В. І. Куцевляк, С. Л. Старікова,
О. В. Любченко, Вл. В. Старіков,
В. В. Старіков

СУБПЕРІОСТАЛЬНА ІМПЛАНТОЛОГІЯ

В. І. Куцевляк
С. Л. Старікова
О. В. Любченко
Вл. В. Старіков
В. В. Старіков

СУБПЕРІОСТАЛЬНА ІМПЛАНТОЛОГІЯ

«НТМТ»

Харьков 2025

УДК 616.314-089.843 : 616-055.2
К 95

Усі права захищені. Жодна частина цієї книги не може бути відтворена
у будь-якій формі та будь-якими засобами без письмового дозволу власника авторських прав.

Рекомендовано Вченою Радою Харківського національного медичного університету
протокол № 03 від 30 січня 2025 р.

Автори:

Куцевляк Валерій Ісайович, Заслужений діяч науки і техніки України, доктор медичних наук, професор.

Старікова Світлана Леонідівна, доктор медичних наук, професор кафедри терапевтичної стоматології, ортодонтії, дитячої стоматології та пародонтології Харківського національного медичного університету.

Любченко Олександр Володимирович, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри терапевтичної стоматології, ортодонтії, дитячої стоматології та пародонтології Харківського національного медичного університету.

Стариков Владислав Вадимович, PhD, асистент кафедри терапевтичної стоматології, ортодонтії, дитячої стоматології та пародонтології Харківського національного медичного університету.

Стариков Вадим Володимирович, доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри «Технічна кріофізіка» Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»

Рецензенти:

С. М. Григоров, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Харківського національного медичного університету.

А. Ю. Ніконов, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри стоматології Харківського національного університету імені В. Н. Каразіна.

Куцевляк В. І.

К 95 Субперіостальна імплантологія : монографія / В. І. Куцевляк, С. Л. Старікова, О. В. Любченко, Вл. В. Стариков, В. В. Стариков. — Харків : «НТМТ», 2025. — 294 с.
ISBN 978-617-578-282-8

У книзі наведено історію розвитку дентальної, субперіостальної імплантації, дано порівняльну оцінку методик внутрішньокісткової та субперіостальної імплантації. Наведено показання та протипоказання, обстеження пацієнтів і планування лікування, імплантаційні матеріали. Представлено електрохімічну взаємодію матеріалів імплантату і протеза. Наведено механізми остеогенезу під час імплантації, результати експериментального дослідження взаємодії кісткової тканини під час контакту із субперіостальним імплантатом, математичне моделювання конструкцій субперіостальних імплантатів. Розглянуто методики субперіостальної імплантації. Протезування та ускладнення субперіостальної імплантації.

Монографію призначено для стоматологів-ортопедів, хірургів, клінічних ординаторів та аспірантів, які спеціалізуються на стоматологічній імплантології, студентів стоматологічних факультетів.

ISBN 978-617-578-282-8 УДК 616.314-089.843 : 616-055.2

© Куцевляк В. І., Старікова С. Л.,
Любченко О. В., Стариков Вл. В.,
Стариков В. В. 2025

ПОДЯКИ

Хочемо висловити глибоку вдячність професору Дмитру Михайловичу Королю та доценту Олегу Миколайовичу Сєннікову — нашим друзям і колегам — за їхню працю з розвитку субперіостальної імплантології, за надані матеріали, що наведені в книзі, інформацію та моральну підтримку у створенні цієї монографії.

Електрохімічні та біомеханічні дослідження проведено у лабораторії фізики металів і напівпровідників Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», завідувач кафедри доктор фізико-математичних наук, професор Сергій Володимирович Малихін, за що йому і співробітникам низький уклін і подяка.

Експериментальні дослідження кісткової тканини при контакті з субперіостальним імплантатом виконані на базі лабораторії морфології сполучної тканини ДУ «Інститут патології хребта і суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», консультативну допомогу надавала доктор біологічних наук, професорка Нінель Василівна Дідух, за що їй щира подяка.

Особлива подяка нашим родинам за розуміння і терпіння. Без цієї підтримки жоден проєкт не зміг би здійснитися.

В. І. Куцевляк
С. Л. Старікова

ЗМІСТ

Вступ 7

Глава I
Історія розвитку дентальної імплантації 9

Глава II
Розвиток субперіостальної, ендоосальної-субперіостальної імплантації 25

Глава III
Порівняльна оцінка методик внутрішньокісткової і субперіостальної імплантації 50

Глава IV
Характеристика та обстеження пацієнтів 56

4.1. Характеристика хворих 56

4.2. Особливості клінічного обстеження пацієнтів при використанні в лікуванні методу субперіостальної імплантації 59

4.3. Додаткові методи обстеження пацієнтів при використанні в лікуванні методу субперіостальної імплантації 60

4.4. Методика проведення електропунктурного тестування організму та використовуваних стоматологічних матеріалів 61

4.4.1. Визначення індивідуального потенціалу організму 74

4.4.2. Діагностична інтерпретація параметрів електропровідності біологічно активних точок 78

4.4.3. Інтерпретація значень показників, отриманих на каналах селезінки, підшлункової залози, легень, лімфатичному, ендокринному 79

4.4.4. Тестування стоматологічних матеріалів, феномен далекодії 80

Глава V
Показання та протипоказання до дентальної імплантації 82

5.1. Абсолютні, відносні протипоказання та фактори ризику 82

5.2. Проблема атрофії альвеолярних відростків щелепи 86

Глава VI
Планування лікування в імплантології 92

6.1. Обстеження та визначення анатомо-топографічних умов для імплантації 93

6.2. Ключові фактори для планування імплантації 98

6.2.1. Вид адентії 98

6.2.2. Спосіб протезування 102

6.2.3. Обсяг кістки 106

6.2.4. Тип архітектоніки кістки 109

6.3. Розробка плану лікування 109

6.4. Обстеження пацієнта 110

Глава VII
Імплантаційні матеріали 112

7.1. Біоматеріали 112
7.2. Біосумісні матеріали 114
7.2.1. Біоактивні матеріали 114
7.2.2. Біоінертні матеріали 116
7.2.3. Біотолерантні матеріали 118
7.3. Вимоги, що висуваються до матеріалів для внутрішньокісткових імплантатів 119
7.3.1. Фізико-хімічні властивості імплантаційних матеріалів 119
7.3.2. Біологічні властивості імплантаційних матеріалів 121
7.3.3. Біохімічні та термодинамічні властивості імплантаційних матеріалів 124
7.3.4. Механічні властивості імплантаційних матеріалів 130
7.3.5. Біомеханічні властивості матеріалів 135

Глава VIII
Дослідження активності електрохімічної взаємодії матеріалів імплантату і протеза 137

8.1. Особливості застосування титанового покриття під час виготовлення стоматологічних субперіостальних імплантатів 137
8.2. Дослідження впливу додаткової обробки поверхні кобальтохромового імплантату з титановим покриттям 141
8.3. Вплив анодного окислення на пасивацію кобальто-хромового імплантата з титановим покриттям і протеза 146
8.4. Перспективи застосування покриттів із металів перехідних груп для субперіостальних кобальтохромових імплантатів 149
8.5. Порівняння електрохімічної активності оксидних і вуглецевих алмазоподібних покриттів на субперіостальних кобальтохромових імплантатах 151

Глава IX
Механізми остеогенезу під час імплантації 153

9.1. Механізми остеогенезу під час імплантації 153
9.1.1. Контактний остеогенез 155
9.1.2. Дистантний остеогенез 159
9.1.3. Сполучно-тканинна інтеграція 161
9.1.4. Остеофіброінтеграція 163
9.1.5. Імплантоясенневе з'єднання 164

Глава X
Експериментальне дослідження кісткової тканини під час контакту із субперіостальним імплантатом 168

10.1. Методика біомеханічних дослідів 171
10.2. Клінічні спостереження 173

10.3. Макроскопічний аналіз 173
10.4. Мікроскопічні дослідження 174
10.4.1. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів із кобальтохромового сплаву 174
10.4.2. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних кобальтохромових імплантатів з титановим покриттям 175
10.4.3. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів із покриттям з оксиду титану 177
10.4.4. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів із вуглецевим алмазоподібним покриттям 179
10.4.5. Біомеханічні випробування 182

Глава XI
Математичне моделювання конструкцій субперіостальних імплантатів 184

Глава XII
Методики субперіостальної імплантації 200
12.1. Двоетапна методика субперіостальної імплантації 200
12.2. Одноетапна методика субперіостальної імплантації 209
12.2.1. Оцінювання ідентичності стереолітографічних моделей з гіпсовими моделями кісткового ложа 209
12.2.2. Алгоритм виготовлення субперіостальних імплантатів за стереолітографічною моделлю 214
12.2.3. Виготовлення розбірних субперіостальних імплантатів 217
12.2.4. Виготовлення шаблону для позиціонування субперіостального імплантату 221

Глава XIII
Протезування на субперіостальних імплантатах 225
13.1. Протезування на субперіостальних імплантатах, елементи загальні для всіх варіантів лікування 225
13.2. Протезування на субперіостальних імплантатах (О. Н. Сенников) 233
13.3. Протезування на субперіостальних імплантатах (Д. М. Король) 238
13.4. Протезування на субперіостальних імплантатах 244
13.4.1. Результати протезування пацієнтів з частковими дефектами зубних рядів 246
13.4.2. Результати протезування пацієнтів із повною втратою зубів 266

Глава XIV
Ускладнення субперіостальної імплантації 281
14.1. Безпосередні ускладнення 281
14.2. Віддалені ускладнення 282
14.3. Порівняльний аналіз ускладнень пацієнтів з ендоосальними та субперіостальними імплантантами провів Д. М. Король 284

ЛІТЕРАТУРА 288

ВСТУП

«Мої зубні протези заважають мені»

Джордж Вашингтон
«Лист до зубного лікаря»

Дентальна імплантологія є напрямом у стоматології, що динамічно розвивається і дає змогу домогтися ортопедичної реабілітації в тих випадках, коли традиційні методи протезування недостатньо ефективні. Можливості сучасної імплантології дають змогу використовувати безліч різних конструктивних рішень.

Відсутність зубів у зубній дузі є або вродженою вадою, або наслідком карієсу і хвороб пародонту. Відновлення відсутніх зубів необхідне для відновлення жувальної функції, естетики або мови, а іноді для запобігання різним порушенням, як-от зубоальвеолярне висування зубів антагоністів у бік дефекту або аномальне положення зубів у зубному ряду. За втратою зубів, як правило, слідує атрофія альвеолярного гребеня, що ще сильніше посилює дефіцит кісткової тканини.

Бурхливий розвиток науково-технічного прогресу наприкінці другого тисячоліття призвів до появи нових галузей науки. Стоматологічні не залишилися осторонь останніх досягнень у галузі техніки. Так, на стику таких дисциплін, як металургія, електрохімія, матеріалознавство, біологія, біомеханіка, ортопедична та хірургічна стоматологія — сформувалася нова гілка стоматологія — стоматологічна імплантологія. Це призвело до появи нової медичної спеціальності — стоматолог-імплантолог.

Згідно з медичним словником, імплантат — це «матеріал, введений ... у тіло», — іншими словами небіологічне додавання до тіла. Це стосується зубних імплантів тією ж мірою, що й замінників інших частин тіла людини.

Імплантат повинен мати головку, шийку і тіло. На підставі взаємовідносин імплантату з м'якими і твердими тілами організму, розрізняють п'ять типів:

– ендо-ендоосальна імплантація;
– ендоосальна імплантація;
– субперіостальна імплантація;
– внутрішньослизова або інсерт-імплантація;
– субмукозна імплантація.

Стоматологічний імплантат повинен виконувати основну функцію — заміню-вати втрачений зуб, тобто виконувати опорну або фіксаційну функцію.

За літературними даними та особистими спостереженнями, з усіх видів імп-лантацій, субперіостальні імплантати нині використовують значно рідше. Це по-яснюється цілою низкою причин.

На захист і належний розвиток субперіостальної імплантації і була написана ця монографія.

Глава І

ІСТОРІЯ РОЗВИТКУ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

Ідея імплантації зубів стара як світ, що підтверджують археологічні знахідки.

1931 року у районі плато Де Лос Муертос на території сучасного Гондурасу д-р D. Popenoe знайшов фрагмент нижньої щелепи інка, датований VI ст. до н. е. (рис. 1.1). У лунках 42, 41 і 31-го зубів збереглися імплантати, виготовлені з панцира морських мідій. Є також докази застосування зубних імплантатів у I-VI ст. н. е. на території Європи. 1998 року E. Crubezy, G. Murail і J.-P. Bernadou повідомили про знайдений у провінції Шантамбре (Франція) череп 30-річної жінки, яка жила в I ст. н. е., з металевим імплантатом у лунці ікла верхньої щелепи. На основі археологічних досліджень в Анатолії (Туреччина) G. Atilla (1993) наводить опис зубного імплантату, виточеного з каменю (середина VI ст. н. е.).

Прямих свідчень використання зубних імплантатів у VI-XVIII ст. н. е. поки що немає. У той час дантисти більше займалися трансплантацією, а не імплантацією зубів. Непряма згадка про імплантацію є лише у G. Bauer, який у своєму трактаті з історії медицини, що вийшов у 1556 р., писав про використання зубних металевих імплантатів на Сицилії.

Наприкінці XIX ст. деякі вчені повернулися до ідеї імплантації зубів. S. Perry вивчав можливість використання зубних імплантатів із золота, порцеляни та платини, встановлених у сформовані хірургічним шляхом у щелепах лунки. Про власний досвід застосування імплантатів 1891 року в Санкт-Петербурзі доповів І. Знаменський на IV Пироговському з'їзді. Того ж року A. Hartmann повідомив про можливість використання внутрішньокісткового імплантату для заміщення відсутнього зуба і запропонував оригінальний спосіб фіксації штучної коронки до імплантату за допомогою гвинта. А 1909 року U. Greenfield розробив ще один варіант конструкції імплантата і способу фіксації до нього штучного зуба за допомогою спеціального замка. Ескіз цієї конструкції дійшов до наших днів (рис. 1.2).

Рис. 1.1. Фрагмент нижньої щелепи стародавнього інка, знайдений д-ром D. Popenoe (експонат зберігається у музеї Гарвардського університету)

Підсумувати й об'єктивно оцінити результати імплантації тих років важко, тому що до введення в хірургію Лістером поняття «антисептики» майже завжди відбувалося інфікування операційної рани, і відторгнення імплантатів було звичайним явищем.

Застосування антисептиків значно знизило ризик інфікування операційної рани, що забезпечило величезні успіхи в усіх галузях медицини, зокрема й в імплантаційній хірургії. Уже в 1914 р. травматолог W Lane отримав позитивні результати лікування переломів з використанням пластин з нержавіючої сталі, що фіксуються до кістки гвинтами. Тоді ж він сформулював один з основоположних принципів імплантаційної хірургії — «хорошого ефекту можна досягти тільки за ретельної методики операції». Введення понять антисептики і ретельного, атравматичного ставлення до тканин дало змогу розпочати цілеспрямований пошук імплантаційних матеріалів.

Перший патент на відносно стійкий до корозії у рідинних середовищах організму і придатний для імплантації метал — молібденову сталь — було отримано 1926 року. Цю сталь хірурги достатньо широко почали застосовувати для остеосинтезу. 1936 року C. Venable і W Struck знайшли новий, практично несприйнятливий до електрохімічних впливів тканинної рідини організму сплав — «Віталліум». І вже 1939 року A. Strock здійснив імплантацію гвинтового імплантата з цього матеріалу, встановивши його в лунку видаленого зуба.

Рис. 1.2. Ескіз внутрішньокісткового імпланта, запропонованого U. Greenfild у 1909 р.

Рис. 1.3. Гвинтовий імплантат, який застосував у 1939 р. A. Strock (реконструкція за збереженою рентгенограмою)

Сучасний період розвитку дентальної імплантології розпочався 1947 року, коли італійський лікар F. Formiggini, застосувавши на практиці імплантат власної конструкції (рис. 1-4), документально довів можливість функціонування внутріш-

ньокісткових імплантатів як опори зубних протезів. Крім того, він сформулював основні завдання імплантології — напряму стоматології, що ще тільки зароджувався:

– вивчення загальної та місцевої реакції кісткової тканини на імплантат;
– визначення оптимального варіанту тканинної відповіді на імплантат;
– визначення оптимального матеріалу і конструкції імплантату.

Рис. 1.4. Імплантат F. Formiggini (1947)

На вирішення саме цих завдань і були спрямовані зусилля фахівців протягом наступних років.

1955 року у Падуї на 1-му симпозіумі «Застосування алопластичних імплантатів» A. Hammer і G. Pallazi на підставі власних морфологічних досліджень довели відсутність будь-яких патологічних реакцій на імплантати з кобальтохромового сплаву.

На початку 50-х рр. було здійснено експериментальні дослідження з вивчення морфології тканинної відповіді на внутрішньокісткові імплантати. U. Pasqualini одним із перших провів серію експериментів на собаках, сформулювавши такі запитання:

– яка реакція навколишніх тканин на різні імплантаційні матеріали?
– які матеріали краще використовувати для ретенції штучних коренів?
– яка реакція і стан слизової оболонки в ділянці контакту з імплантатом, що виступає в порожнину рота?
– як поводитиметься імплантат і навколишня кістка під впливом жувального навантаження?

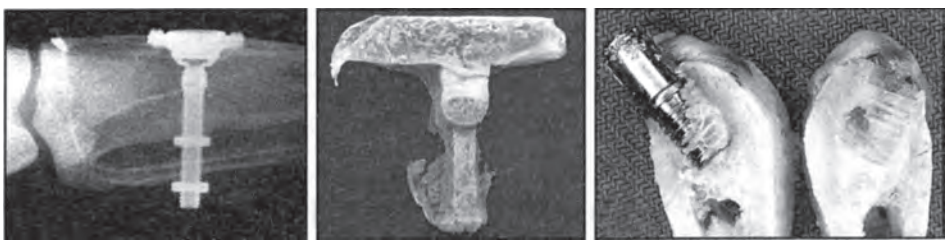
Pasqualini U. використовував імплантати з акрилової пластмаси, порцеляни, золота, бінарні сплави — золото з платиною і платину з іридієм, а також імплантати з віталуму. Результати експериментів виявилися вельми цікавими:

– найпозитивніша реакція кісткової тканини і слизової оболонки відзначається під час використання віталіуму і бінарних сплавів. Морфологія слизової оболонки нагадувала зубоясенневе прикріплення, а на рівні кісткової тканини спостерігалося примикання до імплантату як трабекул (близько 50% площі контакту), так і фібрил, що мають колагенову природу. Використання цих матеріалів дало змогу досягти високого ступеня ретенції імплантатів без їхньої видимої рухливості. У випадках застосування пластмаси і порцеляни часто реєструвалися відхилення від нормальної морфології навколишніх тканин. Більша частина цих імплантатів була оточена волокнистотканинною капсулою, при цьому спостерігалася їхня рухливість;
– після функціонального навантаження, що впливало протягом кількох місяців на імплантати з бінарних сплавів і з віталіуму, мала місце така

тканинна реакція кістки: у деяких областях розсмоктується кістковий матрикс трабекул, але їхні остеоцити збереглися, оточені базофільним ореолом. Між поверхнею імплантату і кісткою, що примикає до нього, було виявлено дуже тонкий шар колагенових волокон, які походять із кісткового матриксу. Простір між деякими трабекулами заповнює кістка зі звичайною пластинчастою структурою, і створюється враження, що навколо імплантату формується шар компактної кістки без кістково-мозкових просторів.

Таким чином, U. Pasqualini помітив принципово нову, до цього невідому реакцію кістки на імплантати — примикання кісткової тканини до імплантата без утворення сполучно-тканинної капсули та збереження цього примикання після докладання функціонального навантаження.

З 1951 р. як матеріал для імплантатів стали використовувати титан. Його також застосовували під час виготовлення спеціальних оптичних камер для вітальної мікроскопії, яку використовували фізіологи і біологи для вивчення процесів кровообігу і життєдіяльності клітин безпосередньо в живих тканинах. Починаючи з 1952 р. такі дослідження проводив P. I. Branemark у лабораторії вітальної мікроскопії, а потім у відділенні експериментальної біології університету Гетеборга (Швеція). Під час цих робіт було зроблено одне з фундаментальних відкриттів імплантології: у кістковому ложі, підготовленому атравматично і точно відповідному за формою встановлюваній титановій конструкції, відбувається міцне «зрощення» поверхні металу з кісткою. P. I. Branemark з колегами повною мірою оцінили значення цього феномена, що пізніше назвали «оссеоінтеграцією», і присвятили наступні 30 років своєї діяльності його вивченню. Під керівництвом проф. P. I. Branemark було відкрито механізм взаємодії імплантату з навколишніми тканинами і сформульовано умови досягнення оссеоінтеграції, засновані на сучасному розумінні біології та використанні закономірностей регенерації кісткової тканини (рис. 1.5).



а б в

Рис. 1.5. Відкриття отеоінтеграції проф. P. I. Branemark: а, рентгенограма встановленої в великогомілкову кістку камери для вітальної мікроскопії. Branemark: а — рентгенограма встановленої в великогомілкову кістку камери для вітальної мікроскопії; б — титанова камера, що обросла кісткою; в — результат одного з перших експериментів, що показали об'єднання гвинтового дентального імплантату з кістковою тканиною. (Фотографії передруковано з книги P.I. Branemark, G. Zarb, T. Albrektsson Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry, 1985)

60-70-ті рр. — час активного розроблення конструкцій різноманітних за формою імплантатів. Одні з них стали прообразом зубних імплантатів, що випускаються зараз багатьма фірмами, інші застосовують у первозданному вигляді й до теперішнього часу.

Одну з найбільш вдалих конструкцій внутрішньокісткового імплантата запропонував 1959 р. італійський стоматолог S. Tramonte (рис. 1.6). Спочатку ці тонкі, діаметром лише від 2,5 до 3,0 мм, імплантати були зроблені з хромокобальтового сплаву, а потім, з 1964 р., їх стали виготовляти з титану.

1962 року французький лікар R. Chercheve адаптував конструкцію спіралеподібного імплантата F. Formiggini і запропонував власний варіант гвинтового імплантата, внутрішньокісткова частина якого нагадувала штопор (рис. 1.7). Того ж року французький стоматолог J. Scialom винайшов голчасті імплантати, які застосовуються деякими фахівцями і нині (рис. 1.8).

Ще один варіант гвинтових імплантатів, розроблених на основі імплантатів A. Strock, R. Chercheve і S. Tramonte, створив 1963 р. L. Linkow (рис. 1.9). Цей імплантат діаметром від 3,5 до 4,0 мм мав отвір у нижній третині внутрішньокісткової частини, що дало змогу поліпшити його ретенцію в кістці.

В 1965 г. P. I. Branemark предложил применять разборную конструкцию винтового имплантата, состоящего из внутрикостной части и прикручиваемой к ней опорной головки (рис. 1.10). Этот разборный винтовой имплантат стал базовой конструкцией для подавляющего большинства дентальных имплантатов, выпускаемых в настоящее время.

У 1965 р. P. I. Branemark запропонував застосовувати розбірну конструкцію гвинтового імплантата, що складається з внутрішньокісткової частини та опорної голівки, що прикручується до неї (рис. 1.10). Цей розбірний гвинтовий імплантат став базовою конструкцією для переважної більшості дентальних імплантатів, що випускаються нині.

Крім гвинтового, циліндричного та пластинкового імплантатів у 70-ті рр. було створено цілу низку імплантатів комбінованої форми (рис. 1.12–1.14). Наприклад, міжнародною групою фахівців в Інституті Штраумана (Швейцарія) було розроблено оригінальну систему порожнистих імплантатів із плазмовим напиленням титану на поверхню внутрішньокісткової частини.

Було запропоновано імплантати, що мають основу у формі диска (рис. 1.15), розраховані на встановлення в альвеолярний відросток збоку і спираються своєю нижньою частиною на ділянку внутрішнього і зовнішнього компактних шарів кістки.

Крім того, з'явилися конструкції імплантатів, що призначалися для пацієнтів із вкрай атрофованою нижньою щелепою. У 1964 р. I. A. Small почав розробляти ортопедичну пластину для запобігання патологічним переломам, які можуть траплятися внаслідок крайньої атрофії нижньої щелепи, та одночасного забезпечення фіксації знімних протезів. Імплантат, який являв собою пластину з ре-

Рис. 1.6. Гвинтовий імплантат S. Tramonte (1959)

Рис. 1.7. Штопороподібний імплантат R. Chercheve (1962)

Рис. 1.8. Голковидний імплантат J. Scialom (1962)

Рис. 1.9. Гвинтовий імплантат L. Linkow (1963)

Рис. 1.10. Розбірний двоетапний імплантат P. I. Branemark (1965)

Рис. 1.11. Пластинчастий імплантат L. Linkow (1969)

Рис. 1.12. Версія ще одного популярного у 70-ті р. імплантату — порожнистого імплантату Core-Vent, що поєднує циліндричну і гвинтову форми

Рис. 1.13. Порожнисті імплантати, розроблені на початку 70-х р. в Інституті Штраумана, які випускали під торговою маркою ГП Hoiiow- Basket Implant System

Рис. 1.14. Гвинтовий імплантат TPS з обробленою плазмовим напиленням поверхнею внутрішньокісткової частини, також розроблений у середині 70-х р. в Інституті Штраумана

тенційними та черезкістковими штирями, I. A. Small використав уперше в 1968 р. Його ідея набула подальшого розвитку завдяки роботам голландських щелепно-лицьових хірургів H. Bosker і L. VanDijk, які запропонували розбірний варіант конструкції імплантата A. Small і назвав його трансмандибулярним імплантатом (рис. 1.16). На відміну від інших дентальних імплантатів його основа — дугоподібна скоба, яка встановлюється на нижній край тіла нижньої щелепи позаротовим оперативним доступом. Два штифти імплантату вживлюють у кістку, проходячи її наскрізь. Виступаючи в порожнину рота, вони служать для фіксації знімних зубних протезів.

Рис. 1.15. Дисковий імплантат. Версія д-ра G.Scortecci

Рис. 1.16. Трансмандибулярний імплантат

Ще одну оригінальну конструкцію імплантата, спеціально призначеного для атрофованої нижньої щелепи, запропонував у 1970 р. H. Roberts (рис. 1.17). Цей імплантат має форму розгалуженої пластини і розрахований на впровадження в кістку в трьох місцях: у фронтальному відділі та ділянці гілок нижньої щелепи. Він може слугувати опорою як для знімного, так і незнімного зубних протезів.

Одночасно з морфологічними дослідженнями і розробкою конструкцій велися пошуки нових матеріалів для виготовлення імплантатів. Вивчали можливість використання не тільки металів (титан, золото та їхні сплави, нікель-хром-ванадієві сплави), а й кераміки (алюмооксидної і гідроксиапатитної, склоподібного вуглецю, ситалу), а також компо-

Рис.1-18. Імплантат Ramus-frame, запропанований H.Rofaerts у 1970 р.

зиційних матеріалів (плазмове напилення на поверхню титану алюмооксидної кераміки, гідроксиапатиту, трикальційфосфатів).

До кінця 70-х р. було накопичено великий клінічний досвід застосування внутрішньокісткових дентальних імплантатів, проведено численні експериментальні дослідження з морфології тканинної відповіді на імплантати, взаємодії їх з навколишньою кістковою тканиною, а також здійснено масштабний моніторинг і статистичний аналіз результатів використання імплантатів як опори зубних протезів. Крім того, було розроблено кілька клінічних підходів:

– «багатотиповий» підхід, який сформулювали L. Linkow і G. Muratori, що передбачає застосування декількох типів імплантатів (не тільки внутрішньокісткових, а й субперіостальних), різних за формою (гвинтові, пластинчасті, дискові тощо), залежно від анатомічних умов;
– концепція «бікортикалізму», запропонована D. Garbaccio, що передбачає використання гвинтових імплантатів з установкою в зону верхнього і нижнього компактних шарів кістки;
– концепція «імплантаційної ізотопії» G. Muratori, сенс якої полягає в тому, що кількість встановлюваних імплантатів має відповідати кількості відсутніх коренів зубів.

Однак офіційні медичні структури багатьох країн дентальну імплантацію не визнавали як науково обґрунтований напрям стоматології. Виникла парадоксальна ситуація — з одного боку, метод імплантації широко впроваджували в клінічну практику (за деякими даними, з 1965 до 1975 р. було проведено понад 300 000 імплантацій), а з іншого боку — багато авторитетних фахівців ставилися до нього скептично. 1978 року у Гарвардському університеті відбулася погоджувальна конференція «Імплантація: користь і ризик», де було озвучено точки зору «за» і «проти». І хоча обговорювали й аналізували результати застосування тільки чотирьох видів імплантатів (субперіостальних, трансмандибулярних, циліндричних зі скловуглецю та пластинкових із хромонікелевих сплавів), і не було представлено даних клінічних спостережень провідних на той час груп фахівців — P.I. Branemark, R. Adeli, U. Lekholm (Швеція); A. Schroeder, O. Pohler, F. Sutter (Швейцарія); G. Muratori, U. Pasqualini, D. Gorbaccio (Італія), у підсумковій резолюції було наголошено на доцільності подальших досліджень у сфері дентальної імплантації. На підставі статистичного аналізу застосування імплантатів було зроблено такі висновки:

Підокісткові імплантати можуть успішно функціонувати у 90 % випадків протягом 5 років і 65 % — упродовж 10 років (дані ґрунтуються на результаті застосування 200 імплантатів п'ятьма фахівцями).

Імплантати, розроблені I. A. Small, можуть функціонувати упродовж 5 років у 95 % пацієнтів (результати лише одного дослідника, який провів лікування 43 хворих).

Імплантати циліндричної форми зі скловуглецю мають у середньому 55 % рівень «виживання» протягом 3-х років (дані двох фахівців, які встановили 133 імплантати за поодиноких дефектів зубних рядів).

Пластинкові імплантати, що застосовують у разі кінцевих дефектів зубних рядів, згодом включені до протезної конструкції разом із зубами, успішно функціонують упродовж 5 років у 90 % випадків (дані двох авторів, які повідомили про 200 спостережень). Водночас було зазначено, що використання пластинкових імплантатів як опори незнімного мостоподібного протеза за повної адентії є ефективним приблизно в 75 % випадків.

Для оцінки різних конструкцій імплантатів і можливості їх використання в клінічній практиці проводили опитування учасників конференції. Було виділено 4 основні категорії оцінки:

Категорія «А» — необмежене застосування імплантатів за будь-яких форм адентії. До цієї категорії не увійшов жоден імплантат.

Категорія «В» — використання з додатковими рекомендаціями залежно від клінічної ситуації. До цієї категорії було віднесено субперіостальні, пластинкові (тільки за кінцевих дефектів) імплантати.

До категорії «С» (тільки клінічні випробування) були включені циліндричні імплантати зі скловуглецю та імплантати I.A. Small.

До категорії «D» (імплантати, протипоказані в клінічній практиці) не увійшов жоден імплантат.

Таким чином, ухвалена учасниками Гарвардської конференції підсумкова резолюція стала першим кроком на шляху подолання психологічного бар'єру з боку тієї частини стоматологів, які вважали імплантацію дивовижним, малоефективним методом лікування. І нарешті, дентальну імплантологію офіційно визнали в низці країн перспективним і науково обґрунтованим підходом в оклюзійній реабілітації хворих, які страждають на різні форми адентії. Стали розвиватися університетські програми, було засновано кафедри дентальної імплантації та організовано науково-дослідні центри з проблем імплантології (університети Нью-Йорка, Чикаго, Торонто, Мілана, Токіо). Було створено великі науково-дослідні інститути, що стали провідними спеціалізованими центрами з вивчення дентальної імплантації - Інститут прикладних біотехнологій (Гетеборг, Швеція), Інститут Штраумана (Вальденбург, Швейцарія), Колумбійський університет (Нью-Йорк, США).

1982 року в Торонто (Канада) відбулася конференція з проблем морфологічної взаємодії імплантатів із кістковою тканиною. Її підсумком стало визнання оссеоінтеграції як найбільш обґрунтованого з наукового погляду варіанта співіснування імплантату з кістковою тканиною, що забезпечує тривале і прогнозоване функціонування імплантатів як опори зубних протезів.

Конструкція двоетапних гвинтових імплантатів R. I. Branemark знайшла широке застосування на практиці, була офіційно визнана і схвалена стоматологічними асоціаціями більшості країн світу, що і зумовило подальший розвиток конструкторських ідей у дентальній імплантації.

У 80-ті рр. було запропоновано величезну кількість конструкцій, більшість з яких є модифікацією імплантату системи Branemark і лише деякі мають оригінальні елементи. До них можна віднести:

– циліндричний імплантат з амортизатором, розроблений A. Kirsch (рис. 1.18);
– створені в Інституті Штраумана порожнисті й цільні імплантати з внутрішньокістковою частиною, обробленою за технологією плазмового напилення. Вони об'єднані в систему під торговою маркою ITI Bonefit і мають дві версії — одно- і двоетапну. (рис. 1.19);
– імплантат, розроблений С. А. Смирновим (рис. 1.20), внутрішньокісткова частина якого виконана зі сферичних гранул титану, спечених методом порошкової металургії. Внутрішньокістковий елемент цього імплантату має наскрізну пористість, що забезпечує проростання кісткової тканини і значно збільшує площу оссеоінтегрованого контакту.

Рис. 1.18. Імплантат IMZ, розроблений проф. A. Kirsch IMZ — внутрішній мобільний елемент (амортизатор)

Рис. 1.19. Імплантати, складові системи ITI Benefit

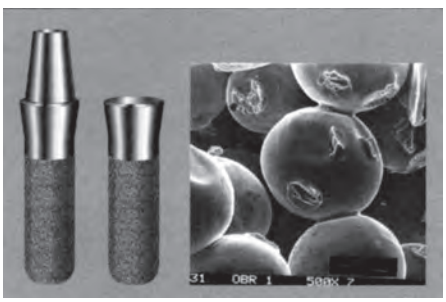


Рис. 1.20. Імплантат С. А. Смірнова. Праворуч — мікрофотографія пористої частини внутрішньокісткового елемента, виготовленої зі сферичних гранул титану за допомогою технології електроімпульсного спікання (500-кратне збільшення)

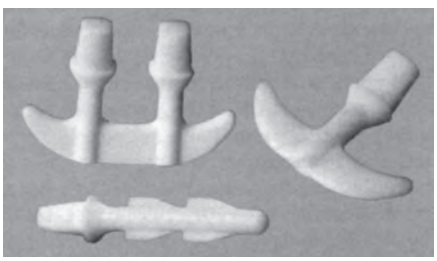


Рис. 1.21. Імплантати з алюмооксидної кераміки, що випускалися під торговою маркою Biolox

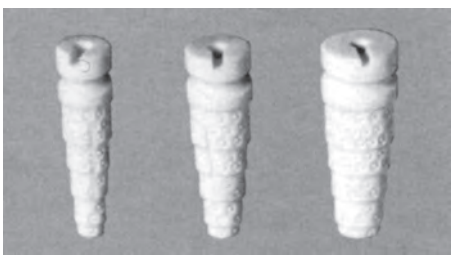


Рис. 1.22. Імплантати з алюмооксидної кераміки, що випускаються під торговою маркою Frialit-1

Цікавою розробкою є також двоетапна версія пластинкових імплантатів, що випускалася під назвою «Startaneus». Були також запропоновані імплантати з алюмооксидної кераміки, найвідоміші з них — імплантати марки Biolox (рис. 1.21) і Friaiit-1 (рис. 1.22).

Докази досягнення оссеоінтеграції під час використання одноетанних імплантатів гвинтової та пластинкової форми, що ґрунтуються на експериментальних дослідженнях, надали D.Steflik et al. (1992; 1994), M. Fritz etal. (1994) та ін. Було доведено формування оссеоінтегрованого контакту пластинкових імплантатів із кісткою і на підставі морфологічних досліджень кісткових блоків, які містили імплантати, що зламалися, але тривалий час функціонували. Ці дослідження були опубліковані F Takeshita et al. у 1989 і 1996 рр. Можливість досягнення остеоінтеграції під час використання одноетапних гвинтових імплантатів стали визнавати в середині 90-х рр. навіть фахівці, які стояли на початку розроблення двоетапних методик імплантації (I. Ericsson et al., 1994, 1996, 1997; W. Becker, U. Lekholm et al., 1997). Еволюція уявлень про умови досягнення остеоінтеграції сприяла створенню клінічного підходу, що передбачає безпосереднє функціональне навантаження відразу після імплантації. Здійснення цієї ідеї стало можливим завдяки досвіду використання одноетапних імплантатів, а також винаходу A. Hruska (Італія) спеціального приладу для внутрішньоротового зварювання, який дає змогу приварювати шинувальні титанові конструкції до голівок встановлених імплантатів безпосередньо в порожнині рота навіть під час операції.Таке надійне шинування дає змогу провести протезування тимчасовими пластмасовими протезами в день операції. Клінічна апробація безпосереднього функціонального навантаження на імплантати довела ефективність цього підходу в низці клінічних ситуацій. Зараз ця ідея стає досить популярною, хоча поки ще не може вважатися загальновизнаною і достатньо обґрунтованою з біологічного погляду.

Еволюція ідей оссеоінтеграції позначилася і на підходах до виробництва та маркетингу імплантатів. Деякі фірми, які раніше спеціалізувалися тільки на двоетапних імплантатах, стали випускати одноетапні їхні версії. З'явилася одноетапна версія імплантатів системи Branemark. Деякі виробники стали постачати імплантати додатковими компонентами, що дали змогу перетворювати їхні двоетапні версії на одноетапні (наприклад, імплантати фірм Steri-Oss і Paragon). Деякі розробки стали модифікацією гвинтового імплантату, запропонованого ще 40 років тому S. Tramonte. До них можна віднести імплантати K.S.I.-Bauer-Schraube, MTI та імплантати виробництва корпорації IMTEC. Багато виробників повернулися обличчям до фахівців, які підтримують концепцію багатотипового підходу. Стали випускатися різноманітні за формою імплантати, об'єднані в одну систему, що дало змогу уніфікувати ортопедичні компоненти імплантатів і деякі інструменти, істотно розширити можливості індивідуального підходу в лікуванні хворих, спро-

стити і зробити більш ефективною роботу стоматологів. До таких імплантаційних систем можна віднести «мультіімплантаційну» концепцію фірми Oraitronics (рис. 1.23), систему дентальних імплантатів Radix (рис. 1.24), яка містить три основні типи імплантатів, а також виробничу програму фірми A-Z Implant, що об'єднала навіть п'ять типів внутрішньокісткових імплантатів (рис. 1.25).

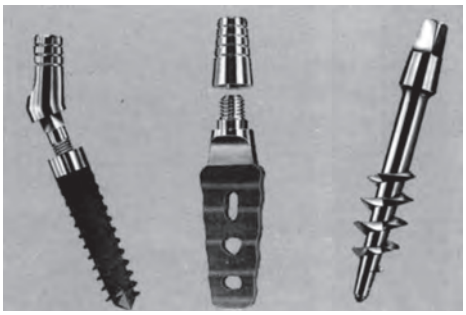


Рис. 1.23. Мультиімплантаційна концепція фірми Oraitronics, що включає 3 типи імплантатів: дво- і одноетапні гвинтові і пластинкові імплантати

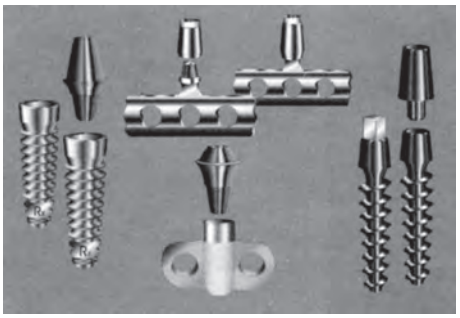


Рис. 1.24. Система дентальних імплантатів Radix, що включає 3 типи імплантатів: дво- і одноетапні, розбірні і нерозбірні, гвинтові і пластинкові, а також імплантати комбінованої форми

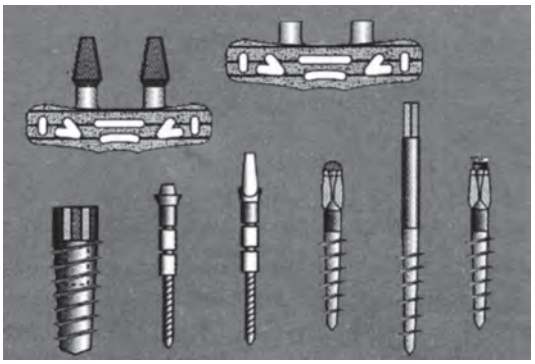


Рис. 1.25. Виробнича програма фірми A-Z implant, що об'єднує п'ять типів імплантатів: одно- і двоетапні пластинкові, гвинтові та голчасті

Таким чином, до середини 90-х рр. став затребуваним той багатий досвід, який був накопичений фахівцями в 60-70-ті рр. На зміну «революційним настроям» прийшов еволюційний період розвитку імплантації — період нормального освоєння методу на основі фундаментальних теоретичних досліджень та клінічного досвіду, з урахуванням різних поглядів на тактику лікування та застосованих імплантатів.

Вивчення основоположних механізмів співіснування імплантатів із тканинами організму дало змогу методу вийти за межі хірургічної та ортопедичної стоматології. Було створено принципово нові способи реабілітації онкологічних хворих. Деякі конструкції дентальних імплантатів стали використовувати для фіксації екзопротезів різних відділів обличчя (рис. 1.26–1.28). Теорія оссеоінтеграції та

розроблена Г. А. Ілізаровим теорія дистракційного остеогенезу трубчастих кісток; плоскої кістки — нижньої щелепи (В. І. Куцевляк, 1982, 1986) лягли в основу нового напряму медицини — тканинної інженерії, за допомогою якої на сьогодні стало можливим нарощування альвеолярних відростків щелеп, ортодонтичне лікування зубощелепних аномалій, усунення значних деформацій лицьового скелета (наприклад, у разі синдрому Кроузона). Феномен оссеоінтеграції стали використовувати ЛОР-фахівці у сурдологічних хворих, застосовуючи внутрішньокісткові імплантати для посилення кісткової провідності звуку, підвищивши таким чином ефективність слухових апаратів. В ортопедії теорія оссеоінтеграції прийшла на зміну методикам використання біологічного клею і цементів. Нині цю теорію розглядають як одну з найбільш обґрунтованих концепцій фіксації імплантатів кульшових суглобів та інших ортопедичних конструкцій.

