЗДІЛ 5

ОБГРУНТУВАННЯ ЛІКУВАЛЬНОЇ ТАКТИКИ ПОСТРАЖДАЛИХ З ПОЛІФРАКТУРАМИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

Враховуючи дані біомеханічного дослідження, а саме порівняльний аналіз ПДС стегнової кістки після остеосинтезу проксимального відділу і середини діяфіза та середини діяфіза і дистального відділу стегнової кістки при різних варіантах розташування площини перелому в проксимальному та дистальному відділах, в клінічній практиці доцільно використовувати одну металоконструкцію – блокований стержень. Це є можливим, оскільки блокуючий інтрамедулярний остеосинтез дозволяє реалізовувати як принцип шинування (стандартні, анатомічно передвигнуті, реконструктивні стержні), так і принцип компресії кісткових відламків (подовжений гама-стержень, універсальні стержні, стержні з болтами-зтяжками тощо). Цей спосіб остеосинтезу має суттєві переваги саме для лікування множинних переломів стегнової кістки, якими є:

- малоінвазивність та малотравматичність;
- біомеханічно обрнтована висока стабільність фіксації;
- можливість динамізації конструкції в процесі консолідації;
- висока вірогідність закритого способу остеосинтеза;
- комфортність та безпечність для пацієнта.

5.1. Обґрунтування доцільності остеосинтезу блокованими стержнями поліфрактур стегнової кістки в діяфізарному та проксимальному відділах (основна група)

Постраждалих з переломом стегнової кістки в діяфізарному та проксимальному відділах в даній підгрупі було 9, серед яких 6 чоловіків та 3 жінки. Поліфрактури стегнової кістки за типом перелому згідно класифікації АО/ASIF представлені в таблиці 5.1.

Розподіл переломів стегнової кістки в залежності від типу перелому за класифікацією АО

| Локалізація перелому | А | | | В | | | Усього |
|----------------------|----|----|----|----|----|----|--------|
| | А1 | А2 | А3 | В1 | В2 | В3 | |
| Діафіз | 3 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 9 |
| Проксимальний відділ | 2 | 3 | 3 | - | 1 | - | 9 |
| Усього | 5 | 5 | 4 | 1 | 2 | 1 | 18 |

Оскільки множинні переломи стегнової кістки частіше є структурним компонентом поєднаних пошкоджень, до всіх пацієнтів була застосована лікувально-хірургічна тактика «Damage control». В даному аспекті слід розрізняти використання тактики «Damage control» не тільки по життєвим, а також і по медико-тактичним показникам. Хоча техніка скорочених операцій в цих групах постраждалих практично однакова, але цілі та методика реалізації тактики значно відрізняються.

Тяжкість стану хворих оцінювалася за шкалою ISS та коливалася в межах 12 – 40 балів. Оперативне лікування хворих з використанням блокуючого інтрамедулярного стержня виконувалось на 7 – 12 добу з моменту отримання травми. Це було пов'язано з необхідністю стабілізації стану пацієнтів, додатковим обстеженням хворих (УЗД, СКТ, ЯМРТ, рентгенологічне обстеження) та вирішенням ряду медико-тактичних задач.

Шістьом хворим був виконаний БІОС з використанням реконструктивного стержня, у двох пацієнтів був застосований імплантат Gamma подовженої версії, одній пацієнтці виконана фіксація переломів за допомогою стержня системи Fixion, що саморозширюється. Тривалість оперативних втручань була в межах 1 – 2 годин. Завдяки мінімальним хірургічним доступам з 2 – 3-го дня післяопераційного періоду повноцінно проводилося ЛФК оперованих кінцівок, ходьба з допомогою милиць із дозованим навантажен-

ням (приблизно 20 %) на оперовану кінцівку, яке розраховувалось за допомогою напідложних терезів. Відновлення рухів в суміжних суглобах розпочинали у всіх постраждалих на другу добу.

Наводимо клінічний приклад.

Хворий М., 37 років. Медична карта стаціонарного хворого № 1730. Доставлений машиною швидкої медичної допомоги у відділення політравми ХОКЛ. Пацієнт був обстежений клініко-рентгенологічно, встановлений діагноз: поєднана травма: гостра закрыта черепно-мозкова травма, струс головного мозку, закрыта травма черева, розрив селезінки, закрытий перелом лівої стегнової кістки: проксимального відділу типу A2 та діяфізу типу A2 (рис. 5.1). ISS 19 балів.

Була застосована лікувально-хірургічна тактика «Damage control» – в ургентному порядку виконана стабілізація переломів апаратом зовнішньої фіксації на стержневій основі, з подальшим виконанням БІОС реконструктивним стержнем на 12-у добу з моменту отримання травми (рис. 5.2).

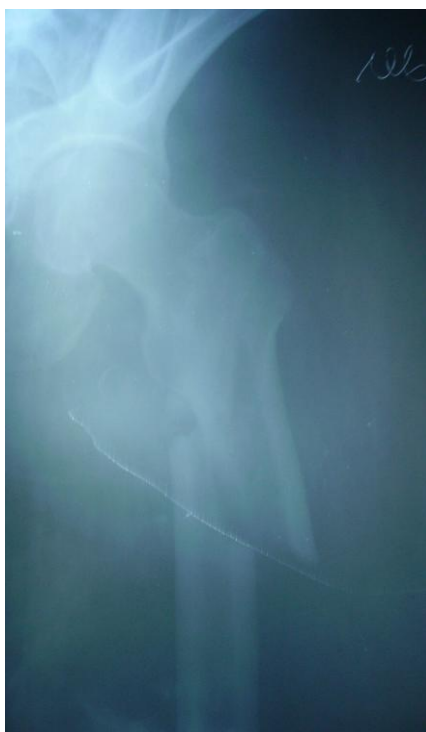


Рис. 5.1. Фотовідбиток рентгенограма хворого М., 37 років. Закрытий уламковий лівої стегнової кістки: проксимального відділу типу A2 та діяфізу типу A2.

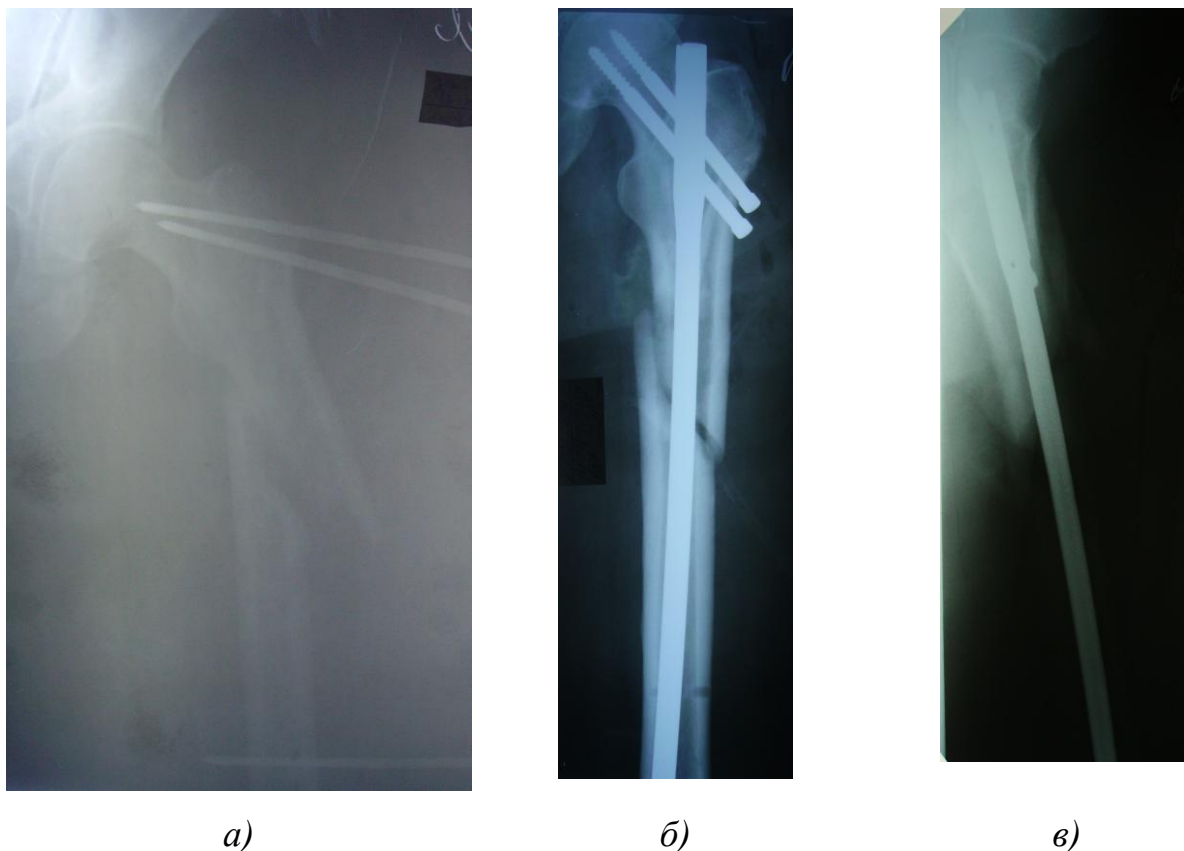


Рис. 5.2. Фотовідбитки рентгенограм хворого М., 37 років: а) – після стабілізації переломів апаратом зовнішньої фіксації на стержневій основі; б), в) – після блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу реконструктивним стержнем.

У подальшому хворий виконував наші рекомендації щодо рухового режиму та режиму навантаження на оперовану кінцівку, проводилися курси лікувальної фізкультури, масажу, фізіо-функціонального лікування. Через 8 міс. настало зрощення переломів (рис. 5.3).

5.2. Обґрунтування доцільності остеосинтезу блокованими стержнями поліфрактур стегнової кістки з одночасними переломами в діяфізарному та дистальному відділах (основна група)

Одночасне пошкодження діяфізарного та дистального відділів

стегнової кістки було виявлене у 14 хворих, серед яких 10 чоловіків та 4 жінки. Поліфрактури стегнової кістки за типом перелому згідно класифікації AO/ASIF представлені в таблиці 5.3.



Рис. 5.3. Фотовідбиток рентгенограм стегнової кістки хворого М., 37 років через 8 міс. Консолідація кісткових фрагментів.

Всі пацієнти лікувалися згідно принципів лікувально-хірургічної тактики «Damage control». Тяжкість стану хворих оцінювалась за шкалою ISS, та коливалась в межах від 12 до 40 балів. Остаточне оперативне лікування хворих, тобто блокуючий інтрамедулярний остеосинтез, виконувалось на 7 – 14 добу з моменту травмування, що було пов'язано з необхідністю стабілізації загального стану постраждалих та вирішенням певних медико-тактичних задач.

Дев'ять хворих було прооперовано з застосуванням дистального

стегнового стержня при одночасному пошкодженні діафізу та виростків стегнової кістки, п'яти пацієнтам остеосинтез переломів був виконаний за допомогою інтрамедулярного блокованого стержня з застосуванням болтів-зтяжок.

Таблиця 5.3

Розподіл переломів стегнової кістки в залежності від типу перелому

| Локалізація перелому | А | | | В | | | С | | | Усього |
|----------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|--------|
| | А1 | А2 | А3 | В1 | В2 | В3 | С1 | С2 | С3 | |
| Діафіз | 4 | 3 | 2 | 1 | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 14 |
| Дистальний відділ | 2 | 2 | 3 | 0 | 3 | 1 | 2 | 1 | 0 | 14 |
| Усього | 6 | 5 | 5 | 1 | 5 | 3 | 2 | 1 | 0 | 28 |

Тривалість оперативного втручання була в межах від півтори до двох з половиною годин. Завдяки мінімальним хірургічним доступам з 2 – 3-го дня післяопераційного періоду повноцінно проводилося ЛФК оперованих кінцівок, ходьба з допомогою милиць без навантаження на кінцівку протягом 14 діб, після чого розпочинали дозоване навантаження з 10 %, причому кожні 10 діб його збільшували на 10 %. Відновлення рухів в суміжних суглобах розпочинали у всіх постраждалих на сьому добу.

Наводимо клінічний приклад.

Хвора О., 28 років. Медична карта стаціонарного хворого № 23489. Доставлена машиною швидкої медичної допомоги у відділення політравми. Пацієнтка обстежена клініко-рентгенологічно, був встановлений діагноз: закрита гостра черепно-мозкова травма, струс головного мозку, перелом ІІ-ІІІ ребер справа, перелом правої стегнової кістки: дистального відділу типу В2 та діафізу типу В3 (рис. 5.4). ISS 14 балів.

У подальшому хвора виконувала наші рекомендації, проводилися курси лікувальної фізкультури, масажу та фізіо-функціонального лікування.

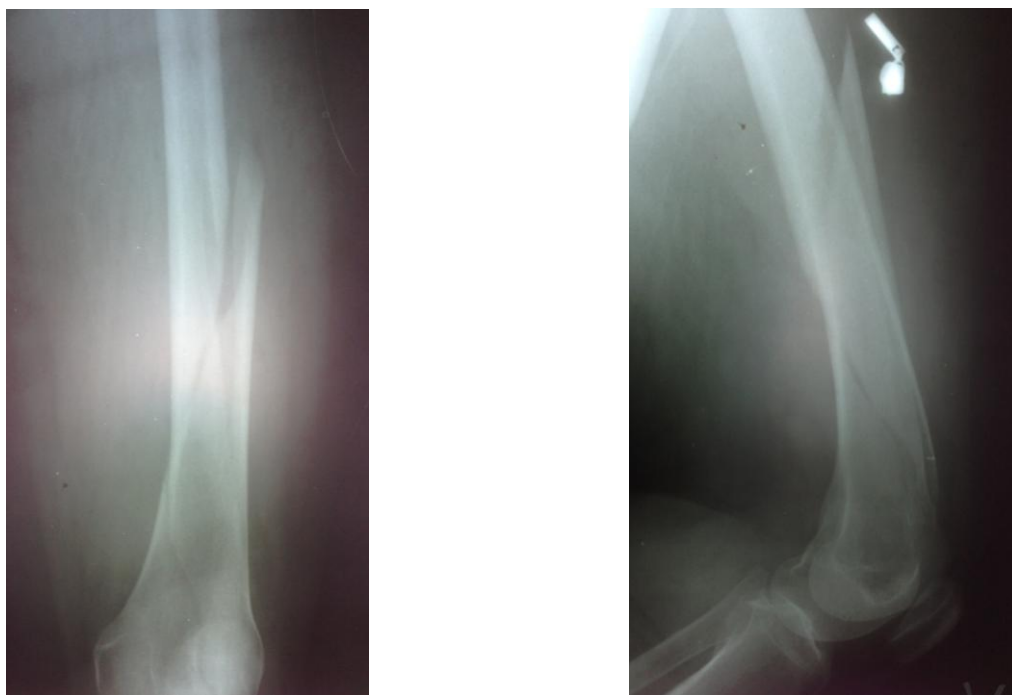


Рис. 5.4. Фотовідбиток рентгенограм хворої О., 28 років. Закритий перелом стегнової кістки: дистального відділу типу В2 та діяфізу типу В3.

Застосована лікувально-хірургічна тактика «Damage control», на 10-у добу був виконаний БІОС (рис. 5.5). Через 6 міс настало зрощення переломів (рис. 5.6).

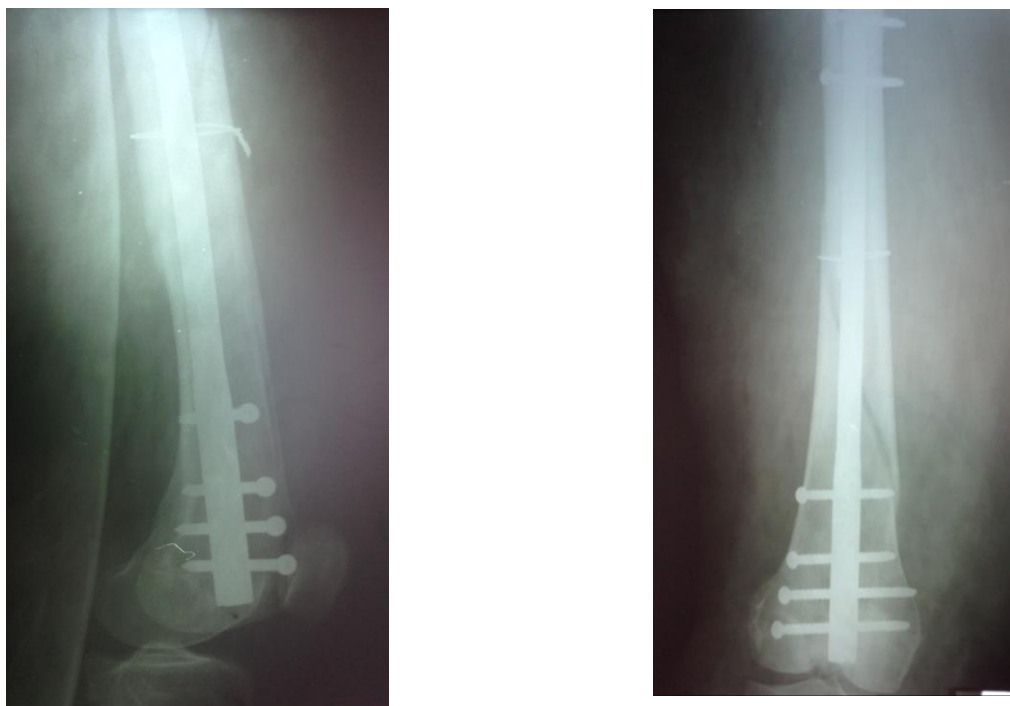


Рис. 5.5. Фотовідбиток рентгенограм хворої О., 28 років після БІОС.