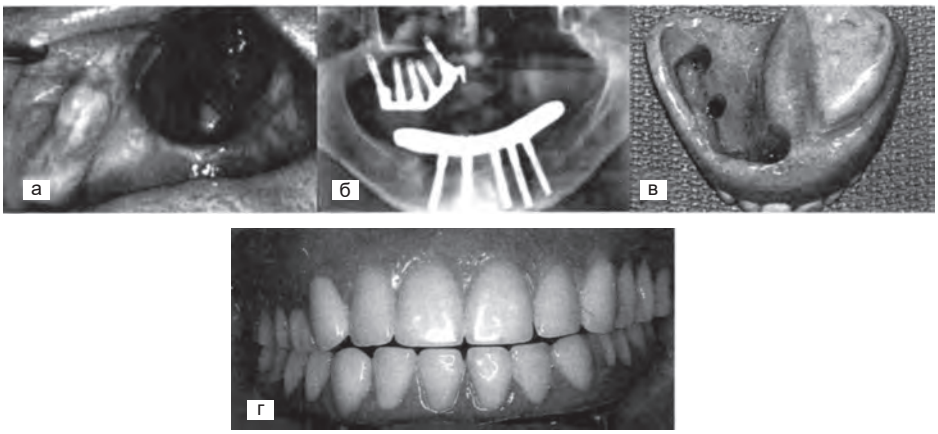


Рис. 1.26. Використання імплантатів для оклюзійної реабілітації онкологічного хворого (передруковано з книги P. I. Branemark, D. E. Tolman Osseointegration in Craniofacial Reconstruction, 1998): а — дефект у порожнині рота після резекції лівої половини верхньої щелепи з приводу злоякісної пухлини; б — ортопантомограма після встановлення імплантатів і фіксації супраконструкцій для фіксації протезів; в — повний знімний зубний протез з обтуратором дефекту піднебіння; г — фіксовані на імплантатах зубні протези

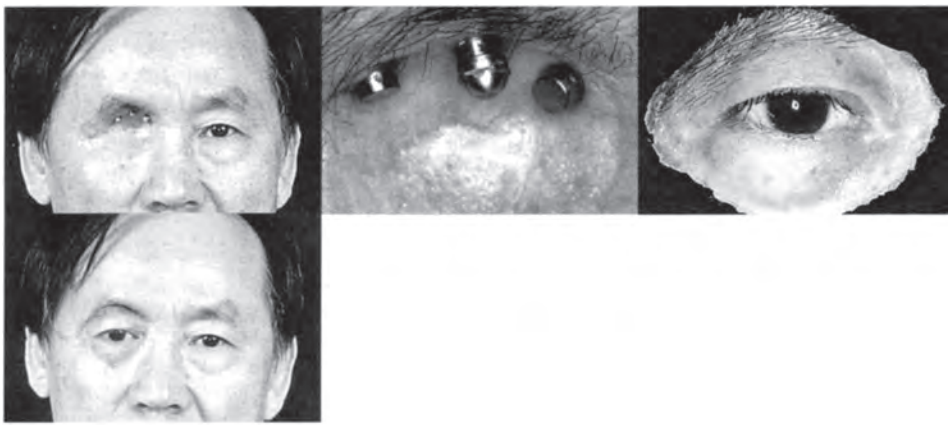


Рис. 1.27. Встановлення імплантатів для фіксації протеза очного яблука і параорбітальних тканин (передруковано з книги P. I. Branemark, D. E. Tolman Osseointegration in Craniofacial Reconstruction, 1998)

Рис. 1.28. Застосування імплантатів для фіксації протеза вушної раковини
(передруковано з книги P. I. Branemark, D. E. Tolman Osseointegration in Craniofacial Reconstruction, 1998)

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Як і будь-яке значне нововведення, що кардинально змінює традиційні підходи, ідея імплантації пройшла всі класичні стадії сприйняття — від «цього не може бути» до «в цьому щось є» і «інакше бути не може».

В останнє десятиліття дентальна імплантація стала міждисциплінарним напрямом медичної науки, що увібрав у себе проблеми не тільки хірургічної та ортопедичної стоматології, а й біології, фізіології, біомеханіки, медичного матеріалознавства і біотехнології.

Ставши загальновизнаним, доступним і ефективним методом лікування різних форм адентії, дентальна імплантація продовжує розвиватися в різних напрямках. Але незважаючи на безліч клінічних підходів і різні точки зору на ті чи інші методики застосування імплантатів, їхні конструкції, технологію виробництва та матеріали, основою вдосконалення імплантації є ті фундаментальні знання, що отримані завдяки тривалому вивченню біологічних, фізіологічних особливостей організму, фізико-хімічних властивостей імплантатів і загальних законів природи.

Офіційними медичними структурами багатьох країн дентальна імплантація не визнавалася як науково обґрунтований напрямок стоматології. Тому 1978 року в Гарвардському університеті відбулася погоджувальна конференція «Імплантація: користь і ризик», де було вислухано точки зору «за» і «проти».

На цій конференції стоматологічну імплантологію було офіційно визнано, а субперіостальна імплантація отримала високу оцінку.

Слід зазначити, що введення терміна «оссеоінтеграція» не тільки послугувало поштовхом до розвитку імплантології, а й спричинило, як справедливо зауважили R. Meffert, B. Langer і M. Fritz (1992), деяку плутанину серед стоматологів щодо термінів і умов досягнення цього стану. З одного боку, ідея оссеоінтеграції увійшла в моду, а з іншого — біологічна сутність цього феномена не була достатньою мірою осмислена. Тому багато фахівців використовували це суто морфологічне поняття в клінічній практиці як аргументацію переваги двоетапної

імплантації. Змішання біологічних понять із хірургічними методиками далеко не безкорисливо лобіювалося низкою фірм-виробників, які створювали ілюзію наукового обґрунтування власної продукції. Таке пряме, некритичне перенесення морфологічного співіснування імплантатів із кістковою тканиною в царину хірургічної та ортопедичної стоматології і навіть у сферу виробництва призвело до надмірно спрощеного, стереотипного розуміння теоретичних основ імплантації багатьма фахівцями-практиками. Сформувалися навіть певні штампи: «оссеоінтегровані (отже, хороші) — це гвинтові або циліндричні імплантати, розраховані на двоетапну методику застосування»; «одноетапні гвинтові, а також пластинчасті — це неосеоінтегровані (отже, погані) імплантати»; «неоссеоінтегровані (отже, погані) імплантати — це неосеоінтегровані (отже, погані) імплантати», погані) імплантати».

По суті, уявлення про оссеоінтеграцію, яке утвердилося у 80-ті рр. у середовищі значної частини стоматологів, стало своєрідною революцією ідей з усіма наслідками, що випливають з цього: запереченням досвіду минулих років, непримиренністю по відношенню до іншої точки зору і надмірною вірою в нову концепцію і свою правоту.

Головним об'єктом для жорсткої критики стали погляди Ch. Weiss (1986) щодо можливих переваг формування фіброзної «зв'язки» між імплантатом і навколишньою кісткою (фіброоссеоінтеграція). На думку дослідника, існує два основні варіанти фізіологічної тканинної інтеграції з імплантатом - фіброзно-кісткова і кісткова інтеграція. У разі встановлення імплантату з титану будь-якої форми (пластинкової, циліндричної або гвинтової) в атравматично сформоване кісткове ложе і залишення його без функціонального навантаження в середньому через шість місяців настає остеоінтеграція. Після докладання жувального навантаження відбувається структурна перебудова кістки, внаслідок якої навколо імплантату утворюється сполучно-тканинна зв'язка на кшталт пародонту.

Висловлену гіпотезу про морфологічний варіант тканинної відповіді на функціонуючий імплантат «прив'язали» до конкретних форм імплантатів і хірургічної методики їхнього застосування. Так, пластинкові й одноетапні гвинтові імплантати стали «фіброоссеоінтегрованими», а за двоетапними гвинтовими імплантатами закріпилася назва «осеоінтегрованих».

Таким чином, 80-ті рр. пройшли під знаком конкуренції ідей прихильників оссео- і фіброоссеоінтеграції. При цьому теорія оссеоінтеграції явно домінувала. І це цілком зрозуміло. По-перше, вона заснована на фундаментальних експериментальних дослідженнях, проведених на найвищому рівні з використанням досягнень сучасної науки і техніки. Доведено можливість безпосереднього і дуже міцного зв'язку кісткової тканини з імплантатами з цілої низки біосумісних матеріалів. По-друге, проведено глибокий статистичний аналіз віддалених результатів застосування двоетапних імплантатів. Уже до кінця 80-х рр. було документально підтверджено, що вони можуть функціонувати впродовж

15 років. З погляду клінічної практики, привабливість використання двоетапних гвинтових або циліндричних імплантатів для більшості стоматологів також цілком зрозуміла. Підхід, запропонований проф. R. I. Branemark et al., є унітарним, тобто в різних клінічних випадках використовують тільки один варіант конструкції імплантата, що дало змогу розробити прості та зручні схеми лікування і зробити методику доступнішою для багатьох практикуючих лікарів і зручною для викладачів університетів.

Однак у міру накопичення клінічного досвіду було виявлено цілу низку спірних положень теорії оссеоінтеграції та недоліків унітарного підходу.

Глава II

РАЗВИТИЕ СУБПЕРИОСТАЛЬНОЙ, ЭНДООССАЛЬНОЙ-СУБПЕРИОСТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ

Сучасна стоматологічна імплантологія має у своєму арсеналі п'ять основних типів імплантації, які використовуються в різних клінічних ситуаціях для вирішення різноманітних клінічних завдань. Усі вони були відібрані стоматологічною наукою «еволюційним шляхом» і є результатом кропіткої науково-практичної роботи лікарів-стоматологів усього світу. Поділ типів імплантації орієнтується на взаємовідношення імплантату з навколишніми його тканинами.

1. Ендодонто-ендоосальна — стабілізація рухомого зуба внутрішньоканальним штифтом, що виходить через верхівку кореня в кістку, яка лежить в глибині.

2. Ендоосальна — введення імплантату в щелепну кістку через слизово-надкістковий клапоть.

3. Субперіостальна — введення імплантату під окістя.

4. Інсерт-імплантація (внутрішньослизова) — введення металевих грибоподібних імплантатів у слизову протезного ложа.

5. Субмукозна (підслизова) — введення магнітних імплантатів під слизову, в ділянку перехідної складки протезного ложа.

Методики відрізняються не тільки конструкцією застосовуваних імплантатів і зоною їхнього розміщення, але, перш за все, завданнями, що покладаються на них.

На початку 40-х рр. шведський стоматолог H. Dahl запропонував субперіостальний імплантат, що спирається на кісткову тканину альвеолярного відростка (рис. 2.4). Ідея субперіостальної імплантації ґрунтується на міцності прикріплення колагенових волокон окістя (шарпієвих волокон) до кісткової тканини, які за умови конгруентності опорних елементів імплантату та рельєфу альвеолярного відростка щелепи здатні забезпечити стабільність самого імплантату та зубного протеза, що спирається на нього. У Швеції винахід H. Dahl був сприйнятий стоматологічною громадськістю «в багнети». А в США, навпаки, ця ідея знайшла

широку підтримку і була визнана такими відомими фахівцями, як N. Goldberg і A. Gercshkoff.Translated with DeepL.com (free version)

1956 року A. Bodine на конференції в Далласі (США) представив результати морфологічного вивчення тканин, що оточували функціонуючий кілька років субперіостальний імплантат, встановлений на верхню щелепу собаки. Автор зробив такі висновки:

- епітелій не поширюється глибоко, і утворення капсули навколо опорних стрічок імплантату не відбувається;
- ткань, контактирующая с расположенными под надкостницей частями имплантата, — это типичная соединительная ткань;
- тканина, що контактує з розташованими під окістям частинами імплантату, — це типова сполучна тканина;
- картина запалення в ділянці ясенної манжетки шийки імплантата аналогічна такій у ділянці ясенних кишень природних зубів.

Перекочувавши з Європи, субперіостальна імплантація набула визнання і широкого поширення в США, і цей етап пов'язаний з іменами Goldberg, Gerkhoff, Bergmann, Linkow. Активна популяризація субперіостальної імплантації спровокувала зворотний ефект. Надмірне захоплення лікарів цим видом імплантації, необґрунтоване розширення показань, недосконалість техніки виготовлення імплантатів і недоліки їхнього конструкційного рішення, — все це призвело до збільшення кількості ускладнень і, як наслідок, — розчарувань. До середини 60-х років стоматологічна імплантологія зробила революційний ривок, створивши теоретичну базу для прогнозованого застосування внутрішньокісткової імплантації. Теорія остеоінтеграції, сформульована Branemark, відкрила нові можливості для ефективного використання ендоосальних імплантатів, і хвиля ейфорії серед імплантологів остаточно відсунула ідею субперіостальної імплантації на задній план.

Рис. 2.1. Gustav Dahl

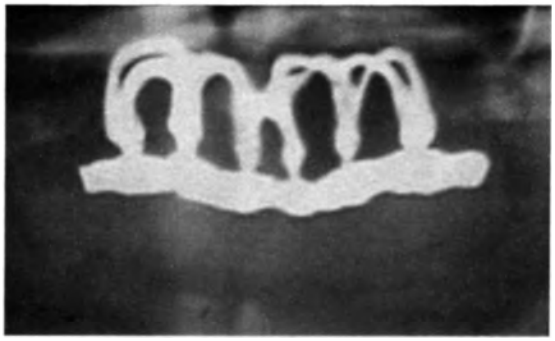


Рис. 2.2. Субперіостальний імплантат Gustav Dahl (1941)

На той час найбільш підходящим матеріалом для імплантації був «Віталліум» — перший кобальто-хромовий сплав, який використовують у стоматології. Оскільки стоматологічні кобальто-хромові сплави належать до категорії біосумісних матеріалів, їх успішно використовують для виготовлення субперіостальних імплантатів. Крім того, існують літературні згадки про виготовлення танталових субперіостальних імплантатів.

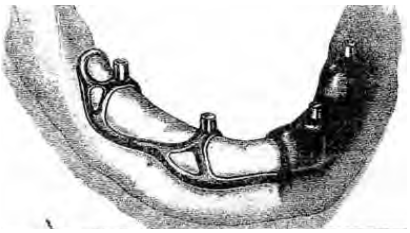


Рис. 2.3. Сучасний вигляд запропонованого понад 50 років тому H. Dahl субперіостального імплантату

Видатні вчені-фундатори сучасної імплантології Goldberg, Gerkhoff, Bergraann, Linkow, Fagan, Bello, Marziani, Balisteri використовували у своїй роботі субперіостальні імплантати, паралельно удосконалюючи конструкції та методику імплантації.

Досягнення теоретичної стоматологічної науки і накопичений досвід практичної роботи на кожному конкретному відрізку історії змінювали пріоритети у виборі імплантаційних методик. Безумовно, найширші можливості розв'язання найрізноманітніших клінічних завдань і перспективи застосування в найрізноманітніших клінічних умовах має внутрішньокісткова методика імплантації, і саме це дає змогу вважати її незаперечним лідером в умовному рейтингу масовості практичного застосування лікарями-імплантологами.

Так склалося, що субперіостальна методика імплантації від моменту її винаходу до сьогодні перебувала в тіні. Серед лікарів побутувала думка, що підокісткова імплантація — це історичний атавізм, який відслужив своє і поступився місцем прогресивнішій внутрішньокістковій імплантації. Суб'єктивність ставлення і сила упереджень — ось чинники, які дотепер заважають отримати достовірну інформацію про потенційні можливості субперіостальної методики, її переваги і недоліки, і, найголовніше, про перспективи її подальшого вдосконалення і широкого клінічного застосування (див. схему 1).

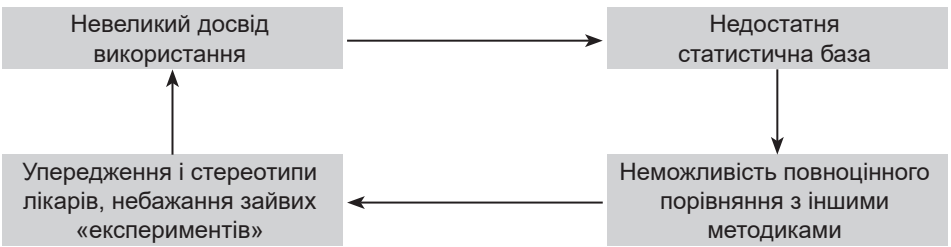


Схема 1. Ключова проблема субперіостальної імплантації

Особливо слід відзначити роль американського стоматолога, визнаного корифея імплантології — Леонарда Лінкова [11]. Присвятивши понад тридцять років практичному використанню субперіостальних імплантатів у клініці, саме

Рис. 2.4. Приклад використання субперіостальних імплантатів під час створення мультимодальної імплантації

він визначив потенційні причини невдач субперіостальної імплантації. Лінковим було виявлено «слабкі місця» і внесено принципові зміни в планування субперіостальних конструкцій на верхній і нижній щелепі на тлі тотальної атрофії альвеолярного відростка з урахуванням мінливої анатомії і архітектоніки кістки.

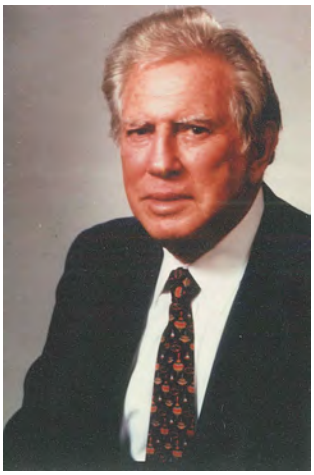


Рис. 2.5. Leonard Linkow

Рис. 2.6. О. Н. Суров

Не можна не сказати про видатний внесок у розробку сучасної субперіостальної концепції вченого-стоматолога Олега Миколайовича Сурова (1993). Саме він відкрив різноманіття імплантаційних методик, їхні потенційні можливості для широкого кола лікарів. У своїй авторській монографії О. М. Суров продемонстрував можливості субперіостальної імплантації.

До позитивних якостей субперіостальної методики слід віднести:

– можливість використання як площинної опори навіть мінімального обсягу атрофованої кістки;

– відсутність необхідності препарування кістки і вичікування терміну, необхідного для остеоінтеграції;

– відсутність необхідності в досить складних допоміжних хірургічних втручаннях.

На жаль, невеликий досвід застосування субперіостальних імплантатів у повсякденній практиці призвів до поверхневого ставлення і недооцінки цієї методики. Деякі автори відносять субперіостальну імплантацію до групи занадто складних, травматичних і ризикованих операцій, таких як, наприклад, транспозиція нижньошлуночкового нерва.

На теперішній час субперіостальна методика стоматологічної імплантації в умовах амбулаторного прийому дістала позитивну оцінку низки вітчизняних і зарубіжних авторів, проте дотепер ще збереглися стереотипні уявлення про складність і низьку ефективність цієї методики..

Від самого моменту розроблення субперіостальну імплантацію розглядають як спосіб надійної фіксації протезів на тлі значної і навіть повної атрофії альвеолярного відростка.

А результати досліджень останніх років демонструють розширення можливостей субперіостального варіанту імплантації для планування незнімного протезування. І це робить субперіостальну імплантацію досить привабливою для великої кількості пацієнтів.

Сприятливі взаємовідносини трансгінгівальної частини з ясенним краєм є одним із чинників тривалого успішного функціонування імплантату. І в цьому контексті саме субперіостальні імплантати мають перевагу. По-перше, субперіостальний імплантат найчастіше має монолітну конструкцію, тобто не має ретенційних ділянок для розмноження мікроорганізмів. По-друге, відсутність різьблення та гладка поверхня сприяють гарному стану слизової оболонки. По-третє, лабораторне моделювання конструкції імплантату дає змогу створювати найбажанішу й найоптимальнішу форму як трансгінгівальної частини, так і опорної голівки. Ці фактори протидіють мікробній колонізації, що, за даними більшості авторів, є основною ланкою в розвитку періімплантиту.

В експериментальній роботі В. Г. Шутурмінського (1996) автор зробив ґрунтовний аналіз морфологічних змін навколо субперіостальної конструкції. Результатом цих досліджень стала детальна характеристика формування сполучнотканинної капсули, що, за даними автора, набуває повної зрілості на 14 добу після операції. На підставі отриманих результатів рекомендовано розпочинати ортопедичний етап лікування на 10-20 добу залежно від імунного статусу організму.

Спостереження через півроку демонструють щільну грубоволокнисту капсулу, що склалася, яка майже не відрізняється від такої в терміни 30 і 60 діб після операції, а функціональне навантаження в цей період може травмувати капсулу і спровокувати гостру запальну реакцію кісткової тканини.

Слід зазначити, що, незважаючи на значне вдосконалення методики ендооссальної імплантації, вона має певні недоліки та обмеження, які змушують шукати шляхи покращення імплантаційного лікування та застосовувати альтернативні імплантаційні варіанти, одним із яких є субперіостальна імплантація.

Отже, подальше вивчення стану м'яких тканин, що оточують імплантати, та розробка конструкції субперіостального імплантату з урахуванням анатомічних особливостей щелеп дадуть змогу вдосконалити ортопедичні етапи лікування пацієнта та визначити показання й підходи до використання дво- або одноетапної методики субперіостальної імплантації.

Нова хвиля популяризації субперіостальної методики імплантації вже в Україні пов'язана з іменами О. Сенникова (Одеса, 2001), В. П. Російського (2001), Є. Чертова (Запоріжжя, 2009), Д. М. Короля (Полтава, 2009), В. І. Куцевляк, С. Л. Старикова (Харків, 2015), які взяли на озброєння класичні принципи, з'єднавши їх із найновішими досягненнями науки.

Сьогодні, коли сучасна стоматологія накопичила колосальний досвід практичної імплантації, провела багаторічні експериментальні дослідження, сформулювала теоретичні постулати і створила клінічні протоколи операцій, можна з упевненістю стверджувати, що суперіостальна імплантація жодною мірою не може бути виключена з арсеналу лікарів-імплантологів із кількох причин:

– Субперіостальним імплантатам, на відміну від внутрішньоосьових, приділено обмежену кількість досліджень, інформаційна цінність яких недостатньо висока.
– На нашу думку, однією з причин, що сприяють цьому, було не завжди виправдане розширення клінічних показань до внутрішньокісткової імплантації, що незаслужено знизило кількість досліджень, спрямованих на підвищення ефективності протезування з використанням піднадкісткових імплантатів.
– Згідно з даними низки дослідників, основними причинами недостатнього застосування субперіостальних імплантатів у клінічній практиці слід вважати такі: відсутність детальних даних про анатомо-топографічні особливості будови щелеп і м'яких тканин, які їх оточують, при різних видах дефектів зубних рядів, які зумовлюють застосування субперіостальних імплантатів, результатів порівняльної оцінки обґрунтованості вибору конструкцій імплантатів залежно від різних клінічних умов, які сприяють стабілізації підокісних тканин, а також відсутність математичної моделі взаємодії підлеглої кісткової тканини. Поряд із цим, недостатньо обґрунтовано побудову математичної моделі взаємодії субперіостального імплантату і підлеглої кісткової тканини. Не уточнено показання до застосування цього виду імплантатів з урахуванням загальних і місцевих умов. Потребують подальшого роз'яснення й уточнення також низка дискусійних питань, що стосуються наступності хірургічних та ортопедичних втручань.
– Виникнення складнощів конструкційного плану пов'язане з вельми значним різноманіттям клінічних проявів часткової та повної вторинної адентій. Наявність супутніх невдач у післяопераційному періоді та пов'язане з цим розчарування деяких клініцистів виникають деколи через відсутність чітких показань, помилок у плануванні та виборі методів лікування. Відсутність дієвих достовірних практичних способів дозованого розподілу функціонального навантаження між опорними тканинами. Здійснення процесу конструювання субперіостальних імплантатів проводиться без належного наукового обґрунтування на підставі лише практичного досвіду. Вибір

і проєктування субперіостальних імплантатів на підставі тільки шаблонних і емпіричних положень без необхідного врахування фізіологічних параметрів опорних тканин і матеріалу субперіостального імплантату тощо. З огляду на вищевикладене, нині виникла нагальна потреба у всебічному науковому обґрунтуванні застосування підокісних імплантатів із метою їхнього ширшого клінічного використання.

З книги Леонардо І. Лінков «Без зубних протезів» (*1993*)

Піднадкістковий імплантат

«Піднадкістковий» означає «під тканиною, яка покриває кістку». Ці імплантати базуються поверх кістки, а не в ній. Таким чином, вони відрізняються від ендоосальних ріжучих вкладок або гвинтових імплантатів. Але, як і лопатеві імплантати, вони проникають всередину тканини ясен, тому вони невидимі після встановлення — за винятком їхніх штифтів, поверх яких у потрібний час одягаються незнімні зуби.

Підокісткові імплантати мають форму підкови. У них передбачені плоскі розпірки, які повинні базуватися на поверх кістки, і кілька отворів, що сприяють зростанню нової тканини (рис. 2.7, 2.8)

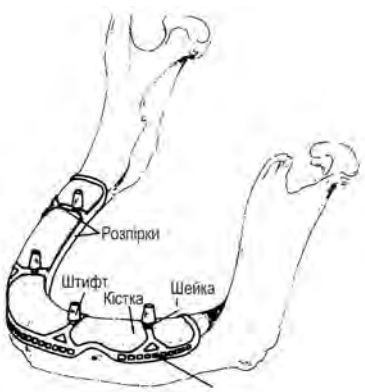


Рис. 2.7. Підокісний імплантат базується поверх кістки

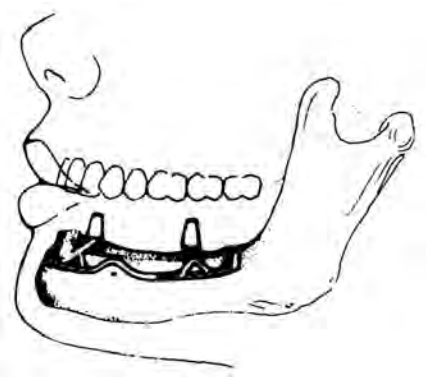


Рис. 2.8. Підокісний імплантат, встановлений у щелепі

Розташована нижче сполучна тканина знову приростає до кістки через отвори імплантату, що сприяє міцності його положення.

Імплантати виготовляють із легковажного неорганічного матеріалу, який не відторгається тілом. Як правило, це Віталліум, сплав кобальту і хрому, який абсолютно інертний до сполучної тканини.

Кожен підокісний імплантат має власну конструкцію і розрахований на конкретну людину.

Підокісні імплантати мають точно відповідати кожній конкретній щелепі, і немає двох людей у світі з однаковими кістками щелепи. Форма щелепи, її вигин характерні для кожної окремої людини, тому імплантати потрібно виготовляти

індивідуально в кожному конкретному випадку (див. рис. 2.9, де показано для порівняння лопатеві і підокісні імплантати).

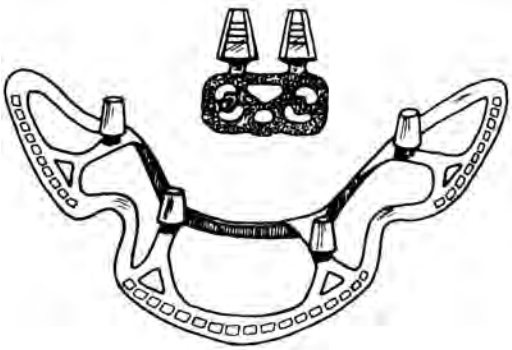


Рис. 2.9. Підокісний імплантат поруч із лопатевим імплантатом, чітко видно різницю за розміром і формою

Щоб виготовити підокісний імплантат, імплантолог має отримати зліпок кістки щелепи пацієнта.

Це пояснюється тим, що такі імплантати розташовуються поверх кістки, а не поверх ясен, що характерно для зубних протезів, відбиток ясен жодним чином не відповідає відбитку кістки.

Перше, що потрібно, це знеболити ясна, щоб уникнути неприємних відчуттів. Потім виконується висічення тканини ясен для отримання доступу до тих ділянок кістки, які слугуватимуть головною опорою імплантату.

Це найщільніші та найміцніші ділянки в нижній щелепі. У них містяться всі кісткові характеристики, показані на рис. 2.10.

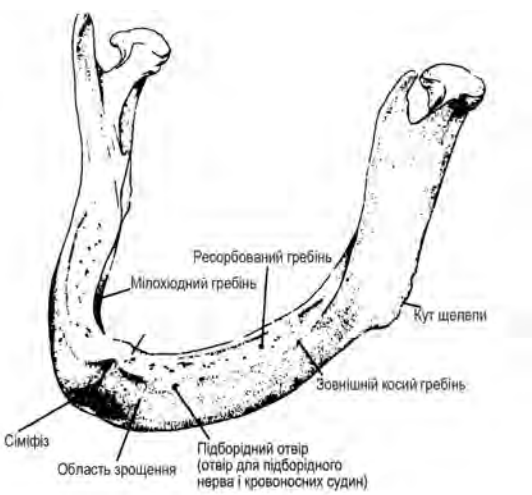


Рис. 2.10. Кісткові орієнтири в нижній щелепі, що виділяються для отримання точного відбитка

Виконують також пошук і оголення тих ділянок щелепи, яких імплантат не повинен торкатися: це підборідний нерв і кровоносні судини, що проходять поруч (рис. 2.11).

Рис. 2.11. Підборідний нерв і сусідні кровоносні судини

Після оголення кістки поверх неї накладається кремнієвий (силіконовий) матеріал. Зазвичай для зняття зліпка користуються пальцями та плоским інструментом, що має назву «розпатор», намагаючись ретельно розподілити матеріал за всіма найважливішими орієнтирами кістки.

Через кілька хвилин матеріал твердне (рис. 2.12), після чого його знімають. У затверділу форму виливають гіпс, що «швидко схоплюється». Він незабаром твердне і вихідний силіконовий матеріал видаляють (зліпок), який дуже точно відтворює кістку нижньої щелепи. За цим зліпком лаборанти виготовляють пластмасову форму (індивідуальна ложка), яку вони обробляють з урахуванням всіх анатомічних орієнтирів, зазначених імплантологом.

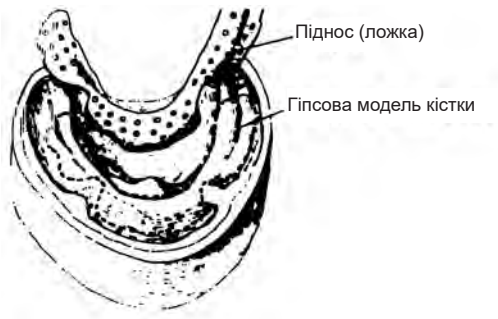


Рис. 2.12. Пластмасовий піднос із формою

Цю пластмасову форму стерилізують, а потім поміщають поверх кістки.

Кінцевий матеріал відбитка — гума. Асистент змішує її, наповнює нею пластмасову форму й отримують остаточний зліпок кістки. Це показано на рис. 2.12.

Коли гума твердне, у порожнину рота вводять важкий силіконовий матеріал, щоб отримати відбитки зубів, прикусу; це дуже важливо для отримання вертикальних розмірів зубів (правильної довжини обличчя) і правильного прикусу (центральної оклюзії).

Після цього гумову та силіконову форми виймають із рота, на розріз накладають шви. Поки не будуть готові нові зуби, ви можете носити старий зубний протез, який краще прокласти м'яким матеріалом, щоб він не так сильно тиснув на ясна.

Техніки виготовляють гіпсову модель на основі гумового відбитка щелепної кістки.

Конструювання підокісткового імплантату

Цю роботу виконує сам імплантолог. Жоден імплантолог не довірить цього комусь іншому — наприклад, лабораторному техніку. Лабораторні техніки працюють за гіпсовою моделлю, навіть не бачачи самої кістки.

Але гіпсова модель має однакову щільність по всій поверхні, тоді як поверхня кістки різна за щільністю. Імплантолог, який бачив кістку, знає, які її ділянки щільні, а які — дуже тонкі або пористі. Тому він може створити конструкцію імплантату, скориставшись перевагами «хороших» ділянок, і уникаючи «поганих».

Після того, як лікар сконструював імплантат, технік за допомогою воску наносить конструкцію на форму, виготовлену на основі гіпсової моделі, і відливає остаточний варіант імплантату з Віталлію, біосумісного металу, придатного до відливання.

Процедура встановдення

Приблизно через тиждень після зняття зліпка шви знімають; через два тижні встановлюють імплантат.

Процедура складається зі знеболювання, висічення за тими самими лініями, які були зроблені під час зняття відбитка, — у більшості випадків лінію шва все ще слабо видно. М'яку тканину відсувають від кістки. Стерилізований підокісний імплантат встановлюється поверх оголеної кістки.

Якщо все було зроблено правильно, імплантат «сідає» поверх кістки точно на місце, як коронка на підготовлений зуб.

Імплантат має бути абсолютно нерухомим. Якщо імплантат точно підходить до місця, але не фіксується через малий об'єм кістки, його можна утримувати на місці трьома крихітними (3 мм) гвинтами, які вводяться через мініатюрні отвори в розпірці, з боку щоки. Підокісткові імплантати завжди виготовляють із невеликими отворами в цих місцях, на випадок, якщо будуть потрібні гвинти.

А зараз — зуби

Приблизно через тиждень після встановлення підокісного імплантату знімають шви, роблять відбиток зубів, які встановлюватимуть пізніше.

Оскільки тканина ясен у нижній щелепі порівняно тонка, переважно з піднадкістковими імплантатами застосовувати знімні зубні протези.

Ось шість причин, через які пацієнти віддають перевагу піднадкістковим імплантатам перед звичайними зубними протезами.

1. Зуби в цьому разі не потребують базису зубного протеза. Зуби імплантату одягаються поверх штифтів імплантату. Таким чином, відпадає необхідність у непривабливому і незручному базисі зубного протеза.

Деякі зуби в цьому разі можуть мати крихітну ділянку базису, безпосередньо під ними. Але для тих, кому не подобається навіть такий варіант, ми можемо не робити цього, щоб здавалося, ніби зуби ростуть прямо з ясен.

2. Зуби при використанні підокісного імплантату зручні. Нижня поверхня імплантованих зубів навіть не торкається тканини ясен. Повністю усувається можливість болю або появи натертостей, характерних для традиційних зубних протезів.

3. З такими зубами можна їсти все. Немає жодних обмежень. Можна жувати з будь-якою силою, без жодного ризику.

4. Підокісні імплантати не захоплюють крихт. Між нижньою поверхнею імплантованого зуба і яснами існує настільки крихітний простір, що туди просто не може потрапити крихта. Це зовсім не схоже на знімні звичайні зубні протези.

5. Зуби підокісного імплантату надійні. Зуби імплантату мають кламери з Віталліуму в нижній поверхні. Вони можуть бути настільки тугими, наскільки вам це необхідно; немає жодної небезпеки, що вони зісковзнуть. (Деякі інші конструкції передбачають використання внутрішніх засувок або зовнішніх «О»-кілець для їх закріплення).

6. Ці зуби не треба знімати, щоб дати відпочити яснам, оскільки зуби їх не торкаються. Деякі пацієнти вважають це найбільшою перевагою; зуби можуть залишатися в роті постійно. Один раз на день необхідно знімати зуби і гарненько чистити штифти, використовуючи зубну нитку (флос) та інші засоби. Для тих нещасних пацієнтів, які втратили дуже великий об'єм кістки, тож нерв у нижній щелепі оголився, а звичайні зубні протези завдають болю, розроблено хірургічний метод установлення імплантату з трьох частин так, щоб оголені ділянки з нервами залишалися недоторканими. І тепер такі люди легко можуть носити звичайні підокісні імплантати.

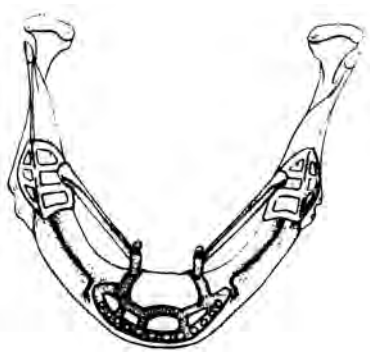


Рис. 2.13. Підокісний імплантат з трьох частин

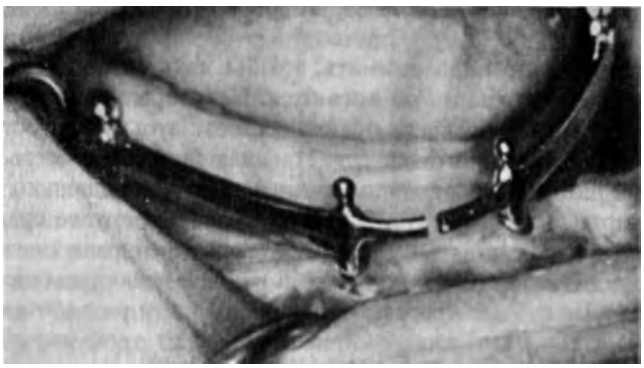


Рис. 2.14. Тканина, що загоїлася

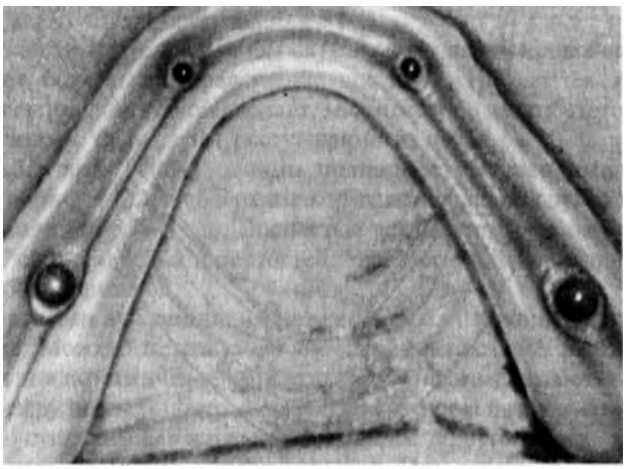


Рис. 2.15. Нижня поверхня зубного протеза, видно «О»-кільця

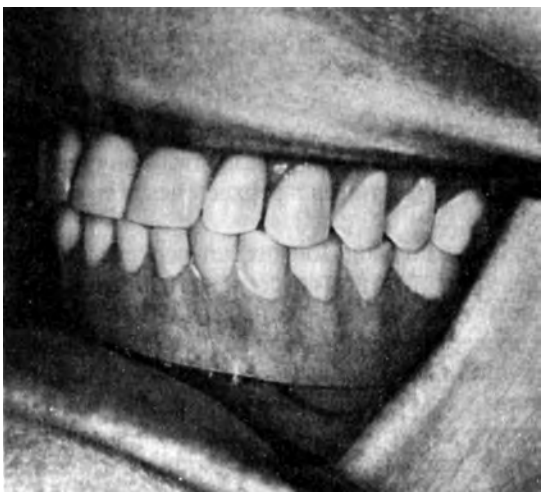


Рис. 2.16. Після завершення всієї процедури

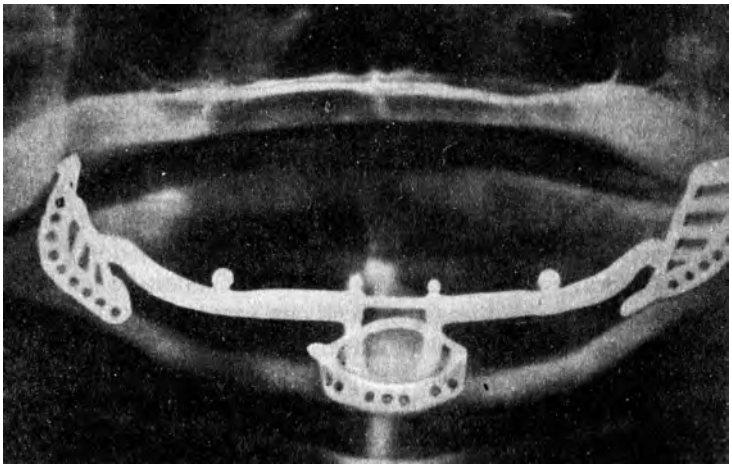


Рис. 2.17. Панорамний рентгенівський знімок після операції

Що можна сказати про підокісні імплантати для верхньої щелепи?

Використання таких імплантатів у верхній щелепі створює цілу низку проблем.

Насправді, протягом багатьох років верхні підокісні імплантати не вживали зовсім — через погані результати їхнього первинного використання на початку 1950-х років.

Існує закон тяжіння, плюс вага самих зубів - усе це працює проти нас у сенсі використання імплантатів у верхній щелепі. Ці недоліки не мають такого великого значення, коли імплантати вводять у кістку, як, наприклад, лопатеві імплантати; але під час використання підокісних імплантатів виникають проблеми, оскільки їх розташовують поверх кістки.

Слід враховувати ще одне міркування: кістка верхньої щелепи тонша і крихкіша, ніж у нижній щелепі. І навіть якщо імплантат прекрасно сідає поверх кістки, це ще не означає, що він буде бездоганно функціонувати, якщо кістка тонка, як шкаралупа.

Ця проблема посилюється, якщо ви втратили основну частину зубів, оскільки кожен зуб має корінь, який відокремлюється від своєї кісткової луночки періодонтальною зв'язкою, мембраною, що діє як поглинач різких впливів і допомагає зберегти висоту кістки та її ширину. Без такої «подушки» кістка набуває тенденції до всихання, усадки.

Ще одна проблема: кістка верхньої щелепи переривається синусами і носовими порожнинами, це ускладнює виготовлення правильної конструкції підокісного імплантату, особливо якщо видалені малі корінні зуби і моляри. Якщо вони видалені, отже, немає і їхніх коренів, які підтримували синуси.

Тому тонкі синусні мембрани починають повільно опускатися вниз — знову діє закон тяжіння. З плином років ці мембрани набувають тенденції роздуватися

назовні — до щік. Тим часом кістка під ними вмощується, залишається дуже малий її об'єм, недостатній для базування імплантату (рис. 2.18).

Особливо ускладнює ситуацію язик — це дуже сильний м'яз, і під час кожного вашого ковтання він з великою силою притискається до верхніх зубів. Було підраховано, що кожна людина робить близько двох тисяч ковтальних рухів на день, і цей постійний тиск створює небезпеку зміщення верхніх імплантатів, якщо їх не закріпити надійно в кістці.

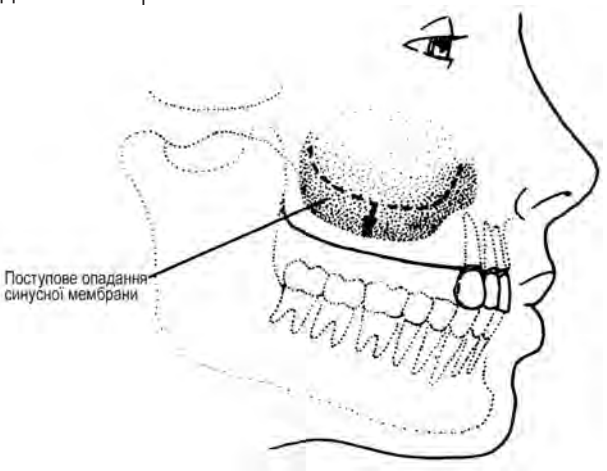


Рис. 2.18. Синусна мембрана повільно опадає вниз і розширюється назовні, до щік, якщо видалені моляри

Що ж робити, якщо немає деяких зубів у верхній щелепі, а кістки не вистачає на встановлення лопатевих імплантатів? Якщо не вистачає кістки для лопатевих імплантатів, то вже, звісно, її замало для осеоінтегрованих гвинтових імплантатів, оскільки вони потребують набагато більшого об'єму кістки і по висоті, і по ширині.

І все-таки розв'язання проблеми є.

Піднадкістковий імплантат для верхньої щелепи (крилоподібне розширення)

Я пам'ятаю, як зробив близько дюжини верхніх піднадкісткових імплантатів на початку 1950-х років. Жоден з них не простояв більше двох років. Минуло ще сімнадцять років, перш ніж я спробував встановити інший імплантат, який базувався поверх кістки у верхній щелепі.

За ці сімнадцять років я набув набагато більшого досвіду. Я вивчив усе, що можна, про кістку і про те, як вона реагує на різні види втручання.

Якщо сказати коротко, я дізнався, що, коли з кісткою поводяться обережно і дбайливо, вона, як правило, чудово на це реагує.

Але з'ясувалося також, що в щелепі є такі ділянки, які мають тенденцію до усадки, всихання, хоч би як обережно з ними не поводилися.

У верхній щелепі кістка з боку щоки має цю тенденцію, як і гребінь по всій зубній дузі. У верхній щелепі є тільки чотири ділянки, де кістка залишається стабільною. Це ділянка безпосередньо під носом; дві невеликі ділянки в латеральній частині зубної дуги - з обох боків; альвеолярний відросток кістки, що переходить у тверде піднебіння, і саме тверде піднебіння.

Саме ці ділянки є єдиними можливими місцями встановлення підокісних імплантатів у верхній щелепі.

Не можна встановити імплантат прямо під носом, тому, спочатку я сконцентрувався на ділянці твердого піднебіння, де кістка особливо щільна. Але я виявив, що тканина, яка покриває його, повинна сама базуватися на ньому, і не сприймає метал. Коли на цій ділянці встановлювали імплантат, тканина іноді реагувала дуже бурхливо, вона знову і знову розпухала.

Спочатку я не міг зрозуміти, чому так відбувається. Але після подальших досліджень встановив, що тонка тканина поверх піднебіння піддається постійному впливу язика, який притискає її до нижчого імплантату; вона затискається так само, як тканина між нижчою кісткою і базисом звичайних зубних протезів.

Я відновив свої спроби. Цього разу я звернув увагу на невеликі ділянки кістки в латеральній частині щелепи з обох боків, які називають «крилоподібними відростками клиноподібної кістки». Я спроектував імплантат таким чином, щоб не зачіпати кістку з лицьового боку; я знав про її тенденцію до усадки.

У цьому випадку імплантат прекрасно функціонував, і я назвав його «крилоподібним імплантатом — імплантатом крилоподібного розширення» (рис. 2.19).

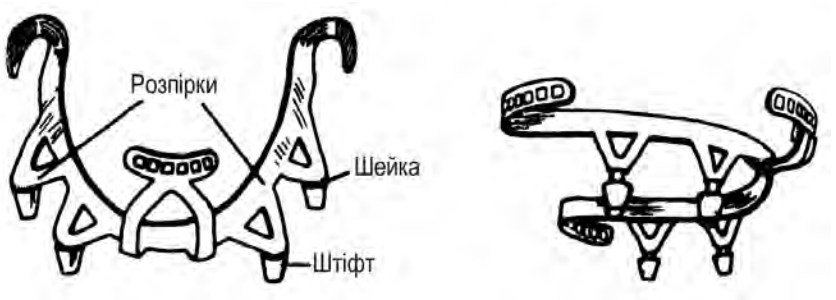


Рис. 2.19. Два зображення імплантату крилоподібного розширення, призначеного для верхньої щелепи (піднадкістковий імплантат)

Піднадкістковий імплантат і його останні конструкції

Однак час минав, і дня мене стало очевидним, що іноді навіть кістка латеральних ділянок верхньої щелепи набуває тенденції до розм'якшення, всихання; інколи це створює труднощі для пацієнтів, вони не можуть широко відкрити рот. Відмовившись від базування на цих ділянках щелепи і використовуючи головним чином піднебінний бік альвеолярного відростка для встановлення дірчастого підтримуючого каркаса, призначеного для подальшого введення підокісного

верхньощелепного імплантату, я максимально спростив процедуру, і за останні п'ять років результати були практично бездоганними. Як і підокісні імплантати нижньої щелепи, цей імплантат розташовується поверх кістки. До введення імплантату знімають зліпок кістки, оскільки, як і завжди під час встановлення підокісних імплантатів, потрібен індивідуальний підхід для максимально сприятливого використання кісткових ділянок; слід уникати тих місць, де кістка має тенденцію до усадки.

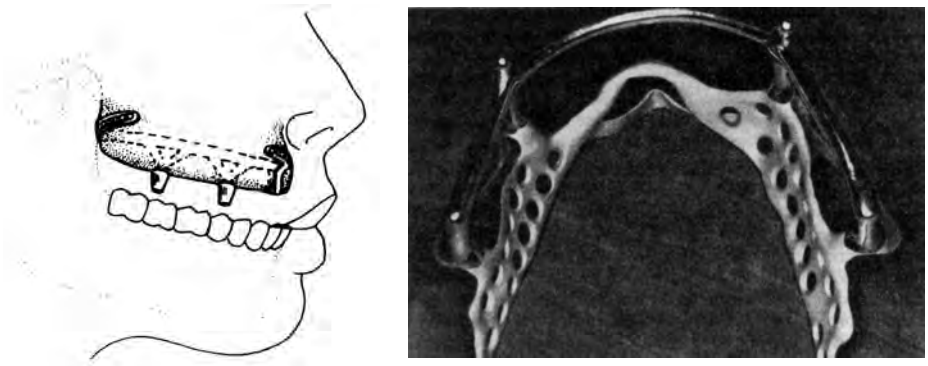


Рис. 2.20. Ліворуч: імплантат крилоподібного розширення встановлений на місце у верхній щелепі (підокісний імплантат); праворуч: фотографія мого верхньощелепного піднаднадокісного імплантату останньої конструкції

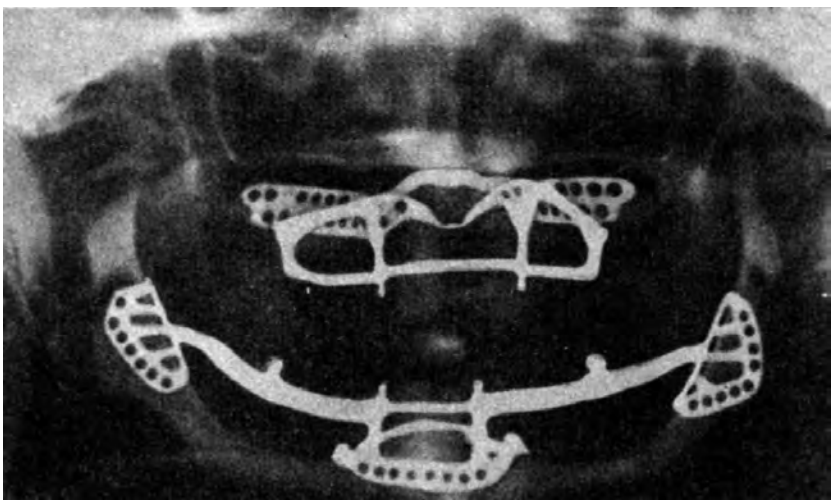


Рис. 2.21. Панорамний рентгенівський знімок з найостаннішою конструкцією верхньощелепного піднадкісткового імплантату і з нижнім триопорним піднадкістковим імплантатом

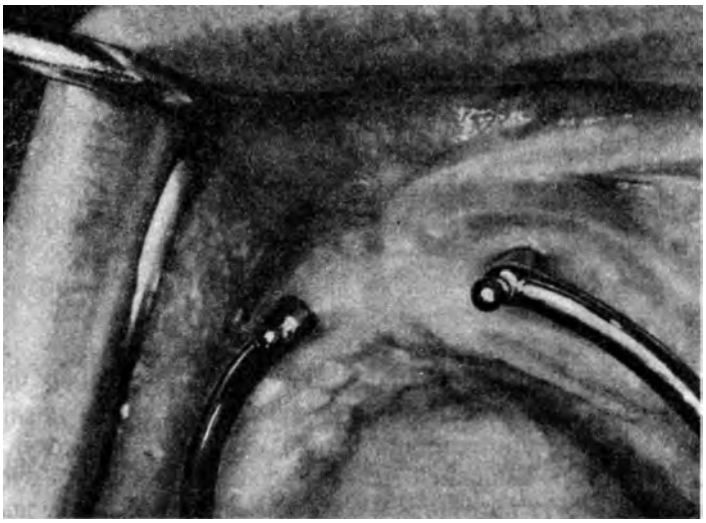


Рис. 2.22. Верхньощелепний піднадкістковий імплантат останньої конструкції

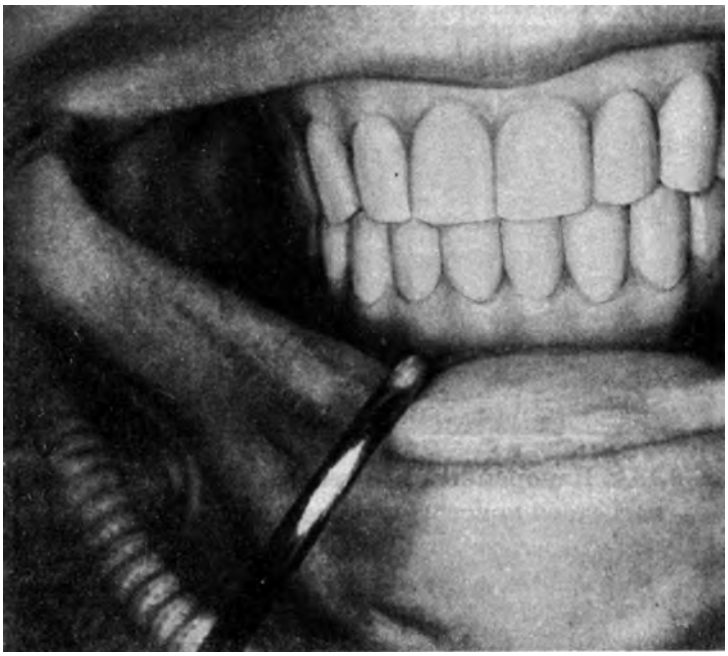


Рис. 2.23. Результат роботы

Незважаючи на всі труднощі при створенні імплантату для верхньої щелепи, він все-таки має цілу низку переваг. По-перше, забезпечується набагато більший кровотік, ніж у нижній щелепі. По-друге, тканина ясен, що покриває кістку, у верхній щелепі набагато товща — 5–18 мм або більше, порівняно з 0,5 мм у нижній

щелепі. Обидва ці чинники означають, що тканини верхньої щелепи краще пристосовані до негайної стабілізації імплантату і його закріплення на кістці.

Ось ще одна важлива відмінність: якщо кістка в нижній щелепі зберігає тенденцію до всихання, тонка тканина ясен поверх неї змінює форму відповідно до нових контурів кістки. Якщо поверх імплантата в нижній щелепі пізніше закріпити зуби, з часом вони можуть зануритися у змінену тканину ясен; це, своєю чергою, спричинить проблеми з імплантатом.

Ось чому перевага надається знімним зубам під час використання підокісного імплантату в нижній щелепі.

У верхній щелепі ця проблема вирішується простіше. Тканина ясен тут настільки велика за товщиною, що навряд чи і через двадцять років вона змінить форму при усадці нижчої кістки.

Тому у верхній щелепі цілком можливе встановлення незнімних зубів, які закріплюються поверх штифтів імплантату крилоподібного розширення або, найкраще, імплантату моєї останньої конструкції.

У цьому разі зуби виготовляють із легкого (легковажного) акрилу або акрилу з дуже легким металом - для подолання дії сили тяжкості.

Якщо у верхній щелепі залишилися деякі власні зуби, але у задньому відділі щелепи недостатній об'єм кістки для встановлення лопатевих імплантатів, часто з більшим успіхом використовують односторонні підокісні імплантати.

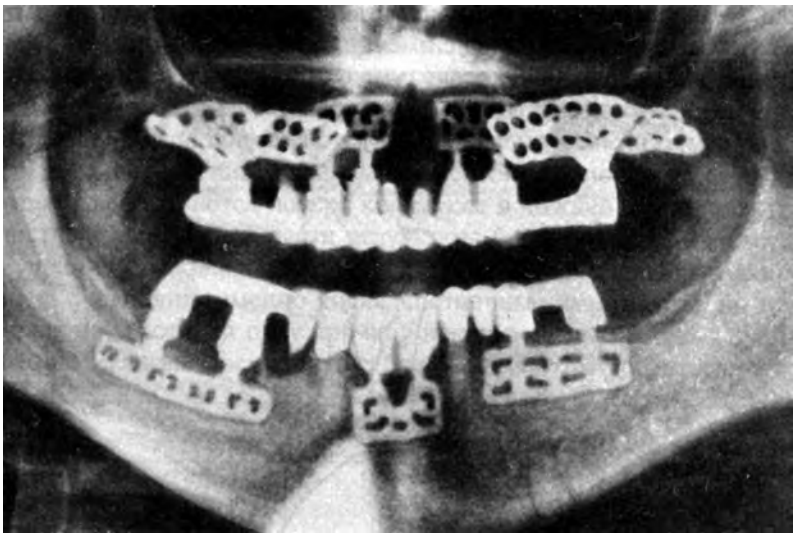


Рис. 2.14. Піднадкісткові імплантати по обидва боки, використовувані як задні опори у верхній щелепі. Результати їх використання прекрасні. Спереду і в нижній щелепі видно лопатеві імплантати, що підтримують іншу частину мостоподібних зубних протезів

Порівняння піднадкісткових і лопатевих імплантатів

Лопатеві імплантати мають одну величезну перевагу порівняно з піднадкістковими: вони стимулюють ріст кістки. Це відбувається тому, що їх вставляють у кістку — і кістка, і сполучна тканина через великі отвори і навколо всієї поверхні тонкого горизонтального імплантату проростають.

Відновлення росту кістки добре позначається і на здоров'ї щелепи, і на стабільності імплантату.

Що ж стосується піднадкісткових імплантатів, то, оскільки вони розташовуються над кісткою, вони не можуть сприяти її зростанню, як це роблять коріння справжніх зубів або правильно встановлені лопатеві гвинтові імплантати та імплантати типу «bas-ket».

І тільки з цієї причини переважно, коли це можливо, ставити саме лопатеві імплантати. І, однак, за останні п'ять років я поставив набагато більше саме піднадкісткових імплантатів, ніж лопатевих, оскільки мав справу з найскладнішими випадками. Результати цих операцій були дуже сприятливими.

Практично, мої останні конструкції піднадкісткових імплантатів нині можна встановлювати таким пацієнтам, які через величезну втрату кістки в нижній щелепі раніше не могли сподіватися на встановлення звичайних піднадкісткових імплантатів. Під час використання цієї принципово нової системи вдається не зачіпати такі ділянки, де через атрофію кістки оголилися нижньощелепні нерви.

Коли через нестачу висоти кістки в задній частині нижньої щелепи не можна встановити лопатеві імплантати, дуже успішними виявилися двосторонні або односторонні підокіскові імплантати новітньої конструкції (рис. 2.25).

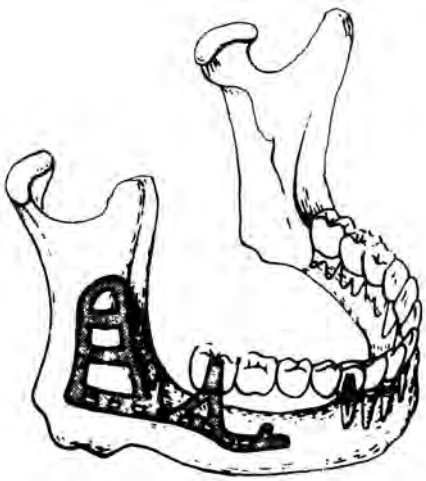


Рис. 2.25. Новий нижньощелепний односторонній піднадкістковий імплантат

Порівняння піднадкісткових імплантатів зі звичайними зубними протезами

Для тих пацієнтів, у яких недостатній об'єм кістки для встановлення лопатевих або осеоінтегрованих гвинтових імплантатів, я без вагань рекомендую піднадкісткові імплантати.

Ці імплантати застосовуються вже досить давно і дуже успішно.

Я сам кільком тисячам пацієнтів встановив імплантати, які розташовуються поверх кістки, як у нижній, так і у верхній щелепі, і здебільшого результати були дуже хорошими.

Існує безліч серйозних причин, що визначають необхідність встановити саме піднадкісткові імплантати, але важко придумати хоча б одну причину використання звичайних зубних протезів. Якщо ви подивитеся таблицю 2.1, ви в цьому переконаєтеся.

Таблица 2.1

	Піднадкісткові імплантати	**Звичайні зубні протези**
Має базис	ні	так
Подразнює ясна	ні	так
Спричиняє натертості	ні	так
Можуть вислизнути з рота	ні	так
Ускладнюють мовлення	ні	так
Змінюють зовнішність	ні	так
Потребують ремонту, перевстановлення	ні	так
Уночі виймаються	ні	так
Обмежують дієту	ні	так
Зручні	так	ні
(для багатьох пацієнтів)		
Стимулюють ріст сполучної тканини	так	ні

Ми залишили текст у незміненому вигляді, бо краще сказати про субперіостальну імплантацію, ніж Л. Лінков, — неможливо!

Ендооссально-субперіостальна імплантація (ECI)

Одним зі шляхів пошуку стало створення ECI, що поєднує позитивні та виключає негативні моменти ендоосальних імплантатів (EI) і субперіостальних імплантатів (CI). У конструкціях ECI розрізняють такі елементи: голівку, шийку, субперіостальну частину та ендоосальну частину. У ECI нашої конструкції ендоосальна частина складається з різної кількості ніжок неоднакової довжини. Опорна поверхня I варианта ECI ннашої конструкції дорівнює 346 мм^2, однієї ніжки — 108 мм^2.

У 1958 р. De Grodi (цит. за М. Поповим, 1973) застосував комбіновану конструкцію ECI, яка складається з ендоосальних пластин, що розташовані на від-

стані та мають стабілізатори з боків, і їхніх об'єднуючих субперіостальних стрічок (рис. 2.26, а). Схожі імплантати описані іншими авторами. Конструкція ECI, розроблена J. Herskovitz (1974), має ендооссальну пластинку й обмежених розмірів субперіостальну пластину з кількома отворами, а також голівку, що пригвинчується. Надалі автор зробив дві тонкі ендоосальні пластинки і дві голівки, що пригвинчуються. Конструкція виготовляється з титану (рис. 2.26, б).

Интересное решение проблемы нашел B. Heinrich (1974). К концам верхнего края эндооссальной пластинки он пристроил по маленькой пластинке, отгибаемой на кортикальную поверхность альвеолярного отростка, что позволило улучшить стабилизацию имплантата (рис. 2.26, в).

Інший шлях обрав L. Linkow (1980): у конструкції імплантата для верхньої щелепи (tuber-blades) є тонка субперіостальна суцільна пластинка, що адаптується до кісткової поверхні верхньої щелепи після посадки ендоосальної пластинки (рис. 2.26, г).

T. Yamane (1974) спробував об'єднати ендоосальну і субперіостальну методики імплантації. Цей підхід значно ускладнює операційну методику і не дає переваг порівняно із субперіостальною імплантацією. На нашу думку, ця конструкція має застосовуватися в разі невдалої ендооссальної імплантації (рис. 2.26, д).

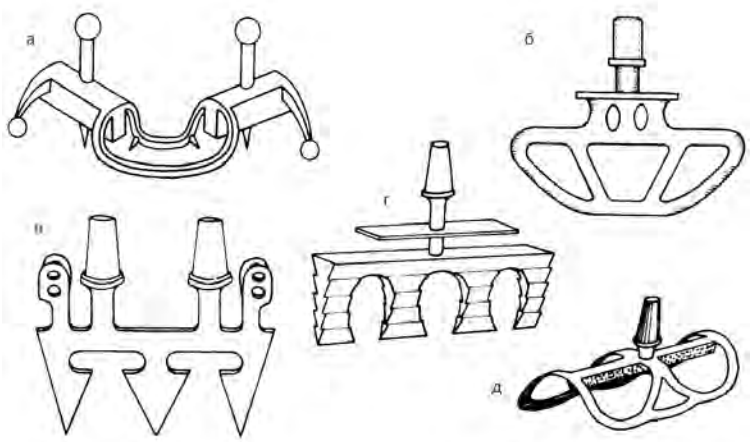


Рис. 2.26. Конструкції ECI: а — за де Гроді; б — за Гершковичем; в — за Гейнрихом; г — за Лінковим; д — за Vamane

ECI мають дуже складну геометрію і вельми складні у виготовленні. Субперіостальні елементи, що підгинаються, не забезпечують адаптації до кістки і не можуть слугувати повноцінною опорою. Мінімальна ендоосальна частина не сприяє міцній фіксації імплантату і адекватному передаванню жувального навантаження. Аналіз клінічних результатів застосування цих імплантатів показав, що ендоосальна частина має бути максимальною, а субперіостальна як об'єднуюча і стабілізувальна — мінімальною через її ймовірне оголення. З конструкцією імплантату тісно пов'язаний спосіб її введення і подальшого протезування.

Це відіграє важливу роль, обумовлюючи ступінь «живучості» пропонованої методики. Велика кількість клінічних випадків, бажання і потреба протезувати незнімними протезами, що відповідають естетичним нормам, вимагають мобільної конструкції імплантату. У клінічній практиці не представляється можливим всі імплантати моделювати з воску. Раціональним виходом є застосування стандартних пластмасових заготовок. Загалом же конструкція ECI має бути універсальною, технологічною, доступною широкому колу лікарів, максимально щадною для кісткової тканини, що забезпечує тривалу стабільну фіксацію імплантату в альвеолярному відростку.

У результаті тривалих пошуків О. М. Суров розробив власну конструкцію ECI. За пластмасовими заготовками ECI відливають імплантати з КХС.

ECI має голівку, шийку, субперіостальну пластинку та ендооссальні ніжки. По всій довжині ніжок розташовані кулясті потовщення і звуження, що забезпечує гнучкість під час введення. Довжина голівки і ніжок залежить від обсягу опорної кістки, а кут між голівкою і субперіостальною пластинкою — від прикусу і ступеня атрофії альвеолярного відростка.

За рентгенограмами і контрольними моделями можна легко сконструювати потрібний варіант імплантату, застосовуючи стандартні пластмасові заготовки ECI. Їх з'єднують дихлоретановим клеєм або мономером метилметакрилатом. Мікродефекти склейки поправляють воском. Подальше виготовлення виконують за усталеною методикою.

Розроблено 10 варіантів зазначеної конструкції (рис. 2.27, 2.28), але найширше використовують II, III, IV, VII, VIII варіанти ECI. Застосування імплантату показано у фронтальній частині верхньої і нижньої щелеп за відсутності одного або декількох зубів, а також на беззубих щелепах. За необхідності ECI можна легко модифікувати і застосовувати так само, як EI.

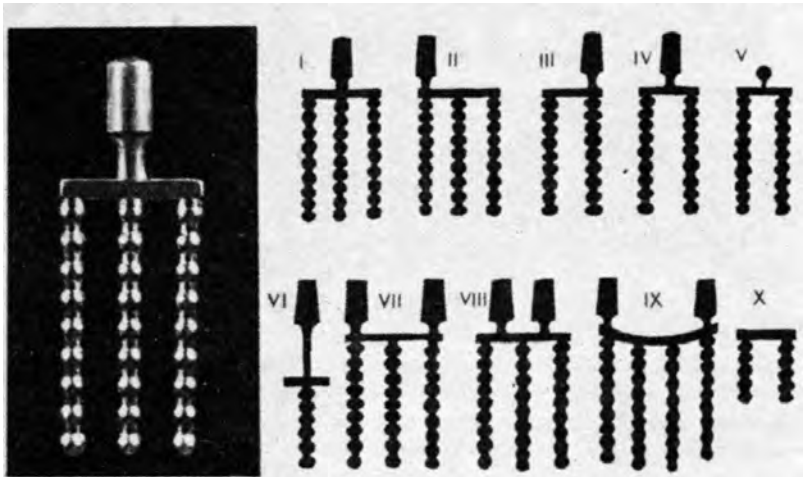


Рис. 2.27. Основні варіанти конструкції ECI

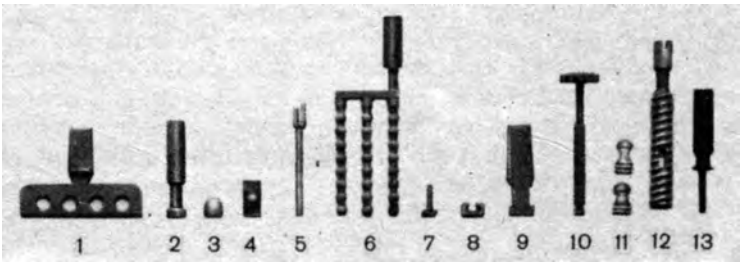


Рис. 2.28. Набір пластмасових заготовок для стоматологічної імплантації:
1 — EI; 2 — аналог голівки імплантату; 3 — атачмен матрикс-Е-система;
4 — атачмен матрикс-Е-система; 5 — заготовка Бруклін; 6 — імплантат Сурова; 7 — атачмен матрикс-Ж-система; 8 — аттачмен матрикс-Ж-система; 9 — дискофреза; 10 — аналог голівки імплантату; 11 — ШІ; 12 — гвинтовий імплантат; 13 — куксова вкладка

У разі високого і вузького альвеолярного відростка ми застосовуємо і ротаційний (рис. 2.29) спосіб введення імплантату. Це дає змогу зберегти висоту відростка і зробити естетичні протези, що особливо актуально за широкої посмішки. Необхідно заздалегідь враховувати майбутнє співвідношення протезної та ендоосальної частин. Мінімальним є співвідношення 1:1,5. Особливості операції, виконуваної ротаційним способом, зрозумілі з рис. 2.29, 2.30. Потрібно застосувати дискову фрезу з КХС. Вона входить до набору пластмасових заготовок для стоматологічної імплантації. У разі вираженої атрофії, пов'язаної з похилим віком, ми з успіхом застосовуємо супраперіостальний спосіб введення ECI V і X варіантів. У таких випадках імплантати вводять без відшарування слизово-надкісткового клаптя. Субперіостальну частину конструкції розташовують на слизовій оболонці. Фіксацію знімних протезів до імплантатів здійснюють за допомогою еластичних аттачменів або постійних магнітів. Для цього імплантати V варіанта застосовують у ділянці 32, 42, 38 і 48 зубів.

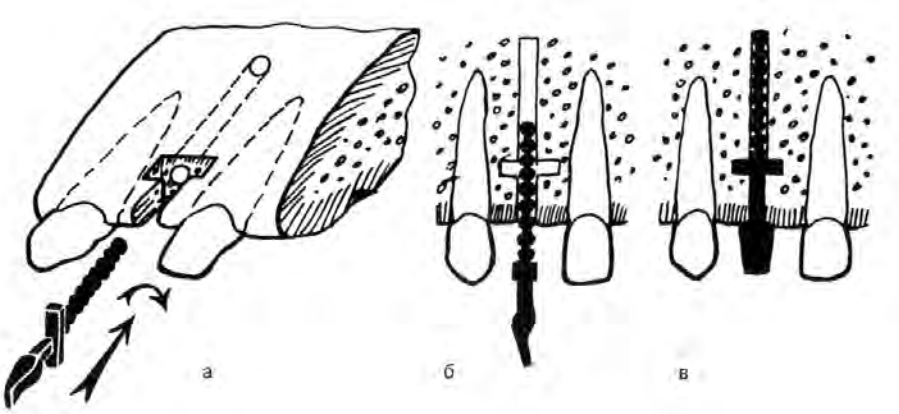


Рис. 2.29. Застосування ротаційного варіанту ECI: а — шлях введення імплантату;
б — перший момент; в — введений імплантат

Рис. 2.30. Восстановление величины зубной дуги при введении конструкции ЭСИ

Операцію імплантації з відшаровуванням слизово-надкісткового клаптя проводять після традиційної премедикації та знеболювання (рис. 2.31). Наприклад, для введення ЕСІ IX варіанта між іклами нижньої щелепи розріз слизово-окісткового клаптя ведуть по вершині альвеолярного гребеня. Потім обережно відшаровують клапоть більше з вестибулярної і мінімально з лінгвального боку. Якщо вершина альвеолярного гребеня досить широка, то формувати майданчик для субперіостальної пластинки немає потреби. В інших випадках за допомогою твердосплавного бору створюють невеликий майданчик. Аналогом ЕСІ відзначають ділянки розташування вертикальних каналів. При рясному зрошенні охолодженим ізотонічним розчином хлориду натрію свердлом діаметром 1 мм проходять щелепу до кортикального шару. Потім свердлом діаметром 1,7 мм розширюють канали. Визначають відповідність глибини підготовлених каналів довжині ніжок ЕСІ. Канали мають бути на 0,5 мм довшими за ніжки імплантату. Гирла каналів розширюють твердосплавним циліндричним бором № 7 на глибину 2 мм. Після промивання каналів ЕСІ встановлюють на місце. Підганяють клапоть до шийки конструкції й ушивають шовком. Рану змащують водним розчином діамантового зеленого.

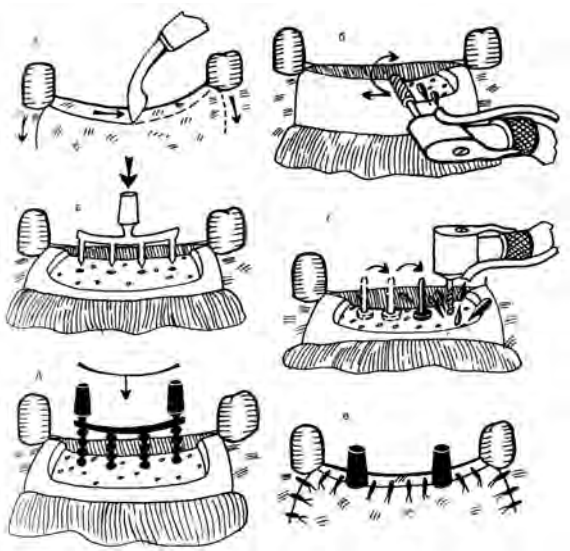


Рис. 2.31. Етапи операції з імплантування ЕСІ: а — розріз слизово-надкісничного клаптя; б — згладжування нерівностей вершини альвеолярного відростка; в — відмітка точок для підготовки каналів; г — підготовка і вимірювання глибини каналів; д — введення ЕСІ; е — ушивання рани

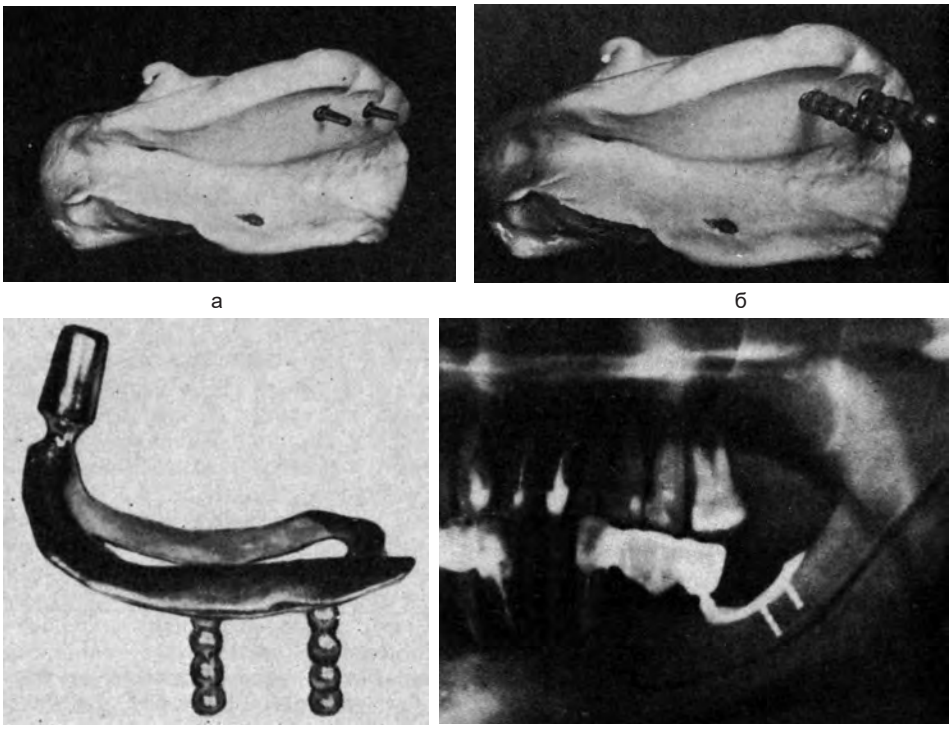


Рис. 2.32. Основні етапи використання елементів ЕСІ при субперіостальній імплантації:
а — відбиток силіконовою масою з аналогами; б — у відбиток вставлені елементи ЕСІ, відлиті з КХС;
в — готовий ЕСІ; г — встановлений ЕСІ

За вираженої атрофії альвеолярного відростка нерідко відбувається резобція гребеня в язиковому напрямку і звуження протезної зубної дуги, що ускладнює адаптацію хворих. На рис. 2.32 видно, що в таких випадках ложе для субперіостальної пластинки необхідно формувати не по гребеню, а на вестибулярній стінці щелепи. Елементи ЕСІ нашої конструкції використовують під час виготовлення часткових СІ, якщо можливе оголення медіальної частини майбутньої конструкції у зв'язку з недостатньою товщиною слизово-окісного клаптя або структура кортикального шару неповноцінна. На малюнку показано етапи виготовлення такої конструкції. Під час зняття відбитка в найменш небезпечному місці фісурним бором роблять 2–3 вертикальних паралельних канали на допустиму глибину. Вимірюють і записують довжину кожного каналу, вводять у їхні гирла аналоги, знімають відбиток. З відбитка видаляють аналоги і вставляють відлиті з КХС ніжки ЕСІ, після чого відливають вогнетривку модель. Імплантацію закінчують як зазвичай.

Глава III

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА МЕТОДИК ВНУТРІШНЬОКІСТКОВОЇ І СУБПЕРІОСТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

Успіх операцій залежить від наявності показань, точності вибору конструкцій, технологічного оснащення, якості інструментарію, навичок імплантолога та інформованості хворого. Тому порівняльну характеристику різних видів і методик імплантації необхідно розглядати у взаємозв'язку з тими помилками і невдачами імплантації, з якими доводиться зустрічатися, акцентуючи увагу на перевагах або недоліках тієї чи іншої методики. Це дає змогу комплексно висвітлити це питання, формуючи алгоритм клінічно правильного підходу до розв'язання задачі, чітко формулюючи її умови, оцінюючи всі вихідні дані та окреслюючи шляхи її розв'язання, виходячи з кожної індивідуальної ситуації. Розглядати це питання легше керуючись рекомендаціями (А. Р. Тян, А. В. Сидорова (1993)), що дають змогу враховувати комплекс взаємодіючих медико-біологічних, фізичних, хімічних чинників. У кожній методиці імплантації основоположним фактором успішної роботи на операційному етапі є щадне проведення хірургічних маніпуляцій і дотримання правил асептики та антисептики. Методика субперіостальної імплантації передбачає втручання лише на м'яких тканинах, за винятком випадків формування в кортикальному шарі жолобка для опорних голівок і утримувальних мікровінтів.

Оптимальним вважається розташування опорних голівок у пазах у ділянці іклів і других молярів, водночас у кожному разі потрібно орієнтуватися на заглиблення щелепної поверхні, тому що переміщення опори на один зуб не має істотного значення. Так само вирішує цю проблему і Лінков Л. І. (1993), пропонуючи скористатися перевагами «хороших» ділянок і уникаючи «поганих».

Ступінь травматичності операційного етапу залежить від одно- або двоетапності, хоча як внутрішньокісткова, так і підокісна імплантація може проводитися як одномоментним, так і двомоментним способами, тому що прихильників тієї, або іншої методик досить багато.

Наслідком недбалого оперативного втручання стає: пошкодження судинно-нервового пучка нижньощелепного каналу, кровотеча, проривання гайморових пазух і носових порожнин, ушкодження сусідніх зубів, ушкодження слизової оболонки гайморової пазухи, що є більш характерним у разі проведення внутрішньокісткової імплантації, оскільки потрібно дотриматись класичного правила імплантології щодо можливості розміщення нижнього краю імплантату щонайменше на 2 мм вище або нижче за нижньощелепний канал і гайморову пазуху, відповідно. Додатково до цього необхідно враховувати похибки рентгенографії, які становлять не менше 2 мм.

Слід зазначити, що справжня клінічна висота альвеолярного відростка на 41–50 % менша за висоту, виміряну на ортопантомограмах на нижній щелепі та на 31–34 % на верхній щелепі. Спотворення пропорцій нерівномірне в різних анатомічних ділянках щелеп настільки істотне, що розбіжність розмірів може призвести до помилок, як у виборі форм і величини імплантату, так і місця його введення і розташування. Це спонукало Зубова Ю. М. і Дудко Н. С. (1998) застосовувати косу контактну рентгенографію, вважаючи її точнішою, зазначаючи при цьому, що за даними ортопантомограми похибка в 4–5,9 раза перевищує похибку в косій проекції. Причому похибка горизонтальних розмірів — у 3,31–6,8 раза більша для нижньої щелепи і трохи менша для верхньої щелепи. Це ілюструє труднощі проведення внутрішньокісткової імплантації та чітко визначає переваги, в даному випадку, субперіостальної методики, оскільки перераховані ситуації при її виконанні просто не виникають.

Переломи альвеолярного відростка, як ускладнення, також не характерні за субперіостальної імплантації, а є наслідком помилки під час проведення ендооссальної імплантації, оскільки виникають вони або від надмірного забивання імплантату в кісткове ложе, або внаслідок невідповідності товщини імплантату розмірам кісткового ложа. В інтересах сприятливого прогнозу внутрішньокісткової імплантації потрібно, щоб маса імплантату була значно меншою за масу навколишньої кісткової тканини, що дасть змогу уникнути перелому альвеолярного відростка, а в разі субперіостальної імплантації таких проблем не виникає.

Кровотеча не є специфічним ускладненням під час імплантації, оскільки вона виникає під час будь-якого оперативного втручання, хоча описано випадки такого роду ускладнень, що виникають під час проведення внутрішньокісткової імплантації.

Розрив слизової оболонки, як ускладнення, однаково впливає на результати імплантації, тому що надійне перекривання імплантату і кісткового ложа слизово-окістковим клаптем є невід'ємною ланкою для успіху як ендоосальної, так і субперіостальної імплантації.

Слід окремо обумовити оперативні втручання під час внутрішньокісткової імплантації, спрямовані на уникнення можливого пошкодження гайморової пазухи, носової порожнини, нижньощелепного каналу і бугра верхньої щелепи.

За останні роки значно зросла кількість робіт, присвячених вирішенню саме цієї проблеми, оскільки зміна топографії слизової оболонки гайморової пазухи, порожнини носа, транспозиція судинно-нервових пучків з різцевого і нижньощелепного каналів, а також максимальне використання кісткової тканини бугра верхньої щелепи і «трамусової» зони нижньої щелепи дає змогу застосовувати внутрішньокісткові імплантати, доповнюючи в разі потреби імплантацію ауто-, гомо-, алопластикою, або її комбінаціями в поєднанні з остеотомією на кшталт ЛеФор-І та іншими краніомаксилярними операціями.

Вивчаючи терміни проростання різних пластичних матеріалів при субантральній імплантації та порівнюючи їх між собою, низка авторів встановила, що аутогенна кістка проростає протягом 4-6 місяців, ліофілізована демінералізована — протягом 12–16 місяців, алопластичний матеріал з ліофілізованою кісткою — протягом 9–11 місяців. Показано, що кістка вростає в пластичний матеріал і забезпечує фіксацію функціонуючого імплантату. Цікавим є спостереження Branemar K. I., Albrektsson T. et all (1984), які повідомляють про обтурацію різцевого каналу і нижньої частини носових ходів кістковою тирсою з подальшою внутрішньокістковою імплантацією. Загалом лікування зайняло 13 місяців і було успішним.

Питання підготовки нижньої щелепи до внутрішньокісткової імплантації розв'язували по-різному, проте здебільшого зводилися до кісткової пластики нижньої щелепи або випрепарування нижньощелепного нерва з каналу з подальшою зміною топографії його залягання і створення умов для внутрішньокісткової імплантації. Про проведення таких операцій повідомляють ті, хто проводив збільшення висоти альвеолярного гребеня нижньої щелепи за допомогою одночасного використання гребеня повздошної кістки та внутрішньокісткової імплантації, а також підтвердив надійність методики протягом від року до 4 років. У 1992 році Rosenguist J. B. представив віддалені результати 10-річного спостереження зі встановлення внутрішньокісткових імплантів на нижній щелепі з переміщенням нижньощелепного нерва і оцінював досягнуті результати як сприятливі. Як видно з наведених даних, успіхи імплантації пов'язані зі значним ускладненням методик. А використання дорогих остеопластичних матеріалів, таких як ГА, ТКФ, ліофілізованої, демінералізованої, не кажучи вже про аутогенну кістку, забір якої створює додаткову травму, як і самі операції, повинно проводитися за суворими показаннями. Ця проблема може бути вирішена застосуванням субперіостального імплантату. Збільшення термінів як самої операції, так і післяопераційного періоду, несприятливо впливає на психоемоційний фон хворого, оскільки навіть перенесення імплантації з ранкового часу на денний негативно позначається на хворому (В. В. Лось, П. В. Ходорович, 1984).

Застосування кісткової пластики або препаратів алогенної природи значно підвищує як собівартість цього виду втручання, так і вартість імплантації для пацієнта, а також підвищує ризик можливих ускладнень.

Як випливає з наведених прикладів, атрофія альвеолярних відростків створює найнесприятливіше тло для імплантації, змушуючи хірургів застосовувати дедалі витонченіші методики і види втручань. Так Олесова В. Н. (1996) встановила, що відстань від вершини альвеолярної частини до нижньощелепного каналу в 52,3% спостережень становила в середньому 10–15 мм і варіювала від 9 до 24 мм. Звідси випливає, що з урахуванням похибки рентгенографії і так званих «запасних» 6 мм від краю альвеолярного гребеня до верхньощелепної пазухи або нижньощелепного каналу, показання до проведення субперіостальної імплантації, або внутрішньокісткової з різними видами пластики розширюються. Якщо ж врахувати ще й деякі варіанти анатомічної будови беззубого альвеолярного відростка, які можуть бути вельми несприятливими і створювати багато проблем Ganz S.D. (1999), то зрозуміло, що прагнення Monzatori G. (1995) створити, згідно з концепцією «імплантаційної ізотопії» повноцінний зубний ряд із 12, 14, і 16 імплантатів, навряд чи можна вважати легко здійсненним. Це вимагало від прихильників внутрішньокісткової імплантації створювати дорогі набори інструментів. Всі вони містять велику кількість пристосувань та імплантатів для різних клінічних ситуацій, що робить ці набори дорогими, громіздкими, а тому не завжди використовуваними на повну функціональну потужність.

Для проведення субперіостальної імплантації жодного спеціального обладнання не потрібно. Для точного визначення розташування субперіостального імплантату слугує звичайна діагностична гіпсова модель, до роботи з якою звик як лікар, так і технік-лаборант. Для правильного встановлення внутрішньокісткових імплантатів досить часто використовують спеціальні пристосування, тому що визначення оптимального місця імплантації та проведення самої імплантації ускладнене.

Таке ускладнення, як наявність аномальних явищ, не виявлених на передопераційному етапі, під час субперіостальної імплантації трапляється рідко, оскільки на момент першого оперативного втручання, якому передує ретельне клінічне та рентгенологічне обстеження, виявляють усі анатомо-топографічні особливості імплантаційного ложа, чого досягти на 100 % під час внутрішньокісткової імплантації практично неможливо.

До порушень первинної стабілізації імплантату може призвести: неточне оброблення кісткового ложа, тобто розмір імплантату менший за розмір кісткового ложа, чого можна уникнути, використовуючи аналоги внутрішньокісткових імплантатів, що мають зменшені розміри на 0,1 мм, за рахунок чого й утворюється так зване «натягування», що забезпечує щільну фіксацію імплантату. Фіксація ж субперіостальних імплантатів створення додаткових фіксувальних пристроїв практично не потребує. Натяг субперіостального імплантату можна досягти, застосовуючи конструкційний пристрій у вигляді накісткового кламера або мікровінтів (Tramonte S., 1965).

Оцінюючи можливість розвитку ускладнень завдяки збільшенню тіней на ділянках кісткової основи внаслідок неконгруентності сприймаючого ложа і форми

імплантату, слід послатися на низку компетентних авторів, які стверджують, що величина, форма, текстура його поверхні, спосіб виготовлення та встановлення визначають кінцевий успіх імплантації. Відлам ріжучого інструменту в процесі препарування кісткового ложа, перелом імплантату в момент імплантації - явище доволі рідкісне, водночас вони можливі за відсутності рентгенологічного контролю за інструментами та імплантатами.