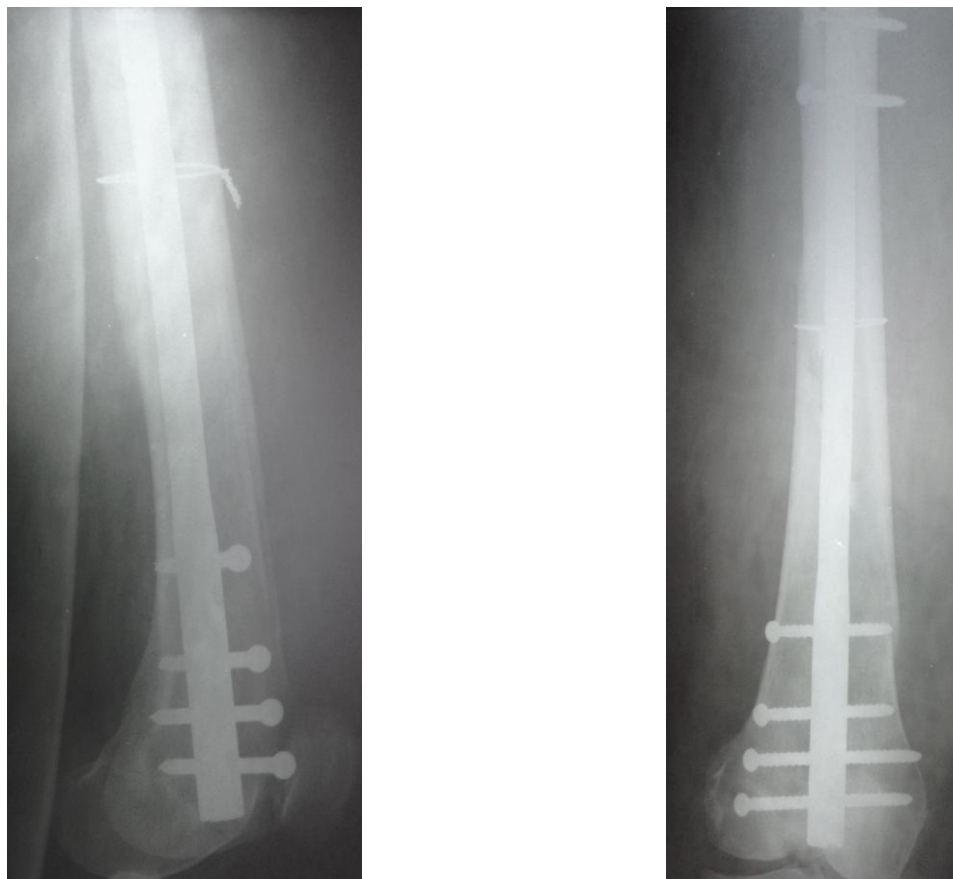


Рис. 5.6. Фотовідбиток рентгенограм стегнової кістки хворої О., 28 років через 6 міс. Консолідація кісткових фрагментів.

Хворий К., 45 років. Медична карта стаціонарного хворого № 24345. Доставлений машиною швидкої медичної допомоги у відділення політравми. Травма одержана під час ДТП за 50 хвилин до госпіталізації. Хворий був обстежений клініко-рентгенологічно, встановлений діагноз: закрыта гостра черепно-мозкова травма, струс головного мозку, забій грудної клітини, закрыта тупа травма черева, розрив селезінки, закритий перелом лівої стегнової кістки: проксимального відділу типу А3, діафізу типу С2 та дистального відділу типу С2, перелом надколінка зліва. ISS 26 балів (рис. 5.7).

Застосована лікувально-хірургічна тактика «Damage control» – в ургентному порядку виконана стабілізація переломів апаратом зовнішньої фіксації на стержневій основі, з подальшим виконанням БІОС з застосуванням болтів-зтяжок через 15 діб з моменту отримання травми.



а)

б)

в)

Рис. 5.7. Фотовідбитки рентгенограм хворого К., 45 років: а) – після стабілізації переломів апаратом зовнішньої фіксації на стержневій основі; б), в) – після БІОС стержнем з застосуванням болтів-зтяжок та напруженого остеосинтеза надколінка.

У подальшому хворий виконував наші рекомендації щодо рухового режиму та режиму навантаження на оперовану кінцівку, проводилися курси лікувальної фізкультури, масажу, фізіо-функціонального та відновного лікування. Через 6 міс настало зрощення переломів (рис. 5.8). Від видалення металоконструкції хворий відмовився.

5.3. Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки

Результати лікування хворих II (основної) групи з одночасними переломами стегнової кістки в діафізарному та проксимальному відділах

представлені в таблиці 5.4.



Рис. 5.8. Фотовідбиток рентгенограм стегнової кістки хворого К., 45 років через 6 міс. Консолідація кісткових фрагментів.

На нашу думку, як і в статистичних дослідженнях групи порівняння, система оцінки результатів лікування хворих II (основної) групи за С.Д. Тумяном (1983) також є більш інформативною.

Результати лікування хворих з одночасними переломами стегнової кістки в діафізарному та дистальному відділах представлені в таблиці 5.5.

Загальні результати лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки обох підгруп II (основної) групи представлені в табл. 5.6.

Як і в I групі (контрольній) якість життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки в II групі оцінювали за шкалою EuroQoI –

5D (табл. 5.7).

Таблиця 5.4

**Оцінка анатомо-функціональних результатів постраждалих з
одночасними переломами в діафізарному та проксимальному відділах**

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | |
|----------------------|--|------|-----------------|-----|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | за С.Д. Тумяном | |
| | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 8 | 88,8 | 9 | 100 |
| Задовільні | 1 | 11,2 | - | - |
| Незадовільні | - | - | - | - |
| Усього | 9 | 100 | 9 | 100 |

Таблиця 5.5

**Результати лікування постраждалих з одночасними переломами в
діафізарному та дистальному відділах стегнової кістки**

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | |
|----------------------|--|------|-----------------|------|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | за С.Д. Тумяном | |
| | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 12 | 85,8 | 11 | 78,5 |
| Задовільні | 2 | 14,2 | 3 | 21,5 |
| Незадовільні | - | - | - | - |
| Усього | 14 | 100 | 14 | 100 |

Таблиця 5.6

**Результати лікування постраждалих II клінічної групи з
поліфрактурами стегнової кістки**

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | |
|----------------------|--|------|-----------------|------|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | за С.Д. Тумяном | |
| | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 20 | 86,9 | 19 | 82,6 |
| Задовільні | 3 | 13,1 | 4 | 17,4 |
| Незадовільні | - | - | - | - |
| Усього | 23 | 100 | 23 | 100 |

Таблиця 5.7

**Результати оцінки якості життя постраждалих II клінічної групи з
поліфрактурами стегнової кістки за шкалою EuroQol – 5D**

| Результати | Терміни оцінки, міс | | | | | |
|---------------|---------------------|------|------|------|------|------|
| | 3 | | 6 | | 12 | |
| | абс. | % | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 18 | 78,2 | 20 | 86,9 | 20 | 86,9 |
| Задовільні | 5 | 21,8 | 3 | 13,1 | 3 | 13,1 |
| Не задовільні | - | - | - | - | - | - |
| Усього | 23 | 100 | 23 | 100 | 23 | 100 |

Отже, як видно з даних, наведених у таблиці 5.7, показники якості життя в процесі медико-фізичної реабілітації постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки в даній клінічній групі в терміни 3, та 6 і 12 місяців достовірно відрізняються (78,2 % та 86,9 % відповідно), тому можна констатувати той факт, що якість життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки зберігає позитивну динаміку протягом всього періоду

консолідації кісткових фрагментів та періоду реабілітації.

Якість життя постраждалих після моноостеосинтезу поліфрактур стегнової кістки в $84 \pm 3,55$ % повністю задовольняє пацієнтів протягом всього періоду реабілітації, в $16 \pm 3,55$ % лише частково, та не залежить від терміну консолідації кісткових фрагментів.

5.4. Порівняльна характеристика результатів лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки

Анатомо-функціональні результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки суттєво відрізняються в першій та другій клінічних групах (табл. 5.8).

Таблиця 5.8

Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки

| Результати лікування | Система оцінки результатів лікування переломів довгих кісток | | | | | | | |
|----------------------|--|-----|----------|------|-----------------|-----|----------|------|
| | згідно рекомендацій МОЗ України | | | | за С.Д. Тумяном | | | |
| | І група | | ІІ група | | І група | | ІІ група | |
| | абс. | % | абс. | % | абс. | % | абс. | % |
| Добрі | 15 | 60 | 20 | 86,9 | 14 | 56 | 19 | 82,6 |
| Задовільні | 6 | 24 | 3 | 13,1 | 6 | 24 | 4 | 17,4 |
| Незадовільні | 4 | 16 | - | - | 5 | 20 | - | - |
| Усього | 25 | 100 | 23 | 100 | 25 | 100 | 23 | 100 |

Навіть враховуючи дві системи оцінки результатів лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки в обох клінічних групах, коректність порівняння за віком, статтю, механізмом ушкодження,

застосуванням тотожних хірургічних концепцій, локалізації пошкодження та характеру перелому, добрих результатів в II клінічній групі значно більше. Задовільні результати лікування також достовірно розрізнялися в обох клінічних групах, в контрольній групі їх було значно більше. Проте незадовільні результати лікування в I клінічній групі становили 20 %, а в II клінічній групі їх не було зовсім.

Аналізуючи результати лікування одночасних пошкоджень проксимального відділу та діяфізу стегнової кістки в I клінічній групі добрі результати відмічені при використанні накісткового остеосинтезу LCP пластинами та апаратами зовнішньої фіксації, де бал оцінки становив 11. Такий результат можна обґрунтувати використанням одного способу остеосинтезу, одного фіксатора та реалізації в повній мірі принципу шинування. Хоча пацієнти зі стабілізацією кісткових фрагментів апаратами зовнішньої фіксації в процесі медичної та фізичної реабілітації відмічали певний дискомфорт та потребу в постійній профілактиці гнійно-інфекційних ускладнень в місцях виходу спиць та стержнів. Проте, хоча і розладів репаративного остеогенезу не відмічалось, період фізичної реабілітації був подовжений порівняно з таким у хворих II клінічної групи.

Слід зазначити, що добрі анатомо-функціональні результати були отримані і у двох хворих при поєднанні блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу діяфізарного відділу стегнової кістки та подовжених гвинтів в проксимальному відділі, але післяопераційний ортопедичний режим суттєво відрізнявся від такого у хворих II клінічної групи, а саме дозоване навантаження розпочинали значно пізніше, ходьба на милицях протягом двох місяців, що безпосередньо відбивалося на якості життя. Такі результати можна пояснити малоінвазивною хірургічною технологією, остеосинтез анатомо-функціональних зон виконувався в закритий спосіб в компресійно-динамічному режимі діяфізарного перелому, що є актуальним саме в період бездозованого навантаження.

В II клінічній групі постраждалих з одночасним пошкодженням

проксимального відділу та діяфізу стегнової кістки добрі результати становили 17,4 %, де при використанні блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу був збережений малоінвазивний принцип та також в повній мірі реалізований принцип шинування, тобто повна відповідність фіксатора способу остеосинтезу. Якість життя у таких хворих в процесі медичної та фізичної реабілітації була набагато кращою. Період фізичної реабілітації повністю співпадав з періодом консолідації кісткових фрагментів. Необхідності відновлення рухів в суміжних суглобах практично не було. Бал оцінки становив 12.

Задовільні результати лікування в I групі відмічалися у пацієнтів при поєднанні двох різних пластин. Такі оперативні втручання є більш агресивними, оскільки виконані не за малоінвазивною технологією, а з великих оперативних розтинів без забезпечення біологічної логіки. Період медичної реабілітації значно більший в порівнянні з хворими II клінічної групи. Хоча і у всіх хворих застосовувалась хірургічна концепція «Damage control», в даному клінічному варіанті терміни кінцевого оперативного втручання складали 12 – 15 діб, оскільки виникала потреба в більш ретельній передопераційній підготовці: стабілізації загального стану постраждалих, заготівлі кровозамінників тощо. Термін консолідації та період фізичної реабілітації були подовжені в порівнянні з пацієнтами II клінічної групи, а, отже, і якість життя була гіршою. У пацієнтів II клінічної групи при остеосинтезі був збережений параосальний кровообіг, що безпосередньо відображалось на термінах остеорепації.

Незадовільні результати лікування в I клінічній групі спостерігалися при поєднанні традиційного інтрамедулярного остеосинтезу діяфізарного відділу та подовжених гвинтів в проксимальному відділі стегнової кістки, що потребувало в післяопераційному періоді накладання додаткової гіпсової іммобілізації. Зрощення діяфізарного перелому не настало в одному клінічному випадку, що в подальшому потребувало реостеосинтезу. Спостерігалось і утворення хибного суглобу в проксимальному відділі, що

також в подальшому потребувало оперативного лікування.

При наявності принаймні двох зон пошкодження в різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки інтрамедулярний остеосинтез діафізарного перелому не показаний з біомеханічних позицій. У таких пацієнтів вірогідність ротаційного зміщення досить висока навіть в період фізичної реабілітації. В одному клінічному спостереженні при поєднанні остеосинтезу двома різними пластинами виникло гнійно-інфекційне ускладнення (хронічний остеомієліт) та на його тлі порушення репаративного остеогенезу. Вірогідність гнійно-інфекційних ускладнень при таких видах остеосинтезу також досить висока, оскільки виробники фіксаторів є різні, а отже виникає різний електро-хімічний потенціал, на ґрунті якого виникають і розлади остеорепарації та створюються умови для гнійно-інфекційних ускладнень. Сама хірургічна агресія та розлади параосального кровообігу є безумовними чинниками для виникнення незадовільних результатів лікування.

Таким чином, пріоритетним способом остеосинтезу при одночасних переломах діафізу та проксимального відділу стегнової кістки є інтрамедулярний блокуючий остеосинтез. Саме у таких пацієнтів остеосинтез блокованими стержнями є сучасним малотравматичним методом, який дозволяє досягти адекватної стабілізації кісткових відламків, зберегти ендостальний кровообіг і тим самим оптимізувати процеси репаративного остеогенезу.

Накістковий остеосинтез за традиційною хірургічною технологією є конкурентно неспроможним з причин зайвої крововтрати та великих операційних доступів. Використання ж сучасних накісткових металоконструкцій є технічно більш складним.

Найгірша якість життя в процесі медичної і фізичної реабілітації виникає при остеосинтезі стегнової кістки апаратами зовнішньої фіксації на спице-стержневій основі. Вірогідність обмеження рухів в суміжних суглобах є високою.

При аналізі результатів лікування симультанного пошкодження дистального відділу та діафізу стегнової кістки в I клінічній групі добрі результати відмічені при використанні накісткового остеосинтезу подовженими версіями LCP пластин та при комбінації DCS та накісткового остеосинтезу діафізарного перелому, де бал оцінки становив 11. Спостерігалися добрі результати і при поєднанні накісткового остеосинтезу з болтами-стяжками. Від пацієнтів II клінічної групи відрізнявся також період фізичної реабілітації, який мав тенденцію до подовження. У таких хворих період дозованого навантаження та ходьби на милицях був довший.

Задовільні анатомо-функціональні результати при таких пошкодженнях у пацієнтів I клінічної групи були внаслідок остеосинтезу переломів стегнової кістки апаратами зовнішньої фіксації, оскільки виникала потреба в відновленні обсягу рухів в суміжних суглобах, а згинально-розгинальна контрактура колінного суглобу спостерігалася в усіх клінічних випадках, а це потребувало застосування додаткового фізіо-функціонального лікування. Хоча термін консолідації кісткових фрагментів й не відрізнявся від таких у хворих другої клінічної групи.

Незадовільні результати лікування при локалізації пошкоджень в двох анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки – діафізу та дистального відділу спостерігалися при оперативному з'єднанні кісткових фрагментів неблокованим інтрамедулярним стержнем в поєднанні з болтами-стяжками. Зрощення діафізарного перелому в таких випадках не наступало. Порушення репаративного остеогенезу на тлі гнійно-інфекційного ускладнення відмічалось при остеосинтезі вуглицевим стержнем в поєднанні з гвинтами. Такий результат можна пояснити надмірною хірургічною агресією та недостатньо дослідженими процесами взаємовідношень полімерних фіксаторів та кісткової тканини. В другій клінічній групі незадовільні результати не відмічались, хоча в одному клінічному спостереженні й було наявним пошкодження в трьох анатомо-функціональних утвореннях.

Отже, аналізуючи отримані результати, слід відмітити, що інтрамедулярний остеосинтез дистальними цвяхами з блокуванням найбільш показаний при одночасних навколосуглобових переломах дистального відділу та діяфізу стегнової кістки. Мала інвазивність, незначна крововтрата в поєднанні з достатньо стабільною фіксацією дозволяли постраждалим з перших післяопераційних днів пересуватися на милицях, обслуговувати себе та протягом першого тижня розпочати дозоване навантаження на оперовану кінцівку. Використання даного способу остеосинтезу при внутрішньосуглобових переломах доцільне в поєднанні з болтами-зтяжками, що забезпечує достатню фіксацію відламків навіть при повних суглобових переломах.

Використання подовжених пластин з кутовою стабільністю в поєднанні з болтами-стяжками дозволяє досягнути анатомічної репозиції уламків, забезпечити їх достатню фіксацію, можливість ранньої активізації пацієнтів без зовнішньої іммобілізації зі збереженням активних рухів в суглобі. Проте хірургічна технологія є більш агресивною, що має велике значення при переломах в різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки, які самі по собі є високоенергетичними пошкодженнями. Ризик поліорганных розладів та гнійно-інфекційних ускладнень при такому способі остеосинтезу є високим.

Спосіб черезкісткового остеосинтезу апаратами зовнішньої фіксації, як кінцевий метод лікування, має певні недоліки, а саме: обов'язковий лікарський контроль на амбулаторно-поліклінічному етапі, постійні перев'язки м'яких тканин навколо спиць та стержнів, а головне – системні заняття лікувально-фізичними вправами з метою профілактики контрактур суміжних суглобів, ризик виникнення локального остеопорозу. Саме в таких пацієнтів зовнішня конструкція є громіздкою, що й призводить до постійного дискомфорту, труднощів в гігієнічному забезпеченні, а отже і низькій якості життя протягом процесу консолідації кісткових фрагментів.

Використання існуючих методів лікування хворих з поліфрактурами

стегнової кістки дає можливість отримати шанс доброго результату лікування, рівний 1,56. Розробка та впровадження в клінічну практику запропонованої технології лікування дозволили збільшити шанси отримання добрих результатів лікування у хворих II (основної, експонованої) групи до 4,5.

Відношення шансів дорівнює (OR) = 2,9, тобто шанс отримати добрий результат в II (основній) групі майже в 3 рази вищий за I (контрольну) групу.

Шанс отримати задовільний результат в I (контрольній) групі склав $R = 0,32$, в II (основній) групі – 0,22. Шанс отримати задовільний результат в II (основній) групі майже в 1,5 разів нижчий, ніж в I (контрольній) групі.

Шанс отримати незадовільний результат в I (контрольній) групі склав $R = 0,25$, а в II (основній) групі він взагалі відсутній.

Ризик отримати незадовільний результат в I групі (порівняння) в 3,5 разів вищий за такий в II (основній) групі, задовільний – вищий в 1,4 рази. Ризик отримати незадовільний результат в II групі взагалі відсутній.

Таким чином, мета дослідження – покращити результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки шляхом застосування блокуючого інтрамедулярного моноостеосинтеза – досягнута, що підтверджується відношенням шансів отримання доброго результату у хворих II (основної) групи (OR) = 2,9, та дозволяє позбутися ризику виникнення незадовільних результатів – (RR) = 0.

Основні положення розділу оприлюднені в наступних роботах [43, 109].

РОЗДІЛ 6

АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

Складні переломи довгих кісток нижніх кінцівок, які є наслідком високоенергетичних травм, залишаються однією з найбільш важких проблем у травматології. Збільшення тяжкості цього виду травм пов'язане зі зростанням частки високоенергетичних ушкоджень у результаті дорожньо-транспортних пригод, недостатнім рівнем техніки безпеки на виробництві, зниженням життєвого рівня населення [66, 170, 186].

У структурі травм особливе місце займає політравма, яка на теперішній час є однією з трьох основних причин смертності населення [10, 100]. Частота випадків політравми в останні роки збільшилася, та досягла рівня 5,5 – 35 % серед усіх травмованих пацієнтів. Летальність при цьому складає 12,2 – 63,4 %, із них у перші 2 доби помирають до 65,1 – 70 % постраждалих (35% у перші 15 хвилин від моменту травми) [102]. На сьогодні визначені вікові аспекти клініко-епідеміологічної характеристики скелетної травми у структурі полісистемних і поліорганних уражень, а також розподіл за ступенем тяжкості стану хворих у вікових групах [38]. Слід зазначити, що у загальній структурі політравми скелетна травма сягає 65 – 70 % [40].

Множинні переломи кісток кінцівок є одним з найбільш важких видів політравми. Їх частота з кожним роком збільшується, та становить від 6,6 до 29,8% від загальної кількості переломів [53]. Такі пошкодження виникають у результаті впливу високоенергетичної травмуючої сили, при якій кісткова і навколишні м'які тканини страждають на великій протяжності [31]. Множинні пошкодження опорно-рухової системи переважають у молодих людей (53% складають чоловіки) віком 14 – 45 років [144].

Серед усіх ушкоджень кісток скелета переломи довгих кісток становлять від 48 до 70 %. При цьому переломи кісток нижніх кінцівок зустрічаються вдвічі частіше за переломи кісток верхніх кінцівок [13, 34, 74, 155, 179, 207].

Множинні ушкодження опорно-рухової системи уражають нижні кінцівки у 49,4 % випадків, верхні — у 33,2 %, таз — у 14,1 %; 75 % пацієнтів мають супутні пошкодження: голови та мозку — у 92,2%, грудної клітини — у 31,5 %, живота — у 21,3 % [35, 93, 181].

Таким чином, проблема лікування постраждалих із переломами довгих кісток на сьогодні залишається актуальною. Відсутність диференційованого підходу до вибору оптимальної методики лікування, невиправдане зволікання з оперативним втручанням, застосування застарілих технологій діагностики та лікування, а також не завжди обґрунтоване та доцільне застосування апаратів зовнішньої фіксації та накісткових металевих пластин при лікуванні постраждалих з переломами довгих кісток до цього часу не призвело до відчутного покращення результатів лікування та зниження рівня первинної інвалідності хворих [9, 49].

Питання визначення лікувальної тактики при множинних переломах на сьогодні набуло вагомості актуальності через значну медичну та соціальну значущість. Питання попередження інвалідності та скорочення термінів одужання потребує підвищення ефективності лікування множинних травм, які часто супроводжуються функціональними порушеннями [107]. Складність лікувальної тактики множинних пошкоджень опорно-рухової системи обумовлюється вибором оптимальних методів лікування та термінів їх реалізації.

Не виникає жодних сумнівів, що переломи кісток при політраумі виліковуються важче, ніж ізольовані, при цьому викликаючи більшу кількість ускладнень та несприятливих наслідків [3, 12, 25, 70, 120, 144, 204, 205].

Прихильники консервативно-вичікувальної тактики обґрунтовують свою точку зору з позицій визначення тяжкості стану постраждалих із множинною травмою кінцівок [62, 68]. Переоцінка життєвих можливостей організму при радикальному втручанні може призвести до розвитку незворотних процесів у організмі, тому остаточне оперативне лікування

переломів необхідно здійснювати у регламенті відстроченого остеосинтезу [39].

Інші дослідники [64] вважають, що консерватизм та вичікувальна тактика викликані причинами, про які не говорять, а саме: слабка матеріальна база багатьох лікувальних закладів, неможливість проведення адекватної протишокової терапії, відсутність повного набору інструментів, металоконструкцій [80], і, найголовніше - відсутність чітких тактичних установок у плані надання спеціалізованої медичної допомоги даній категорії постраждалих [2].

Тому визначення обсягу, термінів, способу та послідовності виконання стабілізації переломів кісток є надзвичайно актуальним питанням сучасної травматології, оскільки тільки остеосинтез дозволяє у найкоротші терміни відновити анатомію та функції ушкоджених сегментів, попередити інфекційні, гіпостатичні, емболічні ускладнення тощо [24].

На сьогодні фахівцями визначені основні вимоги до остеосинтезу кісток кінцівок [146, 147], оптимальні його обсяги у постраждалих з множинною та поєднаною травмою різного ступеня тяжкості, порядок їх виконання [133].

Актуальним питанням сучасної травматології залишається лікування переломів стегнової кістки у різних анатомо-функціональних утвореннях. Причиною таких пошкоджень є пряма дія високоенергетичного механічного фактора. Їх кількість зростає, та, за даними різних авторів, становить від 6,6 до 29,8 % усіх переломів [53, 172]. Наявність двох та більше зон пошкодження у різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки (а такими є проксимальний відділ, діафіз та дистальний відділ) породжує вагання і нерішучість у виборі методів лікування, способів остеосинтезу, послідовності його виконання, а, іноді, навіть призводить до застосування гібридних методів (поєднання консервативних та оперативних методів) [142].

Консервативна тактика найчастіше є наслідком неадекватної протишокової терапії, слабкої матеріальної бази, відсутності необхідного

інструментарію і фіксаторів, а головне - відсутності чітких тактичних підходів при наданні медичної допомоги даній категорії постраждалих [92, 129]. Консервативний метод лікування має суттєві недоліки, такі як: тривала іммобілізація пошкодженої нижньої кінцівки та розвиток ригідності суглобів, недостатня репозиція відламків, неможливість керування дистальним фрагментом під гіпсом, обмежена мобільність постраждалих. Тривале вимушене положення хворого досить часто призводить до ускладнень (пневмонія, пролежні, тромбоемболія тощо). Тому консервативні методи лікування як самостійні себе не виправдовують і можуть застосовуватися лише як допоміжні [153].

Використання традиційного накісткового остеосинтезу передбачає широкий оперативний доступ, що тягне за собою збільшення тривалості хірургічного втручання та його травматичність, а також підвищення об'єму крововтрати, а скелетування відламків викликає їх деваскуляризацію [78].

Невдоволеність результатами лікування спонукало вчених до пошуку нових підходів до вирішення проблеми, а саме - до розробки малотравматичного остеосинтезу, який би забезпечив збереження кровопостачання відламків, механічну стабільність сегменту, ранні рухи у суміжних суглобах, навантаження на пошкоджену кінцівку.

При хірургічному лікуванні поліфрактур стегнової кістки серед дослідників ведеться досить принципова дискусія – застосувати один фіксатор для оперативного з'єднання всіх кісткових фрагментів чи виконувати остеосинтез окремо у кожному анатомо-функціональному утворенні? Але у доступній нам літературі ми знайшли лише поодинокі дослідження відносно лікування таких пошкоджень.

Невирішеність цієї проблеми спонукала нас до пошуку нових підходів до розв'язання даної наукової задачі, а саме - до оптимізації способів атравматичного остеосинтезу, який забезпечував би механічну стабільність стегна та зберіг кровопостачання кісткових відламків та самої зони пошкодження. Тому пошуки оптимального методу лікування поліфрактур

стегнової кістки тривають і по цей час, що й зумовлює актуальність даного дослідження, метою якого є розв'язання цього складного питання.

Для вивчення можливих шляхів покращення результатів лікування поліфрактур стегнової кістки, а саме – одночасних переломів проксимального та діафізарного і дистального та діафізарного відділів, було проведено біомеханічне дослідження за допомогою методу кінцевих елементів і дослідження напружено-деформованого стану системи «імплантат-кістка».

Біомеханічні дослідження проведені на базі лабораторій ДУ ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка, м. Харків та ТОВ «ВІВА СІЧ» м. Запоріжжя.

Метою проведеного біомеханічного дослідження став порівняльний аналіз НДС стегнової кістки після остеосинтезу інтрамедулярним блокованим стержнем проксимального відділу і середини діафіза та середини діафіза і дистального відділу при різних варіантах розташування площини перелому в проксимальному та дистальному відділах стегнової кістки.

За основу була взята модель стегнової кістки в нормі, розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка» НАМН України. Ця модель будувалась на томографічних зрізах кістки, проведених через 0,5 – 1 см для нерегулярних зон (проксимальний і дистальний відділ стегнової кістки) і 1 – 3 см для областей з більш простою геометрією (діафіз стегнової кістки). На цій основі було побудовано дві групи моделей переломів стегнової кістки з наступним остеосинтезом інтрамедулярним блокованим стержнем.

Перша група складалася з трьох варіантів, коли моделювався поперечний перелом в середині діафіза стегнової кістки та три варіанти перелому в проксимальному відділі.

У першому варіанті моделювався поперечний перелом, розташований в середині шийки стегнової кістки. У другому варіанті площина перелому проходила біля основи шийки стегнової кістки, а у третьому – в підвертлюговій області стегнової кістки. Зона дефекту переломів

проксимального відділу стегнової кістки складала 2мм.

Друга група складалася з двох варіантів, в яких моделювався поперечний перелом в середині діафіза та дистальному відділі стегнової кістки з двома варіантами фіксації – статичний інтрамедулярний остеосинтез з фіксацією в дистальному відділі блокуючими гвинтами або компресійним гвинтом.

На першому етапі дослідження був вивчений ПДС моделі неушкодженої стегнової кістки для отримання початкових даних, з якими порівнювали отримані результати.

Найбільш напруженою в моделі першої групи виявилася нижня частина шийки стегнової кістки, а також середина діафізу з медіальної та латеральної сторін. Величина максимальної напруги Мізеса в нижній частині шийки дорівнює 17 МПа. Максимальна напруга в середній третині діафізу стегнової кістки склала: по медіальній стороні 13,8 МПа, по латеральній –10 МПа.

Найбільш напруженою в моделі другої групи була задня та нижня частина шийки стегнової кістки, а також середина і верхня частина діафізу з медіальної і латеральної сторін. Величина максимальної напруги Мізеса в нижній частині шийки складала 23,3 МПа. Максимальна напруга у верхній третині діафізу стегнової кістки склала: по медіальній стороні 14,3 МПа, по латеральній – 12,9 МПа.

З отриманих даних стає зрозумілим, що при одноопорному стоянні найбільш напруженою є область дуги Адамса стегнової кістки, де рівень напруженого стану дорівнює 23,3 МПа. Менша величина напруги визначається в середині діафізу по медіальній стороні стегнової кістки, відповідно її анатомічного викривлення (антекурвації). А основне навантаження несе кортикальний шар стегнової кістки.

Модель остеосинтезастегнової кістки при її подвійному переломі в області середньої третини та шийки виконана шляхом остеосинтеза інтрамедулярним блокованим стержнем, заблокованим двома гвинтами в

проксимальному і двома гвинтами в дистальному відділах стегнової кістки. Проксимальні блокуючі гвинти проходили трансцервікально в голівку стегнової кістки, фіксуючи зону черезшийкового перелому.

Аналізуючи отримані розрахунки видно, що у діяфізі стегнової кістки зони концентрації напруги розташовані вище і нижче області перелому. Рівень напруги на зовнішній поверхні кортикального шару помітно знизився. В області шийки стегнової кістки (вище зони перелому) рівень напруженого стану склав 9,2 МПа (17 МПа для моделі в нормі). У верхній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 10 МПа (13,8 МПа для моделі в нормі), а по латеральній - 9,7 МПа (10 МПа для моделі в нормі). У нижній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні становила 10,4 МПа (14 МПа для моделі в нормі), а по латеральній - 9,2 МПа (16 МПа для моделі в нормі). Очевидно, що внаслідок жорсткіших механічних характеристик фіксатора стався перерозподіл ПДС, в результаті чого стержень несе основне навантаження. У зоні контакту як стержня, так і блокуючих гвинтів з кісткою, спостерігаються зони підвищеного напруженого стану. Для проксимального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги спостерігається в області контакту нижнього блокуючого гвинта з кісткою, яке становить 10,6 МПа.

Максимальне значення напруги Мізеса в зоні перелому шийки стегнової кістки спостерігається на межі контакту «метал-кістка», та становить 44,4 МПа. В області контакту «кістка-регенерат» підвищений напружений стан спостерігається в області контакту з кортикальним шаром кістки, але він не перевищує 6,5 МПа (17 МПа для моделі в нормі).