Одним із важливих чинників, що сприяють виникненню ускладнень, є перегрів тканин у процесі препарування кісткового ложа, внаслідок цього може виникнути некроз тканин. Підокіскові імпланти, за рідкісним винятком, поміщають у пропиляні пази, тому що зазвичай поміщають у природні заглиблення. За даними Eriksson R. A., Adell R. (1996) кісткова тканина втрачає репаративні властивості за температури вище 47 градусів, тому кількість обертів бормашини має бути 1000-1200 обертів за хвилину, за рівномірного тиску. Довгостроковий прогноз на даному етапі визначається рівнем кваліфікації фахівця і його технічним оснащенням. У контексті вищевикладеного слід вказати, що субперіостальну імплантацію проводять стандартними звичними інструментами і матеріалами.

Перебіг післяопераційного періоду визначається реакцією організму на оперативне втручання і вживлення імплантату. Характер і сила відповідної реакції залежить від того, наскільки травматично проведено операцію, від ступеня дотримання асептики й антисептики, від грамотного постопераційного ведення пацієнта, опірності організму в цей момент. Поява ускладнень у взаємодії імплантату з навколишніми тканинами проявляються у вигляді: гематом; запальних процесів; інфекцій; розходження швів; механічних дефектів.

Порушення процесів біоінтеграції зумовлено, з одного боку, біосумісністю матеріалу імплантату і кісткової тканини, з іншого — біомеханічним впливом імплантату на кісткове ложе. У першому випадку причинами є: недостатня біосумісність матеріалу імплантату; недостатня корозійна стійкість матеріалу імплантату; контамінація; травматично проведене оперативне втручання; рухливість імплантату.

Ускладнення, пов’язані з біомеханікою, зумовлені: неправильним підбором форми і розмірів імплантату; помилками в оцінці співвідношень механічних навантажень, що діють на імплантат і кісткову тканину. Порушення процесів біоінтеграції зумовлено, з одного боку, біосумісністю матеріалу імплантату і кісткової тканини, з іншого - біомеханічним впливом імплантату на кісткове ложе. У першому випадку причинами є: недостатня біосумісність матеріалу імплантату; недостатня корозійна стійкість матеріалу імплантату; контамінація; травматично проведене оперативне втручання; рухливість імплантату.

Ускладнення, пов’язані з біомеханікою, зумовлені: неправильним підбором форми і розмірів імплантату; помилками в оцінці співвідношень механічних навантажень, що діють на імплантат і кісткову тканину.

Порівняльна оцінка методик внутрішньокісткової та субперіостальної імплантацій, переваги та недоліки на операційному етапі (В. І. Куцевляк, С. Л. Старикова, 2018)

Маніпуляції	*Внутрішньокісткова імплантація*	*Субперіостальна імплантація*
Щадне проведення операції	Операція на кістковій тканині травматична	Операція на м'яких тканинах
Використання «хороших» і «поганих» ділянок	Імплантат ставлять у різних місцях — погіршує операцію	Опорні головки ставлять у заглиблення в щелепній поверхні
Ступінь травматичності операції	Одно- і двоетапним способом	Одноетапним способом
Пошкодження судинно-нервного пучка	Велика ймовірність	Ризик набагато менший
Пошкодження гайморової і носової пазух	Ризик значний	Ризик відсутній
Пошкодження сусідніх зубів	Ризик наявний	Ризик відсутній
Кровотеча	Ризик наявний	Ризик відсутній
Похибка рентгенографії	Є	Відсутній
Перелом альвеолярного відростка	Ризик наявний	Ризик відсутній
Направленная регенерация ауто-, гомо-, аллопласта	Збільшує вартість. Додаткова операція. Реабілітація довша	Не проводиться
Синус-лифтинг и др. операции	Додаткова операція + вартість + + термін реабілітації	Не проводиться
Большое количество приспособлений и т.д.	Здорожує лікування	Немає пристосувань, тільки інструмент
Введение имплантата по шаблону	Здорожує лікування	Ні
Нарушение первичной стабилизации, «натяг»	Збільшує ризик операції	Ні
Перегрев тканей	Збільшує ризик операції	Ні
Наличие аномальных явлений не выявленных на предоперационном этапе	Збільшує ризик ускладнень	Ні

Глава IV

ХАРАКТЕРИСТИКА Й ОБСТЕЖЕННЯ ПАЦІЄНТІВ

4.1. Характеристика хворих

Нами було проведено комплексне обстеження 125 пацієнтів без супутніх захворювань, з дефектами зубних рядів різної локалізації, ускладнені значною атрофією кісткової тканини щелеп. Залежно від виду дефекту зубного ряду, клінічне обстеження дало змогу розподілити пацієнтів на дві групи. Перша група — пацієнти з дефектами зубних рядів на верхній і нижній щелепі; друга група — пацієнти з повною адентією на верхній і нижній щелепі. Своєю чергою пацієнти 1-ї групи були розділені на 3 підгрупи: 1-ша підгрупа — 28 пацієнтів із двосторонніми кінцевими дефектами зубних рядів (1-й клас за Кеннеді); 2-га — 50 пацієнтів із включеними дефектами зубних рядів (3-й і 4-й клас за Кеннеді); 3-я — 24 пацієнти з односторонніми кінцевими дефектами зубних рядів (2-й клас за Кеннеді). Пацієнти 2-ї групи були розділені на 2 підгрупи: 1-ша підгрупа — 18 пацієнтів із повною вторинною адентією на верхній щелепі; 2-га — 5 пацієнтів із повною вторинною адентією на нижній щелепі. Розподіл пацієнтів за групами представлено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1

Характеристика обстеження пацієнтів

Досліджувана група	*Досліджувана підгрупа*	*Кількість пацієнтів*		*Кількість імплантатів*	
		абсолютне	*відносне, %*	*абсолютне*	*відносне, %*
Перша	1	28	22,4	76	30,5
	2	50	40,0	70	28,1
	3	24	19,2	80	32,2
Друга	1	18	14,4	18	7,2
	2	5	4,0	5	2,0
Усього		125	100	249	100

Загальний розподіл дефектів зубних рядів за класифікацією Кеннеді у пацієнтів першої групи був такий: 1 клас — 20 дефектів на верхній щелепі і 8 дефектів на нижній щелепі; 2 клас — 18 дефектів на верхній щелепі і 6 дефектів на нижній щелепі; 3 і 4 клас — 36 дефектів на верхній щелепі і 14 дефектів на нижній щелепі. Розподіл досліджуваних груп за кількістю дефектів зубних рядів з урахуванням класифікації за Кеннеді та з повною адентією подано в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

Розподіл дефектів зубних рядів у пацієнтів за групами

Досліджувана група	*Щелепа*	*Клас за класифікацією Кеннеді*							
		1-й клас		*2-й клас*		*1 і 4 клас*		*Усього*	
		Кіл-сть	*%*	*Кіл-сть*	*%*	*Кіл-сть*	*%*	*Кіл-сть пацієнтів*	*%*
Перша	верхня	20	16	18	14,4	36	28,8	74	59,2
	нижня	8	6,4	6	4,8	14	11,2	28	22,4
Друга	верхня	—		—	—	—		18	14,4
	нижня	—		—	—	—		5	4,0
Усього		28	22,4	24	19,2	50,0	40,	125	100

У клінічному дослідженні взяли участь 86 жінок і 39 чоловіків віком від 21 року до 72 років (табл. 2.4).

Таблиця 2.4

Гендерна і вікова характеристика пацієнтів

Вік (років)	*Чоловіки*		*Кількість СПІ*		*Жінки*		*Кількість СПІ*	
	Кіл-сть	*%*	*Кіл-сть*	*%*	*Кіл-сть*	*%*	*Кіл-сть*	*%*
21-30	1	2,5	2	1,9	2	2,3	3	2,0
31-40	7	18,0	9	8,8	6	7,0	8	5,4
41-50	12	30,8	43	42,2	34	39,5	46	31,3
51-60	14	35,9	41	40,2	36	41,9	80	54,5
60 і старші за 60	5	12,8	7	6,9	8	9,3	10	6,8
Усього	39	100	102	100	86	100	147	100

На етапі підготовки до субперіостальної імплантації було проаналізовано причини, через які пацієнти відмовлялися від альтернативних методів протезування, погоджуючись на встановлення субперіостальних імплантатів із протезуванням на них. Основними причинами були: підвищений блювотний рефлекс; психологічне несприйняття знімних конструкцій; наявний негативний досвід встановлення гвинтових імплантатів; відмова від хірургічної попередньої операції зі збільшення об'єму кісткової тканини; додаткові тимчасові витрати після операції для повного відновлення структури кістки; загальносоматичні захворювання (захворювання шлунково-кишкового тракту, захворювання внутрішніх органів унаслідок порушення обмінних процесів).

Усім пацієнтам проведено ортопедичне лікування з використанням субперіостальних імплантатів. Загалом було введено 249 субперіостальних імплантатів. Залежно від виду і протяжності дефекту зубного ряду, який необхідно було протезувати, виготовляли різні типи субперіостальних імплантатів. Розподіл пацієнтів за підгрупами і типами субперіостальних імплантатів представлено в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4

Характеристика пацієнтів і імплантатів

Підгрупи пацієнтів	*Стать*	*Субпериостальный имплантат*					
		Частковий з однією головкою		*Частковий з двома головками*		*Тотальний*	
		Кіл-сть, шт	*%*	*Кіл-сть, шт*	*%*	*Кіл-сть, шт*	*%*
I	Чоловіки	14	17,1	18	12,5	—	—
	Жінки	6	7,3	38	26,4	—	—
II	Чоловіки	18	22,0	12	8,3	—	—
	Жінки	28	34,1	12	8,3	—	—
III	Чоловіки	10	12,2	25	17,4	—	—
	Жінки	6	7,3	39	27,1	—	—
IV	Чоловіки	—	—	—	—	4	17,4
	Жінки	—	—	—	—	14	60,9
V	Чоловіки	—	—	—	—	1	4,3
	Жінки	—	—	—	—	4	17,4
Усього субперіостальних імплантатів		82	100	144	100	4	17,4

Пацієнтам першої підгрупи було встановлено 20 часткових субперіостальних імплантатів з однією голівкою і 56 часткових субперіостальних імплантатів із двома голівками; пацієнтам другої підгрупи — 46 часткових субперіостальних імплантатів з однією голівкою і 24 часткові субперіостальні імплантати з двома голівками; пацієнтам третьої підгрупи — 16 часткових субперіостальних імплантатів із однією голівкою та 64 часткові субперіостальні імплантати із двома голівками. Пацієнтам другої групи четвертої підгрупи встановлено 18, а п'ятої підгрупи — 5 тотальних «стільникових» субперіостальних імплантатів.

У якості опори для незнімних мостоподібних конструкцій використовували головки субперіостальних імплантатів. На верхній щелепі було встановлено 170 (68,3 %) субперіостальних імплантатів, з них часткових — 152 (61 %), повних — 18 (7,2 %). На нижній щелепі введено 79 (31,7 %) субперіостальних конструкцій, зокрема 74 (29,7 %) часткових і 5 (2 %) тотальних субперіостальних імплантатів. Термін спостереження від 5 до 15 років.

4.2. Особливості клінічного обстеження пацієнтів при використанні в лікуванні методу субперіостальної імплантації

Кожному пацієнту, який звернувся в клініку для протезування з використанням методу субперіостальної імплантації, для оцінки його загального стану здоров'я і стоматологічного статусу проводили загальноклінічне обстеження. Звертали увагу на причини, через які пацієнт віддав перевагу дентальній імплантації перед традиційними методами лікування, оцінювали психоневрологічний статус, аналізували висновки терапевта, дані лабораторних аналізів (показники крові, сечі), загальний стан хворого за даними біорезонансної діагностики (БРД).

Оцінюючи стоматологічний статус, звертали увагу на стан скронево-нижньощелепного суглоба, жувальних м'язів, слизової оболонки, на стан пародонту наявних зубів, оцінювали їхню рухливість, гігієну порожнини рота, вигляд прикусу, тип жування, міжальвеолярну відстань у ділянці відсутніх зубів, якість наявних зубних протезів, визначали висоту і рельєф альвеолярних відростків.

Під час планування лікування, для систематизації часткових дефектів зубних рядів, які найчастіше трапляються, і визначення показань до вибору конструкції імплантата і протеза, використовували класифікацію Кеннеді-Аппелгейма.

Класифікація дефектів за Кеннеді

1 клас за Кеннеді двосторонні кінцеві дефекти, розташовані позаду від решти природних зубів. Клас вказує, що в дистальних ділянках зубного ряду немає жувальних зубів.

2 клас за Кеннеді односторонній дефект зубного ряду, розташовані позаду від природних зубів, що залишилися. У пацієнта відсутні жувальні зуби тільки на одній стороні зубного ряду.

3 клас за Кеннеді включений дефект природних зубів передньої або задньої областей. Кінцевий дефект відсутній через наявність опорних жувальних зубів на одному боці щелепи. Цей клас найчастіше спостерігається у хворих.

4 клас за Кеннеді включений дефект фронтальної ділянки. Цей клас зустрічається досить рідко, але може спостерігатися у хворих із захворюваннями пародонту. Або у хворих після травми передніх зубів.

У 1954 році класифікація Кеннеді була доповнена (модифікована) доктором Аппелгейтом (Applegate), який додав вісім правил:

1. Класифікація повинна відображати реальну картину в зубних рядах і не передувати видаленню зубів.
2. Якщо зуб мудрості відсутній у зубному ряду, і його не заміщуватимуть, тоді в класифікації його не враховують.
3. Третій моляр враховується, якщо його використовують як опорний зуб.
4. Якщо другі моляри однієї щелепи відсутні, і вони не будуть заміщені, тоді в класифікації їх ігнорують.
5. Дистальні дефекти завжди слугують основою для вибору правильного класу.

6. Додаткові дефекти зубного ряду називаються підкласами і записуються окремо.
7. Враховується тільки кількість дефектів, їхня протяжність не має значення.
8. Лише один, 4 клас за Кеннеді не має підкласів! Усі дефекти, які розташовані дистальніше фронтальної ділянки, визначають клас дефекту зубного ряду.

За цією класифікацією, прийнятою в імплантології, розглядаються чотири класи дефектів і розмірів кісткової тканини в області беззубих зон щелеп. Під час обстеження пацієнтів проводили вивчення діагностичних моделей щелеп і складали оклюзіограми, це дало нам змогу оцінити характер оклюзійних взаємовідносин зубних рядів, а також спрогнозувати майбутню конструкцію протеза і субперіостального імплантату.

Для забезпечення тривалого функціонування субперіостальних імплантатів і діагностики ускладнень пацієнтам після протезування рекомендували контрольні огляди через 3 міс., 6 міс., 1 рік, 2 роки, 5 років, 7 років, 15 років.

4.3. Додаткові методи обстеження пацієнтів під час використання в лікуванні методу субперіостальної імплантації

Зважаючи на мету і завдання дослідження, нами були використані додаткові методи обстеження: морфологічні дослідження; фотореєстрація; рентгенологічні дослідження; модифікована проба Шиллера–Пісарєва; дослідження рухливості імплантатів.

Запальні явища, які можуть виникнути в слизовій і тканинах, що оточують імплантат, здатні призвести до втрати імплантату.

Інтенсивність запальної реакції ясен оцінювали за кольором за допомогою модифікованої проби Шиллера–Пісарєва.

Модифіковану пробу Шиллера–Пісарєва проводили так: слизову оболонку обробляли тампоном, змоченим у 2 % водному розчині Люголя. Пробу оцінювали в балах залежно від інтенсивності забарвлення: «забарвлення немає» — 1 бал, «слабке забарвлення» — 2 бали, «інтенсивне забарвлення» — 3 бали. Розчин наносили навколо трансгінгівальних елементів субперіостальних імплантатів із весибулярного боку до перехідної складки і до дна порожнини рота з орального боку. Визначення проводили в трьох зонах із вестибулярного, орального та апроксимального боків і обчислювали середнє значення.

Під час обстеження пацієнтів до і після лікування застосовували рентгенологічні методи.

Ортопантомографію проводили для вивчення стану зубів, що залишилися, розташування коренів, виявлення станів кісткової тканини альвеолярних відростків, топографії нижньощелепного каналу і ментальних отворів, верхньощелепних пазух. Дослідження проводили на ортопантомографі «ПМ 2002СС» «Proiine»

фірми «Pianteca» (Фінляндія), який має такі параметри: напруга на рентгенівській трубці в діапазоні 64–74 кВ, сила струму ЮмА, час експозиції 10 с.

Для оцінки структури і щільності кісткової тканини використовували спіральну комп'ютерну томографію (СКТ) з програмою «Dento-Scan» на комп'ютерному томографі HiSpeed — DX/I фірми «General Electric» (США) з просторовою роздільною здатністю 0,33 мм і товщиною зрізу 1 мм, з подальшою 3D реконструкцією.

За даними комп'ютерної томографії виготовляли стереолітографічні моделі фірмою Materialise (Бельгія). За стереолітографічними моделями знімали відбитки для конструювання субперіостальних імплантатів з вуглецевим алмазоподібним покриттям, перевіряли точність посадки і шлях введення готового субперіостального імплантату.

Ступінь рухливості встановленого імплантату визначали за допомогою приладу «Periotest» (фірма «Siemens»), що працює на принципі імпульсного силового впливу. Прилад «Periotest» складається з ударного пристрою у вигляді наконечника і комп'ютерного аналізатора з 4 мікропроцесорами. Робочим елементом є бойок, що містить п'єзоелемент. Бойку передається генерований механічний ударний імпульс, відповідь механічної системи аналізується мікропроцесором. В основі методу лежить реєстрація механічних коливань, що генеруються п'єзоелементом; коливання сприймаються і перетворюються в електричний імпульс. Результати вимірювань видаються в умовному числовому і звуковому видах. При постукуванні по добре інтегрованому імплантату час подачі удару і повернення бойка наконечника однаковий і дорівнює нульовому «О» значенню показника приладу. У разі ослаблення демпфувальної функції реєструються позитивні показники, які можуть досягати значень +50 (за III ступеня рухливості зуба). У разі різкого натягу періодонтальних волокон швидкість бойка вища, що відображається негативними одиницями показника приладу. Згідно з методикою, імплантат перкутують бойком наконечника приладу, який має бути спрямований у суворо горизонтальній площині до середини позакісткової частини імплантата, розташовуючись від них на відстані 0,5–2,0 мм. Рівень фізіологічної рухливості природних зубів перебуває в межах від -8 до +9 умовних одиниць показника Періотесту (ПП). За пальпаторно відчутної рухливості (I ступінь) значення ПП перебувають у межах від +10 до +19, візуально виявленої (II ступінь) — від +20 до +29, вираженої (III ступінь), з порушенням функції зуба (IV ступінь) — від +30 і вище.

4.4. Методика проведення електропунктурного тестування організму і використовуваних стоматологічних матеріалів

Для визначення загального стану здоров'я пацієнта перед введенням імплантатів і оцінки впливу на організм використовуваних стоматологічних матеріалів кожному пацієнту проводили електропунктурне тестування організму.

Електропунктурне тестування - це неінвазивний метод, що дає змогу оцінити загальний стан організму в режимі реального часу, а також дати можливість без

введення стоматологічних матеріалів оцінити їхній потенційний вплив на органи та системи. Метод є безпечним, простим, наочним, відтворюваним і зручним у використанні.

Обстеження пацієнтів проводили з використанням приладу BREON для електропунктурної діагностики та терапії (рис. 4.1). Цю систему розроблено українською компанією Лідомед-Біо.

Прилад занесено до реєстру медичних нововведень і рекомендовано Міністерством охорони здоров'я України для використання в медичних установах.

Рис. 4.1. Зовнішній вигляд апарату BREON для проведення біорезонансної діагностики

Дослідження проводили з використанням програм EXSPRESS і VOLL. Для дослідження в динаміці функціонального стану використовували програму EXSPRESS, а для оцінки значень показників імунної, ендокринної систем, мінерального обміну, алергічних реакцій застосовували програму VOLL.

Пристрій BREON призначений для автоматичного опрацювання інформації, отриманої під час обстеження пацієнта. Прилад складається з вхідного вузла, аналого-цифрового перетворювача, мікроконтролера, індикатора, вузла звукової індикації, вузла забезпечення програмування і вимірювальних електродів.

Вимірювальні електроди забезпечують безпосередній контакт між пацієнтом і приладом. Вимірювальні електроди представлені такими типами: долонні правий і лівий, головний, ножні правий і лівий у вигляді сіток, щуп, тест майданчик. Електроди приєднуються до вхідного вузла, який передає електричні характеристики пацієнта пристрою. Сигнал з електродів надходить на вузол аналого-цифрового перетворювача, який є складовою частиною мікроконтролера. Програма, прописана в мікроконтролері за спеціальним алгоритмом, перетворює отриманий сигнал у відповідні значення від 0 до 100 умовних одиниць і за допомогою індикатора відображає його значення. Вузол забезпечення програмування формується тільки на етапі виробництва пристрою і обслуговується в спеціалізованих установах.

Принцип дії приладу полягає у вимірюванні параметрів електропровідності в біологічно активних точках (БАТ) на руках, ногах і голові, проєкційно-пов'язаних із різними зонами, органами та системами в організмі. За кількісними характеристиками цих параметрів та їхнім співвідношенням можна судити про характер патологічних процесів, їхні причинно-наслідкові зв'язки, стан тих чи інших органів і систем, що формують і підтримують патологічний процес. Одночасно пристрій дає змогу оцінити реакцію організму на будь-який вид впливу (як передбачуваного до застосування, так і здійсненого) в реальному, поточному масштабі часу.

Пристрій BREON призначений для сегментарної (енергофункціональні взаємозв'язки хребців зі структурами та системами організму) та меридіанної (уявні лінії взаємозв'язку біологічно активних точок на шкірі з певними органами) діагностики, діагностики хребта, органів за системами, а також дає змогу оцінити функціональний стан фізіологічних систем організму людини за методикою Р. Фолля, що базується на кореляції між змінами електропровідних властивостей певних ділянок вимірювання та функціональним станом систем і систем організму людини, а також на кореляції між ними та їхніми функціональними властивостями. Основним принципом роботи приладу є вимірювання електричних параметрів біологічно активних зон, що несуть інформацію про стан взаємопов'язаних з ними органів і систем.

Вимірювання електричного опору шкіри проводили за БАТ, розташованими на відповідних меридіанах, які з'єднують поверхню шкіри з внутрішнім середовищем організму. Фізіологічна особливість біологічно активної точки полягає в тому, що через відповідні ділянки спинного мозку кожна точка однозначно пов'язана з частиною або функцією певного органа (таблиці 4.5, 4.6).

Таблиця 4.5

Енерго-функціональні взаємозв'язки БАТ із внутрішніми органами та системами

Меридіан	*Біологічно активна точка*	*Енерго-функціональні взаємозв'язки*
Лімфатичний	БАТ 5(Ly2), БАТ 6(Ly2), БАТ 3(Lylb)	Мозковий кровообіг правий і лівий; органи зору та слуху правий і лівий; гайморові та фронтальні порожнини правий і лівий; гіпоталамус, гіпофіз, тимус.
Ендокринний	БАТ 4(TRlb)	Гіпоталамус, гіпофіз, щитоподібна залоза права і ліва, наднирники правий і лівий, селезінка.
Легеневий	БАТ 2(P10d), БАТ 4(P10b), БАТ 1(P11), БАТ 3 (РЮс).	Бронхи праві та ліві, легені права та ліва, гортань, трахея, лімфовузли середостіння.
Алергічний	БАТ 1(AL1), БАТ 2(AL1.1), БАТ 3(ALla), БАТ 4(ALlb), БАТ 5(ALlc).	Артеріальна система, ліве серце, лімфовузли середостіння, лімфовузли шиї, надниркові залози правий і лівий, тимус, сечовий міхур, нирка права й ліва, сечовід правий і лівий.
Печіенки	БАТ (Fla)	Печінка
Селезінки	БАТ 1 (RP1) слева, БАТ 2 (RPla) слева, БАТ 4 (RP2) слева, БАТ 6 (RP4) слева.	Селезінка
Підшлункової залози	БАТ 1 (RP1) справа, БАТ 2 (RPla) справа.	Підшлункова залоза, глотка, стравохід.

Таблиця 4.6

Вісцеро-вертебральні зв'язки організму

Хребці шийного відділу	*Органи та системи організму*
C1	Кровопостачання голови, гіпофіз, шкіра голови, кістки обличчя, мозок, внутрішнє і середнє вухо, симпатична нервова система.
C2	Очі, очні нерви, слухові нерви, порожнини, соскоподібні відростки (скроневі кістки), язик, лоб.
C3	Щоки, зовнішнє вухо, кістки обличчя, зуби, трійчастий нерв.
C4	Ніс, губи, рот, євстахієва труба.
C5	Голосові зв'язки, мигдалини, глотка.
C6	Шийні м'язи, плечі, мигдалини.

Вимірюючи параметри контрольних точок, можна одержати інформацію про наявність або відсутність патології в усіх органах і тканинних системах, що мають інформаційно-функціональні взаємозв'язки з відповідним меридіаном.

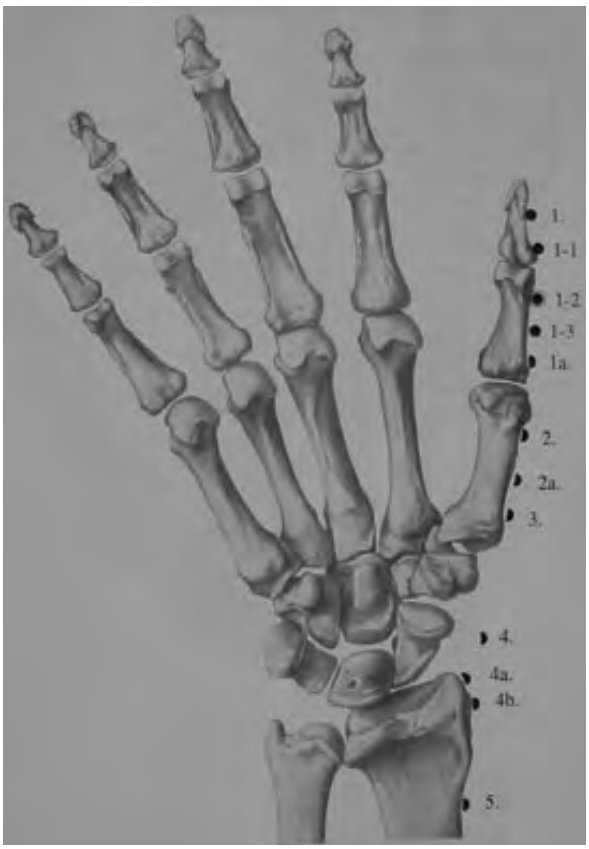


Рис. 4.2. Зовнішня поверхня великого пальця руки. БАТ розташовані на лімфатичному каналі. Цифрами позначено:
2 — лімфатичний канал верхньої та нижньої щелепи;
3 — лімфатичний канал носа та придаткових пазух;
4 — лімфатичний канал гортані та гортаноглотки

Для оцінки функціонального стану лімфатичної, ендокринної, сечостатевої систем, а також легень вимірювали електричні параметри на 26 БАТ. Ці точки локалізовані на зовнішній поверхні пальців рук.

Тестування біологічно активних точок, які нас цікавлять, проводили на лімфатичному каналі, каналі легень, алергії, ендокринному каналі, каналі печінки, сечового міхура, селезінки та підшлункової залози. Мінеральний обмін оцінювали за меридіанами нирок, сечового міхура, селезінки та підшлункової залози. Стан імунної системи оцінювали за лімфатичним та ендокринним меридіанами. За станом меридіана легень оцінювали наявність повітрянокрапельних інфекцій в організмі.

Лімфатичний канал (Ly) розташований на зовнішній поверхні великого пальця

руки. Зниження показників на всіх точках цього меридіана свідчить про дефіцит Na в організмі. Аналіз ведеться за БАТ 3, 5 і 6 лівої та правої руки (рис. 4.2).

БАТ 5(Ly2) — точка лімфовідтоку від верхньої та нижньої щелепи. Точка розташована в місці переходу головки першої п'ясткової кістки в тіло з променевого боку. Зміни показників на цій точці свідчать про наявність запальних процесів у кістковій тканині, а також проводиться індивідуальний підбір лікарських препаратів.

БАТ 6 (Ly2) — точка лімфовідтоку від очей. Розташована на середині першої п'ясткової кістки з променевого боку. Зміни показників на цій точці свідчить про наявність запальних процесів у гайморових пазухах.

БАТ 3 (Lylb) — точка мигдаликів глоткового кільця Пирогова–Вальдейєра. Розташована в місці переходу головки в тіло проксимальної фаланги першого пальця кисті з променевого боку. Зміни показників на цій точці свідчать про наявність запальних процесів у м'яких тканинах щелепно-лицьової ділянки та шиї, твердих тканинах і про всі запальні процеси лімфатичної системи.

Ендокринний канал (TR) розташований на безіменному пальці ближче до мізинця, досліджується по БАТ 4 на лівій і правій руці. За нормального перебігу процесів інтеграції на цій точці показники перебувають у нормальному діапазоні (рис. 4.3).

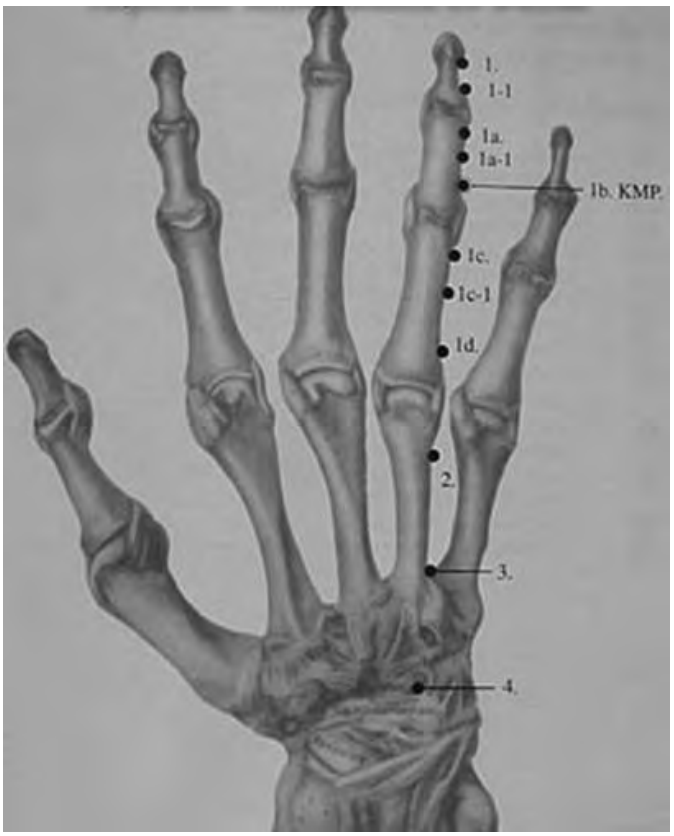


Рис. 4.3. Дистальна поверхня безіменного пальця руки. БАТ розташовані на ендокринному каналі, Ib — контрольна точка вимірювання ендокринної системи

БАТ 4(TRlb) — контрольна точка вимірювання ендокринної системи. Збільшення показників над цією точкою свідчить про наявність запального процесу в ендокринній системі. Розташована в місці переходу тіла середньої фаланги кисті в основу з ліктьового боку.

Канал легенів (P) розташований на внутрішній поверхні великого пальця

ближче до вказівного пальця руки. Зниження показників на всіх точках цього меридіана свідчить про дефіцит калію в організмі. Аналіз ведеться за точками БАТ 2 і 4 на лівій і правій руці (рис. 4.4).

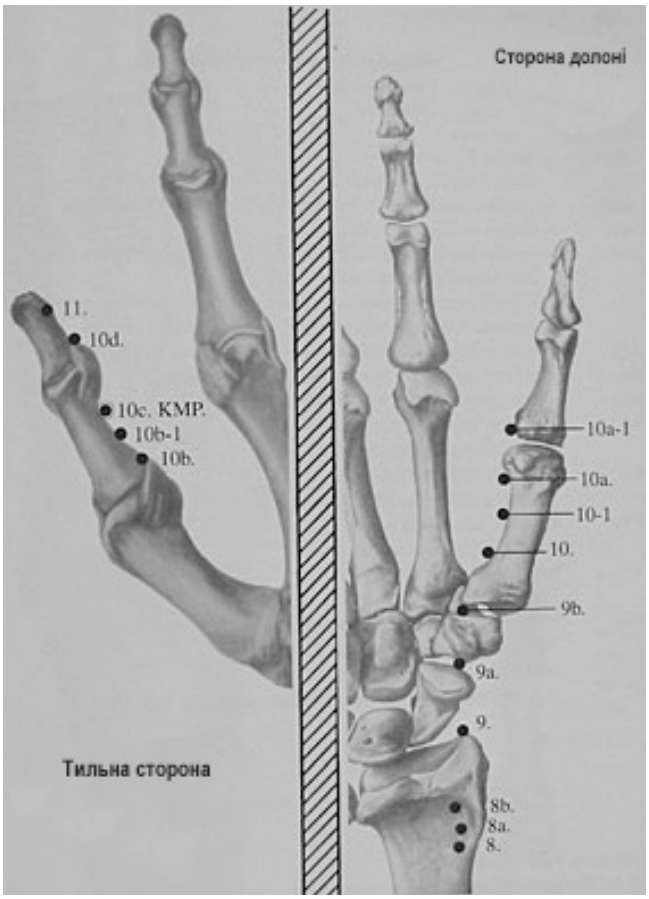


Рис 4.4. Внутрішня поверхня великого пальця руки. БАТ розташовані на каналі легень. Цифрами позначено: 10d — Plexus mediastinalis; 10b — бронхіоли; 10c — контрольну точку для легень; 11 — паранхему легень та альвеоли

БАТ 4(P10b) — точка бронхіол. Зміни показника над цією точкою свідчать про порушення газового обміну в тканинах, які враховуються в процесах інтеграції імплантатів. Розташована в місці переходу тіла проксимальної фаланги першого пальця в основу, з ліктьового боку.

БАТ 1 (P11) — біля краю нігтьового ложа першого пальця кисті ліктьового боку.

БАТ 3 (P10c) — у місці переходу головки проксимальної фаланги першого пальця кисті в тіло, з ліктьового боку.

БАТ 2(P10d) — точка медіастинального сплетення. Зміни показника над цією точкою свідчить про наявність ендоінтоксикації в органах грудної клітки. Розташована біля основи дистальної фаланги першого пальця кисті з ліктьового боку.

Канал алергії (AL) розташований на середньому пальці ближче до четвертого пальця руки.

Зміни показників за БАТ 1, 2, 3, 4, 5 на лівій і правій руці свідчить про наявність чужорідних тіл, які розпізнаються імунною системою (рис. 4.5).

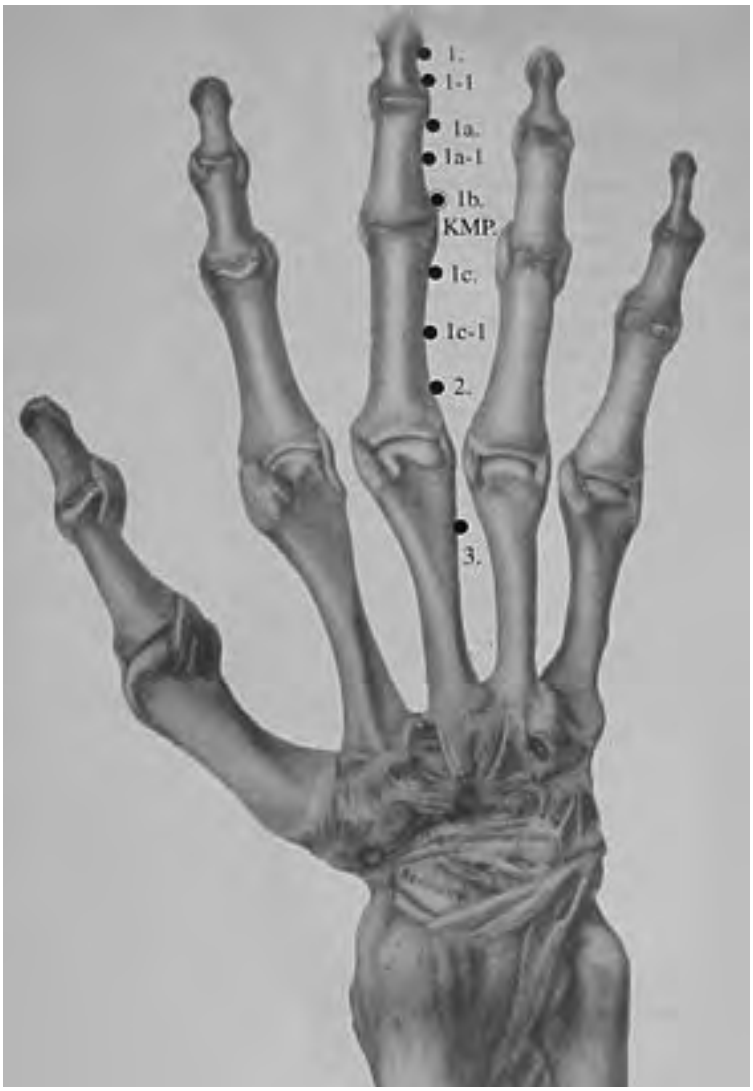


Рис 4.5. Дистальна поверхня середнього пальця руки. БАТ розташовані на каналі алергії.
1 — Алергія шкіри нижньої частини тіла, включно з кінцівками, органами живота й тазостегнової ділянки:
1-1 — Вогнищеве токсикозно-алергійне навантаження; 1а — Вегетативне алергійне навантаження;
Ib — Контрольна вимірювальна точка для алергії; 1с — склероз судин

БАТ 1 (AL1) — точка алергійних (судинних) уражень шкіри нижнього відділу тулуба, нижніх відділів, органів черевної порожнини і малого таза. Розташована біля краю нігтьового ложа третього пальця кисті з ліктьового боку.

БАТ 2 (AL1.1) — точка алергічного навантаження на лімфатичну систему (аутосенсибілізація). Розташована біля основи дистальної фаланги третього пальця кисті з ліктьового боку.

БАТ 3(ALIa) — точка алергічного навантаження на вегетативну нервову систему (імунотоксичні реакції). Розташована в місці переходу головки середньої фаланги третього пальця кисті в тіло, з ліктьового боку.

БАТ 4 (ALIb) — контрольна точка вимірювання алергії та судинних уражень усього тіла. Розташована в місці переходу тіла середньої фаланги третього пальця кисті в основу з ліктьового боку.

БАТ 5(ALIc) — точка склерозу судин тіла. Зниження показника на цій точці свідчить про склерозування судин, що зі свого боку призводить до уповільнення процесів регенерації. Розташована в місці переходу головки проксимальної фаланги третього пальця кисті в тіло, з ліктьового боку.

Канал печінки оцінювали за біологічно активною точкою — FIa. Збільшення показників на цій точці свідчить про токсичне навантаження тестованого стоматологічного матеріалу. Контрольна точка вимірювання печінки розташована біля основи дистальної фаланги першого пальця стопи, з латерального боку (рис. 4.6).

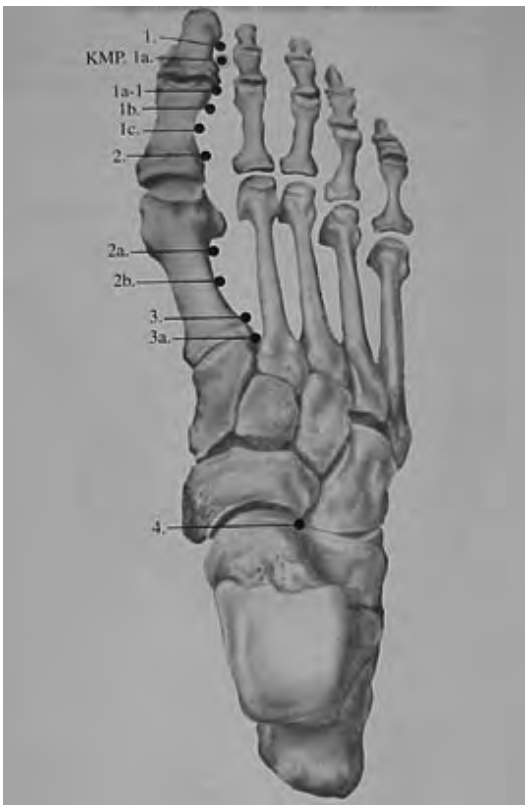


Рис. 4.6. Дистальна поверхня великого пальця ноги. БАТ розташовані на каналі печінки:
1а — контрольна вимірювальна точка

Канал селезінки оцінювали за біологічно активними точками 1 (RP1), 2 (RPIa), 4 (RP2), 6 (RP4) на лівій нозі, а канал підшлункової залози — за точками 1 (RP1) і 2 (RPIa) на правій нозі. Зменшення значень показників у цих точках свідчить про зниження імунітету (рис. 4.7).

Рис 4.7. Проксимальная поверхность большого пальца ноги. БАТ расположенные на канале селезенки и поджелудочной железы: 1 — справа: селезёнка — образование белкового фермента — белково-протеазный обмен; слева: поджелудочная железа — белая пульпа при нагрузках верхней части тела; 1а — контрольная измерительная точка; справа: экзокринные и эндокринные функции поджелудочной железы. Слева селезёнка 2 — справа: поджелудочная железа — образование нуклеазного фермента — обмен мочевой кислоты; слева: селезёнка — белая пульпа при нагрузках нижней части тел. 4 — справа: поджелудочная железа — образование жирового фермента — обмен жиров; слева: селезёнка — Retikulum-функции селезёнки в ретикуло-эндотелиальной системе

Контрольні точки вимірювання селезінки розташовані на лівій нозі:

1. (RP1) — біля нігтьового ложа першого пальця стопи з медіального боку;

2. (RPIa) — біля основи дистальної фаланги першого пальця стопи з медіального боку;

4. (RP2) — у місці переходу тіла проксимальної фаланги першого пальця стопи в основу, з медіального боку;

6. (RP4) — у місці переходу тіла першої плеснової кістки в основу, з медіального боку.

Контрольні точки вимірювання каналу підшлункової залози розташовані на правій нозі:

1(RP1) — за 3 мм від кореня нігтя першого пальця стопи, з медіального боку;

2(RPla) — біля основи дистальної фаланги першого пальця стопи, з медіального боку.

Для отримання більш точних результатів електропунктурного тестування організму проводили попередню підготовку пацієнта. Основні вимоги до підготовки пацієнта:

1. За 48 годин до дослідження не слід приймати сильнодіючі та психотропні лікарські засоби. Про прийом життєво важливих препаратів слід обов'язково проінформувати лікаря, і взяти їх із собою на прийом, для того щоб лікар міг проконтролювати їхню дію.

2. Не вживати тонізуючі напої.

3. Не палити принаймні протягом півгодини перед проведенням дослідження.

4. У день дослідження не слід пити каву, чорний чай і алкоголь. Прийом їжі необхідно обмежити легким сніданком за 2 години до дослідження.

5. У день дослідження не рекомендується застосовувати косметичні засоби, мазі, дезодоранти, парфуми тощо, оскільки вони можуть вплинути на результати вимірювань (наприклад, можлива прихована алергія на косметичні засоби тощо).

6. Під час дослідження необхідно зняти прикраси, окуляри, годинник, а також прилади, що генерують електромагнітні поля (пейджер або мобільний телефон), за можливості одяг на пацієнті має бути з натуральних (несинтетичних) матеріалів.

7. Під час проведення електропунктурного тестування слід бути спокійним, не читати, не дивитися телевізор.