В області перелому середини діяфізу стегнової кістки контакту з інтрамедулярним стержнем немає. Максимальний рівень напруженого стану спостерігається на межі контакту із зовнішньою поверхнею кортикального шару кістки, значення напруги Мізеса не перевищує 2,6 МПа (13,8 МПа для моделі в нормі).

Отже, використання інтрамедулярного стержня змінило не тільки

характер розподілу, а й величини напруги в стегновій кістці таким чином, що основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, а напружений стан в кортикальному шарі стегнової кістки знизився. Зони максимальної концентрації напруги виявлені в області контакту блокуючих гвинтів з кісткою, причому рівень напруженого стану в них змінюється в межах 10 – 12 МПа. В області перелому шийки стегнової кістки підвищений напружений стан спостерігається на межі контакту з проксимальними блокуючими гвинтами – 44,4 МПа. Але такий високий напружений стан має локальний характер, проте він майже в 2,5 рази перевищує максимальну напругу неушкодженої кістки за даних умов навантаження моделі.

Аналіз ПДС моделі подвійного перелома стегнової кістки (в області середньої третини і латеральному переломі шийки) з наступним остеосинтезом показав, що розподіл і величина напруги відрізняються як від норми, так і від першої моделі остеосинтезу.

В області дуги Адамса величина напруги Мізеса дорівнює 10,8 МПа (9,2 МПа для першого варіанту). У верхній третині стегнової кістки рівень напруженого стану знизився і складає 7,5 МПа по медіальній (10 МПа для першого варіанту) та 7,7 МПа по латеральній стороні (9,7 МПа для першого варіанту). Істотне зниження напруги визначалося також в нижній третині стегнової кістки: по медіальній поверхні рівень напруженого стану досягає величини 5 МПа, а по латеральній поверхні – 2 МПа (10,4 МПа та 9,2 МПа в попередній моделі відповідно). В середині діафіза в зоні перелому величина напруги Мізеса по медіальній поверхні дорівнює 2,6 МПа, а по латеральній поверхні – 2,2 МПа (3,9 МПа та 4,1 МПа в попередній моделі відповідно).

Проте загальний характер розподілу ПДС не змінився. Основне навантаження несе інтрамедулярний стержень, блокований гвинтами. У проксимальному відділі, в місці входу блокуючих гвинтів в кістку, величина напруги Мізеса дорівнює 11,7 МПа (10,6 МПа для попереднього варіанту). Для дистального відділу стегнової кістки максимальна величина напруги Мізеса в області контакту блокуючого гвинта, розташованого ближче до зони

перелому, з кісткою складає 8 МПа (12 МПа в попередньому варіанті). Максимальне значення напруги Мізеса у фіксуючій конструкції дорівнює 116 МПа.

У зоні латерального перелому шийки стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса спостерігається на межі контакту «метал-кістка» і складає 33,9 МПа.

В області контакту «кістка-регенерат» підвищений напружений стан спостерігається в області контакту з кортикальним шаром кістки, але він не перевищує 4,8 МПа (6,6 МПа для попереднього варіанту). У зоні перелому середньої третини діафіза стегнової кістки контакт з інтрамедулярним стрижнем відсутній. Зони з максимальними значеннями напруги Мізеса розташовані на межі контакту із зовнішньою поверхнею кортикального шару кістки, але і вони не перевищують 1,9 МПа (2,6 МПа для попереднього варіанту).

З проведених розрахунків витікає, що модель подвійного перелому стегнової кістки в середній третині та латерального перелому шийки стегнової кістки після остеосинтезу істотно не змінює характер розподілу ПДС. Рівень напруженого стану знизився в порівнянні з моделлю черезшийкового перелому стегнової кістки, а основне навантаження, як і раніше, несе інтрамедулярний стержень і блокуючі гвинти. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в області контакту блокуючих гвинтів з кісткою, причому рівень напруженого стану в них змінюється в межах 8 – 12 МПа. В області латерального перелому шийки стегнової кістки підвищений напружений стан спостерігається в зоні контакту з інтрамедулярним стержнем – 33,9 МПа, проте він майже в 2 рази перевищує максимальну напругу в неушкодженій кістці за даних умов навантаження моделі.

Подальші розрахунки показали, що характер розподілу ПДС розрахункової моделі подвійного перелома стегнової кістки (в області середньої третини діафізу та підвертлюговій зоні) після остеосинтезу

близький до першої моделі.

В області дуги Адамса величина напруги Мізеса дорівнює 11,6 МПа (9,2 МПа для першого варіанту і 10,8 МПа для другого варіанту). У верхній третині стегнової кістки, нижче за зону підвертлюгового перелому, рівень напруженого стану дорівнює 10 МПа (10 МПа для першого та 7,5 МПа для другого варіанту) по медіальній поверхні і 9,8 МПа (9,7 МПа для першого варіанту і 7,7 МПа для другого варіанту) по латеральній поверхні. У нижній третині стегнової кістки рівень напруженого стану склав 10,2 МПа (10,4 МПа для першого та 5 МПа для другого варіанту) по медіальній поверхні та 9,2 МПа по латеральній поверхні (9,2 МПа для першого та 2 МПа для другого варіанту). В середині діафіза, в зоні перелому, величина напруги Мізеса по медіальній поверхні склала 3,9 МПа (3,9 МПа в першому та 2,6 МПа в другому варіанті), а по латеральній – 4 МПа (4,1 МПа в першому та 2,2 МПа в другому варіанті).

Отже, основне навантаження знову несе інтрамедулярний стержень, заблокований гвинтами. У проксимальному відділі стегнової кістки в місці входу блокуючих гвинтів в кістку величина напруги Мізеса підвищилася і склала 16,7 МПа (10,6 МПа для першого та 11,7 МПа для другого варіанту). У дистальному відділі стегнової кістки максимальна величина напруги Мізеса в області контакту найближчого до зони перелому блокуючого гвинта з кісткою сягає 16 МПа (12 МПа в першому та 8 МПа в другому варіанті). Максимальне значення напруги Мізеса у фіксуючій конструкції дорівнює 169,3 МПа.

У зоні перелому в проксимальному фрагменті моделі стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса на межі контакту «фіксатор-кістка» дорівнює 24,2 МПа (44,4 МПа для першого та 33,9 МПа для другого варіанту).

В області контакту «кістка-регенерат» підвищений напружений стан визначається в області контакту з кортикальним шаром кістки, але він не перевищує 4,9 МПа (6,5 МПа для першого та 4,8 МПа для другого варіанту).

В області перелому середньої третини діяфіза стегнової кістки контакту зі стержнем немає. Зони з максимальним значенням напруги Мізеса розташовані на межі контакту із зовнішньою поверхнею кортикального шару кістки, і вони не перевищують 3,3 МПа (2,6 МПа для першого та 1,9 МПа для другого варіанту).

Таким чином, при дослідженні моделі з підвертлюговим переломом стегнової кістки істотної зміни в характері розподілу ПДС не відмічено. З проведених розрахунків витікає, що рівень напруженого стану підвищився в порівнянні з моделлю латерального перелому шийки, особливо в дистальному відділі, а основне навантаження знову таки несе інтрамедулярний стержень і блокуючі гвинти. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в області контакту блокуючих гвинтів з кісткою, а рівень напруженого стану в них складає 17 МПа, що порівняно з максимальною напругою в моделі неушкодженої кістки. В області перелому проксимального відділу стегнової кістки підвищений напружений стан спостерігається на межі контакту з інтрамедулярним стержнем – 24,2 МПа, що перевищує максимальну напругу моделі неушкодженої кістки.

При дослідженні ПДС моделі подвійного перелома стегнової кістки в області середньої третини і дистального відділу з наступним статичним інтрамедулярним остеосинтезом в середині діяфізу стегнової кістки моделювався поперечний перелом із зоною дефекту 2 мм. Додатково в дистальному відділі стегнової кістки моделювався Y- подібний перелом з дефектом 2мм. Остеосинтез моделювався за допомогою інтрамедулярного блокуючого стержня, заблокованого трьома гвинтами в проксимальному і чотирма гвинтами в дистальному відділі стегнової кістки. Проксимальні блокуючі гвинти проходили через діяфіз стегнової кістки, дистальні гвинти проходили через виростки і надвиросткову зону.

Аналіз проведених розрахунків показав, що змінилися як характер розподілу ПДС, так і рівень напруги в стегновій кістці.

У діяфізі стегнової кістки зони концентрації напруги розташовані вище

і нижче області проксимального перелому. Рівень напруги на зовнішній поверхні кортикального шару помітно знизився. В області шийки стегнової кістки рівень напруженого стану склав 26,6 МПа (23,3 МПа для моделі в нормі). У верхній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 15,1 МПа (14,3 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 9,4 МПа (12,9 МПа для моделі в нормі). У нижній третині стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній поверхні склала 8,86 МПа, а по латеральній – 7,2 МПа (11,2 МПа та 12,1 МПа для моделі в нормі відповідно).

Внаслідок більш жорстких механічних характеристик фіксатора стався перерозподіл ПДС таким чином, що основне навантаження несе інтрамедулярний блокований стержень. У зоні контакту як стержня, так і блокуючих гвинтів з кісткою, спостерігаються зони підвищеного напруженого стану. Для дистального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги спостерігається в області контакту верхнього блокуючого гвинта з кісткою – 12,4 МПа. Для проксимального відділу стегнової кістки значення напруги в області контакту блокуючого гвинта, який розташований ближче до зони перелому, з кісткою складає 12,8 МПа. Максимальне значення напруги Мізеса у конструкції у верхній третині дорівнює 230,6 МПа, в нижній третині – 122,5 МПа.

У зоні перелому проксимального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 31,2 МПа. У дистальному відділі над проксимальним гвинтом зона максимальної напруги Мізеса також спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 47,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта – 38,7 МПа.

З проведених розрахунків видно, що використання інтрамедулярного стержня змінило характер розподілу та величину напруги в стегновій кістці. Основне навантаження, як і в першій серії моделей, несе інтрамедулярний стержень, причому напружений стан в кортикальному шарі стегнової кістки

знизився. Зони максимальної концентрації напруги розташовані в зоні контакту блокуючих гвинтів з кісткою. У дистальному відділі над проксимальним гвинтом зона максимальної напруги Мізеса спостерігається на межі контакту «фіксатор-кістка» – 47,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта – 38,7 МПа. Такий високий напружений стан носить локальний характер, проте він майже в 2,5 рази перевищує максимальну напругу неушкодженої кістки за даних умов вантаження моделі.

Аналіз проведених розрахунків свідчить, що характер розподілу ПДС і рівень напруги в стегновій кістці на моделі остеосинтезу при подвійному переломі стегнової кістки в області середньої третини і дистального відділу із наступним статичним інтрамедулярним блокуючим остеосинтезом з компресійним гвинтом значно не змінилися. У діяфізі стегнової кістки зони концентрації напруги розташовані вище і нижче області проксимального перелому.

Значення напруги на зовнішній поверхні кортикального шару помітно знизилися. В області шийки і малого вертлюга стегнової кістки рівень напруженого стану склав 23,5 МПа (23,3 МПа для моделі в нормі). У верхній третині діяфізу стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 14,1 МПа (14,3 МПа для моделі в нормі), а по латеральній – 5,4 МПа (12,9 МПа для моделі в нормі). У нижній третині стегнової кістки величина напруги Мізеса по медіальній стороні склала 8,78 МПа, а по латеральній – 6,9 МПа (11,2 МПа та 12,1 МПа для моделі в нормі відповідно). Зниження рівня напруженого стану в стегновій кістці пояснюється перерозподілом навантаження в моделі внаслідок використання інтрамедулярного блокованого стержня, який взяв значну частину напруги на себе.

Внаслідок жорсткіших механічних характеристик фіксатора стався перерозподіл ПДС – основне навантаження несе інтрамедулярний блокований стержень. Зони підвищеного напруженого стану спостерігаються у зоні контакту стержня і блокуючих гвинтів з кісткою. Для дистального

відділу стегнової кістки максимальне значення напруги виникає в області контакту верхнього блокуючого гвинта з кісткою – 11,9 МПа. Для проксимального відділу стегнової кістки значення напруги в області контакту блокуючого гвинта, який розташований ближче до зони перелому, з кісткою складає 12,8 МПа. Максимальне значення напруги Мізеса у фіксуєчій конструкції у верхній третині дорівнює 305,4 МПа, в нижній третині – 206,4 МПа.

У зоні перелому проксимального відділу стегнової кістки максимальне значення напруги Мізеса спостерігається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 31,2 МПа. У дистальному відділі над проксимальним гвинтом зона максимальної напруги Мізеса визначається в зоні контакту «фіксатор-кістка» і дорівнює 47,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта – 38,7 МПа.

Проведені розрахунки свідчать, що використання інтрамедулярного стержня змінило не тільки характер розподілу, а й величини напруги в стегновій кістці. Основне навантаження знову несе інтрамедулярний стержень, але напружений стан в кортикальному шарі стегнової кістки знизився. Зони концентрації максимальної напруги розташовані не тільки в області контакту блокуючих гвинтів з кісткою, а і в стержні в зоні дистального перелому. У дистальному відділі кістки над проксимальним гвинтом зона максимальної напруги Мізеса спостерігається на межі контакту «фіксатор-кістка» – 19,2 МПа, а в зоні стояння верхнього гвинта – 18,7 МПа. Такий високий напружений стан має локальний характер, але він майже в 2 рази перевищує максимальну напругу неушкодженої кістки за даних умов навантаження моделі. Напруга на стержні досягає 305 МПа в проксимальному відділі, що свідчить про надмірні навантаження.

Порівняльний аналіз моделей поліфрактурі стегнової кістки з наступним остеосинтезом інтрамедулярним блокованим стержнем і моделі неушкодженої кістки свідчить, що використання інтрамедулярного блокованого стержня призвело до перерозподілу ПДС в стегновій кістці. При остеосинтезі основне навантаження несе інтрамедулярний стержень і

блокуючі гвинти, тому величини напруги в кортикальному шарі кістки менше, ніж для моделі неушкодженої стегнової кістки. У проксимальному відділі стегнової кістки в місці входу блокуючих гвинтів в кістку рівень напруженого стану для цих моделей вищий, ніж для моделі неушкодженої кістки.

При порівнянні моделей різних способів остеосинтезу між собою можна відмітити декілька особливостей. Використання інтрамедулярного блокованого стержня для остеосинтезу стегнової кістки при черезшийковому переломі забезпечує найбільш низький рівень напруженого стану в порівнянні з іншими моделями перелому проксимального відділу стегнової кістки. ПДС другої і третьої моделей з моделюванням зон перелому в вертлюговій ділянці стегнової кістки приблизно однаковий, за винятком випадків контакту блокуючих гвинтів з кісткою, де рівень напруги для моделі підвертлюгового перелому помітно вищий.

При порівнянні моделей різних варіантів остеосинтезу перелому середнього і дистального відділу стегнової кістки з нормою також можна відмітити декілька особливостей.

Використання інтрамедулярного блокованого стержня для остеосинтезу стегнової кістки при переломі її дистального відділу забезпечує найбільш низький рівень напруженого стану порівняно з іншими моделями перелому її дистального відділу.

ПДС обох моделей з зонами перелому в середній і дистальній ділянках стегнової кістки приблизно однаковий, за винятком збільшення навантаження в зоні вертлюгів при фіксації тільки гвинтами.

Модель інтрамедулярного блокуючого остеосинтезу подвійного перелому стегнової кістки показує найменший рівень напруги при фіксації компресуючим гвинтом, що пов'язано з найменшим моментом сили, що розвивається в ділянці перелому.

Таким чином, на основі отриманих даних математичного моделювання переломів стегнової кістки з наступним інтрамедулярним блокуючим

остеосинтезом встановлено, що напружений стан при поліфрактурах стегнової кістки, фіксованих блокуючим інтрамедулярним стержнем, майже не відрізняється від такого в нормі. А тому застосування методики блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу є біомеханічно обгрунтованим та доцільним при кінцевій стабілізації кісткових відламків при поліфрактурах стегнової кістки.

Лікувальна тактика постраждалих I (контрольної) клінічної групи з поліфрактурами стегнової кістки полягала в застосуванні виключно хірургічних методів, при цьому остеосинтез відламків виконувався існуючими методами (накістковий, апаратний, БІОС для одного з переломів) – 25 постраждалих.

Першу підгрупу даної групи склали 12 постраждалих з одночасним пошкодженням проксимального та діафізарного відділів стегнової кістки, яким було виконано 18 оперативних втручань.