До відносних протипоказань до застосування електропунктурного тестування відносять:

- наявність у пацієнта імплантованого електрокардіостимулятора;
- доброякісні та злоякісні новоутворення;
- епілепсію в стадії загострення;
- вагітність.
- стан гострого психічного збудження або сп'яніння.

Методика измерения состояния организма включает в себя: оценку общего состояния органов и систем; определение индивидуального потенциала организма; определение функциональных изменений органов по БАТ.

Состояние организма оценивали по органам и состоянию позвоночника (рис. 4.8–4.10). Для оценки общего состояния организма были выбраны следующие органы и системы: кровеносная, бронхолегочная, пищеварительная, мочеполовая системы, эндокринная, иммунная, органы головы и суставы.

06.11.2016 30.12.1899

Кровоносна система

		▽	△
Мозковий кровообіг П	-86%	1	2
Мозковий кровообіг Л	-86%		3
Венозна система праве серце	-60%		
Артеріальна система ліве серце	+10%		1

06.11.2016 30.12.1899

Ендокринна система

		▽	△
Гіпоталамус	-88%		1
Гіпофіз	-88%		1
Тимус	-81%		1
Щитоподібна залоза П	-29%		
Щитоподібна залоза Л	-25%		
Підшлункова залоза	-80%		
Наднирники П	-41%		2
Наднирники Л	-41%		2
Молочні залози П	-80%		1
Молочні залози Л	-80%	1	2

06.11.2016 30.12.1899

Бронхо-легенева система

		▽	△
Бронхи П	-31%	1	3
Бронхи Л	-37%		3
Легені П	-10%	1	3
Легені Л	-13%		1
Гортань, трахея	- N -	2	1

06.11.2016 30.12.1899

Імунна система

		▽	△
Лімфовузли середостіння	-84%		2
Лімфовузли шиї	-84%		1
Тимус	-81%		1
Мигдалини глоткового кільця П	-81%	1	3
Мигдалини глоткового кільця Л	-81%		4
Селезінка	+25%		1

06.11.2016 30.12.1899

Травна система

		▽	△
Печінка	-61%		2
Жовчний міхур	-79%		2
Шлунок	-78%		
12-ти перстна кишка	+1%		1
Горизонтальний відділ товстого кишечника	-78%		
Тонкий кишечник	- N -	3	1
Висх. відділ товст. кишечника апендикс	+26%		1
Нижн. відділ товст. кишечника прям. кишка	-49%		
Підшлункова залоза	-80%		
Глотка стравохід	-82%		1

06.11.2016 30.12.1899

Органи голови

		▽	△
Органи зору слуху П	-83%	1	3
Органи зору слуху Л	-82%		3
Гаймморові фронтальні порожнини П	-80%		2
Гаймморові фронтальні порожнини Л	-80%	1	2

06.11.2016 30.12.1899

Сечостатева система

		▽	△
Матка	-80%	1	3
Сечовий міхур	-82%		2
Яєчники П	-8%	1	1
Яєчники Л	-10%	1	
Нирка Сечовід П	- N -		
Нирка Сечовід Л	- N -		1

06.11.2016 30.12.1899

Суглоби

		▽	△
Суглоби рук П	+15%	1	3
Суглоби рук Л	+10%		3
Суглоби ніг П	+40%	1	3
Суглоби ніг Л	+36%		1
		2	1

Рис. 4.8. Гістограми за органами і системами: кровоносна, ендокринна, бронхолегенева, імунна, травна, сечостатева системи, органи голови та суглоби

Загальний стан на момент обстеження

Загальний стан задовільний

Коефіцієнт розбалансу (pH внутрішнього середовища)

Немає енергетичного розбалансу

Ступінь ризику для основних систем

Кровоносна система 60 %
Помірні порушення

Бронхо-легенева система 18 %
Мінімальні порушення

Травна система 53 %
Помірні порушення

Сечостатева система 30 %
Помірні порушення

Ендокринна система 63 %
Помірні порушення

Імунна система 72 %
Домінуючі порушення

Органи голови 81 %
Домінуючі порушення

Суглоби 25 %
Мінімальні порушення

Лимфатическая система 55 %
Зниження активності та лімфовідтоку від органів I ступеня

Загальна стійкість до пошкоджувальних факторів зовнішнього середовища

Підвищення сприйнятливості до біопатогенних факторів

Тип вегетативної нервової системи

Підвищення тонусу парасимпатичного відділу НС

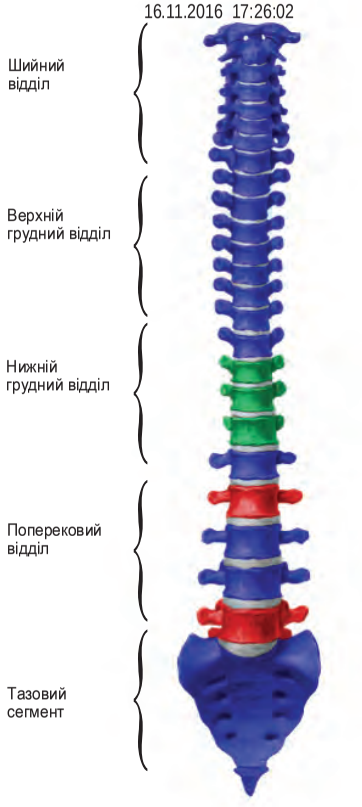
Центральная нервная система

Виснаження III ступеня

Аллергический фон

Алергічний фон відсутній

Рис. 4.9. Вікно програми з розшифровкою виміряних параметрів, що характеризують стан органів систем пацієнта



C1	–87%
C2	–80%
C3	–80%
C4	–80%
C5	–40%
C6	–29%
C7	–27%
T1	–14%
T2	–25%
T3	–23%
T4	–79%
T5	–61%
T6	–78%
T7	–39%
T8	–82%
T9	–41%
T10	- N -
T11	- N -
T12	- N -
L1	–78%
L2	+26%
L3	–33%
L4	–80%
L5	+30%
S	–49%

1	C1	Кровопостачання голови, гіпофіз, шкіра голови, кістки обличчя, мозок, внутрішнє та се середнє вухо, симпатична нервова система
2	C2	Очі, очні нерви, слухові нерви, порожнини, соскоподібні відростки (скроневої кістки), язик, лоб.
3	C3	Щоки, зовнішнє вухо, кістки обличчя, зуби, трійчастий нерв
4	C4	Ніс, губи, рот, євстахієва труба
5	C5	Гоосові зв'язки, мигдалини, глотка.
6	C6	Шийні м'язи, плечі, мигдалики.
7	C7	Щитоподібна залоза, плечові синовіальні сумки, лікті.
8	T1	Руки (від ліктя до кінчиків пальців), стравохід і трахея.
9	T2	Серце (включно з клапанами), коронврні артерії.
10	T3	Легені, бронхіальні трубки, плевра, груди, грудні залози.
11	T4	Жовчний міхур, загальна жовчна протока.
12	T5	Печінка, сонячне сплетіння.
13	T6	Шлунок.
14	T7	Підшлункова залоза, дванадцятипала кишка.
15	T8	Селезінка.
16	T9	Наднирники.
17	T10	Нирки.
18	T11	Нирки, сечоводи.
19	T12	Тонкий кишечник, лімфатична система.
20	L1	Товстий кишечник.
21	L2	Апендикс, низ живота, верхня частина ніг.
22	L3	Статеві органи, матка, сечовий міхур.
23	L4	Поперекові м'язи, сідничний нерв.
24	L5	Нижня частина ноги, щиколотки, ступні.
25	S1-S3	тазові кістки, сідниці.
	S1-S3	Пряма кишка, анус.

Рис. 4.10. Показники стану хребта

4.4.1. Визначення індивідуального потенціалу організму

Для кожного пацієнта під час першого обстеження визначається індивідуальний загальний потенціал (ЗП) і оцінюється сумарний енергетичний потенціал організму. Показник призначений для інтегральної оцінки стану пацієнта, визначення типу неспецифічної реактивності організму і тонусу вегетативної нервової системи.

Для клінічного дослідження методом експрес-діагностики пропонується такий алгоритм дій:

1. Електроди фіксуються на пацієнті, при цьому використовується правило — правий бік — червоний колір електродів, лівий бік — чорний колір електродів. Шкірні покриви в місцях контакту з електродами мають бути чистими і неушкодженими.

2. Проводиться знімання показників. Протягом усього часу тесту пацієнт з електродами має сидіти спокійно, а контакт з ними має бути постійним.

3. Проведення аналізу отриманих результатів для систем і хребта.

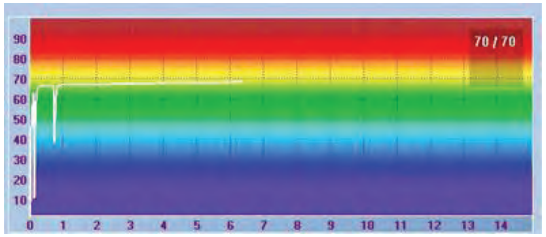
3.1. Аналіз результатів для систем дає змогу провести оцінку функціонального стану основних систем організму (відхилення від фізіологічних процесів у бік гіпо- або гіперфункції системи ілюструють відповідним кольором і відсотковим відношенням із відповідним знаком «+» — гіперфункція системи або підсистеми і «-» — їхня гіпофункція).

3.2. Аналіз результатів для хребта дає змогу визначити вісцеро-вертебральні взаємодії (для візуалізації прогностичного аналізу дисфункції сегмента в програмі обирають відповідний сегмент або хребець.

4. Проведення зовнішнього тесту з включенням у резонансний контур тестованого матеріалу, розташованого на тест-майданчику.

Порядок вимірювання електропровідності в БАТ такий. У ліву руку пацієнта поміщається електрод, не з'єднаний з вимірювальним приладом, а в праву руку — електрод зі щупом, приєднаним до приладу. Вимірювальний щуп лікаря торкається електрода в лівій руці пацієнта, і записується значення виміряного індивідуального загального потенціалу (ОП). Вимірювання електричного опору шкіри триває в обраних біологічних активних точках.

Під час дослідження точки вимірювальний щуп потрібно розташовувати в ділянці центру БАТ. Після встановлення контакту з точкою щуп притискали до точки на 3–4 с і контролювали за графіком на екрані монітора досягнення плато вимірюваного параметра, коли збільшення тиску не супроводжується підвищенням значення показника. Фіксацію виміряного значення здійснювали за допомогою кнопки у вікні «Запис ОП» у програмі «Voll» (рис. 4.11).



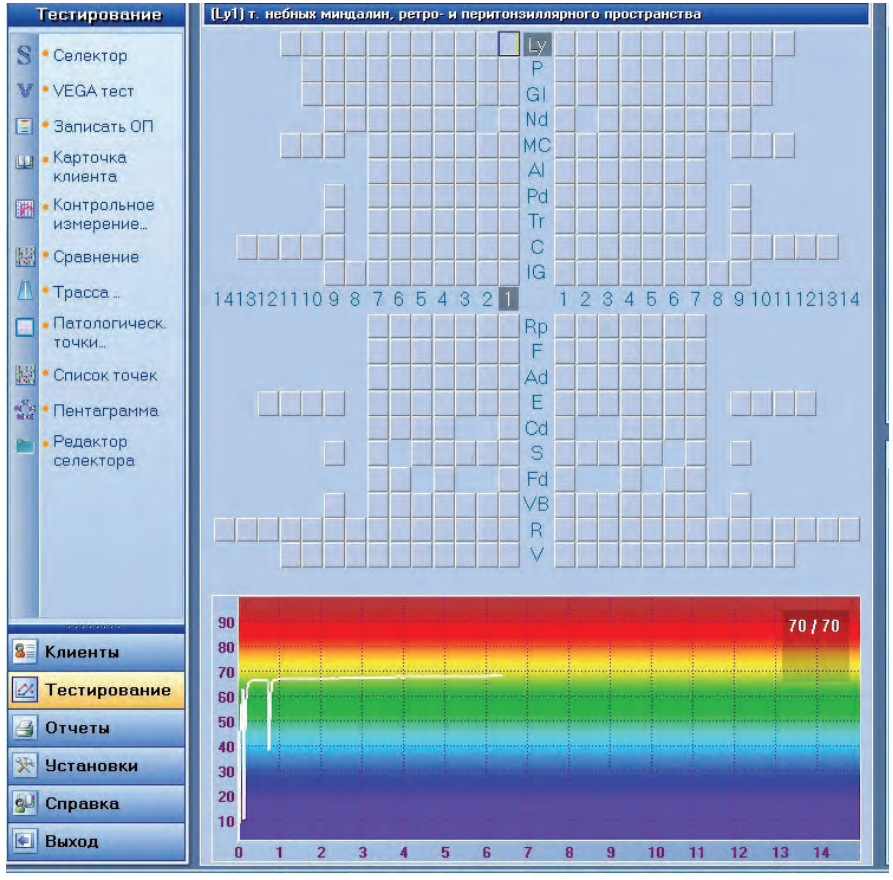


Рис. 4.11. Скрін-шот вікна “Запис ОП” у програмі “Voll”

Зниження значення показника в процесі знімання («падіння стрілки») відповідає наявності патологічного вогнища. Якщо енергетичний баланс органа або системи не порушений, то між вимірювальним приладом і органом встановлюється стабільний стан рівноваги, при цьому фіксуються значення показників на електродіагностичному приладі в межах індивідуального ОП. У разі якщо орган або система не можуть повністю компенсувати вимірювальний струм, що подається на пов'язані з ними біологічно активні точки, то значення показників відхиляються нижче індивідуального ОП. Це відповідає пригніченню функції органа або системи. Якщо значення показників діагностичного приладу відхиляються вище за індивідуальний ВП, то це свідчить про гіперфункцію органа чи системи, внаслідок чого в БАТ відзначається занадто великий потенціал.

В апараті BREON величина електропровідності відображається в пункті «Запис ОП» програми «Voll». По горизонтальній осі отриманої залежності відкладено час у секундах, по вертикальній осі — умовні одиниці від 0 до 100. Кольорове забарвлення на графіку позначає таке: зелена область — коридор норми (48—64 умовні одиниці), червона область — значення вимірювань вищі за норму (> 65 умовні одиниці), синя область — значення вимірювань нижчі за норму (< 47 умовні одиниці).

Іноді в процесі вимірювання відбувається «падіння стрілки», яке полягає в зниженні початкового показника електропровідності на 5 і більше одиниць шкали протягом 1–3 секунд. Цей процес свідчить про розвиток функціональних або органічних порушень у тих органах і системах, з якими пов'язані точки акупунктури.

Під час електропунктурної діагностики визначається електропровідність акупунктурних точок і проводиться дослідження динаміки встановлення в них струму. Вимірюваний в акупунктурній точці струм є реакцією органа на збуджувальний струм фізіологічної величини. У точках акупунктури струм, який визначається потенціалом органів через меридіани, порівнюється зі збудливим струмом. У результаті порівняння з'являється відхилення графіка на моніторі, яке відображає миттєвий стан рівноваги. Залежність сили струму від величини тиску електрода на поверхню точки наведено на малюнку 4–12. Для здорової людини лінія графіка відхиляється на 50–65 умовних одиниць.

На ділянці АВ розкид показників мінімальний і величину струму I0 приймають за справжнє значення. Кожна точка акупунктури має свою форму кривої і тиск електрода на шкіру може бути різним. Положення маркера під час вимірювання має вийти на плато протягом 1–2 с.

По відношенню до шкіри БАТ має негативний заряд. Активний вимірювальний електрод під'єднується до позитивного виходу, щоб нормальна БАТ могла його витримати, і підтримується постійна напруга ~ 0,87 В. Якщо докласти силу до вимірювального активного електрода від 500 г до 1 кг і отримати результат на приладі в 50 одиниць, то можна зробити висновок, що БАТ перебуває в нормальному стані, а орган, представлений цією точкою, можна вважати здоровим.

Однією з можливих перешкод отримання достовірних результатів може стати поляризуючий потенціал між поверхнею шкіри й активним електродом, але на практиці він незрівнянно малий і не є артефактом.

Якщо при виході на плато АВ продовжити вимірювання за постійного тиску щупа Р0, то іноді можна отримати таку картину (рис. 4.13).

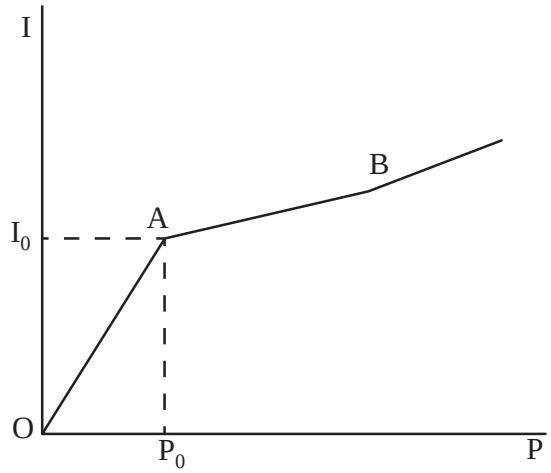


Рис. 4.12. Залежність сили струму від величини тиску електрода на поверхню БАТ

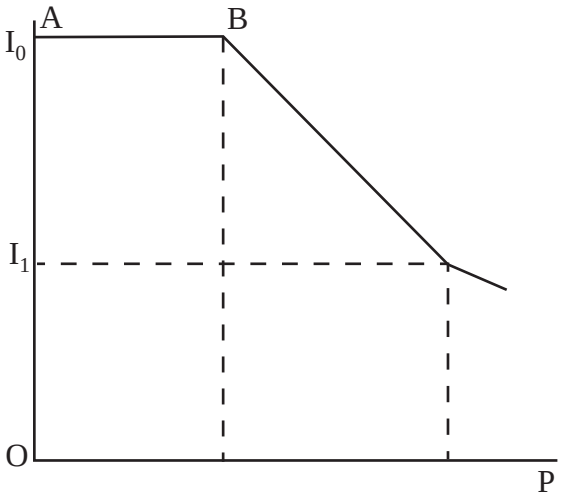


Рис. 4.13. Залежність сили струму від величини тиску електрода на поверхню точки (феномен «падіння стрілки»)

Величина вимірюваного показника починає зменшуватися до деякого значення I_1. Така ситуація свідчить про патологію органа або системи, пов'язаної з досліджуваною БАТ, і названа феноменом «падіння стрілки» (ФПС). Величина $(I_0 - I_1)$ відображає ступінь патологічного процесу або його інтенсивність.

У нормі I не залежить від часу і дорівнює 50–65 од. шкали приладу, що відповідає 5,5–7,0 мкА в ланцюзі електрод–БАТ

4.4.2. Діагностична інтерпретація параметрів електропровідності БАТ

Основними діагностичними критеріями, що використовуються в електроакупунктурній діагностиці за Р. Фоллю (ЕАФ), є:

– абсолютне значення показника БАТ в умовних одиницях, що відображаються на рідкокристалічному індикаторі приладу;
– феномен падіння стрілки (ФПС), який проявляється відхиленням стрілки у бік зменшення абсолютних показників за постійної сили тиску на БАТ або навіть за деякого збільшення натискання на рівні «плато». ФПС пов'язаний із механізмами адаптації та декомпенсації за патологічних порушень;
– наявність асиметрії за величиною абсолютних показників парних БАТ, розташованих відповідно на лівій і правій кистях, стопах. Цей параметр свідчить про функціональну дисрегуляцію або односторонній патологічний процес. У разі різниці показників, що перебувають у межах коридору норми 50-65 уел. од. — перед патологічний процес. Інтерпретацію показників приладу під час вимірювання БАТ в одиницях подано в таблиці 4.7.

Таблиця 4.7

Інтерпретація показників прибора при вимірюванні НДТ в одиницях

Одиниці вимірювання	*Функціональний стан внутрішніх органів, тканинних систем*
90–100	Поширений гострий запальний процес, перезбудження, виражена гіперфункція
80–89	Выраженный локальный воспалительный процесс, гиперфункция, выраженное возбуждение.
66–79	Локальний запальний процес, напруження функціональних реакцій, збудження, передпатологічний процес
50–65	Зона нормальних реакцій (коридор норми)
40–49	Початкова стадія дистрофічного процесу, дисметаболічні процеси, гіпофункція, гальмування.
30–39	Прогресуюча дегенерація
20–29	Деструктивний процес із частковою атрофією клітинних структур органу або тканинної системи, схильність до злоякісного переродження. Глибоке гальмування.
1–19	Повна атрофія або злоякісне переродження клітинних структур органу чи тканинної системи.

ФПС — найважливіший критерій методу електроакупунктурної діагностики. Якщо в разі обстеження одного хворого виявляють кілька ФПС, то найбільш виражений ФПС є найбільш серйозним порушенням і потребує першочергового лікування.

Падіння значення вимірюваного параметра з 80-100 до 40-50 свідчить про те, що є серйозне запалення, але його можна вилікувати. ФПС з 80-65 до 20 вказує на серйозну дегенерацію в органі, можливу малігнізацію. Закономірністю

є те, що чим більша ФПС, тим більш грубі патологічні зміни відбуваються в органі або системі. Швидкість ФПС може бути малою або великою (більш сприятливий — повільний ФПС) за рівного абсолютного значення ФПС. Швидке і значне відхилення стрілки протягом 1–2 с у бік зменшення показників ФПС відображає зрив компенсаторних процесів у разі гострих інтоксикацій із вираженою клітинною деструкцією. Повільний ФПС протягом 5 с і більше вказує на уповільнений хронічний запальний процес.

Величина відхилення значень показників від норми не є критерієм оцінки ступеня тяжкості ураження у всіх випадках. Акупунктурна система дуже лабільна і її стан завжди випереджає стан внутрішніх органів. Діагностична інтерпретація параметрів феномена падіння стрілки представлена в таблиці 4.8.

Таблиця 4.8

Діагностична інтерпретація параметрів феномену падіння стрілки

Значення ПС в од.	*Характеристика процесу та компенсаторних реакцій*
До 4	Компенсація
4-11	Прихований перебіг патологічного процесу з незначною клітинною деструкцією, субкомпенсація.
11-21	Патологічний процес із помірно вираженою деструкцією клітин, розвиток декомпенсації
>21	Патологічний процес із вираженою деструкцією клітин, зрив компенсації.

4.4.3. Інтерпретація значень показників, отриманих на каналах селезінки, підшлункової залози, легень, лімфатичному, ендокринному

Під час інтерпретації значень показників, отриманих на каналі селезінки, використовують такі БАТ. БАТ 1 і 4 на лівій руці дають характеристику стану функції білої пульпи селезінки в разі навантаження на лімфатичну систему верхньої та нижньої частин тулуба. Високі значення показників на цих точках свідчать про наявність бактеріальних і вірусних інфекцій в організмі, в разі екзо- та ендогенних токсичних навантажень, у разі запальних процесів у ділянці глоткового кільця Пирогова. Низькі значення показників спостерігаються в разі ураження лімфатичних фолікулів, після опромінення, лейкозів. БАТ 6 на лівій руці дає змогу контролювати стан імунної системи загалом. Зниження значень показників відбувається за аутоімунних, імунодепресивних, імунодефіцитних станів.

Під час інтерпретації значень показників, отриманих на каналі підшлункової залози, використовують такі БАТ. БАТ 1 характеризує секрецію підшлунковою залозою білкових ферментів і білковий обмін. За запальних захворювань значення показників підвищені, за дегенеративних — низькі. БАТ 2 є критерієм загального функціонального стану підшлункової залози.

Під час інтерпретації значень показників, отриманих на каналі легень, використовують такі БАТ. БАТ 1 — високі значення показників вказують на наявність гострого запального процесу в легенях (пневмонія, бронхопневмонія). Низькі значення показників — на хронічний або дегенеративний процес (хронічна

пневмонія, серцево-легенева недостатність тощо). БАТ 3 — характеризує стан усієї бронхолегеневої системи. Підвищення значень показників може бути за гіпервентиляції та бронходилятації. Зниження значень показників — за гіповентиляції, бронхоспазму.

Під час інтерпретації значень показників, отриманих на лімфатичному каналі, використовують такі БАТ. БАТ 3 — є репрезентативною точкою для всього каналу. Використовується для визначення вогнищ інфекції голови, хвороб крові, запальних і дегенеративних захворювань JIOP-органів. БАТ 5 — використовується для діагностики запальних і дегенеративних змін зубів і кісткових тканин.

Тестування проводять у разі індивідуальної непереносимості стоматологічних матеріалів (коронки, протези тощо).

Під час інтерпретації значень показників, отриманих на ендокринному каналі, використовують таку БАТ. БАТ 4 дає інформацію про стан підшлункової, щитоподібної та інших залоз.

4.4.4. Тестування стоматологічних матеріалів, феномен далекодії

Феномен далекодії або інакше «медикаментозне тестування» розширив можливості під час проведення електропунктурної діагностики. За допомогою тестування з'являється можливість з'ясування потенційної дії будь-якого препарату на пацієнта без введення цього препарату в організм хворого.

Процес тестування полягає в тому, що під час розміщення будь-якого стоматологічного матеріалу на тест-майданчику показники в досліджуваній БАТ змінюються в той чи інший бік і ці зміни характеризують потенційну дію стоматологічного матеріалу. Зміна значень вимірів відбувається протягом короткого проміжку часу (3-4 с), від моменту, коли матеріал опинився на тест-майданчику, до моменту, коли вимірювальний щуп буде розташований на БАТ.

Під час тестування двох матеріалів, що нормалізують феномен падіння стрілки у вимірювальній точці, перевагу віддають матеріалу, який швидко в часі стабілізує патологію.

Під час проведення тестування стоматологічних матеріалів зразок, що тестується, поміщають у спеціальне заглиблення — тест-майданчик, який знаходиться на пристрої BREON. Фіксуються нові показання на тих самих БАТ, на яких здійснювалися первинні вимірювання. Результати вимірювань автоматично вписуються в «Карту електропунктурної діагностики пацієнта» і порівнюються з вихідними значеннями показників.

Інтерпретація результатів проводиться таким чином. Якщо поміщений на тест-майданчик стоматологічний матеріал оптимально підходить даному пацієнтові, то показники негайно і чітко встановлюються в інтервалі нормальних значень. При цьому показники, які перебувають у коридорі гіпофункції, мають за позитивного тесту дати зміну на 10 од. у бік норми, а показники, які перебувають у коридорі гіперфункції, мають дати зміну хоча б 4 од. у бік норми, що інтерпретується, як позитивний тест. За відсутності реакції на цей матеріал або вплив із боку організму показники діагностики не демонструватимуть позитивної ди-

наміки (у бік коридору норми), або спостерігатиметься негативна динаміка в бік від коридору норми (посилюватиметься гіпер- або гіпофункція органа), що буде ознакою негативних ефектів впливу цього препарату на дану систему або орган.

Якщо показник під час тестування відхиляється від вихідного у ще більший бік від норми або ми спостерігаємо феномен падіння стрілки на показнику, де раніше ФПС не спостерігався, то це свідчить про негативний результат з тестування. Стоматологічний матеріал, що дав негативний результат з тестування, не можна використовувати для цього пацієнта.

Для інтерпретації результатів тестування стоматологічного матеріалу використовують такі критерії:

1. Матеріал можна вважати непереносимим або потенційно непереносимим, якщо під час тестування він спричиняє зміну вимірювального рівня на біологічно активних точках більш як на 8 ум. од. або спричиняє падіння стрілки на 3 і більше ум. о. або посилює наявні падіння стрілки більш як на 3 ум. од. або посилює їхні падіння на більше ніж на 3 ум. од.

2. Матеріал можна вважати нейтральним, якщо під час його тестування зміна вимірювального рівня на біологічно активних точках не перевищує 4 ум. од. і не з'являється падіння стрілки.

Якщо під час тестування зразок стоматологічного матеріалу поміщають у ручний електрод або на пластину для медикаментозного тестування, то на точках меридіанів, які не проходять через голову, допустимі зміни вимірювального рівня до 11 одиниць.

Таким чином, з огляду на дані, отримані методом електропунктури, під час вибору ортопедичної конструкції, що встановлюється на субперіостальний імплантат, є можливість зменшити ускладнення в разі індивідуальної непереносимості до певного виду стоматологічного матеріалу, підготувати пацієнта з функціональною недостатністю органів і систем перед протезуванням, що поліпшить якість проведеного лікування. Використання методу електропунктурної діагностики та терапії в комплексному лікуванні імплантологічних пацієнтів дає такі переваги:

– Підбір стоматологічних матеріалів і оптимальний вибір найбільш ефективних для конкретного пацієнта.
– Дослідження впливу знімних і незнімних ортопедичних конструкцій на організм пацієнта до початку лікування і, з огляду на ці показання, вибір найбільш підходящої конструкції. Це має велике значення для пацієнтів з обтяженим алергологічним анамнезом і тих, хто страждає на хронічні захворювання.
– Спостереження в динаміці за змінами загальносоматичного та алергічного статусу пацієнтів і за необхідності своєчасна коригувальна терапія.

У висновку розділу можна зазначити, що методики і технології, які використовують у роботі, дають змогу отримати досить повну і достовірну інформацію як про фізичні властивості субперіостальних імплантатів та особливості їхньої взаємодії з кістковою тканиною, так і про стан пацієнтів на всіх етапах імплантації і після протезування.

Глава V

ПОКАЗАННЯ ТА ПРОТИПОКАЗАННЯ ДО ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

Показання та протипоказання до імплантації встановлюють на підставі загальномедичного анамнезу та обстеження, оцінки психоемоційного стану і стоматологічного статусу пацієнта.

5.1. Абсолютні, відносні протипоказання та фактори ризику

Під час визначення можливості або неможливості проведення імплантації слід встановити:

– коли переважає ризик завдання шкоди здоров'ю пацієнта над перевагами імплантації;
– чи реально теоретично і практично досягти бажаного результату імплантації;
– чи переважають переваги зубного протезування на імплантатах над теоретичним і практичним ризиком для здоров'я пацієнта;
– які фізіологічні, парафізіологічні стани організму і стиль життя пацієнта можуть порушити процес інтеграції або викликати дезінтеграцію дентальних імплантатів.

Абсолютні протипоказання до імплантації мають на увазі наявність захворювань і певних станів організму, коли оперативне втручання є очевидним ризиком для здоров'я, а також коли є захворювання, що не піддаються лікуванню та унеможливлюють досягнення позитивних результатів імплантації (табл. 5.1).

Таблица 5.1

Абсолютные противопоказания к дентальной имплантации

Патология	*Захворювання*	*Причина*
Серцево-судинної системи	Усі хронічні захворювання у стадії декомпенсації, вроджені вади та наявність порізів клапанів серця	Оперативне втручання можливе тільки за життєвими показаннями; Планові операції протипоказані, оскільки можливе завдання непоправної шкоди здоров'ю
Імунної системи	Дефекти системи комплементу з вираженим зниженням опірності організму або такі, що потребують постійної гормональної терапії (тяжкі форми системного червоного вовчака, синдрому С'єгрена, поліміозит, тяжкі інфекції, що рецидивують). Фагоцитарні розлади (хронічні гранулематозні захворювання, синдром Шедьяка-Хігасі та Йова). Синдроми гуморальної недостатності (агаммаглобулінемія Брутона, загальний варіабельний імунодефіцит, селективний дефіцит IgA). Гіпоплазія тимуса та паращитоподібної залоз	Зниження опірності організму до інфекцій, високий ступінь ризику виникнення гнійних ускладнень і бактеріємії. Порушення метаболізму кісткової тканини внаслідок тривалого або постійного лікування захворювань кортикостероїдними препаратами, несприятливий гормональний фон. Ксеротомія і зниження бар'єрної функції слизової оболонки порожнини рота
Кісткової системи	Первинний остеопороз, вроджені остеопатії, дисплазії, остеонекроз і остеопатії після променевої та медикаментозної терапії	Стійкі, незворотні порушення репаративної та фізіологічної регенерації кісткової тканини
Ендокринної системи	Захворювання гіпофіза. Патологія надниркових залоз. Важкі форми гіпер- і гіпертиреозу, гіпер- і гіпопаратиреозу. Важкі форми цукрового діабету I типу.	Нарушение метаболизма и процессов репаративной и физиологической регенерации костной ткани
Кровотворної системи	Злоякісний гранулематоз, таласемія, лейкози, гемолітичні анемії	Порушення метаболізму та регенерації кісткової тканини
Центральної нервової системи	Шизофренія, параноя, недоумство. Психози, неврози. Алкоголізм і наркоманія	Відсутність мотивації до лікування. Супутні соматичні захворювання. Незадовільна гігієна порожнини рота.
	Важкі форми онкологічних захворювань, коли неможливо досягти стійкої ремісії	Вимагають лікування основного захворювання за життєвими показаннями. Планові стоматологічні операції протипоказані
	Туберкульоз	Планові стоматологічні операції протипоказані
	СНІД	Зниження опірності організму. високий ризик інфікування медичного персоналу. Планові стоматологічні операції протипоказані

Таблица 5.2

Относительные противопоказания к дентальной имплантации

Патология	*Заболевания*	*Необходимые условия для имплантации*
Серцево-судинної системи	Хронічні захворювання у стадії загострення. Інфаркт та інсульт	Імплантацію можна проводити у стадій ремісії. Після інфаркту та інсульту не раніше ніж через 6-8 місяців. У всіх випадках потрібна консультація фахівців про можливість проведення оперативного лікування.
Ендокринної системи	Цукровий діабет II типу, клімактеричний синдром, легкі форми гіпер- і гіпотиреозу, коли замісна терапія забезпечує нормальний, стабільний гормональний фон.	Для вирішення питання про можливість імплантації необхідна консультація ендокринолога
Кісткової системи	Вторинний остеопороз і остеомаляція	Імплантацію можна проводити через 1,5-2 роки після виключення ендо- та екзогенних чинників, що викликали остеопороз або остеомаляцію. Необхідна консультація фахівців, які проводили лікування
Імунної системи	Алергічні захворювання, які не потребують гормональної терапії	У низці випадків потрібна консультація алерголога і постановка тестів на анастетики, антибіотики та матеріали, які будуть використані під час протезування
Зубощелепної системи	Хвороби зубів, тканин пародонту, слизової оболонки порожнини рота, кісти і доброякісні пухлини щелеп, бруксизм, порушення прикусу, синдром дисфункції скронево-нижньощелепних суглобів.	Потрібне попереднє лікування, санація порожнини рота. Корекція порушень прикусу і синдрому дисфункції нижньощелепних суглобів має проводитися до імплантації або передбачатися при її плануванні.
	Онкологічні захворювання	
	Хронічні інфекційні захворювання	Імплантація може проводитися тільки при досягненні стійкої та тривалої ремісії. Обов'язковий висновок лікувального закладу, в якому проводилося лікування, про можливість виконання стоматологічного оперативного втручання. Потрібне детальне обстеження для визначення стану органів і систем організму

Крім того, деякі анатомічні та функціональні порушення, наприклад, макроглосія, неправильний прикус, захворювання скронево-нижньощелепних суглобів, також потребують попереднього лікування або мають бути враховані та включені в план лікування адентії з проведенням імплантації.

Протипоказаннями до дентальної імплантації є також бруксизм і незадовільна гігієна порожнини рота.

Значну атрофію кісткової тканини щелеп і несприятливі анатомічні умови нині не можна розглядати як протипоказання до імплантації. Сучасні способи і засоби, що застосовуються в хірургічній стоматології та дентальній імплантології, дають змогу провести імплантацію практично за будь-яких анатомічних умов. Тому питання про можливість або неможливість імплантації за недостатнього об'єму кістки є радше проблемою професійного рівня, ніж протипоказанням.

Деякі захворювання, лікування яких може призвести до тимчасових порушень остеогенезу або функції органів і систем, що відповідають за метаболізм кісткової тканини та опірність організму до інфекції, але за умови збереженої можливості й очевидної доцільності незнімного протезування на імплантатах, також можуть вважатися відносними протипоказаннями до імплантації (табл. 5.2). Наприклад, онкологічні захворювання. За стійкої ремісії імплантація може бути однією з ланок комплексної реабілітації онкологічних хворих. Іншим прикладом можуть слугувати системні захворювання сполучної тканини; за синдрому С'єгрена можна досягти бажаного результату імплантації за умови правильного її планування, адекватної медикаментозної терапії основного захворювання та симптоматичного лікування ксеростомії.

Крім абсолютних і відносних протипоказань, можна виділити захворювання, лікування яких має здійснюватися паралельно з імплантацією, або імплантація може розцінюватися як один зі способів лікування. Це, як правило, стоматологічна патологія: порушення прикусу, синдром дисфункції скронево-нижньощелепних суглобів, пародонтит і пародонтоз, які можуть створити певні проблеми, тому їх можна вважати чинниками ризику. Це не протипоказання, а лише ті захворювання, які створюють певні труднощі для досягнення прогнозованого результату, статистично знижують ефективність імплантації та можуть стати причиною невдалого лікування. До факторів ризику слід віднести несприятливі анатомічні умови, які вимагають додаткових оперативних втручань або нестандартних підходів у лікуванні, а також стиль життя, вік пацієнта, його інтелектуальний рівень та емоційний статус.

Люди дотримуються різного способу життя. Одні надмірно стурбовані стандартами своєї фігури та виснажують себе суворими дієтами, що може призвести до порушень метаболізму кісткової тканини (нервова анорексія, що спричиняє остеопороз). Інші внаслідок переїдання страждають ожирінням, що може спричиняти порушення метаболізму і різні захворювання. Хтось безтурботно ставиться до свого здоров'я, нехтує підтриманням належної гігієни порожнини рота, зловживає курінням, алкоголем, кавою, що також може призвести до порушення метаболізму кісткової тканини та сприяти розвитку остеопорозу.

До факторів ризику можна віднести також деякі періоди життя людини. Наприклад, дезінтеграція імплантатів може виникнути у жінок під час вагітності або після 45 років внаслідок зміни гормонального фону під час розвитку клімактеричного синдрому. Слід також враховувати, що в осіб похилого віку шанси на успіх імплантації можуть бути нижчими за рахунок зменшення інтенсивності обмінних процесів.

Крім того, у низці випадків емоційна лабільність пацієнта, його нереальні естетичні запити, надсподівання від лікування, а також нездатність зрозуміти рівень власної відповідальності можуть створити певні труднощі в досягненні бажаного результату лікування, а інколи слугувати достатньою підставою для відмови в проведенні імплантації.

5.2. Проблема атрофії альвеолярних відростків щелепи

Сучасна дентальна імплантологія — один із найпрогресивніших розділів стоматології, що поєднує зусилля різних спеціалістів у вирішенні питань реабілітації пацієнтів із дефектами зубних рядів із застосуванням імплантатів. Використання зубних імплантатів як штучної опори сприяло розширенню показань до незнімного зубного протезування і відкрило нові можливості для підвищення ефективності ортопедичних конструкцій.

Однак, незважаючи на досягнення в дентальній імплантології, актуальною залишається проблема реабілітації пацієнтів з атрофією щелеп, спричиненою повною або частковою адентією.

Повна втрата зубів спричиняє не тільки суттєві функціональні порушення жувального апарату, утруднення носового дихання, але й призводить до розвитку змін краніометричних параметрів. Перебудова зубощелепної системи, зумовлена адентією, проявляється у змінах будови щелепних кісток, скронево-нижньощелепних суглобів, м'язового апарату щелепно-лицьової ділянки, слизової оболонки порожнини рота. Характер анатомо-фізіологічних і функціональних змін залежить від причини та давності втрати зубів, віку, перенесених захворювань та інших чинників. Унаслідок повної втрати зубів виникає проблема забезпечення повноцінної та ефективної фіксації протезів.

Анатомічні наслідки відсутності зубів вкрай негативні для кісткових структур і м'яких тканин. Тісний зв'язок між зубами й альвеолярним відростком зберігається впродовж усього життя людини, водночас щоразу, коли функція кістки зазнає модифікації, її внутрішня архітектура та зовнішня конфігурація зазнають суттєвих змін. Згідно зі сформульованим Wolff J. (1982) законом, кістка ремоделюється залежно від докладених до неї зусиль. Для підтримання форми та щільності кістка потребує стимуляції. Roberts W. E. et al. (1987) повідомляють, що до 4 % напруження скелетної системи спрямовані на збереження кістки і допомагають збалансувати феномени резорбції та формування кісткової тканини. Зуби, які здійснюють на кістку, що їх оточує, компресійний і розтяжний силовий вплив, необхідні для перебудови та розвитку альвеолярної кістки, тобто для підтримання

її щільності та об'єму, кістка потребує стимуляції. У разі втрати зуба недостатня стимуляція кістки призводить до зменшення кількості трабекул і зниження щільності кісткової тканини в цій ділянці з втратою ширини, а потім і висоти кістки. За даними Mish C.E. (2010), протягом першого року після втрати зуба ширина кістки зменшується на 25 %, загальна втрата висоти за перший рік після видалення зуба становить понад 4 мм, водночас втрата на нижній щелепі була в 4 рази більшою.

Атрофічні процеси в тканинах протезного ложа беззубих щелеп є незворотними, а під час користування знімними протезами вони тільки посилюються внаслідок надлишкового тиску, що діє на опорні тканини протезного ложа. Знімний протез (повний або частковий) не стимулює і не підтримує кістку, а лише прискорює втрату її об'єму. Жувальні навантаження передаються на поверхню, а не на всю кістку, внаслідок чого кровопостачання зменшується і відбувається загальне зменшення об'єму кістки. Швидкість атрофії щелеп у пацієнтів, які користуються повними знімними протезами, становить понад 1 мм на рік, тоді як у хворих із повною втратою зубів, які не отримують медичної допомоги, - до 0,1 мм на рік. При цьому зниження висоти нижньої щелепи відбувається зі швидкістю приблизно 0,4 мм на рік. Навіть раціональне і своєчасне протезування за повної відсутності зубів не зупиняє процес атрофії альвеолярних відростків. Марков Б. П. (1987) пояснює таку патологію відсутністю фізіологічного шляху передачі жувального тиску на опорні тканини.

Mish C. E. (2010) вважає, що ступінь та об'єм втрати кістки визначаються такими факторами, як стать пацієнта, гормональний фон, рівень метаболізму, парафункції та неякісно підігнані протези. Наслідками втрати об'єму кістки у пацієнтів із повною відсутністю зубів можуть бути анатомічні проблеми, які погіршують очікувані результати традиційного лікування. Головними з них є такі: зменшення ширини й висоти підтримуючої кістки; прогресуюче зменшення кератинізованої поверхні слизової; виступ передніх підборідних горбків; пролежні та збільшення рухливості протеза; прикріплення м'язів поруч із верхівкою гребінця; вертикальний зсув протеза під час скорочення щелепно-під'язикового та щічного м'язів, що слугують задньою опорою; зсув протеза вперед від анатомічного нахилу (поворот нижньої щелепи внаслідок втрати об'єму кістки від помірної до сильної); стоншення слизової з появою підвищеної чутливості під час чищення зубів; втрата об'єму базальної кістки; парестезії внаслідок оголення нейроваскулярного каналу нижньої щелепи; активніша роль язика в жуванні; вплив втрати об'єму кістки на естетику нижньої третини обличчя; підвищення ризику перелому нижньої щелепи внаслідок значної втрати об'єму кістки; підвищена рухливість протезу та функціональні пролежні, спричинені втратою об'єму переднього гребеня та носової кістки.

C. Weiss, K. Judy розрізняють 4 класи атрофії щелеп і підкреслюють, що атрофія завжди виявляється інтенсивнішою з вестибулярної ділянки. Визначено окремі ділянки щелеп, які майже не схильні до атрофії. На нижній щелепі це ділянка підборіддя, передня та медіальна ділянки гілки нижньої щелепи, на верх-

ній — ділянка альвеолярного відростка безпосередньо під носовим синусом, ділянка крилоподібних відростків основної кістки та піднебіння.

Імплантаційна стоматологічна класифікація об'єму кістки, розроблена Misch C. E., Judy K. W. M. (1987), визначає 4 основні типи доступної для імплантації кістки.