Двом пацієнтам остеосинтез кісткових фрагментів було здійснено пластинами LCP одночасно в двох анатомо-функціональних утвореннях. Трьом хворим накістковий спосіб фіксації поєднувався з остеосинтезом проксимального відділу за допомогою DHS-методики та пластин I-II генерації, у одного – виконаний остеосинтез обох ушкоджених анатомо-функціональних зон подовженою версією DHS.

Двох постраждалих з переломами діафізів стегнової кістки оперували за методикою Кюнчера, переломи вертлюгової зони – гвинтами. Причому інтрамедулярний стержень заводили ретроградно відкритим способом. Одному пацієнту аналогічні переломи синтезували наступним чином: діафіз за допомогою БІОС, перелом проксимального відділу – подовженими гвинтами. Це означає, що принцип шинування кісткових фрагментів в двох анатомо-функціональних утвореннях був реалізований за допомогою двох металевих конструкцій та двох різних способів остеосинтезу.

Трьом хворим фіксація переломів стегнової кістки в проксимальному і діафізарному відділах була виконана за допомогою апаратів зовнішньої

фіксації. Вибір черезкісткового способу остеосинтезу був зумовлений значним набряком м'яких тканин та пошкодженням шкіри травмованого сегмента.

Другу підгрупу I клінічної групи склали постраждалі з одночасними переломами в діафізарному та дистальному відділах стегнової кістки – 13 хворих, яким було виконано 21 оперативне втручання. Двом постраждалим для остеосинтезу відламків була застосована динамічна конділярна система в поєднанні з накістковим остеосинтезом діафізарного перелому. Тобто був реалізований принцип шинування та компресії завдяки двом металевим конструкціям. Ще двом хворим остеосинтез дистальної та діафізарної ділянок був виконаний пластинами LCP. В цих клінічних випадках була використана одна металева конструкція та реалізований принцип компресії та шинування. Трьом хворим остеосинтез двох анатомо-функціональних утворень стегнової кістки був виконаний за допомогою апаратів зовнішньої фіксації, тим самим також був реалізований принцип компресії та шинування. Чотирьом пацієнтам був виконаний накістковий остеосинтез діафізарного перелому та репозиційний остеосинтез болтом-зтяжкою конділярного перелому. Це означає, що принцип шинування та компресії здійснений завдяки двом різним металевим конструкціям та двом способів остеосинтезу. Ще у двох хворих поєднували інтрамедулярний остеосинтез діафізарного перелому з репозиційним остеосинтезом болтом-зтяжкою конділярного перелому. Тобто завдяки двом різним конструкціям та способам остеосинтезу одночасно виконано шинування і компресія кісткових фрагментів.

Лікувальна тактика постраждалих II (основної) клінічної групи з поліфрактурами стегнової кістки полягала у одночасному остеосинтезі всіх кісткових уламків однією металоконструкцією – блокуючим інтрамедулярним стержнем, вид якого обирався індивідуально в кожному клінічному випадку. Це є доцільним, оскільки блокуючий інтрамедулярний остеосинтез дозволяє реалізовувати як принцип шинування, так і принцип

компресії кісткових відламків. Всі пацієнти лікувалися згідно принципів лікувально-хірургічної тактики «Damage control».

Першу підгрупу даної групи склали 9 постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки в діафізарному та проксимальному відділах, остеосинтез яким виконували блокованими інтрамедулярними стержнями. Хворим було виконано відповідно 9 оперативних втручань. Шістьом хворим був виконаний БІОС з використанням реконструктивного стержня, двом пацієнтам застосований імплантат Gamma подовженої версії, одній пацієнтці виконана фіксація переломів за допомогою стержня системи Fixion, що саморозширюється. Одночасне пошкодження діафізарного та дистального відділів стегнової кістки було виявлене у 14 хворих. Дев'ять хворих було прооперовано з застосуванням дистального стегнового стержня при одночасному пошкодженні діафізу та виростків стегнової кістки, п'яти пацієнтам остеосинтез переломів був виконаний за допомогою інтрамедулярного блокованого стержня з застосуванням болтів-зтяжок.

Анатомо-функціональні результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки оцінювали за двома системами – за допомогою стандартів оцінки якості лікування пошкоджень і захворювань органів руху і опори, викладених в Наказі МОЗ України №41 від 30.03.94 року «Про регламентацію ортопедо-травматологічної допомоги в Україні» зі змінами, запропонованими А.В. Калашніковим, та системи оцінки якості лікування С.Д. Тумяна.

При оцінці результатів лікування хворих I (контрольної) групи згідно рекомендацій МОЗ України одержано 60 % добрих, 24 % задовільних та 16 % незадовільних результатів. Оцінка результатів лікування за С.Д. Тумяном виявила 56 %, 24 % та 20 % результатів відповідно.

Оцінка результатів лікування хворих II (основної) групи згідно рекомендацій МОЗ України виявила 86,9 % добрих та 13,1 % задовільних результатів, а за С.Д. Тумяном – 82,6 % та 17,4 % результатів відповідно. Незадовільних результатів лікування у хворих II клінічної групи не було.

Досліджуючи показники якості життя в процесі медико-фізичної реабілітації постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки I (контрольної) групи слід відмітити її пряму залежність від показників анатомо-функціональних результатів лікування саме в термін 12 місяців. Добрі показники якості життя в даній клінічній групі в терміни 3, 6 та 12 міс достовірно не відрізнялися, і були в межах 52, 56% та 60% відповідно.

Добрі показники якості життя в процесі медико-фізичної реабілітації постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки в II (основній) клінічній групі в терміни 3, та 6 і 12 місяців достовірно відрізняються (78,2 %, 86,9 % та 86,9 % відповідно) від попередньої групи, тому можна констатувати той факт, що якість життя постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки зберігає позитивну динаміку протягом всього періоду консолідації кісткових фрагментів та періоду реабілітації.

Очевидно, що запропонована хірургічна тактика лікування поліфрактур стегнової кістки одним фіксатором (блокуючим інтрамедулярним стержнем) є доцільною з точки зору біомеханіки та ефективною з точки зору клінічного застосування.

Використання існуючих методів лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки дає можливість отримати шанс доброго результату лікування, рівний 1,56.

Розробка та впровадження в клінічну практику запропонованої технології дозволили збільшити шанси отримання добрих результатів лікування у хворих II (основної) групи до 4,5.

Таким чином, мета дослідження – покращити результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки шляхом застосування блокуючого інтрамедулярного моноостеосинтеза – досягнута, що підтверджується відношенням шансів отримання доброго результату (OR) = 2,9, та дозволяє позбутися ризику виникнення незадовільних результатів.

ВИСНОВКИ

1. Лікування переломів стегнової кістки в різних анатомо-функціональних утвореннях і до сьогодні є надзвичайно актуальним. Ці пошкодження виникають в результаті прямої дії високоенергетичного механічного фактору та становлять від 6,6 до 29,8 % всіх переломів стегнової кістки. Наявність двох та більше зон пошкодження в різних анатомо-функціональних утвореннях стегнової кістки (проксимальний відділ, діафізта дистальний відділ) породжує проблеми в виборі методів лікування, способів остеосинтезу, послідовності його виконання, а іноді, навіть спонукає до застосування гібридних методів. Тому пошук оптимальних способів остеосинтезу поліфрактур стегнової кістки є актуальним в хірургії пошкоджень.

2. Використання існуючих технологій та способів остеосинтезу поліфрактур стегнової кістки дозволяє отримати 56 % добрих, 24 % задовільних та 20 % незадовільних анатомо-функціональних результатів.

3. На основі даних математичного моделювання поліфрактур стегнової кістки за допомогою методу кінцевих елементів і дослідження напружено-деформованого стану системи «імплантат-кістка» встановлено, що напружений стан стегнової кістки при її поліфрактурах, фіксованих блокуючим інтрамедулярним стержнем, майже не відрізняється від такого в нормі (при переломі, фіксованому блокуючим інтрамедулярним цвяхом напружений стан проксимального відділу складає 15 мПа, діафізарного відділу – 8 мПа, дистального – 3 мПа, в нормі – 14 мПа, 9 мПа та 4 мПа відповідно). Використання блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу є біомеханічно обґрунтованим та доцільним при кінцевій стабілізації кісткових відламків при поліфрактурах стегнової кістки.

4. Застосування блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу при лікуванні поліфрактур стегнової кістки дозволило отримати 82,6 % добрих та 17,4 % задовільних анатомо-функціональних результатів при відсутності

незадовільних результатів.

5. Ефективність розробленої хірургічної технології полягає в збільшенні частки саме добрих результатів (на 26,6 %), зниженні задовільних (на 6,6 %) та відсутності незадовільних результатів.

6. Якість життя постраждалих після моноостеосинтезу поліфруктур стегнової кістки в 86,9 % випадків повністю задовольняє пацієнтів протягом всього періоду реабілітації, в 13,1 % – лише частково та не залежить від терміну консолідації кісткових фрагментів.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. З метою покращення результатів лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки обґрунтована та розроблена хірургічна технологія металоостеосинтезу, яка полягає у використанні однієї метало-конструкції, а саме блокуючого інтрамедулярного стержня, для остеосинтезу всіх кісткових відламків (патент України № 59492).

2. Визначена доцільність використання однієї металоконструкції (блокованого стержня) для хірургічного лікування поліфрактур стегнової кістки, на підставі оцінки результатів дослідження.

3. Остеосинтез поліфрактур стегнової кістки моноконструкцією доказав свою ефективність щодо покращення якості життя в процесі лікування та реабілітації порівняно з використанням існуючих методів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Абакумов М.М. Повреждение живота при сочетанной травме / М.М. Абакумов, Н.В. Лебедев, В.И. Малярчук. – М.: Медицина, 2005. – 176 с.
2. Аврунин А.С. Влияние остеосинтеза на развитие общего адаптационного синдрома при изолированных переломах длинных костей / А.С. Аврунин, В.И. Кулик // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1994. – № 1. – С.49–51.
3. Агаджанян В.В. Политравма, пути развития (терминология) / В.В. Агаджанян, С.А. Кравцов // Политравма. – 2015. – № 2. – С. 6–13.
4. Айман Эйсса Гуда. Внеочаговый остеосинтез закрытых осложненных переломов голени / Айман Эйсса Гуда, А.В. Мартинович // ARS Medica. – 2010. – № 9. – С.47–51.
5. Алферов Д.Е. Применение интрамедуллярного остеосинтеза при переломах длинных трубчатых костей в г. Спасске-Дальнем Приморского края // Новое в травматологии и ортопедии: Всерос. науч.-практ. конф. – Самара, 2012. – С. 25–26.
6. Анализ критериев выбора способа остеосинтеза внесуставных переломов костей голени: (ретроспективное исследование) / В.Г. Климовицкий, В.Ю. Черныш, Лафи Хатем [та ін.] // Травма. –2013. – № 1. – С. 43–46.
7. Анализ оперативного лечения переломов дистального отдела бедренной кости / Г.Г. Голка, А.И. Белостоцкий, В.А. Литовченко [и др.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 1. – С. 36–40.
8. Аналіз випадків дорожньо-транспортного травматизму в Харківській області / М.І. Березка, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий [та ін.] // Проблеми травматології та остеосинтезу. – 2015. – № 1. – С. 24–27.
9. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України 2011–2012 рр.: довідник / Г.В. Гайко, С.С. Страфун, А.В. Калашніков, В.П. Полішко. – К., 2013. – 220 с.

10. Анкин Л.Н. Политравма: (организационные, тактические и методологические проблемы) / Л.Н. Анкин. – М.: Медицина, 2004. – 206 с.

11. Анкін М.Л. Остеосинтез переломів проксимального відділу плечової кістки пластиною з кутовою стабільністю / М.Л. Анкін, В.М. Ковальчук, М.В. Ковальчук // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 3. – С. 55–59.

12. Ахмедов Б.А. Комплексное лечение раненых с высокоэнергетическими огнестрельными переломами длинных костей конечностей / Б.А. Ахмедов // Сборник тезисов IX съезда травматологов-ортопедов России. Т. 1. – Саратов, 2010. – С. 82–83.

13. Березка М.І. Лікувальна тактика при суміжних та контралатеральних переломах нижніх кінцівок в умовах КЗОЗ «Обласна клінічна лікарня – центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф» м. Харкова / М.І. Березка, В.О. Литовченко, В.В. Григорук // Травма. – 2011. – № 3. – С. 98–100.

14. Биомеханические показатели функционального состояния конечностей после лечения аппаратом Илизарова множественных переломов сегментов нижних конечностей / Д.В. Долганов, Т.И. Долганова, И.И. Мартель [и др.] // Политравма. – 2013. – № 4. – С. 17–22.

15. Биомеханическое обоснование остеосинтеза полифрактур бедренной кости / В.А. Литовченко, Д.В. Власенко, Н.И. Березка [та ін.] // Медицина сьогодні і завтра. – 2012. – № 1. – С. 108-112.

16. Блокируемый остеосинтез при переломах длинных костей: опыт применения и результаты лечения / С.В. Сергеев, А.В. Джоджуа, Н.В. Загородний [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2005. – № 2. – С. 40–45.

17. Блокуючий інтрамедулярний остеосинтез у постраждалих з множинними та поєднаними пошкодженнями / О.О. Коструб, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий [та ін.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2009. – № 1. – С.52–55.

18. Бойко И.В. Организация экстренной медицинской помощи пострадавшим с политравмой на этапах медицинской эвакуации / И.В. Бойко, В.Б. Зафт, Г.Ю. Лазаренко // Медицина неотложных состояний. – 2013. – № 2. – С. 77–84.

19. Боровик И.Н. Внутренние напряжения и перемещения в биомеханической конструкции «отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации» при нагрузках и их влияние на форму регенерата кости / И.Н. Боровик, А.К. Попсуйшапка // Літопис травматології та ортопедії. – 2009. – № 1-2. – С. 29–3.

20. Вагнер Е.А. Хирургия повреждений груди / Е.А. Вагнер. – М.: Медицина, 1981. – 288 с.

21. Вакуленко В.М. Исходы оперативного лечение пострадавших с вертельными переломами бедра / В.М. Вакуленко, А.В. Вакуленко, А.А. Неделько // Травма. – 2013. – № 4. – С. 38–40.

22. Виноградский А.Е. Закрытый интрамедуллярный остеосинтез в лечении переломов дистального отдела бедра / А.Е. Виноградский, А.Н. Челноков // Травма. – 2007. – № 1. – С. 93–97.

23. Вишневский А.А. Военно-полевая хирургия: руководство для врачей и студентов / А.А. Вишневский, М.И. Шрайбер. – изд. 3-е, доп. и испр. – М.: Медицина, 1975. – 319 с.

24. Военно-полевая хирургия: учебник / под ред. Е. К. Гуманенко. – 2-е изд., изм. и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 768 с.

25. Воронкевич И.А. Перспективы оперативного лечения открытых и закрытых диафизарных полифрактур / И.А. Воронкевич, В.И. Кулик, А.В. Лаврентьев // Плановые оперативные вмешательства в травматологии и ортопедии. – СПб., 1992. – С. 22–28.

26. Всемирная организация здравоохранения, Европейское региональное бюро: Европейские факты и доклад о состоянии безопасности дорожного движения в мире 2013 [электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.euro.who.int/ru/health-topics/disease-prevention/violence-and->

injuries/publications/2013/european-facts-and-global-status-report-on-road-safety-2013.

27. Гайко Г.В. Аналіз причин і факторів, що зумовлюють смертність постраждалих із травмами опорно-рухового апарату, отриманими під час ДТП / Г.В. Гайко, Р.В. Деркач // Наука і практика. – 2014. – № 1. – С. 82–86.

28. Гайко Г.В. Вибір методу лікування хворих із діафізарними переломами великогомілкової кістки / Г.В. Гайко, А.В. Калашніков, К.В. Вдовіченко // Український медичний альманах. – 2010. – Т. 13, № 1. – С. 40 – 43.

29. Гиршин С. Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / С.Г. Гиршин. – М.: Азбука, 2004. – 544 с.

30. Гримайло Н.С. Алгоритм оперативного лечения переломов дистального отдела бедренной кости / Н.С. Гримайло // Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Медицина. Фармация. – 2013. – № 18. – С. 45–48.

31. Грязнухин Э.Г. Особенности консервативного лечения множественных переломов костей нижних конечностей / Э.Г. Грязнухин // Травматология и ортопедия России. – 1996. – № 3. – С. 39–41.

32. Гуманенко Е.К. Политравма. Актуальные проблемы и новые технологии в лечении // Новые технологии в военно-полевой хирургии и хирургии повреждений мирного времени: тез. докл. международной конф. – СПб., 2006. – С. 4–14.

33. Гур'єв С.О. Клініко-епідеміологічна та клініко-нозологічна характеристика травми стегна як компоненту полісистемного пошкодження / С.О. Гур'єв, А.І. Цвях // Клінічна хірургія. – 2014. – № 9. – С. 57–61.