Згідно з класифікацією група А представлена більш ніж достатнім об'ємом кістки, що склався незабаром після видалення зубів. Такий об'єм зберігається протягом кількох років, хоча висота кістки і ширина гребеня зменшуються щонайменше на 30 % протягом двох років. У групі А розміри кістки достатні в усіх напрямках. Ширина кістки понад 5 мм, висота понад 10–13 мм і медіодистальна довжина понад 7 мм.

Група В (мінімально достатня кістка) характеризується слабкою до помірної атрофією. Обсяг кістки в групі В може зберігатися понад 20 років. Кістка групи В забезпечує адекватну висоту (понад 10 мм), ширина кістки від 2,5 до 5 мм, довжина — до 15 мм.

Група С характеризується об'ємом кістки, неадекватним для встановлення ендоосальних імплантатів, оскільки надто малі ширина кістки, її висота та довжина.

Група D характеризується сильною резорбцією кістки в адентичних ділянках, що поширюється на частину базальної або кортикальної кісткової тканини.

Окрім зовнішньої архітектури та об'єму адентичних зон щелеп існує внутрішня структура, або архітектоніка, що визначається в термінах щільності або якості кістки. Передня частина нижньої щелепи має більшу щільність кістки, ніж передня частина верхньої щелепи. Дистальна частина нижньої щелепи порівняно з передньою має меншу щільність кістки. Низька якість кістки локалізована в задній частині верхньої щелепи.

Lekholm U., Zarb G.A. (1985) визначили 4 категорії якості кістки в передній частині щелеп: якість 1 — гомогенна компактна кістка; якість 2 — товстий шар компактної кістки, що оточує ядро з щільною трабекулярною тканиною; якість 3 — тонкий кортикальний шар навколо трабекулярної кістки задовільної щільності; якість 4 — тонкий кортикальний шар, що оточує трабекулярну кістку низької щільності.

Misch C. E. (1988) визначив 4 групи щільності кістки незалежно від щелепної зони на основі макроскопічних характеристик кортикальної та трабекулярної тканин: 1 — найщільніша кортикальна кістка; 2 — щільна до товстої пористої кістка гребеня з грубою трабекулярною тканиною всередині; 3 — більш тонкий пористий кортикальний шар та тонка трабекулярна кістка; 4 — майже відсутній кортикальний гребінь, тонка трабекулярна тканина складає майже весь об'єм кістки, що прилягає до імплантату. Області щелепи з однаковою щільністю демонстрували схожі властивості. Для кожного типу щільності кістки були запропоновані різні хірургічні протоколи, конструкції імплантатів, плани лікування, режим приживлення і термін подальшого навантаження.

З'ясовано, що атрофічні процеси, зумовлені втратою зубів, однаково впливають як на кісткову основу, так і на слизову оболонку альвеолярної частини щелеп. У результаті дослідження товщини слизової оболонки протезного ложа на нижній щелепі в різних топографічних зонах та її залежності від ступеня атрофії щелеп Марковим Б. П. (1987) установлено, що товщина слизової оболонки в ділянці молярів більша, ніж у ділянці різців, незалежно від ступеня атрофії щелеп. Найтоншою слизова є в ділянці центральних різців. За III ступеня атрофії нижньої щелепи порівняно з IV і V ступенями товщина слизової менша в усіх зонах. Товщина слизової дещо менша в ділянці молярів за IV ступеня атрофії та в ділянці різців за V ступеня. Таким чином, товщина слизової, що покриває альвеолярну частину нижньої щелепи, залежить від ступеня атрофії щелеп і менша виражена там, де більша атрофія кісткової тканини.

Головною причиною прогресування атрофії альвеолярних відростків щелеп під знімними протезами дослідники вважають нерівномірність розподілу функціонального навантаження на тканини протезного ложа, а також механічне подразнення, спричинене нерівномірністю розподілу жувального тиску на слизову оболонку і кісткову тканину протезного ложа. Водночас встановлено, що процеси перебудови в кістках перебувають у рівновазі, їхня форма і будова мало змінюються, коли подразнення, викликане протезом, не виходить за межі фізіологічного. Таким чином, рівномірний і диференційований розподіл жувального тиску на тканини протезного ложа сприяє уповільненню атрофії альвеолярних відростків щелеп.

Одним із найприйнятніших способів лікування дефектів зубних рядів у складних анатомо-топографічних умовах, наприклад, у випадках значної атрофії кісткової тканини, реґіонарного остеопорозу, у пацієнтів із несприятливою для встановлення ендоосального (внутрішньокісткового) імплантату морфологічною будовою кістки щелепи, вважається метод субперіостальної (підокісткової) імплантації.

Додаткові хірургічні маніпуляції (синусліфтинг, латералізація нижньощелепного нерва, збільшення об'єму кістки з використанням варіантів спрямованої регенерації кісткової тканини в поєднанні з мембранною технологією, кісткова дистракція, підсадка кісткових трансплантатів тощо), які проводять у таких випадках на підготовчому етапі імплантації. Однак подібні заходи можуть бути неприйнятними, оскільки збільшують ризик ускладнень у ранні та віддалені терміни.

Водночас у клінічній практиці тотальну атрофію альвеолярного відростка, що несумісна з можливістю використання внутрішньокісткових імплантатів, не можна вважати єдиним показанням до використання субперіостальних імплантатів. Існують певні протипоказання до внутрішньокісткової імплантації, передусім місцевого характеру, за яких використання субперіостального імплантату є виправданим через особливості їхньої конструкції, взаємодії з навколишніми тканинами та передачі механічного навантаження на кістку. Наприклад, порушення мінерального обміну в організмі, бруксизм, патології прикусу, патологічне стирання твердих тканин, цукровий діабет, вторинні деформації зубних рядів — далеко

не повний перелік захворювань і станів організму, за яких субперіостальна імплантація може стати ефективнішою, порівнюючи з внутрішньокістковою.

Деякі автори вважають, що субперіостальну імплантацію доцільно застосовувати в разі кінцевих дефектів на верхній щелепі, оскільки в цих ділянках слизова оболонка має достатню (більше ніж 3 мм) товщину для покриття стрічок імплантату і відсутній ризик його оголення. На думку інших авторів найкращу якість кортикальної кістки, необхідну для тривалого функціонування конструкції, має нижня щелепа.

Принциповою особливістю субперіостального імплантату, порівняно з внутрішньокістковим, є менший ступінь залежності від кількості та якості кісткової тканини та більший ступінь — від спроможності м'яких навколощелепних тканин — слизової, підслизового шару та окістя. Незначна товщина слизово-окісного шару, анемічність тканин, наявність рубцевих тканин є обмеженнями в проведенні субперіостальної імплантації.

До протипоказань для встановлення субперіостального імплантату відносять тонкий слизово-підслизовий шар і слабку вираженість окістя, що можуть бути як індивідуальними особливостями пацієнта, так і наслідком інволютивних процесів у тканинах щелепи під впливом патологічних чинників загального та місцевого характеру. За товщини слизової оболонки порожнини рота в ділянці атрофованої ділянки альвеолярного гребеня менше ніж 3 мм зростає ймовірність прорізування елементів каркаса. Однак на верхній щелепі, особливо в дистальних відділах, часто спостерігається надлишкова товщина м'яких тканин унаслідок гіпертрофії та фіброзу підслизового шару, що призводить до утворення рухомих слизово-підслизових гребенів. За вираженої атрофії верхньої щелепи і достатньої товщини слизового шару (понад 5–6 мм) найкращий результат забезпечують внутрішньо слизові імплантати.

Глибоко традиційною є точка зору, що головним і єдиним показанням до використання субперіостальної імплантації в клінічній практиці є тотальна атрофія альвеолярного відростка, несумісна з можливістю використання внутрішньокісткових імплантатів різної конструкції.

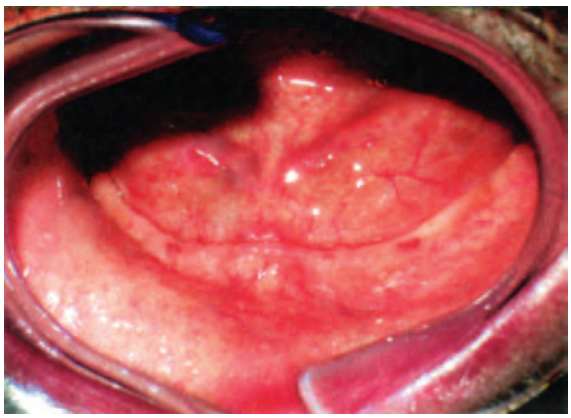


Рис. 5.1. Повністю атрофований альвеолярний відросток нижньої щелепи

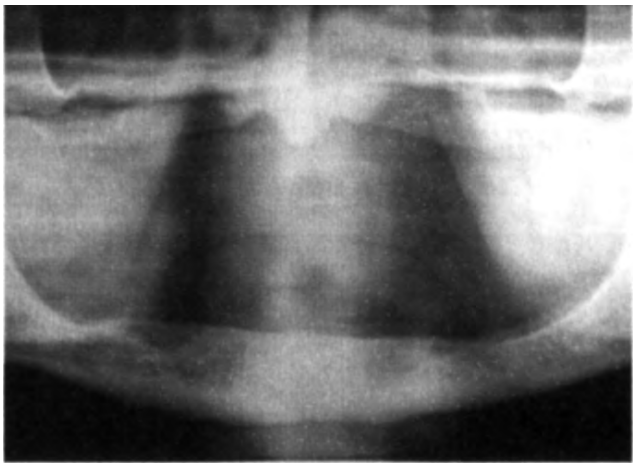
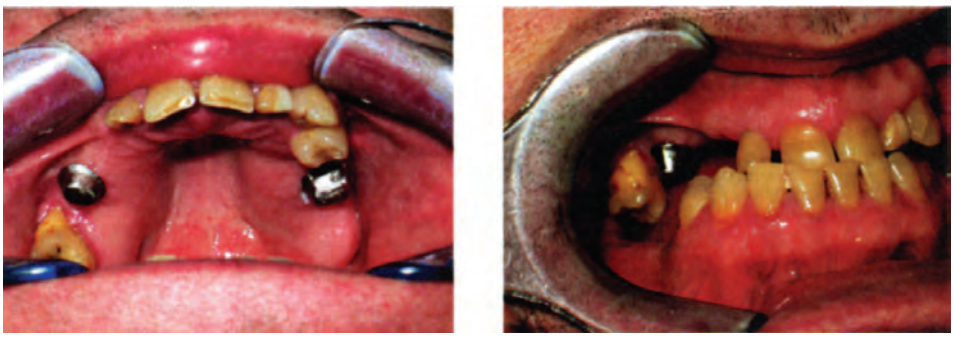


Рис. 5.2.Повна атрофія альвеолярних відростків верхньої та нижньої щелеп

Однак не слід забувати, що атрофія щелепної кістки — це не єдине протипоказання до встановлення імплантатів циліндричної або гвинтової конструкції. Існує ціла низка протипоказань (насамперед місцевого характеру), за яких використання підокісних імплантатів видається кращим через особливості їхньої конструкції, взаємовідносин із навколишніми тканинами і передавання механічного навантаження на кістку. Бруксизм, патологічна стертість, остеопороз, цукровий діабет, патологія прикусу, вторинні деформації зубних рядів — ось далеко неповний перелік захворювань і станів, у разі яких установлення субперіостальних імплантатів може виявитися ефективнішим, порівняно з внутрішньокістковою імплантацією.



а б

Рис. 5.3. Приклад використання субперіостальних імплантатів на тлі наявного зворотного перехресного прикусу і висування 17 зуба: а — вигляд імплантатів у порожнині рота; б — вигляд праворуч за зімкнутих зубів

Іншими словами, як показання можуть розглядатися всі ситуації, за яких можливість внутрішньокісткової імплантації ставиться під сумнів (рис. 5.1–5.3).

Глава VI

ПЛАНУВАННЯ ЛІКУВАННЯ В ІМПЛАНТОЛОГІЇ

Планування імплантації - розробка плану раціонального зубного протезування, спрямованого на відновлення анатомічної та функціональної цілісності зубощелепної системи із застосуванням дентальних імплантатів як основної або додаткової опори протезів.

Раціональне протезування можна визначити як спосіб відновлення цілісності зубних рядів, що забезпечує максимально можливе в певній клінічній ситуації відновлення функції жування, мовлення та косметичний результат протезування за мінімального використання збережених інтактних зубів.

Принципами планування імплантації є:

1. Розробка плану комплексного ортопедичного лікування. Має бути проведена санація порожнини рота в повному обсязі, передбачено раціональне протезування не тільки дефекту зубного ряду, де буде здійснюватися імплантація, а й усіх дефектів. В іншому разі не має сенсу говорити про створення умов для адекватного навантаження на імплантати і про ефективно функціонуючу біотехнічну систему.

2. Індивідуальний підхід. Такий підхід до комплексного хірургічного та ортопедичного лікування адентії передбачає використання різних типів імплантатів, хірургічних методик їхнього застосування і способів протезування на основі попереднього аналізу анатомо-топографічних особливостей зубощелепної системи пацієнта.

3. Наступність і узгодженість хірургічного та ортопедичного етапів лікування. Це положення означає, що під час планування лікування слід передбачити кілька варіантів імплантації та способів протезування, які дадуть змогу досягти бажаного результату. Неможливо повністю підпорядкувати хід операції заздалегідь наміченому плану протезування. Під час оперативного втручання можуть бути виявлені анатомо-топографічні умови, які не дають змоги встановити імпланта-

ти в запланованому місці з дотриманням їхньої паралельності, а інколи може бути ухвалене рішення і про встановлення принципово іншого типу імплантату. З іншого боку, хірург, який проводить операцію, повинен мати вичерпну інформацію про ортопедичний етап лікування і планований спосіб протезування у кожного пацієнта. Відсутність розуміння з боку хірурга сутності спланованого ортопедичного етапу може звести до нуля остаточний результат лікування, оскільки в кінцевому підсумку пацієнт звертається по допомогу не для встановлення імплантатів, а для протезування зубів. Відсутність узгодженості та спадкоємності в лікуванні може призвести до ситуації, коли встановлені імплантати не мають жодної цінності для протезування або взагалі не можуть використовуватися як опора протезів. Існує навіть термін — «нефункціонуючі імплантати», тобто імплантати, розташовані в такому місці або під таким нахилом, що ортопед або не може здійснити раціональне протезування, або імплантат є абсолютно даремним з ортопедичного погляду.

Завданнями планування лікування є:

– визначення оптимального варіанту протезування;
– визначення типу, розмірів і кількості імплантатів, які дадуть змогу здійснити раціональне протезування;
– розроблення тактики ведення хірургічного та ортопедичного етапів лікування.

Дотримання принципів і розв'язання завдань планування імплантації можна здійснювати тільки після аналізу анатомо-топографічних і функціональних особливостей зубощелепної системи, заснованого на результатах клініко-рентгенологічного обстеження.

6.1. Обстеження та визначення анатомо-топографічних умов для імплантації

Для ухвалення рішення щодо способу протезування, типу, кількості та розмірів імплантатів, а також методики їхнього застосування потрібно мати інформацію про показання та протипоказання до імплантації; запити й побажання пацієнта; вид адентії; об'єм наявної кісткової тканини й тип її архітектоніки; стан зубів, що залишилися, слизової оболонки та прищелепних м'яких тканин; топографію та стан деяких анатомічних утворень, передусім, верхньощелепних пазух, нижньощелепних каналів, грушоподібного отвору.

Джерелами цієї інформації слугують збір анамнезу, огляд порожнини рота і рентгенологічне обстеження.

Під час збору анамнезу необхідно враховувати такі чинники:

– причину і давність втрати зубів;
– спосіб попереднього протезування. Якщо було виготовлено знімні протези, але пацієнт не може ними користуватися, слід з'ясувати причину (блювотний рефлекс, психологічний фактор, болі в ділянці протезного ложа);

– перенесені та супутні захворювання. Слід уточнити наявність місцевих захворювань (хвороби придаткових пазух носа, слизової оболонки порожнини рота, нейростоматологічна патологія), а також зібрати інформацію про проведені раніше операції.;
– соціальний статус пацієнта, його запити, очікування від лікування та побажання.

Під час огляду порожнини рота необхідно визначити:
– вид адентії;
– стан зубів, що залишилися;
– протяжність дефектів зубних рядів;
– стан гігієни порожнини рота;
– прикус;
– міжальвеолярну висоту в ділянці дефектів зубних рядів;
– стан слизової оболонки порожнини рота;
– глибину присінка порожнини рота;
– линию улыбки.

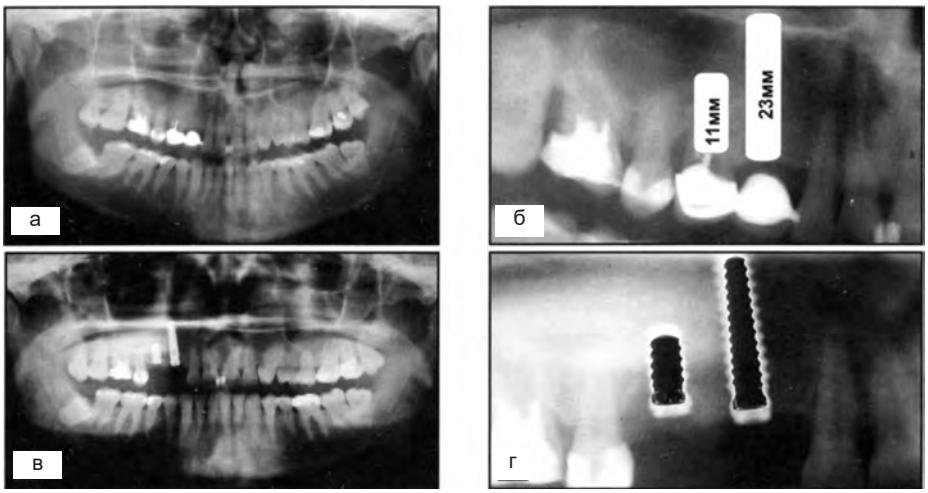
Для уточнення обсягу наявної в ділянці передбачуваної імплантації кістки необхідно провести огляд, пальпацію альвеолярних відростків і рентгенологічне обстеження, яке обов'язково включає ортопантомографію. За ортопантомограмою визначають стан зубів, що залишилися, і висоту кісткової тканини в місці передбачуваної імплантації. Під висотою кісткової тканини розуміють відстань від гребеня альвеолярного відростка до меж анатомічних утворень: дна верхньощелепних пазух, грушоподібного отвору або нижньощелепного каналу. У фронтальному відділі нижньої щелепи - від верхнього краю альвеолярного відростка до нижнього краю щелепи.

Однак слід враховувати, що навіть при правильному укладанні та методиці ортопантомографія дає спотворення реальних розмірів щелеп до 10 % по вертикалі і до 20 % по горизонталі. У разі неправильного положення пацієнта під час обстеження або порушення режиму роботи ортопантомографа спотворення (збільшення розмірів) можуть сягати 32 % за вертикаллю і 50–70 % за горизонталлю (рис. 6.1).

Для уточнення розмірів кісткової тканини, топографії верхньощелепних пазух і нижньощелепних каналів додатково можуть здійснювати бічну рентгенографію щелеп у косих контактних проекціях, бічну цефалографію і комп'ютерну томографію.

Контактна рентгенографія в косих проєкціях порівняно з ортопантомографією дає точніше уявлення про вертикальні та горизонтальні розміри щелеп.

Бічна цефалографія передає наближені до реальних розміри щелепних кісток, дає змогу встановити контур альвеолярних відростків у фронтальних відділах верхньої та нижньої щелеп, а також анатомо-топографічну картину співвідношення обох щелеп і пропорцій обличчя з лицьовим відділом черепа (рис. 6.2).



6.1. Розрахунок розмірів імплантатів за ортопантомограмою з урахуванням спотворення реальної висоти кісткової тканини: а — ортопантомограма перед лікуванням. Планується встановлення двох імплантатів у лунку 14-го і в ділянці відсутнього 13-го зубів; б — фрагмент тієї ж ортопантомограми. Висота кісткової тканини на знімку становить 11 мм у ділянці 14-го зуба і 23 мм у ділянці 13-го зуба. З урахуванням збільшення реальних розмірів у цьому випадку було заплановано встановлення імплантату з висотою внутрішньокісткового елемента 8 мм у ділянці лунки 14-го зуба і 18 мм у ділянці відсутнього 13-го зуба; в — контрольна ортопантомограма через 3 місяці після імплантації; г - фрагмент контрольної ортопантомограми з накладенням на зображення двох внутрішньокісткових елементів висотою 8 і 18 мм. Видно, що спотворення реальних розмірів встановлених внутрішньокісткових елементів становить приблизно 15 % за горизонталлю і приблизно 20 % за вертикаллю

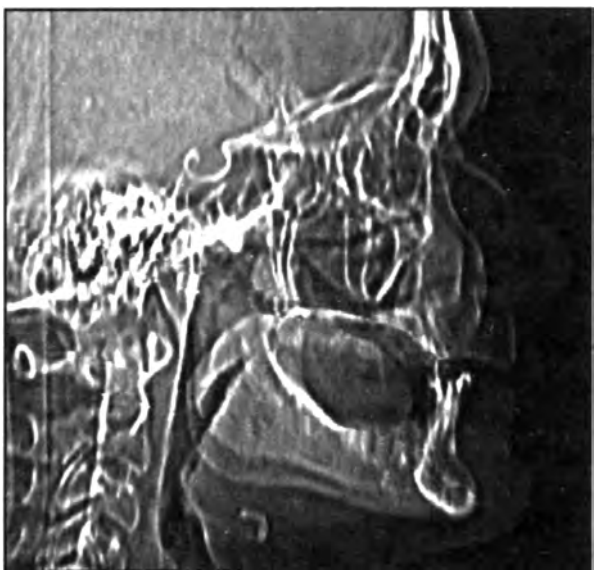


Рис. 6.2. Бічна цефалограма (відображає в масштабі реальні розміри щелеп, їх співвідношення з профілем м'яких тканин, а також профіль фронтального відділу верхньої та нижньої щелеп)

Комп'ютерна томографія є одним із найбільш інформативних методів рентгенологічного обстеження (рис. 6.3; 6.4; 6.5). З високим ступенем достовірності вона дає змогу визначити висоту і ширину кістки, топографію нижньощелепних каналів і верхньощелепних пазух, особливості архітектоніки різних відділів щелеп, співвідношення останніх, а також створити тривимірне зображення лицьового відділу черепа (рис. 6.4).

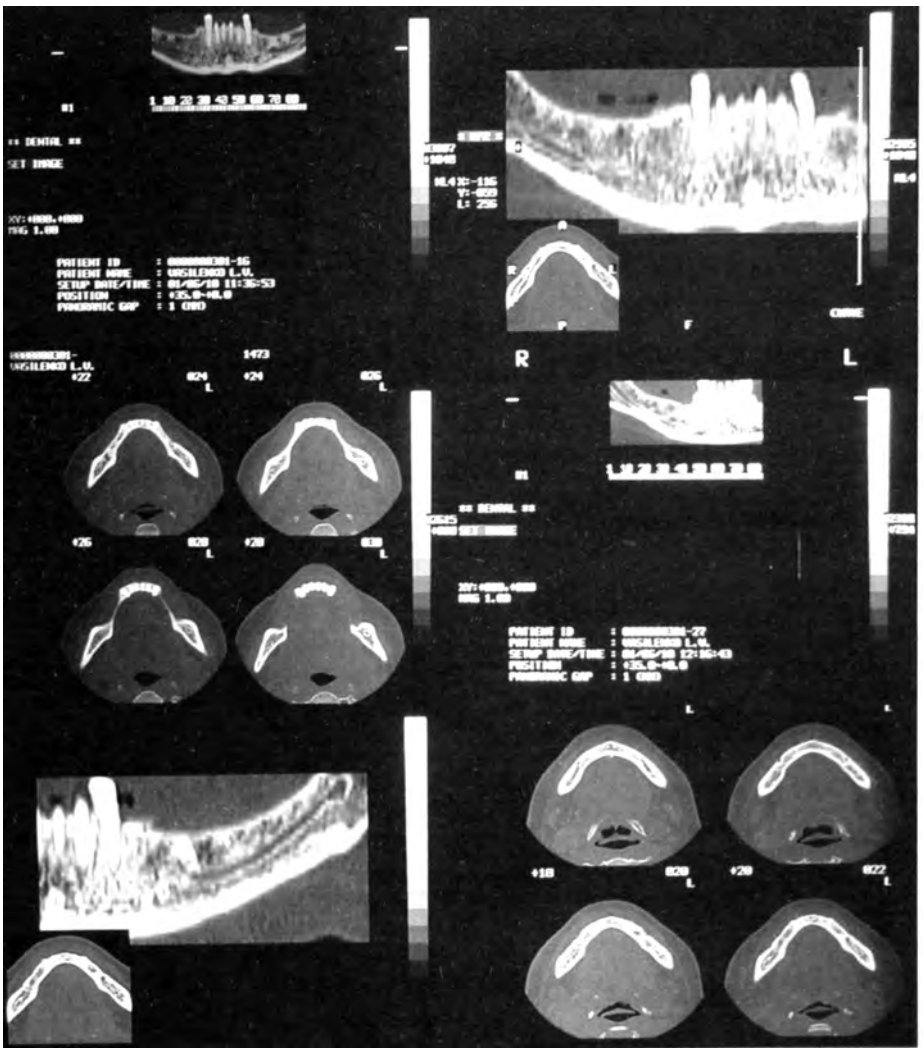


Рис. 6.3. Анатомо-топографічні параметри нижньої щелепи
і топографія нижньощелепних каналів, отримані після реконструкції горизонтальних зрізів
під час комп'ютерної томографії

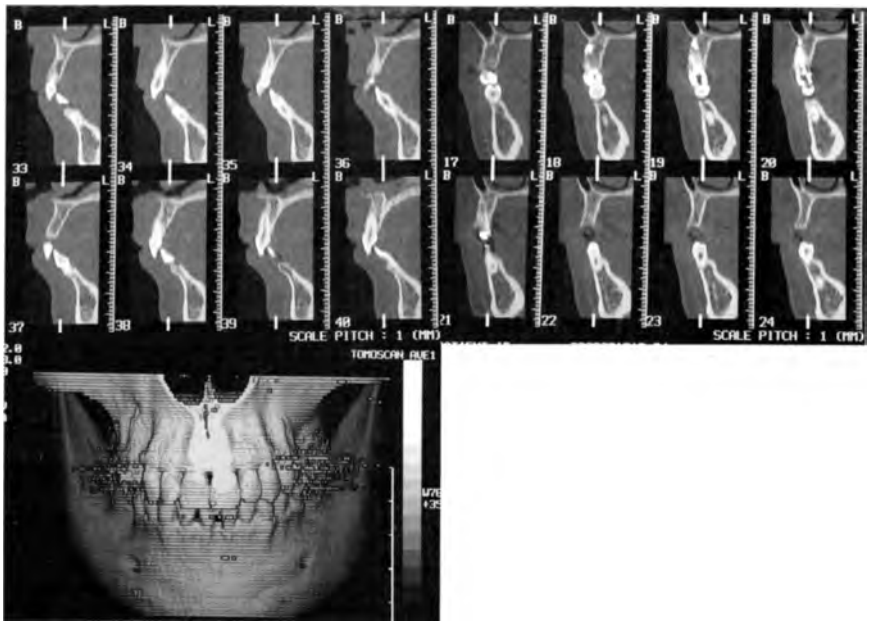


Рис. 6.4. Комп'ютерна реконструкція на основі горизонтальних зрізів (відображає анатомічні особливості співвідношення щелеп, окремих груп зубів і дає змогу створити тривимірне зображення лицьового скелета)

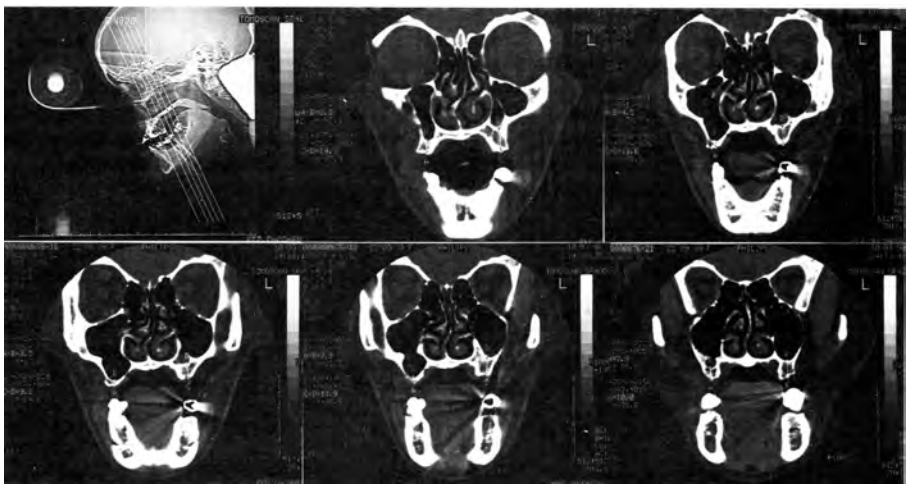


Рис. 6.5. Вертикальні покрокові зрізи лицьового відділу черепа, отримані за допомогою комп'ютерної томографії (у масштабі відображено реальні розміри щелеп — їхню висоту і ширину, а також архітектоніку кісткової тканини різних відділів щелепних кісток)

Найціннішу інформацію про анатомію щелеп дають вертикальні зрізи. Їхні зображення, отримані за допомогою покрокової, через 2-3 мм, томографії, дають змогу судити про реальну висоту і товщину кістки в місці запланованого встановлення імплантатів і відображають реальну картину архітектоніки щелепних кісток (рис. 6.5). Проведення горизонтальних покрокових зрізів дає інформацію пере-

важно про ширину кісткової тканини. Але за допомогою таких зрізів можна здійснити комп'ютерну реконструкцію і встановити з достатньою точністю вертикальні розміри кістки, характер нахилу альвеолярних відростків, співвідношення щелеп і зовнішні контури лицьового відділу черепа. Слід зазначити, що зображення, отримані в результаті реконструкції, не відображають реальну архітектоніку кісткової тканини щелеп.

6.2. Ключевые факторы для планирования имплантации

Індивідуальний підхід до лікування не можна розглядати з того погляду, що в кожного пацієнта є унікальні, притаманні тільки йому анатомо-топографічні та функціональні особливості, які вимагають оригінального методу лікування, типу імплантатів і способу протезування. Такий принцип не приведе ні до накопичення клінічного досвіду, ні до його аналізу.

Для розроблення плану лікування необхідно систематизувати найважливіші фактори, що мають ключове значення, які забезпечують досягнення інтеграції з навколишніми тканинами імплантатів і позитивні результати лікування. На основі виділення й аналізу цих чинників можуть розроблятися і використовуватися схеми планування імплантації.

Як показує клінічний досвід, вирішальну роль під час планування імплантації відіграють: вид адентії, спосіб протезування, обсяг і архітектоніка кісткової тканини в місці імплантації.

6.2.1. Вид адентії

Незважаючи на різноманіття варіантів дефектів зубних рядів, першорядне значення під час вибору імплантатів, методики їхнього застосування та способу протезування мають 4 види дефектів: поодинокі, включені двох і більше зубів, кінцеві та повна адентія.

Як показав клінічний досвід, імплантати можуть використовуватися для заміщення різних дефектів зубних рядів. При цьому не тільки форма, конструкція імплантату і методика його встановлення, але навіть розміри визначаються залежно від виду адентії.

Вибір форми, конструкції та розмірів імплантату

Для заміщення поодиноких дефектів зубних рядів доцільно використовувати гвинтові та циліндричні двоетапні імплантати з висотою внутрішньокісткової частини понад 10 мм або одноетапні гвинтові імплантати з висотою внутрішньокісткової частини понад 15 мм. (рис. 6.6; 6.8 а,е).

У разі включених і кінцевих дефектів зубних рядів можуть використовуватися всі типи внутрішньокісткових імплантатів різних розмірів (рис. 6.6; 6.8 г, д, ж-я).

Для оклюзійної реабілітації хворих із повною адентією доцільно використовувати двоетапні циліндричні або гвинтові імплантати. У низці випадків можна комбінувати застосування гвинтових і пластинкових імплантатів. (рис. 6.7; 6.12). Однак установлення тільки пластинкових імплантатів у разі повної адентії недоцільне внаслідок низької їхньої ефективності в цій клінічній ситуації.

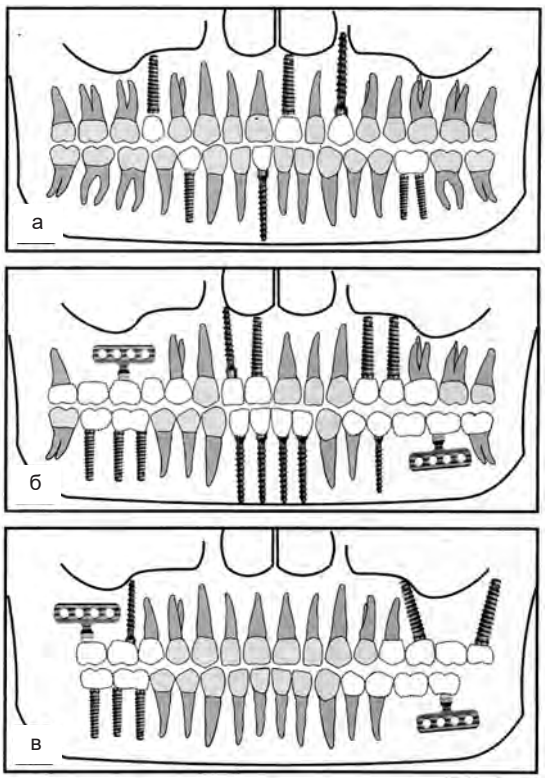


Рис. 6.6. Схема використання різних типів імплантатів у разі поодиноких (а), включених (б) і кінцевих (в) дефектів зубних рядів

Определение количества имплантатов

У разі поодиноких дефектів зубних рядів застосовують принцип імплантаційної ізотопії, обґрунтований G. Muratori. Суть його зводиться до такого положення: кількість встановлюваних імплантатів має відповідати кількості відсутніх коренів зубів. Виходячи з цього принципу, за поодиноких дефектів фронтальної групи зубів (включно з премолярами) необхідно встановлювати один імплантат, за відсутності моляра — два імплантати (рис. 6.6; 6.8. а-г). Виняток становлять випадки, коли внаслідок конвергенції сусідніх із дефектом зубів відсутній простір, необхідний для встановлення двох імплантатів (рис. 6.8 в). У цій ситуації можна встановити один імплантат на місце двох-трьохкореневого зуба, але діаметр імплантата водночас має становити щонайменше 4 мм (краще 5-6 мм).

У разі включених дефектів може встановлюватися різна кількість імплантатів, яка визначається не стільки видом адентії, скільки конструкцією протеза й анатомічними умовами. У разі включення в протезну конструкцію зубів, що межують із дефектом, найпоширенішим варіантом є встановлення одного-двох гвинтових або циліндричних імплантатів, або одного пластинчастого імплантата, або одного імплантата комбінованої форми (мал. 6.8 д-з). У разі використання

як опори зубного протеза тільки імплантатів краще дотримуватися принципу імплантаційної ізотопії або використовувати формулу розрахунку:

$$X = N — 1,$$

де X — оптимальна кількість імплантатів,
N — кількість відсутніх коренів зубів.

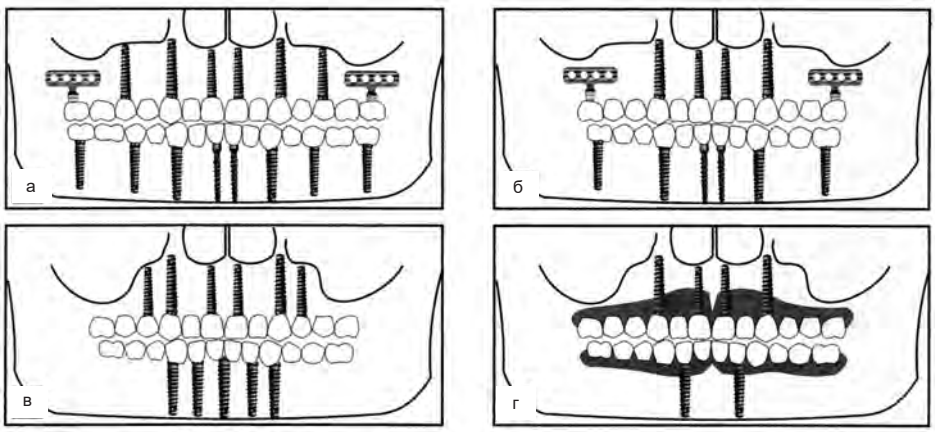


Рис. 6.7. Схема використання різних типів імплантатів та їхня кількість залежно від способу протезування за повної адентії: а — розташування імплантатів під час відновлення зубних рядів до других молярів включно; б — розташування імплантатів під час протезування до перших молярів; в — розташування імплантатів у разі виготовлення протезів із дистальним витягуванням; г — розташування імплантатів, які використовують для фіксації знімних протезів

У разі кінцевих дефектів зубних рядів також може встановлюватися різна кількість декількох типів імплантатів. Їхній вибір диктує конструкція протеза з погляду використання як його опори сусідніх із дефектом зубів. Загальним правилом може вважатися «правило трьох точок опори», тобто в разі включення в протезну конструкцію одного зуба оптимальним варіантом є встановлення двох імплантатів, у разі включення двох зубів — одного імплантата (рис. 6.6; 6.8 і, к, м, н, с-у, ч). За відсутності більше двох зубів, якщо протезування здійснюється без включення в протезну конструкцію сусідніх із дефектом зубів, краще встановити три імплантати або дотримуватися формули: X = N – 1 (рис. 68. з, ю, я).

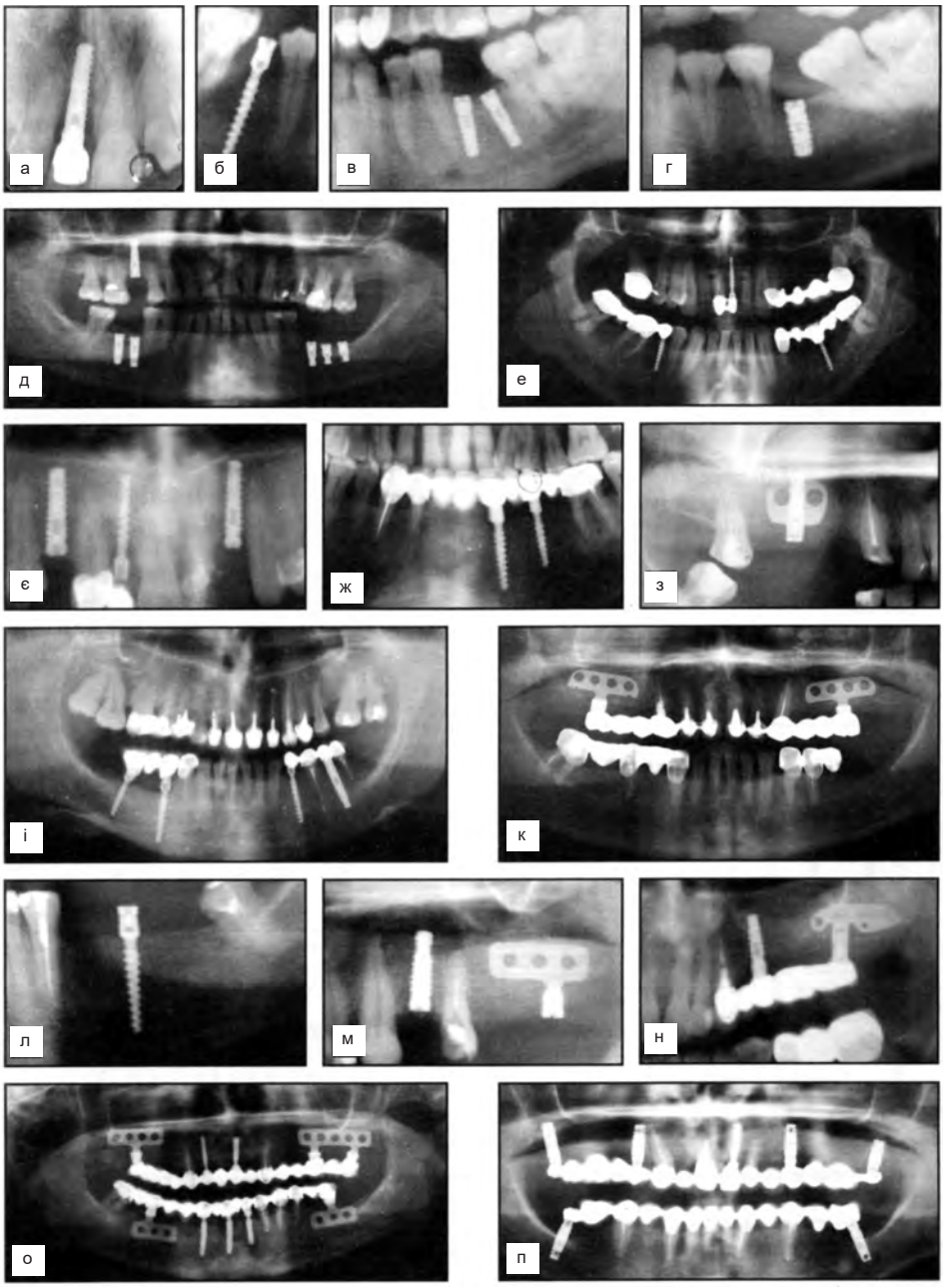
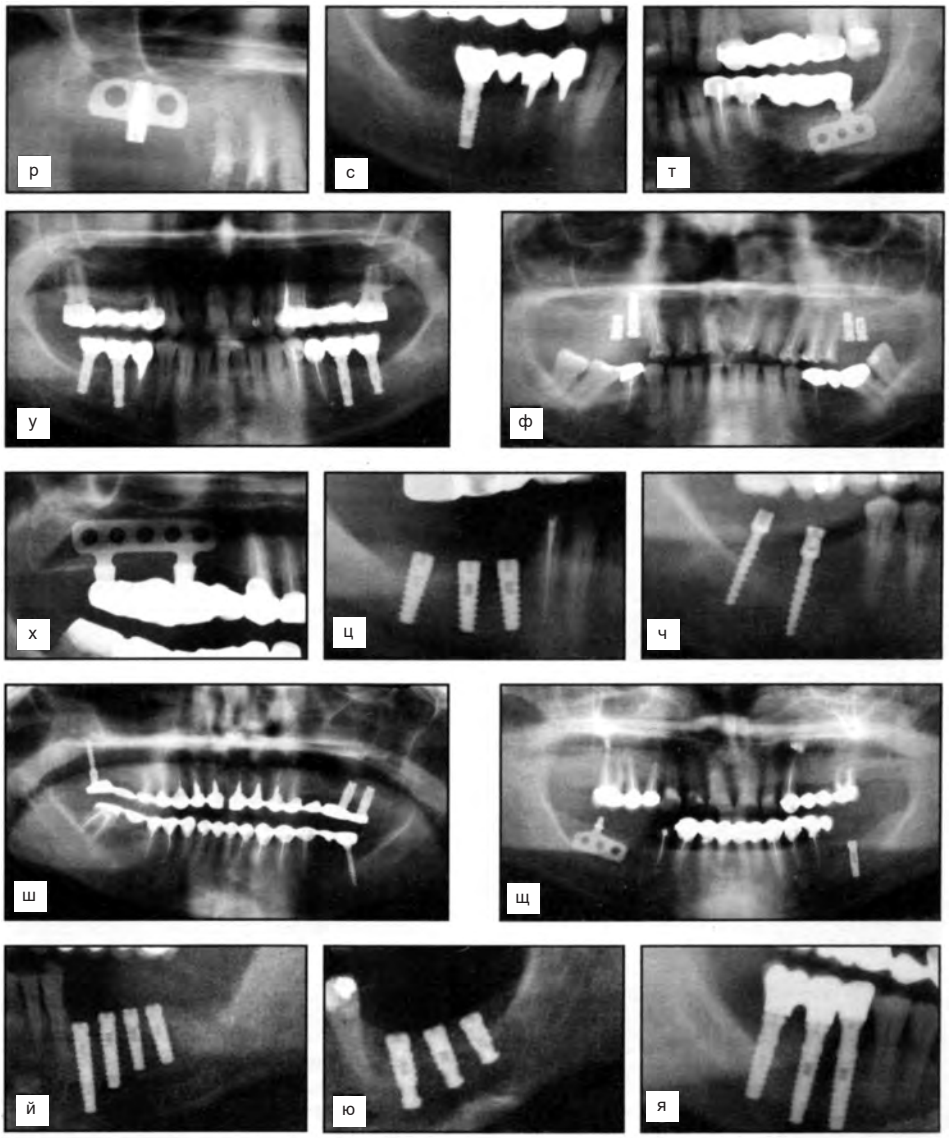


Рис. 6.8. Варіанти встановлення імплантатів та їхня кількість при різних видах часткової адентії

У разі повної адентії кількість встановлюваних імплантатів може становити від 2-х до 16 на кожну щелепу. Все залежить від способу протезування та анатомічних умов.