34. Гур'єв С.О. Клініко-епідеміологічна характеристика масиву постраждалих із пошкодженнями довгих кісток унаслідок дорожньо-транспортних пригод / С.О. Гур'єв, В.П. Євдошенко, С.П. Сазик // Травма. – 2014. – № 5. – С. 27–30.

35. Гур'єв С.О. Клініко-нозологічна структура пошкоджень довгих

кісток у постраждалих внаслідок дорожньо-транспортних пригод / С.О. Гур'єв, В.П. Євдошенко, С.П. Сазик // Травма. – 2015. – № 1. – С. 60–63.

36. Гур'єв С.О. Полісистемні та поліорганні пошкодження – проблеми загальної концепції / С.О. Гур'єв // XIII з'їзд ортопедів-травматологів. – Донецьк, 2001. – С. 21–25.

37. Гур'єв С.О. Про необхідність упорядкування та уніфікації термінологічного фонду важкої механічної травми / С.О. Гур'єв, Ю.В. Шкатула // Український журнал клінічної та лабораторної медицини. – 2012. – № 4. – С. 48–51.

38. Гурьев С.Е. Скелетная травма в структуре политравмы / С.Е. Гурьев, А.И. Цвях // Травма. – 2014. – № 6. – С. 7–10.

39. Демьянов В.М. Некоторые вопросы лечения больных с множественными и сочетанными переломами длинных трубчатых костей / В.М. Демьянов, К.А. Самойлов, В.И. Кулик // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1982. – № 7. – С. 1–5.

40. Диференційована хірургічна тактика при лікуванні переломів довгих кісток у постраждалих з політравмою / О.Є. Скобенко, О.В. Пастушков, С.М. Остапенко [та ін.] // Проблеми військової охорони здоров'я. – 2010. – Вип. 28. – С. 253–259.

41. Діафізарні переломи в структурі травм опорно-рухової системи у населення України / А.В. Калашніков, В.А. Боєр, П.В. Нікітін [та ін.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2006. – № 1. – С. 84–7.

42. Еланский Н.Н. Военно-полевая хирургия / Н.Н. Еланский. – изд. 2-е. – М.: Медгиз, 1950. – 310 с.

43. Ефективність моноостеосинтезу поліфрактур стегнової кістки блокованими стержнями / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий [та ін.] // Експериментальна і клінічна медицина. – 2016. – № 1. – С. 152-154.

44. Зенкевич О.К. Метод кінцевих елементів в техніці / О.К. Зенкевич. – М.: Світ, 1978. – 519 с.

45. Интрамедуллярный блокирующий остеосинтез – современная

методика, новые сложности, осложнения / В.В. Дергачев, А.Н. Александров, С.Б. Ванхальский [и др.] // Травма. – 2011. – № 4. – С. 20–23.

46. Использование проксимальной бедренной блокирующей пластины для напряженного остеосинтеза вертельных переломов бедра / А.В. Ивченко, А.А. Самойленко, А.И. Швец [и др.] // Травма. – 2013. – № 5. – С. 51–54.

47. Исследование напряженно-деформированного состояния модели интрамедуллярного остеосинтеза при двойном переломе в диафизе и дистальном отделе бедренной кости / Н.И. Березка, В.А. Литовченко, Д.В. Власенко [и др.] // Научные ведомости Белгородского государственного университета. – 2012. – № 22 (141). – С. 37–40.

48. Інтрамедулярний остеосинтез блокованими цвяхами в лікуванні переломів стегнової кістки в різних анатомо-функціональних утвореннях при одночасному пошкодженні / В.О. Литовченко, Д.В. Власенко, В.Г. Власенко [та ін.] // Травма. – 2011. – № 4. – С. 63–66.

49. Калашніков А.В. Ефективність лікування хворих із діафізарними переломами кісток нижньої кінцівки за допомогою сучасних технологій остеосинтезу / А.В. Калашніков, К.В. Вдовіченко, Т.П. Чалайдюк // Український морфологічний альманах. – 2010. – № 1. – С. 39–42.

50. Калашніков А.В. Застосування закритого блокуючого остеосинтезу у лікуванні діафізарних переломів довгих кісток кінцівок / А.В. Калашніков, Ю.І. Павлішен, В.К. Піонтковський // Тези доповідей Першої Міжнародної наук.-практ. конф. «Досвід застосування інтрамедуллярного блокуючого остеосинтезу». – К.: Інтертехнодрук., 2006. – С. 5 – 6.

51. Каплан А.В. Множественные и сочетанные травмы опорно-двигательного аппарата. Основные проблемы / А.В. Каплан, В.Ф. Пожариский, В.М. Лирцман // Тезисы докл. 3-го Всесоюзн. съезда травматологов-ортопедов. Ч. I. – М., 1975. – С. 5–8.

52. Карасев А.Г. Лечение больных с закрытыми двойными диафізарными переломами костей нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза по Илизарову / А.Г. Карасев, И.И. Мартель //

Новое в травматологии и ортопедии: Всерос. науч.-практ. конф. – Самара, 2012. – С. 44–45.

53. Карасев А.Г. Чрескостный остеосинтез по Илизарову при лечении больных с одновременными переломами бедра и голени / А.Г. Карасев // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2005. – № 1. – С. 8–11.

54. Климовицкий В.Г. Малоинвазивный остеосинтез при переломах проксимального отдела бедренной кости у больных пожилого возраста / В.Г. Климовицкий, Д.В. Бородин // Травма. – 2013. – № 1. – С. 6–8.

55. Кнетс И.В. Деформація і руйнування твердих біологічних тканин / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. – Рига: Зинатне, 1980. – 320 с.

56. Коваленко В.Н. Остеоартроз. Практическое руководство / В.Н. Коваленко, О.П. Борткевич. – К.: Морион, 2003. – 448 с.

57. Копитчак І.Р. Лікування скелетних пошкоджень у пацієнтів із політравмою / І.Р. Копитчак // Травма. – 2014. – № 2. – С. 108–110.

58. Копитчак І.Р. Фактори ризику незадовільних наслідків лікування переломів гомілки у постраждалих із політравмою / І.Р. Копитчак // Шпитальна хірургія. – 2011. – № 2. – С. 72–76.

59. Корж М.О. Актуальні медико-соціальні питання в проблемі дорожньо-транспортного травматизму / М.О. Корж, В.О. Танькут // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2002. – № 3. – С. 6–10.

60. Корж М.О. Стан ортопедо-травматологічної служби України та заходи з покращання її діяльності / М.О. Корж, Д.О. Яременко, О.Г. Шевченко // Ортопедія і травматологія: проблеми якості: зб. наук. праць за матеріалами наук.-практ. конф., присвяченої 75-річчю від дня народження заслуженого діяча науки і техніки України, проф. М.І. Хвисюка. – Х.: ХМАПО, 2009. – С. 5–9.

61. Королев В.М. Эпидемиологические аспекты сочетанной травмы / В.М. Королев // Дальневосточный медицинский журнал. – 2011. – № 3. – С. 124–128.

62. Кривенко С.М. Лікування потерпілих із множинними переломами довгих кісток кінцівок // Політравма – сучасна концепція надання медичної допомоги: I Всеукраїнська науково-практична конференція з міжнародною участю. Київ, 16-17 травня 2002. – К., 2002. – С. 128.

63. Кривенко С.М. Наслідки лікування хворих із множинними діафізарними переломами довгих кісток кінцівок: (клінічна лекція) / С.М. Кривенко // Травма. – 2015. – № 1. – С. 22–26.

64. Кривенко С.М. Сучасні аспекти остеосинтезу множинних переломів кісток кінцівок / С.М. Кривенко // Травма. – 2010. – № 1. – С. 108–116.

65. Кривенко С.Н. Лечение открытых переломов костей конечностей при множественной травме / С.Н. Кривенко // Сборник научных трудов XV съезда ортопедов-травматологов Украины. Днепропетровск, 16-18 сентября 2010 г. – Днепропетровск, 2010. – С. 336.

66. Кривенко С.Н. Лечение пострадавших с множественными переломами костей конечностей в остром периоде травматической болезни / С.Н. Кривенко // Сборник тезисов IX съезда травматологов–ортопедов России. Саратов, 15–17 сентября 2010. – Саратов, 2010. – С. 173–174.

67. Кривенко С.Н. Лечение скелетных повреждений при высокоэнергетической травме / С.Н. Кривенко, А.М. Гребенюк, С.В. Попов // Травма. – 2014. – № 2. – С. 117–120.

68. Кривенко С.Н. Наша тактика лечения больных с множественными диафізарными переломами длинных костей конечностей / С.Н. Кривенко // Украинский медицинский альманах. – 2000. – № 2. – С. 83–84.

69. Лапач С.Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием EXCEL / С.Н. Лапач, А.В. Чубенко, П.Н. Бабич. – Киев: МОРИОН, 2000. – 320 с.

70. Лечение больных с множественными переломами костей нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза по Илизарову / С.И. Швед, А.Г. Карасёв, Т.И. Долганова [и др.] // Гений ортопедии. – 2006. – № 4. – С. 75–78.

71. Лечение переломов длинных костей конечностей методом чрескостного остеосинтеза на основе биомеханической концепции / И.М. Пичхадзе, Д.С. Рахимов, Ч.С. Доржиев [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2006. – № 4. – С. 12–17.

72. Литвишко В.А. Лечение диафизарных переломов бедренной кости аппаратами внешней фиксации / В.А. Литвишко // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2014. – № 2. – С. 16–22.

73. Литовченко В.О. Лікувальна тактика при пошкодженні дистального відділу стегнової кістки з використанням блокованих стержнів / В.О. Литовченко, В.В. Григорук, М.С. Гримайло // Травма. – 2010. – № 5. – С. 552–556.

74. Лікування переломів довгих кісток у постраждалих унаслідок дорожньо-транспортних пригод / С.О. Гур'єв, С.П. Сацук, В.П. Євдошенко [та ін.] // Травма. – 2015. – № 3. – С. 84–87.

75. Малоинвазивный остеосинтез при лечении множественных переломов костей нижних конечностей / М.Ж. Азизов, Э.М. Шукуров, Н.Т. Абдулхаков [и др.] // Хирургия Узбекистана. – 2011. – № 2. – С. 49–52.

76. Мусалатов Х.А. Хирургия катастроф / Х.А. Мусалатов. – М.: Медицина, 1998. – 592 с.

77. Назаров Х.Н. Внеочаговая фиксация переломов при сочетанных и множественных травмах нижних конечностей / Х.Н. Назаров, С.А. Линник // Нигаъдории тандурустии Тоъикистон. – 2014. – № 2. – С. 44–50.

78. Накостный компрессионно-динамический остеосинтез в лечении диафизарных переломов бедренной кости / В.И. Зоря, С.В. Новиков, Н.Н. Карчебный [и др.] // Хирургия. Журнал имени Н.И. Пирогова. – 2009. – № 5. – С. 52–57.

79. Наш досвід лікування подвійних, потрійних та багатоуламкових переломів довгих трубчастих кісток / А.І. Чеміріс, А.В. Кудієвський, В.С. Коженков // Зб. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. – К., 2010. – С. 199.

80. Никитин Г.Д. Проблемы и перспективы дальнейшего изучения политравм / Г.Д. Никитин, Э.Г. Грязнухин // Сочетанная травма конечностей: сб. науч. трудов. – Ленинград, 1981. – С. 22–25.

81. Оперативное лечение переломов дистального отдела бедра у пострадавших с сочетанной и множественной травмой / В.А. Соколов, Е.И. Бялик, А.Т. Такиев [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2004. – № 1. – С. 20–26.

82. Определение оптимальной хирургической тактики при переломах длинных костей с учетом объективных методов оценки тяжести политравмы: (обзор литературы) / Д.В. Лапшин, Н.И. Березка, В.А. Литовченко [и др.] // Травма. – 2014. – № 3. – С. 121–124.

83. Особливості лікування хворих з багатоуламковими діафізарними переломами / В.О. Литовченко, М.І. Березка, Є.В. Гарячий [та ін.] / Збірник наукових праць Української військово-медичної академії [«Проблеми військової охорони здоров'я»]. – Київ, 2010. – Вип. 28. – С. 224–230.

84. Особенности формирования, структурно-механические свойства фибрин-кровяного сгустка и его значение для регенерации кости при переломе / А.К. Попсуйшапка, В.А. Литвишко, Н.А. Ашукина [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – № 4. – С. 5–12.

85. Остеосинтез множинних переломів стегнової кістки / О.О. Коструб, В.О. Литовченко, Д.В. Власенко [та ін.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 1. – С. 78–79.

86. Ошибки при лечении многооскольчатых переломов костей конечностей с применением интрамедуллярного блокирующего остеосинтеза / В.А. Литовченко, Н.И. Березка, Е.В. Гарячий [та ін.] // Экспериментальная и клиническая медицина. – 2012. – № 4 (57). – С. 132–135.

87. Патогенетическая коррекция нарушение транспорта кислорода кровью в постшоковом периоде травматической болезни / И.А. Ерюхин, С.Г. Гаврилин, А.Б. Синочаевский [и др.] // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. – 1996. – № 4. – С. 48–52.

88. Пат. 59492 Україна, МПК А61В 17/56 (2006.01). Спосіб лікування множинних переломів стегнової кістки / Литовченко В.О., Власенко Д.В., Власенко В.Г. – заявл. 10.03.2011; опубл. 10.05.2011, Бюл. № 9.

89. Плахотников Б.А. Сроки оперативного лечения переломов длинных трубчатых костей у пострадавших с сочетанной травмой в зависимости от тяжести повреждений / Б.А. Плахотников // Актуальные проблемы множественных и сочетанных травм. – СПб., 1992. – С. 130–132.

90. Плотников И.А. Лечение переломов дистального отдела бедренной кости при политравме / И.А. Плотников, А.В. Бондаренко, А.М. Родионов // Вестник травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова. – 2013. – № 1. – С. 38–44.

91. Повреждения опорно-двигательного аппарата. Клиника, диагностика и лечение на этапах медицинской эвакуации / С.В. Рынденко, А.Э. Феськов, А.Л. Чернов [и др.] // Медицина неотложных состояний. – 2010. – № 5. – С. 25–31.

92. Поєднана торако-абдомінальна травма. Клініко-організаційні засади лікування постраждалих на ранньому госпітальному етапі надання медичної допомоги / С.О. Гур'єв, Г.В. Бондарчук, М.І. Покидько [та ін.]. – Вінниця: ТОВ Фірма «Планер», 2007. – 167 с.

93. Поєднана травма: дожити до світанку: (проблемна стаття) / О.В. Лінчевський, Д.В. Мясніков, А.В. Макаров [та ін.] // Травма. – 2012. – № 2. – С. 98–102.

94. Пожариский В.Ф. Политравмы опорно-двигательной системы и их лечение на этапах медицинской эвакуации / В.Ф. Пожариский. – М.: Медицина, 1989. – 256 с.

95. Полисегментарный блокирующий интрамедуллярный металлоостеосинтез при множественной травме / А.В. Плоткин, А.Г. Дворский, М.В. Андрианов [и др.] // Український журнал екстремальної медицини імені Г.О. Можаєва. – 2009. – № 2. – С. 53–56.

96. Политравма / В.В. Агаджанян, А.А. Пронских, И.М. Устьянцева [и

др.] – Новосибирск: Наука, 2003. – 492 с.

97. Политравма и сочетанные повреждения / А.А. Воротников, И.Н. Анисимов, Ю.А. Барабаш [и др.] – Ставрополь: СтГМА, 2003. – 88 с.

98. Политравма. Т. 1: Общие вопросы политравмы: руководство для врачей / под ред. В.В. Бойко, П.Н. Замятина. – Х.; Черновцы, 2009. – 378 с.

99. Полісистемні та поліорганні пошкодження / С.О. Гур'єв, Г.Г. Рошчін, Н.М. Барамія [та ін.] // Літопис травматології та ортопедії, присвячений 75-річчю кафедри травматології та ортопедії НМУ. – К.: Ленвіт, 1999. – С. 72–73.

100. Політравма як медико-соціальна проблема: (ризикорієнтований підхід) / С.О. Гур'єв, М.І. Березка, О.С. Соловійов [та ін.] // Медицина сьогодні і завтра. – 2012. – № 1. – С. 28–31.

101. Попсуйшапка А.К. Частота несращения и замедленного сращения отломков при изолированных диафизарных переломах длинных костей конечностей / А.К. Попсуйшапка, О.Е. Ожигова, В.А. Литвишко // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – № 1. – С. 39–43.

102. Принципы классификации политравмы и оценка ее тяжести / С.В. Сергеев, Д.А. Ананьин, Аль-Бареда Абед [и др.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2012. – № 4. – С. 72–77.

103. Причини смертності у постраждалих з інфекційними ускладненнями політравми / С.О. Гур'єв, П.В. Ганасієнко, О.С. Соловійов [та ін.] // Літопис травматології та ортопедії. – 2012. – № 1-2. – С. 41–42.

104. Проблемы прочности у биомеханиці: Навч. посібник для техн. і біол. спец. ВНЗ / Під ред. І.Ф. Образцова. - М.: Высш. шк., 1988. – 311 с.

105. Проблемы внедрения в практику малоинвазивного костного остеосинтеза / Н.Л. Анкин, Т.М. Петрик, М.В. Грошовский [и др.] // Зб. наук. праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. – К., 2010. – С. 187.

106. Пути повышения эффективности лечения больных с тяжелой механической травмой / В.Г. Климовицкий, О.Г. Калинин, Е.И. Гридасова [и др.] // XIII з'їзд ортопедів-травматологів України: збірник наукових праць. –

Донецьк, 2001. – С. 15–18.

107. Реабілітація хворих із високоенергетичною множинною травмою довгих кісток нижніх кінцівок / С.М. Кривенко, А.М. Гребенюк, А.М. Волкова [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – № 4. – С. 41–44.

108. Реализация принципа динамического контроля поврежденных (Damage Control) в остром периоде политравмы / В.Э. Дубров, А.Н. Блаженко, А.А. Блаженко [и др.] // Политравма. – 2012. – № 2. – С.68–73.

109. Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий [та ін.] // ScienceRise. – 2016. – №3/3 (20). – С. 27–31.

110. Ринденко С.В. Позавогнищева фіксація як метод лікувально-транспортної іммобілізації при переломах гомілки у потерпілих з політравмою / С.В. Ринденко // Сучасні теоретичні та практичні аспекти травматології та ортопедії: мат-ли наук.-практ. конф. Урзуф, 12-13 травня 2011 р. – Донецьк, 2011. – С. 45–46.

111. Роль чрескостного остеосинтеза по Илизарову в системе реабилитации травматологических больных с множественными переломами костей / С.И. Швед, Ю.М. Сысенко, С.И. Новичков [и др.] // Гений ортопедии. – 2001. – № 2. – С. 5–10.

112. Рошчін Г. Аналіз причин смерті у постраждалих з поєднаною травмою органів черевної порожнини на догоспітальному етапі / Г. Рошчін, В. Крилюк, О. Пенкальський // Хірургія України. – 2013. – № 3. – С. 92–95.

113. Русанов А.Г. Альтернативный вариант технологии чрескостного остеосинтеза переломов голени / А.Г. Русанов, В.В. Стадников // Саратовский научно-медицинский журн. – 2008. – № 4. – С. 88–29.

114. Сергиенко В.И. Математическая статистика в клинических исследованиях / В.И. Сергиенко, И.Б. Бондарева. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2000. – 256 с.

115. Сироджов К.Х. Преимущества стержневого остеосинтеза у больных с сочетанными и множественными переломами опорно-двигательного аппарата / К.Х. Сироджов // ТИППМК. – 2014. – № 3. – С. 38–43.
116. Ситник А.А. Минимально-инвазивный остеосинтез пластинами при переломах длинных трубчатых костей / А.А. Ситник, А.В. Белецкий // Медицинские новости. – 2009. – № 7. – С. 15–18.
117. Славин М.Б. Методы системного анализа в медицинских исследованиях / М.Б. Славин. – М.: Медицина, 1989. – 304 с.
118. Соколов В.А. «Damage control» – современная концепция лечения пострадавших с критической политравмой / В.А. Соколов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2005. – № 1. – С. 81–84.
119. Соколов В.А. Множественные и сочетанные травмы / В.А. Соколов. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006. – 512 с.
120. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. – СПб.: Морсар АВ, 2005. – 544 с.
121. Состояние оказания помощи пострадавшим с политравмой: (проблемные вопросы и перспективы развития) / Н.И. Хвисюк, В.Г. Рынденко, А.Е. Зайцев [и др.] // Политравма. Неотложная медицинская помощь: сборник статей Харьковской городской клинической больницы скорой неотложной медицинской помощи им. проф. А.И. Мещанинова. – Харьков, 2003. – С. 97–101.
122. Состояние проблемы «политравма» в отечественной литературе / И.З. Яковцов, С.В. Рынденко, С.Н. Бондаренко [и др.] // Политравма. Неотложная медицинская помощь: сб. статей. – Х., 2003. – Вып. 6. – С. 26–31.
123. Сравнительная оценка методов остеосинтеза при полисегментарных переломах нижних конечностей / В.А. Соколов, А.В. Бондаренко, Е.И. Бялик [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приоров. – 2006. – № 4. – С. 3–8.

124. Стародубов В.И. Факторы, влияющие на показатели и оценку состояния общественного здоровья и здравоохранения / В.И. Стародубов, И.Н. Ступаков, И.В. Самородская // Менеджер здравоохранения. – 2005. – № 11. – С. 37–45.

125. Сувалян М.А. Лечение оскольчатых диафизарных переломов бедренной кости методом закрытого блокирующего интрамедуллярного остеосинтеза / М.А. Сувалян // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2002. – № 1. – С. 40–43.

126. Сучасний погляд на лікування множинних переломів стегнової кістки / В.О. Литовченко, Д.В. Власенко, Є.В. Гарячий [та ін.] // Медицина сьогодні і завтра. – 2012. – № 3–4. – С. 149–151.

127. Сысенко Ю.М. Возможности чрескостного остеосинтеза при лечении травматологических больных с множественными переломами костей / Ю.М. Сысенко, С.П. Бойчук, К.Н. Смелышев // Гений ортопедии. – 2002. – № 3. – С. 15–18.

128. Сысенко Ю.М. Роль чрескостного остеосинтеза в комплексе анатомо-функционального восстановления больных с множественными переломами костей / Ю.М. Сысенко, К.Н. Смелышев // Гений ортопедии. – 2003. – № 2. – С. 91–94.

129. Сысенко Ю.М. Устройство для лечения переломов бедренной кости вертельной области / Ю.М. Сысенко, С.И. Швед, А.В. Каминский // Гений ортопедии. – 2000. – № 4. – С. 82–85.

130. Тактика лечения больных с внутри- и околоуставными переломами проксимального отдела большеберцовой кости / М.В. Гилев, Е.А. Волокитина, Ю.В. Антониади [и др.] // Новое в травматологии и ортопедии: Всерос. науч.-практ. конф. – Самара, 2012. – С. 35–36.

131. Тактика лечения пострадавших с открытыми и закрытыми множественными переломами длинных костей нижних конечностей / А.Н. Блаженко, В.Э. Дубров, А.А. Афаунов [и др.] // Кубанский научный медицинский вестник. – 2010. – № 7. – С. 21–27.

132. Тактика лечения травматической болезни у пациентов с политравмой на реанимационном этапе / С.В. Люлин, И.А. Мещерягина, Д.В. Самусенко [и др.] // Гений ортопедии. – 2015. – № 3. – С. 31–37.

133. Тактичні засади лікування множинних і поєднаних переломів кісток кінцівок / Б.С. Федак, Є.В. Гарячий, І.І. Спесивий [та ін.] // Медицина сьогодні і завтра. – 2012. – № 1. – С. 145–147.

134. Термінологічні розбіжності в хірургії пошкоджень [електронний ресурс] / М.І. Березка, В.О. Литовченко, Д.В. Власенко, В.Г. Власенко // Екстрена медицина. – 2015. – № 1. – Режим доступу: <http://emergency.in.ua/in-number/533-n12st4>.

135. Технология лечения диафизарных переломов костей голени с учётом и биомеханическим влиянием фазы репаративного остеогенеза / А.П. Барабаш, А.Г. Русанов, Ю.А. Барабаш [и др.] // Саратовский научно-медицинский журн. – 2010. – № 4. – С. 829–834.

136. Тищенко В.В. Общая классификация травмы / В.В. Тищенко // Клінічна хірургія. – 1999. – № 1. – С. 41–43.

137. Травматическая болезнь и ее осложнения / С.А. Селезнев, С.Ф. Багненко, Ю.Б. Шапот [и др.] – СПб: Политехника, 2004. – 414 с.

138. Травматология и ортопедия: учебник для студ. высш. учеб. заведений / под ред. Г.М. Кавалерского. – М.: Академия, 2005. – 624 с.

139. Травматология и ортопедия: учебник для студентов медицинских вузов / под ред. Н.В. Корнилова. – СПб.: Гиппократ, 2001. – 488 с.

140. Травматологія та ортопедія: Нормативне виробничо-практичне видання. – К.: МНІАЦ медичної статистики; МВЦ «Медінформ», 2009. – 620 с.

141. Тумян С.Д. К итогам дискуссии об оценке исходов лечения переломов длинных трубчатых костей // С.Д. Тумян // Ортопедия травматология и протезирование. – 1983. – № 6. – С. 63–65.

142. Ушаков С.А. Тактика лечения переломов бедренной кости у пациентов с политравмой / С.А. Ушаков, С.Ю. Лукин, Ю.В. Митрейкин //

Гений ортопеди. – 2011. – № 3. – С. 17–22.

143. Філь А.Ю. Міні-інвазійне лікування переломів проксимального відділу стегна у хворих із поєднаною травмою / А.Ю. Філь // Травма. – 2012. – № 3. – С. 123–126.

144. Філь А.Ю. Сучасна тактика надання допомоги при скелетній травмі постраждалим із політравмою: (огляд літератури) / А.Ю. Філь, Ю.Я. Філь // Травма. – 2014. – № 1. – С. 125–128.

145. Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе / К.К. Романенко, А.И. Белостоцкий, Д.В. Прозоровский [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 1. – С. 68–75.

146. Хирургическая концепция лечения множественных и сочетанных переломов костей конечностей / Н.И. Березка, А.А. Коструб, Г.В. Бондарчук [и др.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 4. – С. 55–58.

147. Хірургічна концепція лікування множинних та поєднаних переломів кісток кінцівок / В.О. Литовченко, М.І. Березка, Є.В. Гарячий [та ін.] // Травма. – 2010. – № 2. – С. 152–155.

148. Хірургічна технологія блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу при лікуванні багатоуламкових діафізарних переломів довгих кісток / В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий, В.В. Суховецький [та ін.] // Экспериментальная и клиническая медицина. – 2011. – № 3 (52). – С. 158–161.

149. Хмара А.Д. Тактика лечения при сочетанной травме груди и сегментов конечностей: (обзор) / А.Д. Хмара, И.А. Норкин, Т.Г. Хмара // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2012. – № 4. – С. 982–988.

150. Челноков А.Н. Ошибки и осложнения закрытого интрамедулярного остеосинтеза бедра / А.Н. Челноков // Травма. – 2007. – № 3. – С. 317–321.

151. Шапошников Ю.Г. К вопросу о терминологии и классификации механических травм / Ю.Г. Шапошников, Г.М. Миронов, М.М. Попова //

Актуальные проблемы множественных и сочетанных травм: труды научной конференции. – СПб.: ВМедА, 1992. – С. 19–20.

152. Шевцов В.И. Лечение ложных суставов трубчатых костей методом управляемого чрескостного остеосинтеза / В.И. Шевцов // Гений ортопедии. – 1996. – № 4. – С. 30–34.

153. Шищук В.Д. Совершенствование методов лечения при тяжелых автодорожных травмах / В.Д. Шищук // Вісник Сумського державного університету. Сер. Медицина. – 2010. – № 2. – С.192–199.

154. Шукуров Э.М. Современные аспекты лечения больных с множественными переломами костей нижних конечностей: (обзор литературы) / Э.М. Шукуров // Гений ортопедии. – 2014. – № 3. – С. 89–93.

155. Эпидемиология полиструктурной травмы конечностей в регионе Донбасса / А.В. Борзых, В.Г. Климовицкий, А.А. Оприщенко [и др.] // Травма. – 2013. – № 6. – С. 61–63.

156. Ямковой А.Д. Применение интрамедуллярного остеосинтеза системой Fixion при лечении диафизарных переломов длинных костей / А.Д. Ямковой, В.И. Зоря // Вестник травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова. – 2014. – № 3. – С. 34–39.

157. Янсон Х.А. Біомеханіка нижньої кінцівки людини / Х.А. Янсон – Рига: Зинатне, 1975. – 324 с.

158. A biomechanical comparison of locked and unlocked long cephalomedullary nails in a stable intertrochanteric fracture model / P. Kane, B. Vopat, D. Paller [et. al.] // J Orthop Trauma. – 2014. – Vol. 28. – № 12. – P. 715–720.

159. A biomechanical comparison of proximal femoral nails and locking proximal anatomic femoral plates in femoral fracture fixation: A study on synthetic bones / K. Ozkan, İ. Türkmen, A. Sahin [et. al.] // Indian J Orthop. – 2015. – Vol. 49. – № 3. – P. 347–351.

160. A retrospective analysis of reversed femoral Less Invasive Stable System (LISS) for treatment of subtrochanteric femoral fracture / G. Li, Z. Li,

N.Han [et. al.] // *Int J Surg.* – 2014. – Vol. 12. – № 5. – P. 432–436.

161. Acklin Y.P. Reversed LISS-DF in selected cases of complex proximal femur fractures / Y.P. Acklin, H. Bereiter, C. Sommer // *Injury.* – 2010. – Vol. 41. – № 4. – P. 427–429.

162. Alho A. Concurrent ipsilateral fractures of the hip and femoral shaft: a meta-analysis of 659 cases / A. Alho // *Acta Orthop. Scand.* – 1996. – Vol. 67, № 1. – P. 19–28.

163. Anuar-Ramdhan I.M. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis with Conventional Compression Plate for Diaphyseal Tibia Fracture / I.M. Anuar-Ramdhan, I.M. Azahari, M. Med // *Malays Orthop J.* – 2014. – Vol. 8. – № 3. – P. 33–36.

164. Barriers to implementing the World Health Organization's Trauma Care Checklist: A Canadian single-center experience / B. Nolan, R. Zakirova, J. Bridge [et. al.] // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery.* – 2014. – Vol. 77. – № 5. – P. 679–683.

165. Beazley J. Treatment of acute tibial shaft fractures with an expandable nailing system: a systematic review of the literature / J. Beazley, C. Mauffrey, D. Seligson // *Injury.* – 2011. – Vol. 42. – № 4. – P. 11–16.

166. Butcher N. AIS>2 in at least two body regions: a potential new anatomical definition of polytrauma / N. Butcher, Z.J. Balogh // *Injury.* – 2012. – Vol. 43. – № 2. – P. 196–199.

167. Butcher N. The definition and use of the term “polytrauma” is inconsistent and lacks validation / N. Butcher, Z.J. Balogh // *Injury.* – 2009. – Vol. 40. – № 4. – P. 12–22.

168. Butcher N. Update on the definition of polytrauma / N. Butcher, Z.J. Balogh // *European Journal of Trauma and Emergency Surgery.* – 2014. – Vol. 40. – № 2. – P. 107–111.

169. Butcher N.E. The quest for a universal definition of polytrauma: a trauma registry-based validation study / N.E. Butcher, C. D'Este, Z.J. Balogh // *J Trauma Acute Care Surg.* – 2014. – Vol. 77. – № 4. – P. 620–623.

170. Chan R. Optimal Management of High-Energy Pilon Fractures / R. Chan, B.C. Taylor, J. Gentile // *Orthopedics*. – 2015. – Vol. 38. – P. 708–714.
171. Chen C.M. Ipsilateral hip and distal femoral fractures / C.M. Chen, F.I. Chiu, W.H. Lo // *Injury*. – 2000. – Vol. 31. – № 3. – P. 147–151.
172. Cherkes-Zade D. Хирургическое лечение переломов дистального отдела бедренной кости с использованием системы LISS / D. Cherkes-Zade, M. Monesi, A. Marcolini // *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. – 2003. – № 3. – С. 36–42.
173. Current state of medical care of polytrauma and mass casualty incidents in Germany: Are we well-prepared? / L. Brodauf, K. Heßing, R. Hoffmann [et. al.] // *Unfallchirurg*. – 2015. – Vol. 1. – [Epub ahead of print].
174. D'Alleyrand J.C. The evolution of damage control orthopedics: current evidence and practical applications of early appropriate care / J.C. D'Alleyrand, R.V. O'Toole // *Orthop Clin North Am*. – 2013. – Vol. 44. – № 4. – P. 499–507.
175. Damage control orthopaedics in severe polytrauma with femur fracture / P. Caba-Doussoux, J.L. Leon-Baltasar, C. Garcia-Fuentes [et. al.] // *Injury*. – 2012. – Vol. 43. – № 2. – P. 42–46.
176. Definition of polytrauma: variable interrater versus intrarater agreement – a prospective international study among trauma surgeons / N.E. Butcher, N. Enninghorst, K. Sisak [et. al.] // *J Trauma Acute Care Surg*. – 2013. – Vol. 74. – № 3. – P. 884–889.
177. Dunham C.M. Practice management guidelines for the optimal timing of long-bone fracture stabilization in polytrauma patients: the EAST Practice Management Guidelines Work Group / C.M. Dunham, M.J. Bosse, T.V. Clancy // *Trauma*. – 2001. – Vol. 50. – № 5. – P. 958–967.
178. Effect of distal interlock fixation in stable intertrochanteric fractures / P.M. Kane, B. Vopat, D. Paller [et. al.] // *Orthopedics*. – 2013. – Vol. 36. – № 7. – P. 859–864.
179. Enweluzo G.O. Pattern of extremity injuries in polytrauma in Lagos, Nigeria / G.O. Enweluzo, S.O. Giwa, D.C Obalum // *Niger Postgrad. Med. J*. –

2008. – Vol. 15. – P. 6–9.