Продовження рис. 6.8. Варіанти встановлення імплантатів та їхня кількість за різних видів часткової адентії

6.2.2. Спосіб протезування

Конструкції протезів за принципом їх фіксації можна розділити на:

– мостоподібні незнімні (фіксація за допомогою цементу);
– умовно-знімні (фіксація за допомогою гвинтів);
– комбіновані (фіксація на опорних зубах за допомогою цементу, на імплантатах — за допомогою гвинтів);
– балкові супраконструкції для фіксації повних знімних зубних протезів (за допомогою замків).

Выбор формы и конструкции имплантатов

Протезування за допомогою мостоподібних незнімних конструкцій може проводитися з включенням у протез збережених опорних зубів і імплантатів (або тільки імплантатів) будь-якого типу.

Умовно-знімне протезування здійснюється в тому разі, коли опорою зубного протеза слугують розбірні, як правило, гвинтові або циліндричні імплантати. Пластинкові імплантати використовують рідко і тільки в тому разі, коли вони є додатковою опорою і включені в єдину протезну конструкцію разом із гвинтовими або циліндричними імплантатами (рис. 6.7).

При комбінованому протезуванні можуть застосовуватися розбірні імплантати будь-якої форми і розмірів.

Для виготовлення балкових супраконструкцій доцільно використовувати гвинтові або циліндричні імплантати. Застосування пластинкових імплантатів при цьому протипоказано.

Расчёт количества имплантатов

Кількість імплантатів для незнімних мостоподібних і умовно-знімних конструкцій за часткової адентії залежить від виду адентії та можливості використання зубів, що залишилися.

У разі повної адентії для фіксації знімних протезів можна встановити 2, 3 або 4 імплантати. Для розрахунку кількості імплантатів у цій клінічній ситуації можна керуватися такими правилами.

У разі сплощення фронтальної частини дуги альвеолярного відростка слід встановлювати два гвинтові або циліндричні імплантати з висотою внутрішньокісткової частини більше ніж 10 мм, відстань між якими має становити приблизно 20 мм, з подальшим виготовленням балочної супраконструкції та шарніроподібною відповідною матрицею у знімному протезі (рис. 6.9; 6.10).

У разі вираженого радіусу переднього відділу дуги альвеолярного відростка ліпше встановити 3-4 гвинтові або циліндричні імплантати з висотою внутрішньокісткової частини більше ніж 10 мм і виготовити балочну супраструктуру з кнопковими замками та відповідними відповідними частинами в знімному протезі (рис. 6.9; 6.11).

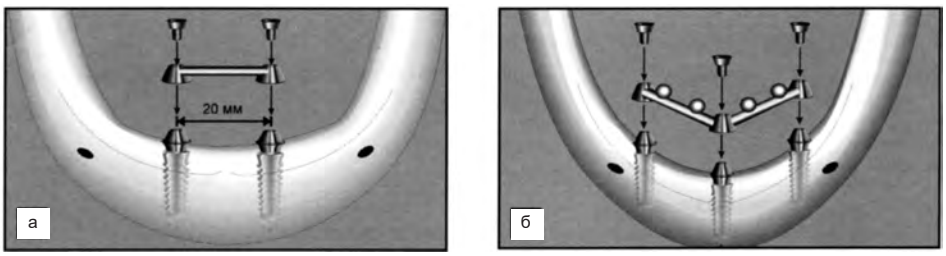


Рис. 6.9. Два основні варіанти використання імплантатів і конструкцій, призначених для фіксації повних знімних протезів: а — використання двох імплантатів і балкової супраструктури в разі невираженого радіусу заокруглення переднього відділу альвеолярного відростка; б — використання трьох імплантатів і супраструктури з кнопковими фіксаторами в разі вираженого радіусу заокруглення альвеолярної дуги

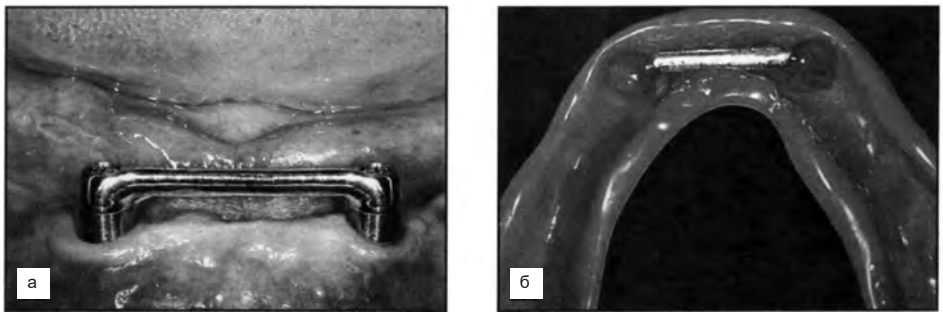


Рис. 6.10. Балкова конструкція на двох імплантатах, призначена для фіксації повного знімного протеза на нижній щелепі: а — фіксована гвинтами на двох імплантатах балка; б — відповідна частина в знімному протезі

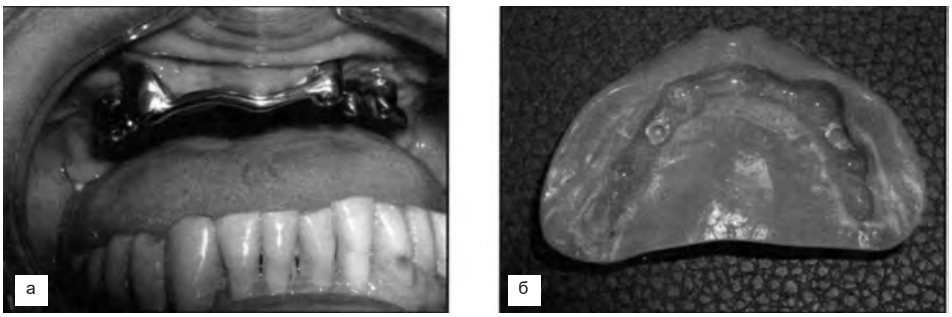


Рис. 6.11. Використання супраструктури з кнопковими замками для фіксації повного знімного протеза на верхній щелепі: а — суцільнолита супраструктура, фіксована на трьох імплантатах і 13-му зубі з двома кнопковими патрицями; б — повний знімний протез із двома відповідними матрицями, що забезпечують додаткову фіксацію протеза

Для незнімного протезування за повної адентії зазвичай встановлюють від 6 до 8-10 імплантатів, проте може використовуватися і принцип імплантаційної ізотопії. У літературі описано випадки застосування 30 гвинтових імплантатів за повної адентії обох щелеп (Muratori G., 1978) та 18 імплантатів на беззубій верхній щелепі (Aram-bula E. T., 2001). Кількість імплантатів для незнімного протезування розраховується виходячи з повноти відновлення зубного ряду. Для відновлення зубного ряду до перших молярів включно встановлюються 6 імплантатів (по 3 з кожного боку щелепи). За такого варіанту лікування вони мають розташовуватися в ділянці відсутніх різців, іклів і перших молярів. Для відновлення зубного ряду по другий моляр включно зазвичай встановлюють 8 імплантатів. Їх розташування при цьому відповідає різцям, іклам, другим премолярам і другим молярам (рис. 6.12).

Для умовно-знімного протезування можуть встановлюватися 6-8 імплантатів (рис. 6.12; 6.13). У цьому разі їхнє розташування і протяжність протеза аналогічні таким у разі незнімного протезування (різниця лише в тому, що протез фіксують до імплантатів за допомогою гвинтів, а не цементу).

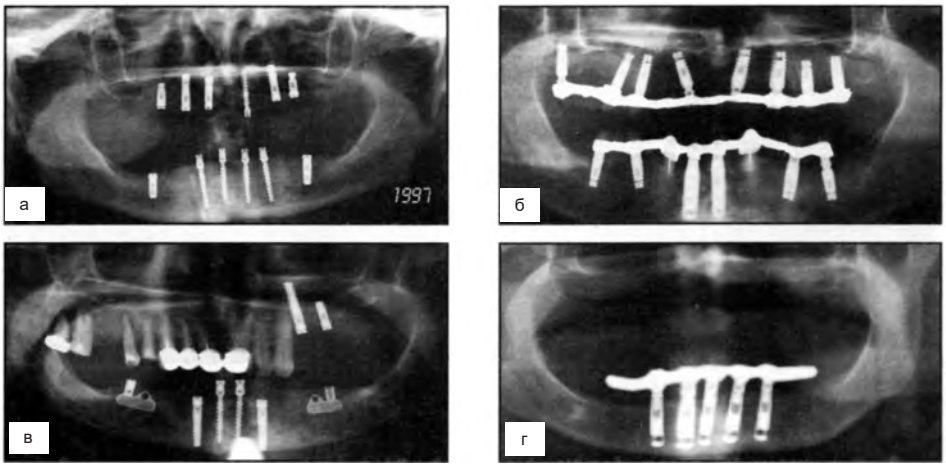


Рис. 6.12. Варіанти встановлення імплантатів у разі повної адентії: а — встановлення 6 гвинтових імплантатів (одно- і двоетапних) на кожній щелепі для фіксації умовно-знімних протезів із відновленням зубних рядів за першими молярами включно; б — встановлення 8 двоетапних гвинтових імплантатів на верхній щелепі для відновлення зубного ряду за другими молярами включно; в — один із можливих варіантів установлення гвинтових одно- і двоетапних, а також пластинчастих двоетапних імплантатів за повної адентії нижньої щелепи; г — установлення 5 двоетапних циліндричних імплантатів у фронтальному відділі нижньої щелепи для фіксації умовно-знімного протеза з дистальним витягуванням

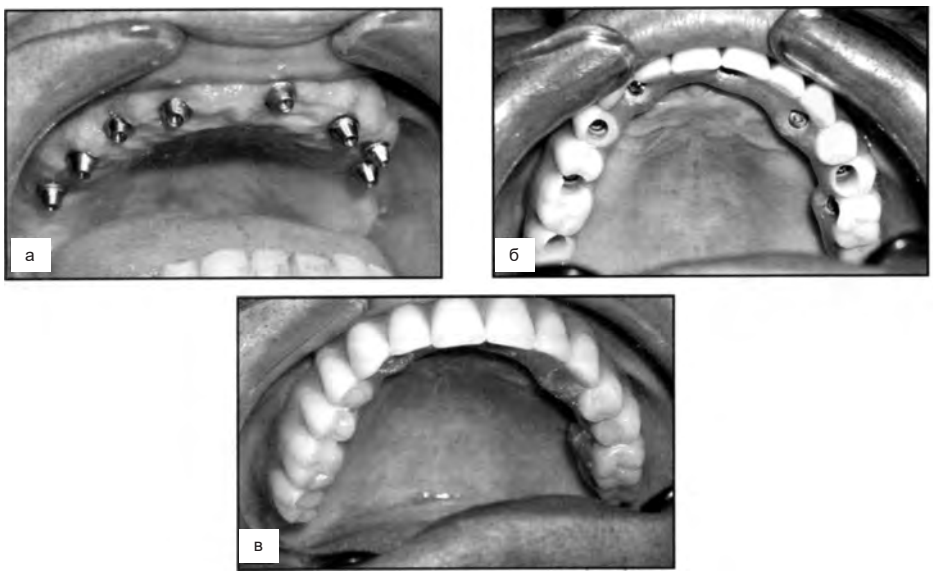


Рис. 6.13.Установлення 8 двоетапних гвинтових імплантатів за повної адентії верхньої щелепи для відновлення зубного ряду по другі моляри: а — стан після установлення головок імплантатів; б — фіксований гвинтами умовно-знімний протез; в — стан після пломбування отворів над фіксувальними гвинтами

Існує ще один варіант умовно-знімного протезування за повної адентії, що передбачає фіксацію протеза на 5-6 імплантатах (рис. 6.14). Він розроблений

міжнародною групою лікарів під керівництвом проф. G. Zarb (Торонто, Канада), T. Jansson і T. Jemt (Гетеборг, Швеція) і має назву «протез з дистальним витягуванням», або «Toronto bridge». Цей металоакриловий протез має консольну частину на рівні премолярів і молярів, фіксується за допомогою гвинтів до 5 імплантатів на нижній щелепі або до 6 на верхній, встановлених у фронтальному відділі щелеп. Протез із дистальним витягуванням застосовують у тому разі, коли внаслідок значної атрофії кісткової тканини відсутні умови для імплантації в бічних відділах щелеп.

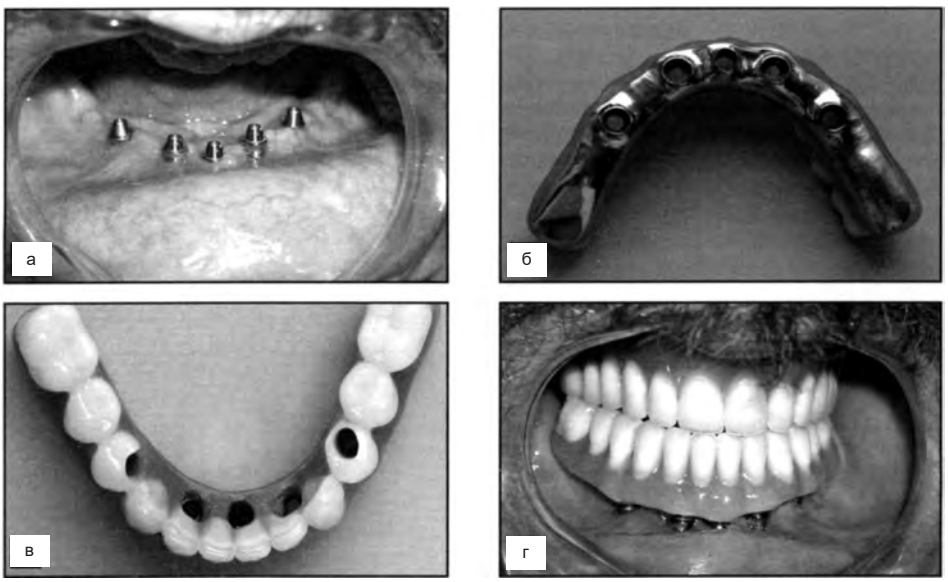


Рис. 6-14. Умовно-знімний протез із дистальним витягуванням:
а — встановлені у фронтальному відділі 5 імплантатів (4 гвинтових двоетапних і 1 гвинтовий одноетапний по центру). Стан після встановлення голівок імплантатів;
б — виготовлений умовно-знімний протез із дистальним витягуванням (вигляд із нижнього боку протеза): в — вигляд протеза з боку оклюзійної поверхні. Консольна частина протеза відповідає другим премолярам і першим молярам; г — фіксований на імплантатах умовно-знімний протез.

6.2.3.Об'єм кістки

Імплантат з усіх боків має оточувати кістка завтовшки понад 1 мм (рис. 6.15). Інакше кісткова тканина, що оточує імплантат, втрачає здатність до адекватного остеогенезу, може резорбуватися, і тоді навколо імплантату формується фіброзна або грануляційна тканина. Це положення можна пояснити таким чином: після препарування кісткового ложа може утворитися зона некрозу глибиною 0,5 мм. З іншого боку, у разі відшарування слизово-надкісцевих клаптів і ушкодження судин, що живлять кістку, слід також очікувати утворення зони некрозу із зовнішнього боку альвеолярного відростка. У разі, якщо товщина кістки між ложем імплантату та її зовнішнім краєм буде меншою за 1 мм, виникає загроза утворення

суцільної зони некрозу і відсутності шару життєздатної кісткової тканини, на основі якої відбуватиметься остеогенез.

Для встановлення імплантату необхідна не тільки певна товщина, а й висота кістки. Існує загальновизнане правило: анатомічні утворення, як-от нижньощелепні канали, верхньощелепні пазухи та грушоподібний отвір, має відокремлювати від імплантату шар кістки не менше ніж 1 мм.(рис. 6.15).

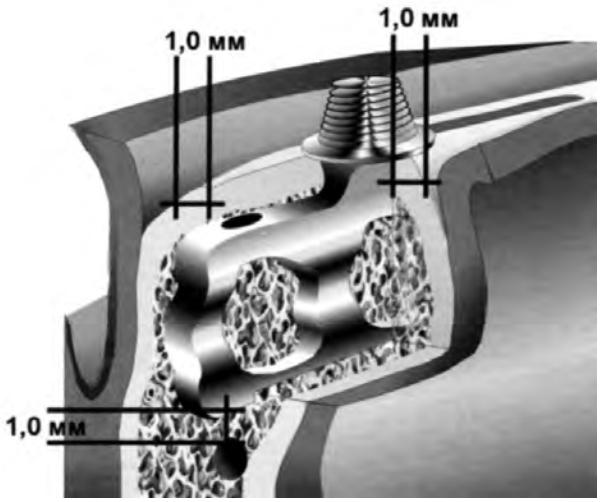


Рис. 6.15. Мінімальна товщина кістки, яка повинна оточувати встановлений у ложі імплантат

Крім того, імплантати та сусідні з ними зуби, а також імплантати між собою має розділяти шар кістки завтовшки не менше ніж 1,5 мм (рис. 6.16). В основі цього правила лежать дані про ширину зони некрозу після атравматичного препарування кістки.

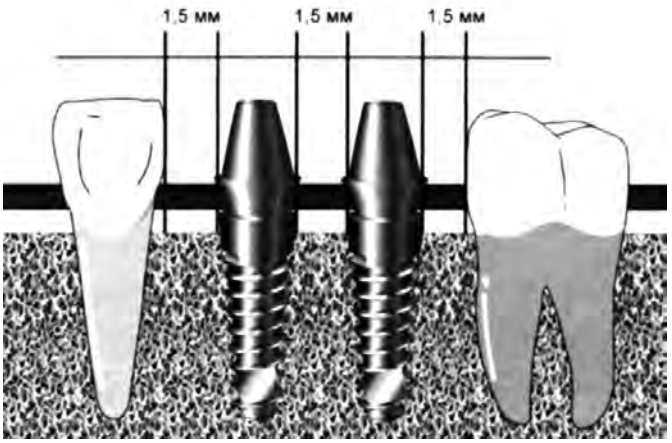


Рис. 6.16. Мінімальні відстані від імплантату до сусідніх зубів і між імплантатами

Вибір форми і розмірів імплантатів

Виходячи з вищевикладених правил, двоетапні імплантати гвинтової, циліндричної та комбінованої форми, мінімальний діаметр яких через технологічні можливості виготовлення становить від 3 до 4 мм, можна застосовувати в разі товщини альвеолярних відростків відповідно від 5 до 6 мм (мал. 6.17). Одноетапні гвинтові імплантати, діаметр яких зазвичай становить 2,5-3,0 мм, можна застосовувати за товщини альвеолярних відростків більше ніж 4,5 мм. Пластинкові імплантати, товщина внутрішньокісткової частини яких зазвичай відповідає 1-1,5 мм, можуть використовуватися в тому разі, коли товщина альвеолярного відростка становить усього 3-3,5 мм.

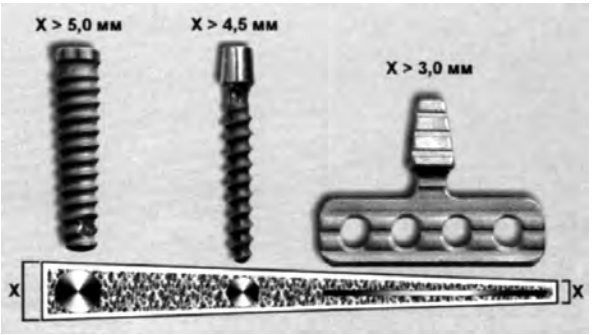


Рис. 6.17. Діаграма визначення типу імплантату залежно від товщини кісткової тканини альвеолярного відростка

Для вибору розмірів імплантату залежно від висоти кістки існує таке правило: висота внутрішньокісткової частини імплантату має бути максимально можливою, наскільки це дає змогу висота кісткової тканини (рис. 6.18).

Рис. 6.18. Максимально можливе використання висоти кісткової тканини (у ділянці відсутніх 15-го і 25-го зубів установлено одноетапні гвинтові імплантати з висотою внутрішньокісткової частини 24 мм; у ділянці 45-го зуба — двоетапний імплантат із висотою внутрішньокісткового елемента 15 мм. Ці три імплантати встановлені для фіксації на них одиночних коронок без зв'язку із сусідніми зубами. У ділянці 37-го зуба встановлено двоетапний гвинтовий імплантат із висотою внутрішньокісткового елемента 10 мм. Цей імплантат виконуватиме функцію додаткової опори для протеза з фіксацією на 36-му зубі та імплантаті).

6.2.4. Тип архітектоніки кістки

Що більше структурних елементів кісткової тканини припадає на одиницю об'єму кістки, то вищою є ймовірність досягнення осеоінтеграції. Це положення є одним з основоположних принципів вибору конфігурації та розмірів імплантату.

Так, за I і II типів архітектоніки кістки можна застосовувати імплантати будь-якої конфігурації і розмірів (рис. 6.19). За III типу архітектоніки оптимальним є використання двоетапних гвинтових, розбірних одноетапних пластинкових імплантатів та імплантатів комбінованої форми. За IV типу архітектоніки кістки доцільно використовувати двоетапні імплантати комбінованої форми, оскільки їхня конфігурація та конструкція дають змогу задіяти значний об'єм кісткової тканини та забезпечують стан функціонального спокою в післяопераційному періоді, що збільшує вірогідність досягнення інтеграції імплантатів в умовах регіонарного остеопорозу. У разі регресивної трансформації кісткової тканини щелеп (V і VI типи архітектоніки) необхідно використовувати двоетапні гвинтові імплантати з обов'язковим бікортикальним або міжкортикальним їх встановленням.

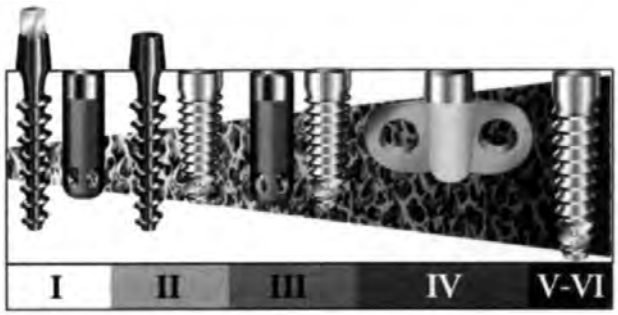


Рис. 6.19. Діаграма визначення конструкції та форми імплантата, а також методики його встановлення залежно від типу архітектоніки кісткової тканини

6.3. Разработка плана лечения

План лікування має ґрунтуватися на аналізі перерахованих вище ключових факторів. Одні з них дають змогу відповісти на запитання, які імплантати необхідно застосувати, інші — які можна застосувати. Крім того, з'являється можливість визначення стартових анатомо-топографічних умов для імплантації, оптимального терміну протезування, а також доцільності застосування тієї чи іншої методики операції та конструкції протеза.

Остаточний вибір способу протезування, конструкції, розмірів і методики встановлення імплантатів у кожній конкретній ситуації здійснюють на основі балансу перерахованих вище факторів.

Так, якщо визначення об'єму кісткової тканини дає відповідь на питання, який імплантат можна застосувати, то вид адентії і тип архітектоніки щелепної кістки,

а також конструкція протеза зумовлюють, який імплантат необхідно використовувати в конкретній клінічній ситуації.

Природно, відправною точкою для планування лікування мають слугувати чинники, що визначають спосіб протезування і тип імплантатів. Обсяг наявної кістки можна вважати фактором вторинним, що визначає, які стартові умови є для проведення імплантації. Він є свого роду величиною непостійною, оскільки для різних видів адентії та способів протезування поняття «достатній» або «недостатній» об'єм кістки має на увазі неоднакові кількісні характеристики.

6.4. Обстеження пацієнта

Планування будь-якого варіанту лікування починається з максимально повного обстеження пацієнта. Однією з важливих складових такого обстеження є анкета пацієнта. Анкета — це документ, що заповнюється пацієнтом власноруч, дає попередню інформацію про пацієнта, стан його здоров'я і дає змогу вже на початковому етапі виявити фактори, які можуть негативно впливати на хід передбачуваного лікування, його результат, а інколи — і загрожувати життю пацієнта....

На жаль, єдиної уніфікованої анкети, розробленої та затвердженої на державному рівні, на сьогодні не існує. Тому стоматологічні клініки та кабінети змушені самостійно розробляти подібний документ, адаптувавши його до специфіки свого клінічного прийому та особливостей роботи.

Анкета пациента

1. П. І. Б. пацієнта
2. Стать
3. Дата народження «_____» _____ _____
4. Адреса
5. Контактний телефон
6. Професія
7. Місце роботи
8. П. І. Б. платника

	так	ні
9. Підвищена алергічна чутливість	☐	☐
10. Підвищений артеріальний тиск	☐	☐
11. Свіжий інфаркт або інсульт	☐	☐
12. Схильність до непритомності	☐	☐
13. Низький артеріальний тиск	☐	☐
14. ВІЛ-інфекція	☐	☐
15. Гепатит В	☐	☐
16. Захворювання нирок	☐	☐
17. Захворювання кісткової тканини	☐	☐

18. Можливі напади епілепсії	☐	☐
19. Можливі напади бронхіальної астми	☐	☐
20. Захворювання крові	☐	☐
21. Схильність до кровотеч	☐	☐
22. Вагітність	☐	☐
23. Водій серцевого ритму	☐	☐
24. Захворювання печінки	☐	☐
25. Захворювання шлунка і дванадцятипалої кишки	☐	☐
26. Захворювання залоз внутрішньої секреції	☐	☐
27. Ревматизм	☐	☐
28. Онкологічні захворювання	☐	☐
29. Облік у психдиспансері	☐	☐
30. Куріння	☐	☐
31. Наркотична залежність	☐	☐
32. Повышенный рвотный рефлекс	☐	☐
33 .Туберкульоз	☐	☐
34. Прийом препаратів зараз	☐	☐

Попередній лікар стоматолог _____Тел. _____

Дільничний лікар-терапевт _____Тел. _____

Дата заповнення анкети

Пацієнт (П. І. Б.)

*1) внесення повної та достовірної інформації відповідає інтересам пацієнта;

*2) отримана інформація має конфедиційний характер і не підлягає розголошенню.

Заповнення анкети не виключає і не замінює детальний збір анамнезу, під час якого лікар може отримати важливу інформацію, не враховану в документі. Приміром, ціла низка соціальних чинників, як-от: специфіка роботи, наявність інших, не зазначених в анкеті шкідливих звичок, спосіб життя тощо, можуть суттєво впливати на перебіг лікування та його результати. Під час збору анамнезу лікар з'ясовує причини втрати зубів та особливості попереднього лікування. Перша консультаційна бесіда допомагає скласти психологічний портрет пацієнта, оцінити тип його темпераменту і ступінь вираженості поведінкових реакцій і вже на ранній стадії виявити можливі психо-емоційні порушення, які можуть поставити плановане лікування під загрозу або зробити його неможливим. Бесіда пацієнта з лікарем має сформувати довірчий характер їхніх стосунків, що, безумовно, позитивно впливає на процес лікування.

Глава VII

ІМПЛАНТАЦІЙНІ МАТЕРІАЛИ

У спеціальній літературі під час позначення матеріалів, які застосовують для виготовлення імплантатів, використовують два терміни — біоматеріали і біосумісні матеріали.

Однак, якщо «біо», будучи першою складовою частиною складних слів, відповідає за значенням слову «біологічний», то термін «біоматеріал» означає, що цей матеріал має біологічне походження.

Тому біоматеріалами слід називати матеріали, що мають біологічне походження і застосовуються в хірургії для відновлення цілісності тканин і функції органів.

Маючи біологічне походження, біоматеріали є, по суті, трансплантатами і тому не можуть розглядатися як матеріали для виготовлення імплантатів. Разом з тим, ці матеріали досить широко застосовуються в дентальній імплантології. Тому короткий опис і оцінка їхніх біологічних властивостей видаються цілком доречними (В. Л. Параскевич, 2002)

7.1. Біоматериіали

Основне призначення біоматеріалів під час імплантації — управління процесами остеогенезу і створення адекватних анатомічних умов для імплантації.

Біологічні матеріали, що застосовують дня реконструкції кісткової тканини, можуть мати остеоіндуктивні властивості (здатність викликати остеогенез) або остеокондуктивні (забезпечувати просування фронту остеогенезу поверхнею матеріалу).

Матеріалом, що має одночасно ті й інші властивості, можна вважати тільки аутотрансплантати кістки. Кісткові аутотрансплантати містять не тільки генетично ідентичні кісткові морфогенетичні білки, остеогенні клітини та остеоцити, які спричиняють остеоіндукцію, а й кістковий матрикс, що забезпечує остеокондукцію.

Решті відомих на сьогоднішній день біологічних матеріалів притаманна тільки одна з цих властивостей (табл. 7.1).

Таблиця 7.1

Біологічні матеріали, що застосовуються в хірургічній стоматології та імплантології

Матеріал	*Походження матеріалу*	*Властивості*	
		остео-індуктивні	*остео-кондуктивні*
Кісткові аутотрансплантанти	Кістка з різних донорських місць самого пацієнта	+	+
Збагачена тромбоцитами плазма	Отримують методом диференційованого центрифугування крові, взятої у пацієнта під час операції. Являє собою червону фракцію крові	+	—
Кісткові морфогенетичні білки	Фармакологічний препарат отримують зі зневоднених і заморожених яйцеклітин ссавців. Екстрагований і очищений препарат являє собою стерильний ліофілізований остеогенний протеїн-1. Застосовується в комбінації з адсорбуючою колагеновою губкою, що адсорбує	+	—
Кісткові гомотрансплантати	Ліофілізовані кісткові трансплантати з трупного матеріалу брефотрансплантати кістки	—	+
Кісткові гетеротрансплантати	Ліофілізовані, демінералізовані кісткові трансплантати з кісток тварин	—	+
Кальцій-фосфатні препарати	Зазвичай отримують із перепаленої кістки тварин. Являє собою порошок або гранули гідроксиапатиту	—	+
Кальцій-карбонатні препарати	Отримують із коралів	—	+
Колаген	Пропромінюють із твердої мозкової оболонки, очеревини або перекарда	—	+
Емдогейн	Ліфіолізовані протеїни матриксу зубної емалі	—	+

Наприклад, остеоіндуктивні властивості має збагачена тромбоцитами плазма крові, що містить високу концентрацію остеоіндуктивних білків (PDGF, TGF-β и IGF-I), а також препарати, що містять кісткові морфогенетичні білки (Summer, 1995).

Остеокондуктивні властивості мають кісткові гомо- і гетеротрансплантати. Остеоіндуктивні властивості вони втрачають частково або повністю в процесі обробки і стерилізації.

До остеокондуктивних матеріалів біологічного походження слід зарахувати деякі кальцій-карбонатні і кальцій-фосфатні матеріали, колаген і похідні протеїнів емалевого матриксу зубів (Емдогейн).

Для отримання біологічних кальцій-карбонатних матеріалів використовують натуральні корали, а кальцій-фосфатних — кістки тварин.

Одержуваний з коралів матеріал являє собою полікристалічну кераміку, основу якої становить кристалічний карбонат кальцію — арагоніт (D. Roy, S. Linnehan, 1974). Хімічний склад цього матеріалу представлений переважно сполукою $CaCO_3$ (до 98 %) і незначною кількістю P, Na, K, Mg, F, Cи, Zn, Fe, Ni,

Co, Cr и Pb (у сукупності не більше 2 %). Найвідоміші та клінічно апробовані матеріали на основі коралів випускають під торговими марками BioCoral і Interpore 200, які досить широко використовують як остеопластичні матеріали.

Отримувані шляхом хімічного або термічного видалення органічних речовин з кісткової тканини тварин, біоактивні матеріали містять комбінацію фосфатів кальцію і гідроксиапатиту. Найбільш відомі з них Bio-Oss і OsteoGraf/N.

Колаген може застосовуватися як нативний матеріал (трансплантати твердої мозкової оболонки, очеревини або перикарда), так і в переробленому вигляді (мембрани, гідроксиапатитно-колагенові блоки та губка).

Емдогейн — препарат, основу якого складають похідні білків матриксу зубної емалі. Ця група протеїнів відповідає за розвиток матриксу емалі зубів, періодонтальної зв'язки та кісткової тканини альвеол. Препарат має остеокондуктивні властивості. Застосовується для пластики кісткових кишень при захворюваннях пародонту.

7.2. Біосумісні матеріали

Згідно з визначенням W. Wagner біосумісні матеріали - це матеріали, що мають небіологічне походження і застосовуються в медицині для досягнення взаємодії з біологічною системою.

Біосумісним із кістковою тканиною може вважатися матеріал, який достатньою мірою інертний щодо остеоіндукції та активний щодо остеокондукції.

Пояснити це положення можна таким чином. Остеоіндуктивні властивості мають тільки специфічні білки-остеоіндуктори. Тому подібні властивості притаманні тільки біологічним матеріалам і препаратам, що містять ці білки і специфічні фактори росту.

Небіологічні матеріали не можуть викликати експресію генів, що відповідають за мітоз і диференціацію остеогенних клітин в остеобласти, а отже, будь-яка активність цих матеріалів щодо геному стовбурових мезенхімальних клітин, найімовірніше, чинитиме неадекватний або негативний вплив на процес остеоіндукції.

З огляду на вищесказане, матеріал імплантату, з одного боку, не повинен впливати на геном клітин організму, пригнічувати білки-остеоіндуктори, пригнічувати мітоз остеогенних клітин, а надалі діяльність остеобластів і остеоцитів. З іншого боку, поверхня матеріалу має забезпечувати адсорбцію білків і адгезію клітин, органічного і мінерального компонентів кісткового матриксу, а також його фізико-хімічний зв'язок із поверхнею імплантату.

З погляду активності щодо остеокондукції та взаємодії з кістковим матриксом V. Strunz (1984) і J. Osborn (1985) розділили біосумісні матеріали на біоактивні, біоінертні та біотолерантні.

7.2.1. Біоактивні матеріали

Біоактивні небіологічні матеріали — це матеріали, які включаються в іонний обмін і метаболізм кісткового матриксу і частково або повністю заміщуються кістковою тканиною в процесі її регенерації.

Характерною особливістю цих матеріалів є повна або часткова їхня деградація (розсмоктування) з часом і заміщення нормальною кістковою тканиною (V. Strunz, 1984).

Біоактивними матеріалами є кальцій-фосфатні сполуки, сульфат кальцію, біоскло і матеріали на основі деяких високомолекулярних полімерів.

Кальцій-фосфатні матеріали (трикальційфосфат і гідроксиапатит) отримують не тільки з біологічної сировини, а й методами хімічного осадження, синтезу або спікання (H. Spiekermann, 1995).

Будучи аналогом головного компонента мінеральної основи кістки, гідроксиапатит має виражені остеокондуктивні властивості, забезпечує адгезію білків і клітин кісткової тканини, активно включається в іонний обмін і метаболізм кісткового матриксу, підтримує іонні та ковалентні зв'язки з мінералами кістки (W. Hislop, 1993). Створюючи оптимальні умови для остеокондукції, гідроксиапатит водночас піддається остеокластичній резорбції, розчиняється в рідкому середовищі та розсмоктується протягом 6-10 місяців (W. Donohue, 1993); причому його резорбція в губчастому шарі кістки відбувається швидше, ніж у компактному. У клінічній практиці застосовують і нерозсмоктуваний гідроксиапатит, який являє собою композиційний гідроксиапатитно-керамічний матеріал у вигляді блоків або великих гранул, отриманих під час спікання. Цей матеріал піддається частковій резорбції, причому окремі гранули або фрагменти блоків, інкорпоровані новоутвореною кісткою, можуть зберігатися протягом 3-5 років (H. Hoogendoor, 1984).

Трикальційфосфат не є аналогом аморфних кальцій-фосфатних сполук мінеральної частини кісткового матриксу. Разом з тим, цей матеріал метаболічно досить активний. *In vivo* більша його частина трансформується в гідроксиапатит, а частина, що залишилася, розчиняється (M. Jarcko, 1986).

Сульфат кальцію, або «Паризький пластир» - один із перших біосумісних остеопластичних матеріалів. Уперше його використав Dreesman у 1892 р. для заповнення кісткових дефектів. Цей матеріал має остеокондуктивні властивості, добре переноситься тканинами, резорбується протягом місяця, при цьому відбувається його заміщення кістковою тканиною (L. Peltier, 1961). Сульфат кальцію широко використовують в оториноларингології, ортопедії та травматології. Може застосовуватися під час операції синус-ліфт, а також хірургічного лікування захворювань пародонту як остеопластичний матеріал.

Скло — неорганічний твердий матеріал, що складається з трьох основних хімічних сполук: SiO_2, $CaCO_3$ і Na_2CO_3. До біосумісних належать стекла, до складу яких входять: SiO_3 або SiO_2 (30–45 %), P_2O_5 або P_2O_2 (6 %), CaO (15–25 %) і Na_2O (біля 25 %). Різновидом біосумісного скла є деякі види ситалів. З фізичної точки зору ситалл — це закристалізоване скло. Біосумісні ситали мають схожий хімічний склад зі склом, але крім SiO_3, P_2O_5, CaO і Na_2O можуть містити ще низку сполук: $Ca(PO_3)_2$, MgO, $A1_2O_3$, Ta_2O_5 и TiO_2.

Біологічна активність біосумісних стекол і ситалів проявляється за рахунок хімічної деградації (розчинності) в рідких біологічних середовищах поверхні цих матеріалів. Унаслідок цього на поверхню виходять іони кальцію і сполуки фосфору, що сприяють утворенню на поверхні матеріалу кристалів апатитів, які

формують центри мінералізації остеоїду і забезпечують фізико-хімічний зв'язок матриксу кістки з поверхнею матеріалу.

Біоактивні полімери молочної та лимонної кислот застосовують як бар'єрні мембрани, що розсмоктуються. До подібних полімерів також належать композиційні матеріали на основі високомолекулярного поліетилену з мінеральними наповнювачами — гідроксиапатитом або гідроксидом кальцію, що застосовуються для остеопластики дефектів і нарощування кісткової тканини (R. Yukna, 1990).

7.2.2. Біоінертні матеріали

До цієї групи належать матеріали, поверхня яких може забезпечити фізико-хімічний зв'язок з кістковим матриксом, але водночас вони практично не включаються в метаболізм кісткової тканини і не піддаються деградації протягом усього періоду взаємодії з навколишніми тканинами.

Біоінертні матеріали або їхня поверхня є найпростішою за хімічним складом керамікою, що має звичайні іонні зв'язки. Основу її складають оксиди, що являють собою хімічну сполуку металу і кисню.

Найвідомішою керамікою з групи біоінертних матеріалів є алюмооксидна кераміка з групи біоінертних матеріалів (Al_2O_3). Внутрішньокісткові імлантати, що виготовляються з оксиду алюмінію, мають полі- і монокристалічну структуру. Алюмооксидна кераміка з полікристалічною структурою має білий колір; монокристалічна прозора, за хімічним складом і структурою ідентична сапфіру (H. Kawahara et al., 1980).

Алюмооксидна кераміка має виражений негативний заряд поверхні за рахунок радикалів іонів O_2^-,що зв'язує молекули ендогенних протеїнів і може забезпечити фізико-хімічний зв'язок кісткового матриксу з поверхнею матеріалу (F. J. Osborn, 1985).

До біоінертних металів належать титан і деякі його сплави, а також цирконій.

Титан - легкий, міцний метал, що має високу стійкість до корозії. Титан має невеликий коефіцієнт теплопровідності та немагнітний (J. A. Helsen, 1998). Широко поширений у природі і становить 0,44 % маси земної кори. Титан міститься практично у всіх каменях, піску, глині та інших ґрунтах, а також у воді та метеоритах. У незначних кількостях він міститься в усіх живих організмах і рослинах.

Хімічна сполука у вигляді оксиду титану була відкрита в 1791 р. англійським геологом W. Georg. Georg, а в 1795 р. німецький хімік M. H. Klatproth виділив титан як хімічний елемент. Через сто років титан став доступний для промислового розроблення. У 1910 р. інженер-металург M. Hunter виділив із мінералів ільменіту і рутилу тетрахлорид титану. У 1950 р. завдяки лабораторним магніетермічним процесам було отримано технічно чистий титан, який містить близько 99,95 % титану, а як основні домішки кисень, азот і залізо в мінімальних кількостях (табл. 7.2). Вміст деяких інших елементів (кальцій, алюміній, водень, молібден тощо) у технічно чистому титані становить не більше тисячних часток відсотка.

Таблиця 7.2

Хімічний склад різних марок технічно чистого титану

Марка титану	*Хімічний склад* (%)					
	Ti	Fe	O	N	C	H
5832/ II (ISO)*	≈ 99,5	0,2	0,1	0,05	0,08	0,013
Grade 1 (ASTM)**	≈ 99,5	0,2	0,1	0,05	0,08	0,013
Grade 2 (ASTM)	≈ 99,4	0,25	0,2	0,06	0,08	0,013
Grade 4 (ASTM)	≈ 99,2	0,35	0,3	0,07	0,1	0,013
ВТі-0 (ДСТУ)***	≈ 99,5	0,18	0,12	0,04	0,07	0,010
ВТі-00 (ДСТУ)	≈ 99,7	0,12	0,10	0,04	0,05	0,008

* позначення марки за стандартом Міжнародної організації стандартизації;

** позначення марки Американського товариства тестування матеріалів;

*** позначення марки за ДСТУ 19807-91.

На повітрі за рахунок адсорбції атомів кисню на поверхні титану спонтанно утворюється оксидна плівка. У результаті поверхня титану з хімічної точки зору перетворюється на стійку керамічну сполуку. Стабільна і щільна оксидна плівка має хімічний зв'язок з титаном і перешкоджає подальшій взаємодії іонів цього металу з киснем, що і забезпечує його корозійну стійкість (R. U. Rauch, 1995).

Оксидний шар на поверхні титану визначає також його помірно виражені остеокондуктивні властивості. Численні дослідження показали, що на ньому відбувається адгезія і зв'язування білків, а також іонів кальцію і фосфору (M. Mckee, A. Nanei, 1993).