180. Epidemiology and patterns of transport-related fatalities in Austria 1980-2012 // *Traffic Inj Prev.* – 2015. – Vol. 16. – № 5. – P. 450–455.

181. Estimating the Global Incidence of Femoral Fracture from Road Traffic Collisions: A Literature Review / K.J. Agarwal-Harding, J.G. Meara, S.L. Greenberg [et. al.] // *Bone Joint Surg Am.* – 2015. – Vol. 97. – № 6. – P. 31.

182. Expandable intramedullary nails for fixation of tibial shaft fractures / D. Ghafil, P. Ackerman, R. Baillon [et. al.] // *Acta Orthop Belg.* – 2012. – Vol. 78. – № 6. – P. 779–785.

183. Expandable intramedullary nails in lower limb trauma: a systematic review of clinical and radiological outcomes / D.M. Rose, T.O. Smith, D. Nielsen [et. al.] // *Strategies Trauma Limb Reconstr.* – 2013. – Vol. 8. – № 1. – P. 1–12.

184. Flone S. Definition of polytrauma in the German DRG system 2006. Up to 30% «incorrect classifications» / S. Flone, C. Buschmann // *Unfalchirurg.* – 2007. – Vol. 110. – № 7. – P. 651–658.

185. Griffin M. Outcomes after Trifocal Femoral Fractures / M. Griffin, A.G. Dick, S. Umarji [электронный ресурс] // *Case Reports in Surgery.* – 2014. – Режим доступа: <http://www.hindawi.com/journals/cris/2014/528061/>.

186. Hettrich C.M. High-energy trauma / C.M. Hettrich, B. Browner // *Best Pract Res Clin Rheumatol.* – 2012. – Vol. 26. – № 2. – P. 281–288.

187. Hotz T.K. Minimal invasive treatment of proximal femur fractures with the long gamma nail; indication, technique, results/ T.K. Hotz, R. Zellweger, K.P. Kach // *J. Trauma.* – 2005. – Vol. 47. – № 5. – P. 942–945.

188. Implementation of a nationwide trauma network for the care of severely injured patients / S. Ruchholtz, R. Lefering, U. Lewan [et. al.] // *J Trauma Acute Care Surgery.* – 2014. – Vol. 76. – № 6. – P. 1456–1461.

189. Implementing a surgical checklists: more than checking a box / S.M. Levy, C.E. Senter, R.B. Hawkins [et. al.] // *Surgery.* – 2012. – Vol. 152. – № 3. – P. 331–336.

190. INternational ORthopaedic MULticentre Study (INORMUS) in

Fracture Care: Protocol for a Large Prospective Observational Study / INORMUS Investigators // *J Orthop Trauma*. – 2015. – Vol. 29. – № 10. – P. 2-6.

191. Intramedullary nailing for tibial shaft fractures in adults / X. Duan, M. Al-Qwbani, Y. Zeng [et. al.] // *Cochrane Database Syst Rev*. – 2012. – Vol. 18. – CD008241. doi: 10.1002/14651858.CD008241.pub2.

192. Intramedullary nailing without interlocking screws for femoral and tibial shaft fractures / D.L. Krebs, T.J. Blokhuis, K.J. van Wessem [et. al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg*. – 2013. – Vol. 133. – № 8. – P. 1109–1113.

193. Manual of internal fixation. Techniques recommended by the AO-ASIF Group. 3rd ed., expanded and completely revised. / M.E. Muller, M.A. Algower, R. Schneider, H. Willenegger. – Berlin, Heidelberg, New York, Paris, Tokyo: Springer-Verlag, 1992. – 750 p.

194. Minimally invasive percutaneous plate fixation of distal tibia fractures / S. Bahari, B. Lenehan, H. Khan [et. al.] // *Acta Orthop. Belg*. – 2007. – Vol. 73. – № 5. – P. 635–640.

195. Moroz P.J. The World Health Organization's action plan on the road traffic injury pandemic: is there any action for orthopaedic trauma surgeons? / P.J. Moroz, D.A. Spiegel // *J Orthop Trauma*. – 2014. – Vol. 28. – № 1. – P. 11-14.

196. Müller T.S. Minimally invasive plate osteosynthesis of the distal tibia / T.S. Müller, C. Sommer // *Oper. Orthop. Traumatol*. – 2012. – Vol. 24. – № 4–5. – P. 354–367.

197. Najibi S. Mechanical failure of the long gamma nail in two proximal femur fractures / S. Najibi, L. Mark, D. Fehnel // *Iowa Orthop J*. – 2010. – Vol. 30. – P. 205–210.

198. Neubauer Th. Система пластин с угловой стабильностью (LCP) – новый АО стандарт накостного остеосинтеза / Th. Neubauer, M. Wagner, Ch. Hammerbauer // *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. – 2003. – № 3. – С. 27–35.

199. Nicola R. Early Total Care versus Damage Control: Current Concepts in the Orthopedic Care of Polytrauma Patients / R. Nicola // *ISRN Orthop*. – 2013.

– Vol. 21. – P. 9.

200. Practical challenges of introduction WHO surgical checklist: UK pilot experience / A. Vats, C.A. Vincent, K. Nagpal [et. al.] // *Br. Med. J.* – 2010. – Vol. 340. – b 5433.

201. Reality check for checklists / C.L. Bosk, M. Dixson-Woods, C.A. Goeschel [et. al.] // *Lancet.* – 2009. – Vol. 374. – P. 444–445.

202. Reamed intramedullary nailing versus unreamed intramedullary nailing for shaft fracture of femur: a systematic literature review / X. Duan, T. Li, A.Q. Mohammed [et. al.] // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2011. – Vol. 131. – P. 1445–1452.

203. Reverse LISS plates for unstable proximal femoral fractures / C.H. Ma, Y.K. Tu, S.W. Yu [et. al.] // *Injury.* – 2010. – Vol. 41. – P. 827–833.

204. Safety and efficacy of conversion from external fixation to plate fixation in humeral shaft fractures / T. Suzuki, D.J. Hak, P.F. Stahel [et. al.] // *J. Orthop. Trauma.* – 2010. – Vol. 24. – № 7. – P. 414–419.

205. Skeletal traction versus external fixation in the initial temporization of femoral shaft fractures in severely injured patients / B.P. Scannell, N.E. Waldrop, H.C. Sasser [et. al.] // *J. Trauma.* – 2010. – Vol. 68. – № 3. – P. 633–640.

206. Soreide K. Epidemiology of major trauma / K. Soreide // *Br. J. Surg.* – 2009. – Vol. 96. – № 7. – P. 697–698.

207. Statistical analysis on 2213 in-patients with traffic injuries from January 2003 to September 2005 in Ningbo city / X. Qi, D.L. Yang, F. Qi [et. al.] // *Chin. J. Traumatol.* – 2006. – Vol. 9. – P. 228–233.

208. Surgical treatment of ipsilateral multi-level femoral fractures / C. von Rüden, M. Tauber, A. Woltmann [et. al.] // *J Orthop Surg Res.* – 2015. – Vol. 10. – P. 7.

209. Tejwani N.C. Staged management of high-energy proximal tibia fractures / N.C. Tejwani, P. Achan // *Bulletin. Hosp. for Joint Diseases.* – 2004. – Vol. 62. – № 1–2. – P. 62–66.

210. The definition of polytrauma revisited: An international consensus

process and proposal of the new 'Berlin definition / H.-C. Pape, R. Lefering, N. Butcher [et. al.] // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. – 2014. – Vol. 77. – № 5. – P 780–786.

211. The results of minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIPPO) in distal and diaphyseal tibial fractures / M.A. Aksekili, I. Celik, A.K. Arslan [et. al.] // *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* – 2012. – Vol. 46. – № 3. – P. 161–167.

212. Tinguál C. Car crash protection: the role of European Transport Safety Council / C. Tinguál. – Brussels, 1994. – 246 p.

213. Wang C.J. The effects of extracorporeal shockwave on acute high-energy long bone fractures of the lower extremity / C.J. Wang, H.C. Liu, T.H. Fu // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2007. – Vol. 127. – № 2. – P. 137–142.

214. Weisová D. Hip fractures / D. Weisová, M. Salášek, T. Pavelka // *Cas Lek Cesk.* – 2013. – Vol. 152. – № 5. – P. 219–225.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** хірургічна технологія лікування поліфрактур стегнової кістки
2. **Установа-розробник, його поштова адреса, п.і.п. авторів:** кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології Харківського національного медичного університету, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4.
3. **Джерело інформації:** Ефективність моноостеосинтезу поліфрактур стегнової кістки блокованими стержнями / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий, В.Г. Власенко // Експериментальна і клінічна медицина. – №1, 2016. – С. 152-154.
4. **Місце впровадження:** відділення травматології Обласної клінічної лікарні – Центра екстреної медичної допомоги та медицини катастроф м. Харкова
5. **Строки впровадження:** з 10 квітня 2009 року по 31 грудня 2015 року.
6. **Загальна кількість спостережень:** 8 хворих
7. **Ефективність впровадження відповідно до критеріїв, що викладені в джерелі інформації:** Підвищення ефективності лікування поліфрактур стегнової кістки.

| Показники | За даними | |
|---|------------|--------------------------|
| | розробника | установи, яка впроваджує |
| Анатомо-функціональні результати лікування поліфрактур стегнової кістки | так | так |

8. **Зауваження, пропозиції:** Запропонований автором спосіб лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки, простий у виконанні, малотравматичний, доступний для всіх спеціалізованих травматологічних клінік заслуговує широкого впровадження в практику.

« 15 » 01 2016 р.

Завідувач травматологічного відділення ОКЛ-ЦЕМД та МК, к.мед.н. Спесивий І.І.

посада, П.І.П.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар

ІЗОО «Харківська міська
багатопрофільна лікарня №18»

Менкус Б.В.

2016 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: хірургічна технологія лікування поліфрактур стегнової кістки
2. Установа-розробник, його поштова адреса, п.і.п. авторів: кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології Харківського національного медичного університету, 61022, м. Харків, пр. Леніна, 4.
3. Джерело інформації: Ефективність моноостеосинтезу поліфрактур стегнової кістки блокованими стержнями / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий, В.Г. Власенко // Експериментальна і клінічна медицина. – №1, 2016. – С. 152-154.
4. Місце впровадження: травматологічне відділення
5. Строки впровадження: з 11 грудня 2012 року по 31 грудня 2014 року.
6. Загальна кількість спостережень: 4 хворих
7. Ефективність впровадження відповідно до критеріїв, що викладені в джерелі інформації: хірургічна технологія лікування поліфрактур стегнової кістки

| Показники | За даними | |
|---|------------|--------------------------|
| | розробника | установи, яка впроваджує |
| Анатомо-функціональні результати лікування поліфрактур стегнової кістки | так | так |

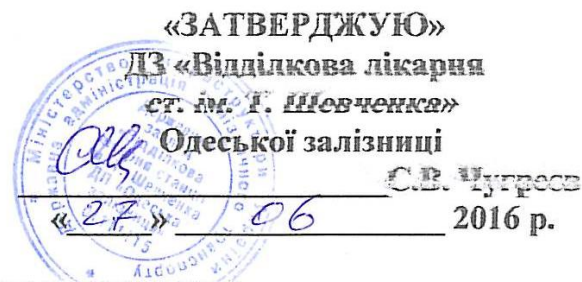
8. Зауваження, пропозиції: Запропонований автором спосіб лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки, простий у виконанні, малотравматичний, доступний для всіх спеціалізованих травматологічних клінік заслуговує широкого впровадження в практику.

« 20 » Квітня 2016 р.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач травматологічноговідділення д.мед.н. Бець Г.В.

посада, П.І.П.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: хірургічна технологія лікування поліфрактур стегнової кістки
2. Установа-розробник, його поштова адреса, п.п. авторів: кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології Харківського національного медичного університету, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4.
3. Джерело інформації: Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, С.В. Гарячий, В.Г. Власенко // Scientific Journal «ScienceRise» №3/3 (20), 2016. – С. 27 – 31.
4. Місце впровадження: Державний заклад охорони здоров'я «Відділкова лікарня ст. ім. Т. Шевченка»
5. Строки впровадження: з 10 вересня 2013 року по 14 травня 2014 року.
6. Загальна кількість спостережень: 3 хворих
7. Ефективність впровадження відповідно до критеріїв, що викладені в джерелі інформації: Підвищення ефективності лікування поліфрактур стегнової кістки.

| Показники | За даними | |
|---|------------|--------------------------|
| | розробника | установи, яка впроваджує |
| Анатомо-функціональні результати лікування поліфрактур стегнової кістки | так | так |

8. Зауваження, пропозиції: Запропонована автором технологія оперативного лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки доступна для всіх спеціалізованих травматологічних клінік та заслуговує широкого впровадження в практику.

Відповідальний за впровадження:
 Відділковий травматолог Озірський О.М.

«27» 06 2016 р.

посада, П.І.П.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** хірургічна технологія лікування поліфрактур стегнової кістки
2. **Установа-розробник, його поштова адреса, п.і.п. авторів:** кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології Харківського національного медичного університету, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4.
3. **Джерело інформації:** Результати лікування постраждалих з поліфрактурами стегнової кістки / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий, В.Г. Власенко // Scientific Journal «ScienceRise» №3/3 (20), 2016. – С. 27 – 31.
4. **Місце впровадження:** відділення травматології та ортопедії Центральної міської лікарні м. Рівне
5. **Строки впровадження:** з 1 жовтня 2012 року по 1 червня 2016 року.
6. **Загальна кількість спостережень:** 8 хворих
7. **Ефективність впровадження відповідно до критеріїв, що викладені в джерелі інформації:** Підвищення ефективності лікування поліфрактур стегнової кістки.

| Показники | За даними | |
|---|------------|--------------------------|
| | розробника | установи, яка впроваджує |
| Анатомо-функціональні результати лікування поліфрактур стегнової кістки | так | так |

8. **Зауваження, пропозиції:** Запропонована автором технологія оперативного лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки доступна для всіх спеціалізованих травматологічних клінік та заслуговує широкого впровадження в практику.

« 06 » _____ 2016 р.

Відповідальний за впровадження:
Завідувач відділення травматології та ортопедії
Центральної міської лікарні м. Рівне
Нарсія В.І.

 Нарсія, П.І.П.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

в.о. головного лікаря міської клінічної
лікарні
екстреної та швидкої медичної допомоги
м. Запоріжжя

« 02 » _____ 2016 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** хірургічна технологія лікування поліфрактур стегнової кістки
2. **Установа-розробник, його поштова адреса, п.і.п. авторів:** кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології Харківського національного медичного університету, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4.
3. **Джерело інформації:** Ефективність моноостеосинтезу поліфрактур стегнової кістки блокованими стержнями / Д.В. Власенко, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий, В.Г. Власенко // Експериментальна і клінічна медицина. - №1, 2016. – С. 152-154
4. **Місце впровадження:** відділення травматології з ліжками політравми
5. **Строки впровадження:** з 6 квітня 2015 року по 08 лютого 2016 року.
6. **Загальна кількість спостережень:** 4 хворих
7. **Ефективність впровадження відповідно до критеріїв, що викладені в джерелі інформації:** Підвищення ефективності лікування поліфрактур стегнової кістки.

| Показники | За даними | |
|---|------------|--------------------------|
| | розробника | установи, яка впроваджує |
| Анатомо-функціональні результати лікування поліфрактур стегнової кістки | так | так |

8. **Зауваження, пропозиції:** Запропонована автором технологія оперативного лікування хворих з поліфрактурами стегнової кістки доступна для всіх спеціалізованих травматологічних клінік та заслуговує широкого впровадження в практику.

« 02 » 09 2016 р.

відповідальний за впровадження:
завідувач відділенням травматології з ліжками політравми Кирпиченко С.Ф.
посада, П.І.П.