Таким чином, оксидна плівка є базою для формування остеокондуктивної матриці, на якій може здійснюватися мітоз остеогенних клітин і подальша життєдіяльність остеобластів і остеоцитів. Крім того, оксидний шар створює сприятливі фізико-хімічні умови для утворення кальцій- і титан-фосфатних сполук безпосередньо на поверхні імплантату. При цьому незначна дифузія іонів титану в навколишні тканини практично не впливає на життєдіяльність остеобластів, остеоцитів і фібробластів.

У хірургії титан широко використовується з 1952 р., добре вивчений і є основним матеріалом для виробництва різних імплантатів.

Для виробництва дентальних імплантатів застосовують технічно чистий титан, а також його сплави $TiAl_6V_4$ та нікеліду титану (табл. 7.3).

Таблиця 7.3

Хімічний склад сплавів титану, що застосовуються для виготовлення імплантатів

Сплав титана	*Хімічний склад* (%)								
	Ti	Al	V	Fe	O	N	C	H	Ni
$TiAl_6V_4$	≈ 89,4	≈ 6	≈ 4	0,3	0,2	0,05	0,08	0,015	—
NiTi	≈ 50,0								≈ 50,0

Цирконій, так само як і титан, виявлений у формі оксиду M. KJatproth у 1789 р. Як хімічний елемент цирконій був виділений шведським хіміком J. Jatproth. Berzelius у 1824 р. 1925 року данські вчені A. van Arkel і J. de Boer розробили технологію отримання технічно чистого цирконію.

Цей елемент розсіяний у земній корі. Основним його джерелом є мінерал — ортосилікат цирконію ($ZrSiO_4$), незначні поклади якого можуть бути в прибережних районах океанів і деяких озер [63]. У живих організмах цирконій не міститься.

Цирконій дуже міцний матеріал. Має здатність поглинати кисень, азот і водень. При 800°С у присутності кисню утворює стійку керамічну сполуку — оксид цирконію (ZrO_2). За кімнатної температури на поверхні цього металу утворюється шар оксиду і нітриду, який забезпечує його високу стійкість до корозії.

Протягом останніх 50 років цирконій використовують переважно в ядерній енергетиці як структурний матеріал для реакторів.

Низка авторів вивчала можливість застосування цього металу в медичній практиці, було доведено його біологічну сумісність із кістковою тканиною і можливість використання цирконій-оксидної кераміки і технічно чистого цирконію для виготовлення внутрішньокісткових імплантатів.

7.2.3. Біотолерантні матеріали

Біотолерантні матеріали - матеріали, які здатні забезпечити адсорбцію білків на своїй поверхні, але не мають остеокондуктивних властивостей. Тому під час їхнього використання фізико-хімічний зв'язок між поверхнею імплантату і кістковим матриксом, як правило, не утворюється, що призводить до формування сполучнотканинної капсули навколо імплантату (V. Strunz, 1984).

До біотолерантних матеріалів належать сплави на основі кобальту та деякі види нержавіючої сталі (табл. 7.4).

Таблиця 7.4

Хімічний склад деяких біотолерантних сплавів

Сплав	*Хімічний склад* (%)								
	Co	Cr	Mo	Ni	Fe	C	Si	Mn	Ti
$Co_{29}Cr_5Mo$	≈ 57	≈ 30,0	≈ 7,0	≤ 2,5	≤ 1,0	≤ 0,35	≤ 1,0	≤ 1,0	—
CoCrMo	33-75	15-32	4-7	≤ 2,0	≤ 1,5	≤ 0,05	≤ 1,0	≤ 1,0	≤ 5,0
X_2CrNiMoN-18133*	—	17-18	» 3,0	13-14	—	≤ 0,03	≤ 1,0	≤ 2,0	—

* марка сталі відповідно до стандарту Німецького інституту стандартів (DIN).

Сплави на основі кобальту містять до 25–30 % хрому, 5–7 % молібдену і незначну кількість інших металів. Хромокобальтовий сплав застосовують під час виготовлення субперіостальних імплантатів і металевого базису суцільнолитих конструкцій зубних протезів, що спираються на імплантати.

Нержавіюча сталь — сплав на основі заліза, що має високий вміст хрому, а також включає деякі інші хімічні елементи.

Крім металів, до біотолерантних матеріалів можна віднести біологічно стабільні полімери, що не піддаються гідролізу і не мають виражених токсичних і канцерогенних властивостей (D. Vince, 1991). У клінічній практиці знайшли застосування полімери з надвисокою молекулярною вагою (поліетилен, поліпропілен і тефлон). У стоматологічній практиці широко використовують політе-

трахлоретилен, з якого виготовляють бар'єрні мембрани, що не розсмоктуються, які використовують для спрямованої регенерації кістки під час імплантації (О. В. Островський, B. Arora et al., 1992).

7.3. Вимоги, що висуваються до матеріалів для внутрішньокісткових імплантатів

Матеріал для внутрішньокісткового імплантату можна вважати біосумісним, якщо на його поверхні відбувається формування кісткової тканини і створюється інтерфейс, здатний до адекватного розподілу функціонального навантаження на тканини, що оточують імплантат.

Виходячи з цього визначення, матеріал, придатний для виготовлення внутрішньокісткових імплантатів, повинен володіти певними фізикохімічними, біологічними, біохімічними та біомеханічними властивостями.

7.3.1. Фізико-хімічні властивості імплантаційних матеріалів

З фізико-хімічної точки зору матеріал імплантату не повинен:

– растворяться;
– піддаватися корозії та структурним змінам у рідких середовищах організму, а також остеокластичній резорбції або іншій деградації, пов'язаній із життєдіяльністю клітин організму;
– викликати небажані електрохімічні процеси в тканинах і на поверхні розділу імплантат/оточуючі тканини.

Розчинність і деградація матеріалів

Розчинність кальцій-фосфатних сполук, як і інших біоактивних матеріалів, дуже мала і становить $1{,}0\times10^{-9}$ моль/дм^3. Ще меншу розчинність мають скло і ситали. Однак біоактивні матеріали піддаються остеокластичній резорбції і, таким чином, є біодеградованими (табл. 7.5).

Таблиця 7.5

Терміни біологічної деградації біоактивних матеріалів

Матеріал	*Торгова марка*	*Деградація*
Гідроксіапатит	Bio-Oss	Подаергається остеокластичній резорбції. Гранули можуть зберігатися протягом 3-х років
	Calcilite 2040	Вважається практично резорбованим протягом 2-х років
	OsteoGraf	Частково розчиняється і піддається остеокластичній резорбції, гранули можуть зберігатися впродовж 5 років
Біоактивно скло	BioGran	Зазвичай піддається класичній резорбції впродовж 6 місяців, але може зберігатися до 5 років
	PerioGias	Розчинний. Може зберігатися протягом 3-х років

Біоінертні та біотолерантні матеріали можна вважати практично нерозчинними. Наприклад, розчинність поверхневого оксидного шару титану у фізіо-

логічному розчині становить лише 0,043 нм на день. Крім того, ці матеріали не піддаються остеокластичній резорбції і тому є небіодеградованими.

Крім розчинності, будь-який матеріал тією чи іншою мірою схильний до дисоціації - розпаду молекул у рідкому середовищі на іони (атоми і молекули, що втратили або приєднали електрони).

Суть дисоціації як фізико-хімічного процесу полягає у взаємодії молекул матеріалу і розчинника (наприклад, води, тканинної рідини або слини), що призводить до ослаблення взаємного тяжіння позитивно й негативно заряджених іонів, що спричиняє розпад частини молекул речовини, що розчиняється, на іони. Співвідношення між числом молекул, що розпалися на іони, і загальною кількістю молекул речовини називається ступенем дисоціації (Б. М. Яворский, Ю. А. Селезнёв, 1989).

Ступінь дисоціації та корозія, під якою мається на увазі руйнування або розчинення речовини під хімічним впливом зовнішнього середовища або рідини, є одним з основних показників придатності того чи іншого матеріалу для виготовлення імплантатів.

Відомо, що на поверхні деяких металів, наприклад, алюмінію, титану і хрому, утворюється оксидна плівка, що запобігає їхній корозії. Однак у рідких середовищах на поверхні алюмінію і кобальту вона втрачає свої захисні властивості і піддається електрохімічній корозії (Д. Вільямс, Р. Роуф, 1978).

Корозійна стійкість залежить також від того, наскільки швидко може відновитися оксидний шар. Якщо він легко руйнується і повільно відновлюється, то корозійна стійкість металу дуже низька.

Оксидна плівка на поверхні титану має здатність до самоорганізації, тобто на поверхні титану мимовільно створюється суцільний оксидний шар, який збільшується до певної товщини. Потім утворення оксидного шару припиняється. Протягом 1 мс на поверхні титану виникає оксидний шар товщиною близько 0,001 мкм. Протягом 1 хв його товщина збільшується до 0,01 мкм. За тривалішого перебування на повітрі товщина оксидної плівки може досягати 0,2 мкм, утворюючи подвійний шар оксиду титану, представлений TiO_2, TiO і Ti_2O_3.

Відповідно до Європейського стандарту (EN ISO 8891, 1995), корозія матеріалу, придатного для виготовлення імплантатів, має бути меншою за 14,3 мкг/см^2 на день$^{-1}$. Згідно з тестами, проведеними S. G. Steinemann, корозія кобальтохромових сплавів становить 20-26 мкг/см^2 на день$^{-1}$, а титану та його сплавів — 11 мкг/см^2 на день$^{-1}$.

Електрохімічні ефекти імплантаційних матеріалів

Дисоціація спричиняє електрохімічну реакцію, внаслідок чого поверхня металу набуває певного потенціалу. Такий потенціал називається стандартним електродним потенціалом. Його величина є однією з електрохімічних характеристик матеріалу (табл. 7.6). Що вищим є від'ємне значення стандартного електродного потенціалу металу, то більшою є його розчинність і реакційна здатність.

Унаслідок набуття металом потенціалу між ним і навколишнім середовищем, що є електролітом, виникає різниця потенціалів, яка залежить як від природи металу й електроліту, так і від низки інших чинників — рівня pH, концентрації електроліту й іонів металу, а також температури. Наприклад, за pH менше ніж 6,4 поверхня оксидної плівки титану має позитивний заряд, а за значень понад 6,4 набуває негативного заряду. Вважається, що різко виражений негативний потенціал поверхні імплантаційного матеріалу негативно впливає на навколишні тканини. За різниці потенціалів між поверхнею імплантата і навколишніми тканинами 100 мВ можуть виникати патологічні зміни (О. Н. Суров, 1993).

Таблиця 7.6

Стандартні електродні потенціали деяких металів

Елемент/сплав	*Стандартний потенціал*
Титан	-1,63
Хром	-0,74
Кобальт	-0,277
Никель	-0,250
Молибден	-0,20
Алюминий	1,66

7.3.2. Біологічні властивості імплантаційних матеріалів

З біологічної точки зору матеріал імплантату, його хімічні елементи, а також можливі продукти, що утворюються під час його взаємодії з біологічною системою, не повинні:

– спричиняти патологічних змін у навколишніх тканинах під час їхньої регенерації;
– порушувати гомеостаз організму, життєдіяльність органів і тканин протягом усього періоду функціонування;
– чинити токсичний, канцерогенний та алергічний вплив на тканини й організм загалом.

Дисоціація призводить до дифузії іонів матеріалу імплантату, що, природно, впливає на процеси життєдіяльності як тканин, які оточують імплантат, так і організму в цілому (А. И. Воложин, С. В. Порядина, 1998).

Якщо підсумувати хімічний склад біосумісних матеріалів, то можна скласти перелік іонів неметалів, які широко представлені в організмі людини— это Ca^{2+}, N^{+}, H^{+}, C^{+}, OH^{-}, CO_3^{2-}, PO^{4-}. При цьому можна припустити, що внаслідок дисоціації біосумісного матеріалу незначне збільшення концентрації цих іонів не чинитиме істотного впливу як на тканини, що оточують імплантат, так і на організм загалом.

Деякі метали, що входять до складу біосумісних матеріалів, наприклад, залізо, також широко представлені в організмі та згідно з класифікацією Ю. А. Єршова і співавт. (1993) є макроелементами. Вміст інших — алюмінію, кобальту, хрому, молібдену і ванадію — становить від 10^{-3} до 10^{-5} % від загальної маси організму

людини (табл. 7.7). Ці метали є мікроелементами. Концентрація титану та нікелю в живих організмах ще менша, і вони вважаються ультрамікроелементами.

Таким чином, при введенні в організм матеріалів, у складі яких є мікро- та ультрамікроелементи, вміст цих хімічних елементів може перевищувати їхній фізіологічний рівень. Отже, можливий певний їхній вплив на тканини, що оточують імплантат, і організм загалом.

Таблица 7.7

Содержание некоторых металлов в организме человека

	Масова частка (%)	Топографія
Fe	0,01	Більша частина зосереджена в гемоглобіні крові. Входить до складу багатьох ферментів
Co	10^{-5}–10^{-6}	Входить до складу вітаміну B_{12}
Cr	10^{-5}	Основна частина знаходиться в гіпофізі
V	10^{-5}	Концентрується у волоссі, накопичується в печінці та жировій тканині. Бере участь в обміні ліпідів
Mo	10^{-5}–10^{-6}	Знаходиться в печінці та нирках. Бере участь у метаболізмі пуринів. Впливає на активність низки ферментів
Al	10^{-5}	Концентрується в сироватці крові, легенях, печінці, нирках, волоссі, нігтях і кістковій тканині.
Ti	10^{-5}–10^{-6}	Знаходиться в тканинах головного мозку у вигляді комплексів з білками
Ni	10^{-6}	Зосереджений у гіпоталамусі, гіпофізі, печінці, підшлунковій залозі, нирках, легенях. Бере участь у кровотворенні, впливає на вуглеводний обмін.
Zr	0	У живих організмах не виявлено

Іони заліза є одним із компонентів гемоглобіну, міоглобіну та різних ферментів. Крім того, вони беруть активну участь у трансформації аморфних кальцій-фосфатних сполук у гідроксиапатит. Однак збільшення вмісту заліза може призвести до порушення окисно-відновних процесів у тканинах і чинити токсичний вплив на клітини.

Іони алюмінію інгібують синтез АТФ, тому його підвищений вміст може суттєво знизити метаболічну активність кісткової тканини та уповільнити мінералізацію. Іони алюмінію можуть пригнічувати еритропоез і вражати центральну нервову систему. Вважається, що їхня тривала акумуляція в тканинах головного мозку здатна спричинити мутації генів AD3 і AD2, які розташовані в 14-й і 19-й хромосомах, унаслідок чого може розвинутися хвороба Альцгеймера.

Іони кобальту накопичуються в нирках, печінці та підшлунковій залозі. Значну його кількість містить вітамін B_{12}. Кобальт вважається алергенним металом. Іони кобальту інгібують процес перетворення аморфних кальцій-фосфатних сполук на гідроксиапатит. Канцерогенна потенція кобальту наразі не доведена (Y. Okamoto, S. Hidaka, 1994).

Іони хрому акумулюються в печінці, нирках і кістковій тканині. Цей хімічний елемент має високу алергенну потенцію, здатний проникати через клітинні мембрани, взаємодіяти з ДНК та індукувати мутації генів (N. Ziats et al., 1998).

Іони нікелю можуть спричиняти загальну інтоксикацію організму в разі потрапляння в кров. Під час використання матеріалів на основі нікелю його іони можуть накопичуватися в легенях і руйнувати мітохондрії клітин; крім того, вони є одним із найактивніших інгібіторів процесу утворення гідроксиапатиту і мають високу алергенну та канцерогенну потенцію (E. Merian, 1984).

Іони молібдену входять до складу деяких ферментів, які каталізують реакції, пов'язані з транспортом кисню, і беруть участь у метаболізмі пуринів. Токсичний вплив молібдену спостерігається тільки в разі потрапляння його інгаляційним шляхом у легені.

Іони ванадію беруть участь в обміні жирів, мінералізації кісткової тканини і зубів. Підвищений вміст ванадію може чинити виражений цитотоксичний вплив на тканини та спричиняє руйнування деяких ферментів (L. G. Macara, 1980).

Титан не є типовим і основним хімічним елементом тканин і біомолекул організму, як, наприклад, залізо або кобальт. Титан може накопичуватися в легенях. Разом з тим, цей метал вважається абсолютно біоінертним (табл. 7.8). Збільшення його концентрації навіть у кілька тисяч разів не чинить токсичного, алергенного та канцерогенного впливу, не спричиняє запальної реакції в навколишніх тканинах і не пригнічує процес утворення кісткового гідроксиапатиту, іони титану мають помірно виражений бактеріостатичний ефект.

Таблиця 7.8

Цитотоксична характеристика металів та їхніх сплавів (результати досліджень H.F. Hildebrand та J.-C. Hornez,1998)

Матеріали та їхні сплави	*LC_{50} (μg ml^{-1})*	*Рівень виживаності клітин на 400 μg ml^{-1} матеріала** (%)*	*Кількість багатоядерних гігантських клітин на 100 μg ml^{-1} матеріала *** (%)*
Контрольна група****	Немає	100 ± 5	2,6 ± 0,7
Титан	Немає	81 ± 4	2,7 ± 0,7
Хром	600	62 ± 3	7,8 ± 1,9
Нікель	25	0	15,9 ± 2,6
Кобальт	20	0	20,3 ± 4,9
Al_2O_3	Немає	95 ± 2	Не визначається
Нерж. сталь	Немає	72 ± 2	90,1 ± 1,8
NiCrCo	100	23 ± 8	16,6м 3,3
$TiAl_6V_4$	Немає	98 ± 2	2,5 ± 0,8

*LC_{50} — тест 50 %-ї летальної концентрації епітеліальних клітин людини (лінія клітин L132). Проводиться in vitro і показує, яка концентрація хімічної речовини спричиняє загибель 50 % клітин культури. Є критерієм цитотоксичності хімічних речовин.

** тест, який показує рівень виживання клітин за максимально високої концентрації хімічної речовини (400 мкг на моль$^{-1}$).

*** показник, що характеризує інтенсивність запальної реакції на матеріал.

**** чиста клітинна культура, що не містить іонів металів.

Наведені вище дані про вплив деяких іонів металів, що входять до складу імплантаційних матеріалів, засновані на експериментальних дослідженнях

і не завжди знаходять підтвердження в клінічній практиці. Це пов'язано насамперед із низьким ступенем дисоціації та високою корозійною стійкістю матеріалів, наприклад, алюмооксидної кераміки. Застосування виготовлених з неї імплантатів не призводить до підвищення концентрації алюмінію в тканинах і органах або ступінь дифузії його іонів у навколишні тканини настільки незначний, що не чинить токсичного впливу на навколишні тканини. Сплави на основі титану також мають дуже високу корозійну стійкість, і жодних статистично достовірних даних, заснованих на експериментальних і клінічних дослідженнях, про негативний вплив цього сплаву на навколишні тканини та організм загалом на цей час поки що не представлено. Водночас низка авторів вважає, що сплави за своїми біологічними властивостями значно поступаються технічно чистому титану (B. Kasemo, 1985).

На сьогодні доведено негативний вплив на навколишні тканини й організм тільки сплавів на основі кобальту, хрому та нікелю. Експериментальні та клінічні дослідження показали, що ці сплави можуть спричиняти:

– запальну реакцію в навколишніх тканинах, що супроводжується формуванням грануляційної тканини та інкапсуляцією цих матеріалів;
– загибель клітин сполучної тканини за рахунок цитотоксичного ефекту;
– імунні реакції, сенсибілізацію організму та алергію;
– утворення злоякісних пухлин у навколишніх тканинах.

Можливий негативний вплив сплавів з високим вмістом кобальту, хрому і нікелю істотно обмежує їх використання для виготовлення внутрішньокісткових імплантатів.

7.3.3. Біохімічні та термодинамічні властивості імплантаційних матеріалів

З біохімічної та термодинамічної точок зору поверхня матеріалу імплантату має забезпечувати мимовільну адсорбцію біомолекул і клітин, а також фізичний або хімічний зв'язок із матриксом кістки.

Гетерогенний каталіз

Адсорбція біомолекул на поверхні біосумісних матеріалів відбувається на поверхні фазового розділу; при цьому молекули речовини, що знаходиться в рідкій фазі, реагують з поверхнею твердого тіла. Такий фізико-хімічний процес називається гетерогенним каталізом і включає п'ять оборотних стадій (Y. Akadava, 1993):

1. Дифузія. Молекули, що реагують, дифундують до поверхні твердої речовини.
2. Адсорбція. Молекули, що реагують, спочатку піддаються фізичній адсорбції на активних центрах поверхні твердої речовини, потім відбувається їхня хемосорбція.
3. Хімічна реакція. Молекули рідини, що реагують, а точніше їхні іони, вступають у реакцію з іонами поверхневого шару твердої речовини з утворенням продуктів.

4. Десорбція. Зворотна адсорбції стадія. Хемосорбовані молекули рідини стають фізично адсорбованими на поверхні твердої речовини і врешті-решт вивільняються з її поверхні.
5. Дифузія. Молекули продуктів дифундують від поверхні твердої речовини.

Фізична адсорбція відбувається, коли молекули зв'язуються з активними центрами на поверхні твердої речовини силами Ван-дер-Ваальса (слабкі сили міжмолекулярного тяжіння). Сила енергії цього фізичного зв'язку біомолекул із поверхнею біосумісного матеріалу невелика і становить менше 41 кДж/моль на відстані близько 1 нм від поверхні матеріалу.

Хімічна адсорбція відбувається, коли молекули зв'язуються з активними центрами на поверхні твердої речовини за допомогою хімічних зв'язків. Хімічна реакція між біомолекулами і поверхнею біосумісного матеріалу може здійснюватися за рахунок міжмолекулярного водневого зв'язку. Сила енергії такого зв'язку також невелика і становить від 10-30 до 400 кДж/моль. Другий тип хімічного зв'язку між активними центрами поверхні матеріалу і біомолекулами — ковалентний та іонний зв'язки. Вони призводять до утворення хімічних продуктів на поверхні біосумісного матеріалу і мають більшу порівняно з фізичним і водневим зв'язками енергію, яка може становити 400-600 кДж/моль.

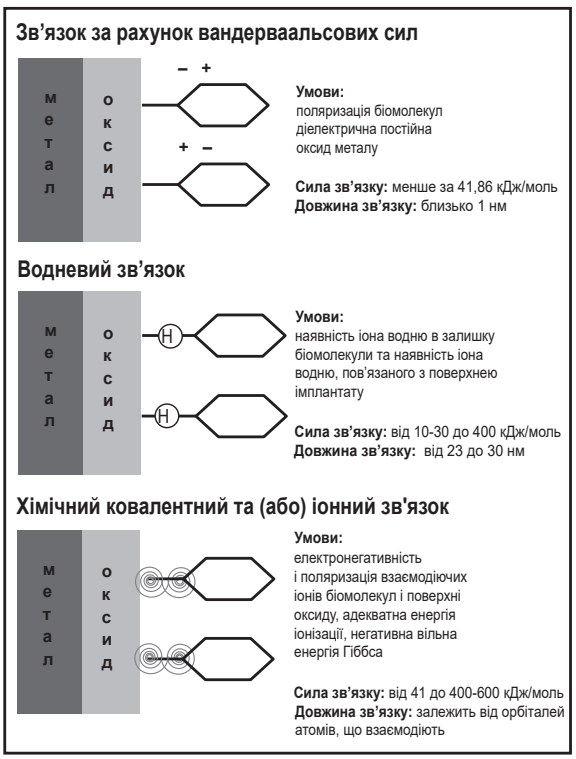


Рис. 7.1. Три варіанти хімічного зв'язку біомолекул з оксидним шаром металу (за B. kasemo і J. Lausmaa зі змінами)

Адсорбція білків і фізико-хімічний зв'язок біологічних тканин із небіологічним матеріалом може відбуватися в тому разі, якщо поверхня матеріалу є «цікавою» для біомолекул, які прагнуть до неї, а також якщо ця поверхня має активні центри, здатні утворити фізико-хімічний зв'язок.

З фізико-хімічного погляду біосумісний матеріал може забезпечувати адсорбцію біомолекул, якщо він має достатню для цього процесу енергією і здатністю до рекомбінації з дисоційованими молекулами амінокислот і білків (E. T. Den Brader et al., 1995).

Термодинамічні властивості біосумісних матеріалів

Для того щоб судити про можливість мимовільного протікання реакції адсорбції, слід враховувати три основні чинники — енергію, ентальпію та ентропію.

Енергія — це єдина міра здатності здійснювати роботу! Остання є формою передачі енергії від однієї системи до іншої або від системи до її оточення.

Будь-яке тіло або система має внутрішню енергію, яка є сумою кінетичної та потенційної енергії всіх частинок цього тіла або системи. Внутрішня енергія є функцією стану системи і не залежить від того, яким чином система опинилася в цьому стані. Усі матеріальні системи виявляють тенденцію до досягнення мінімуму своєї потенційної енергії, з одного боку, і максимуму ентропії - з іншого. При цьому зміна енергії в матеріальній системі визначається зміною ентальпії. Термодинамічна функція стану, яка відображає баланс ентропії та енергії системи, називається вільною енергією Гіббса (*G*). Зміна вільної енергії Гіббса (Δ*G*) при утворенні одного моля-речовини з елементів, що входять до неї, називається стандартною молярною вільною енергією утворення. Вільна енергія Гіббса є мірою стійкості хімічної сполуки, а також мірою здійсненності мимовільної фізико-хімічної реакції. Інакше кажучи, зміна вільної енергії — це та частина зміни внутрішньої енергії системи, яка може перетворюватися на роботу, тобто корисна енергія, яку в хімічних системах називають також хімічним потенціалом. Мимовільний перебіг можливий тільки для реакцій, що характеризуються від'ємними значеннями енергії Гіббса. На підставі цього термодинамічного постулату H. Worch (1998) запропонував використовувати формулу можливості адсорбції біомолекул на поверхні біосумісного матеріалу, яка виходить з його стандартної молярної вільної енергії утворення:

$$\Delta G = \Delta H - T\Delta S < 0,$$

де Δ*H* — зміна ентальпії, *T* — абсолютна температура, за якої відбувається передача (зміна) енергії, Δ*S* — зміна ентропії.

Таблиця 7.9

Стандартна молярна вільна енергія утворення оксидів металів

Оксид металу	Δ*G*
Al_2O_3	-847
CoO	-290
Cr_2O_3	-537
FeO	-366
NiO	-248
TiO	-840
TiO_2	-714
Ti_2O_3	-784
ZrO_2	-859

Тільки за негативних значень ΔG може відбуватися адгезія біомолекул на поверхні матеріалу. Як показують розрахунки, біосумісні матеріали мають різну величину енергії Гіббса і, отже, потенцію до мимовільної адгезії біомолекул на

своїй поверхні (табл. 7.9). Найвищі показники мають цирконійоксидна та алюмооксидна кераміка, а також оксиди титану; найнижчі — оксиди нікелю та кобальту.

Физико-химические свойства поверхностей биосовместимых материалов

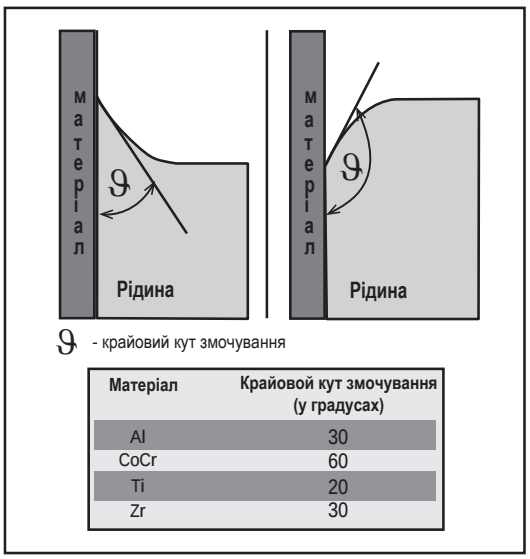
Однією зі складових внутрішньої енергії тіла або системи є поверхнева енергія.

Будь-який атом і його складові, розташовані в об'ємі твердого тіла (його кристалічної решітки), піддаються симетричній дії сил з боку навколишніх атомів. В атомів, розташованих у поверхневому шарі, з одного боку відсутні атоми цієї речовини. Унаслідок чого сили міжатомної взаємодії стають асиметричними, тому енергія цих атомів вища, ніж у атомів усередині кристалічної решітки. Існує така закономірність: що більша площа поверхні матеріалу і вища щільність його кристалічної решітки, то більша його поверхнева енергія. Як і вільна енергія Гіббса, вона визначає одну з найважливіших біохімічних властивостей поверхні матеріалів — здатність до адгезії біомолекул. Вважається, що для її здійснення поверхнева енергія біосумісного матеріалу повинна становити 60-120 мДж×м$^{-2}$, адже адсорбція є енергоємним процесом, який потребує споживання не менше 45-60 мДж×м$^{-2}$ поверхні біосумісного матеріалу. Математичне рівняння розрахунку енергетичних витрат, необхідних для адгезії біомолекул на поверхні небіологічного матеріалу, було виведено F. M. Fowkes:

$$W = \gamma\,(1 + \cos\theta),$$

где W — енергія адгезії, γ — коефіцієнт поверхневого натягу рідини, θ — крайовий кут змочування.

Енергетичні витрати під час адсорбції залежать від крайового кута між поверхнею матеріалу і меніском (поверхня рідини, викривлена на кордоні з твердим тілом) у точках їхнього перетину (рис. 7.2). При цьому простежується така закономірність: що нижчий крайовий кут, то менші енергетичні витрати на адгезію і кращі початкові умови для адгезії біомолекул. Значення крайового кута є характерною особливістю матеріалу. Максимальний крайовий кут у кобальту, мінімальний — у титану і його сплавів.



Матеріал	Крайовой кут змочування (у градусах)
Al	30
CoCr	60
Ti	20
Zr	30

Рис. 7.2. Змочуваність поверхонь і значення крайового кута деяких матеріалів

Здатність до адсорбції біомолекул із розчину на поверхні матеріалів залежить також від товщини шару дифузії, температури довкілля та активності іонів у розчині.

Биохимические механизмы адсорбции белков

В основі хімічної реакції біомолекул із поверхнею біосумісного матеріалу лежить їхня рекомбінація.

Рекомбінація молекул — це процес возз'єднання протилежно заряджених іонів в електрично нейтральні молекули. Між дисоціацією і рекомбінацією встановлюється динамічна рівновага: кількість молекул, що розпадаються на йони за одиницю часу, дорівнює числу пар йонів, які за цей період возз'єднуються в нейтральні молекули.

Молекули води і біомолекули, так само як і будь-яка речовина, піддаються дисоціації в тканинних рідинах організму.

Дисоціація молекул води призводить до утворення позитивно заряджених йонів водню (H^+) і негативно заряджених гідроксильних груп (OH^-):

Білки та амінокислоти, що їх складають, також дисоціюють.

Будь-яка амінокислота має карбоксильну групу (—COOH) і аміногрупу ($—NH_2$).За нормальних значень pH тканинної рідини в результаті дисоціації амінокислот утворюються полярно заряджені групи –COO– і $–NH3^+$. Завдяки з'єднанню цих протилежно заряджених груп відбувається формування пептидних ланцюжків.При ацидозе (уменьшении pH) от карбоксилатной группы аминокислоты отщепляется ион водорода. В результате карбоксильная группа преобразуется в отрицательно заряженный остаток —COO–.

При алкалозі, навпаки, атом водню приєднується до аміногрупи, і вона стає позитивно зарядженим закінченням.

Дисоціація молекул біосумісного матеріалу, наприклад, титану, призводить до розпаду частини молекул оксидного шару на позитивно заряджені іони титану і негативно заряджені іони кисню. Поверхня оксиду титану, що має позитивно і негативно заряджені іони, а також володіє необхідною енергією, створює електростатичне та енергетичне поле для дифузії і фізико-хімічного зв'язку з протилежно зарядженими іонами плазми крові і навколишньої тканинної рідини.

Негативно заряджені іони кисню можуть вступати в іонні зв'язки з іонами водню, а також кальцію і фосфору плазми крові. Рекомбінація іонів водню з іонами кисню на поверхні оксидного шару титану може сприяти утворенню міжмолекулярних водневих зв'язків з біомолекулами.

Рекомбінація позитивно заряджених йонів титану може відбуватися як з негативно зарядженими гідроксильними групами, що утворюються під час дисоціації молекул води, так і з протилежно зарядженими кислотними групами диссоційованих амінокислот (мал. 7.3). Рекомбінація іонів титану з хімічно активними негативно зарядженими кислотними залишками амінокислот, здатними утворювати іонні та ковалентні зв'язки з іонами титану, розглядається наразі як основна робоча гіпотеза хемосорбції білків на поверхні титану.

Водночас для утворення кісткової тканини на поверхні імплантату важлива не стільки здатність до адсорбції власне білків на поверхні біосумісного матеріалу, скільки здатність цієї поверхні до зв'язування специфічних білків, що забез-

печують адгезію остеобластів та формування остеоїду.

Можна припустити, що спочатку з поверхнею імплантату будуть взаємодіяти білки плазми крові, насамперед фібриноген. Цей білок є основою для утворення волокон фібрину, які необхідні для спрямованої проліферації остеогенних клітин. Однак фібриноген через 3-5 днів (період проліферації остеогенних клітин і їх перетворення на остеобласти) повинен звільнити місце для специфічних білків (вітро- і фібронектину), що забезпечують адгезію остеобластів і адсорбцію колагену. Це означає, що до моменту секреції остеобластами цих специфічних білків має відбутися десорбція фібриногену від поверхні імплантату. Згідно з розробленою B. Kasemo і J. Lausmaa (1986) схемою за первинною адсорбцією на поверхні імплантата біомолекул і молекул води слідує десорбція біомолекул. Потім відбувається реабсорбція інших біомолекул, їх модифікація або фрагментація (рис. 7.4). Тому сила зв'язування фібриногену поверхнею біосумісного матеріалу має велике значення, але вона має бути адекватною, тобто забезпечувати адсорбцію фібриногену не більш як 3-5 днів.

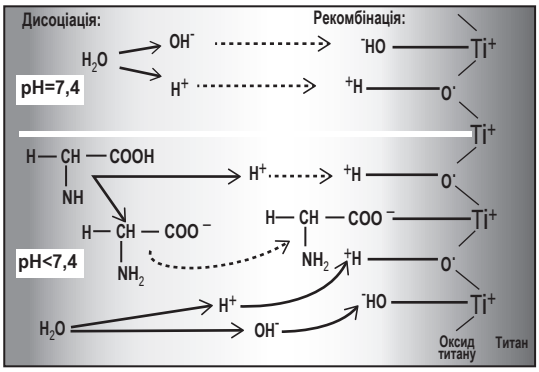


Рис. 7.3. Схема адсорбції на поверхні оксиду титану дисоційованих молекул води й амінокислоти гліцину, що становить близько 33% пептидного ланцюжка колагену

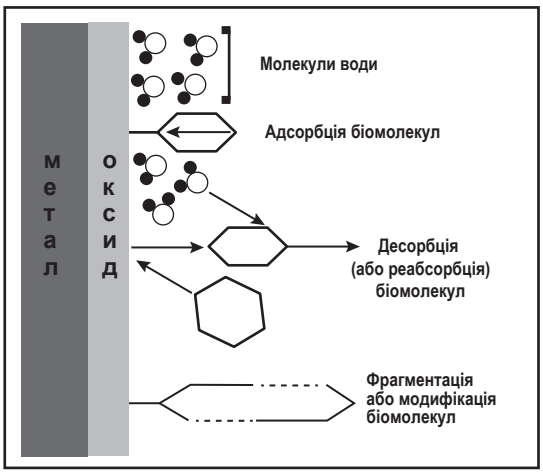


Рис. 7.4. Схема адсорбції та десорбції біомолекул на оксидному шарі біосумісного металу (за B. Kasemo і J. Lausmaa, 1985, зі змінами)

Вивчаючи процеси адсорбції та десорбції різних білків, D. E. Williams, I. Askiil і R. Smith (1985) визначили силу адсорбції фібриногену до різних металів

(табл. 7.10). На підставі результатів даних досліджень можна зробити висновок про те, що титан має помірну здатність до адсорбції фібриногену і забезпечує оптимальні терміни його десорбції.

Таблиця 7.10

Адсорбція фібриногену на поверхнях різних металів (на підставі експериментальних даних P. F. Williams et al., 1985)

Метал	*Адсорбція фібріногену (мкг/см²)*	*Залишкова адсорбція (%)*	
		за 5 днів	*за 19 днів*
Al	0,5	1,6	0,8
Co	80,	35,0	10,1
Fe	0,9	38,5	13,0
Mo	1,3	38,0	7,1
Ni	3,0	7,8	5,2
Ti	1,3	1,9	0,3
V	9,0	1,9	4,7
Zr	0,6	4,3	1,0
Нерж. сталь	0,4	10,4	1,5

Після десорбції фібриногену відбуваються дифузія, адсорбція і хімічна реакція між кислотними залишками вітронектину та іонами титану, що створює умови для адгезії остеобластів до поверхні імплантату. Вітронектин при цьому виступає мішенню для рецепторів остеобластів, які являють собою білки інтегрин і адгерин, що входять до складу клітинної мембрани остеобластів, які прикріплюються до вітронектину і забезпечують зв'язок поза- і внутрішньоклітинних білкових комплексів. У процесі секреції остеоїда зв'язок між рецепторами остеобластів і вітронектином слабшає, відбувається їхнє відривання від поверхні імплантату, а потім десорбція, дифузія або фрагментація вітронектину. Місця, що звільнилися після десорбції та дифузії цього білка, можуть бути зайняті молекулами дисоційованих амінокислот, що утворюють колаген.

Рекомбінацію негативно заряджених залишків амінокислот, що складають пептидні ланцюжки колагену, з позитивно зарядженими іонами титану розглядають багато дослідників як найімовірніший механізм адсорбції й інкорпорації волокон колагену з оксидною плівкою титану.

Таким чином, процес гетерогенного каталізу, що супроводжується адсорбцією і хімічною реакцією білків кісткового матриксу з поверхнею біосумісного матеріалу, може відбуватися при дотриманні низки умов, що включають фізико-хімічні властивості біосумісного матеріалу та біомеханічні параметри середовища, що контактує з поверхнею імплантату.

7.3.4. Механічні властивості імплантаційних матеріалів

Матеріал імплантату повинен мати достатню механічну міцність.

Під механічними властивостями матеріалу, з якого виготовлений дентальний імплантат, мається на увазі його поведінка під впливом зовнішніх механічних навантажень.

Для визначення подібних властивостей матеріалу необхідно знати, яке механічне навантаження або сила впливає на імплантат і який матеріал здатний витримувати це навантаження без ушкодження і деформації конструкції імплантату.

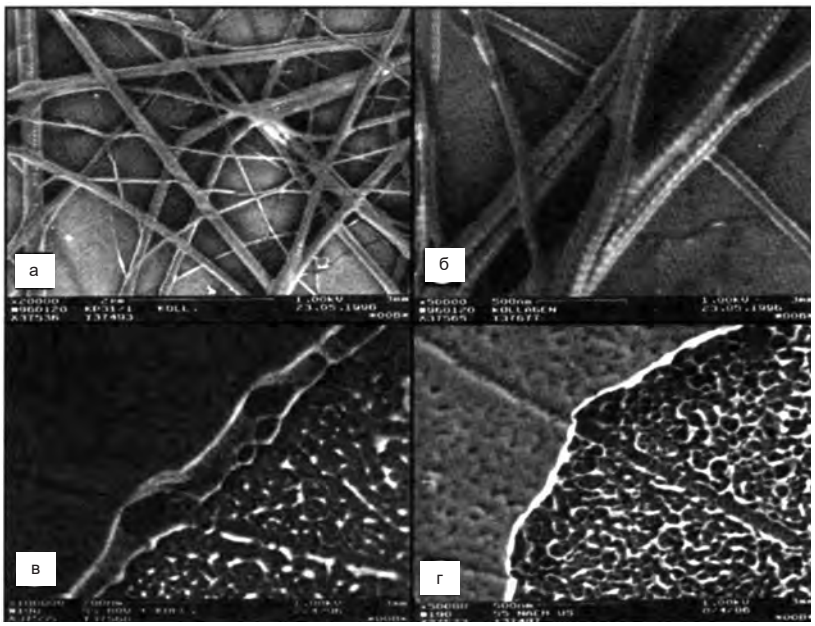


Рис. 7.5. Адсорбція колагену на поверхні титану, фотографії отримані за допомогою електронної мікроскопії (спостереження проф. H. Worch, Технічний університет Дрездена, Німеччина. Передруковано з книги J. A. Helsen та H. J. Breme (ed) Metals as biomaterials. John Wiley & Sons, Chichester, England, 1998): а, б — мережа колагенових волокон на поверхні оксиду титану; в, г — шліф поверхні титану разом з інкорпорованими з оксидним шаром титану волокнами колагену.

Відомо, що в людини з інтактними зубними рядами вертикальний компонент сили, що впливає на окремі групи зубів під час жування, зазвичай становить у ділянці молярів і премолярів 200-880 N; іклів і різців - 50-222 N. Іноді вертикально спрямована сила, що припадає на жувальну групу зубів, може досягати навіть 2440 N. Бічна сила, що впливає на зуби, має величину приблизно 20 N. У разі дефектів зубних рядів оклюзійна сила знижується на 20-50 % відносно початкового значення. Максимальна величина сили, що впливає під час жування на знімні протези, становить 69 N; на протези, що спираються на імплантати, — у середньому 143 N і може сягати понад 211-412 N.

Таким чином, на імплантат впливають зовнішні сили, які можуть досягати значної величини. Тому матеріал і сам імплантат повинні не тільки витримувати максимальну силу впливу, а й мати певний запас міцності.

Міцність — це властивість матеріалу витримувати дії зовнішніх сил без руйнування. Межею міцності називається механічне напруження, якому відповідає найбільше витримуване тілом навантаження перед руйнуванням його кристалічної структури.

При цьому механічною напругою (σ) називається фізична величина, що чисельно дорівнює силі пружності, яка припадає на одиницю площі перерізу тіла:

$$\sigma = F/S,$$

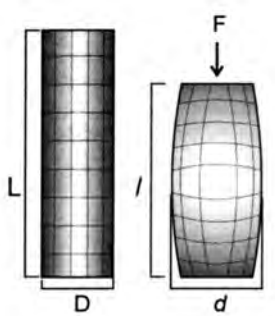
де F — сила пружності, S — площа перерізу тіла.

Під впливом зовнішньої сили частинки, розташовані у вузлах кристалічної решітки матеріалу, зміщуються зі своїх рівноважних положень. Зміщенню перешкоджають сили, що зв'язують ці частинки. Тому під час деформації матеріалу, спричиненої зовнішнім впливом, виникає сила пружності, спрямована в бік, протилежний зсуву частинок тіла під час його деформації.

Запасом міцності називається число, що показує, у скільки разів межа міцності перевищує допустиму напругу.

Міцність матеріалу залежить від його здатності (або нездатності) до деформації, а також від технології обробки матеріалу.

Деформацією твердого тіла називається зміна його розмірів та об'єму, що супроводжується зміною форми тіла (рис. 7.6).



$$\text{Напруга} = \frac{\text{Сила (F)}}{\text{Площа (S)}} \qquad \text{Деформація} = \frac{\text{Подовження (вкорочення)}}{\text{Початкова довжина}}$$

$$\text{Модуль Юнга (модуль пружності)} = \frac{\text{Напруга}}{\text{Деформація}}$$

$$\text{Коефіцієнт Пуасона} = \frac{\text{Початковий поперечний розмір (D)}}{\text{Поперечне подовження (d)}}$$

Рис. 7.6. Види деформації тіла під впливом зовнішньої сили та приклади розрахунку основних величин пружної деформації

Пружністю називається властивість тіл відновлювати свої розміри, форму та об'єм після припинення дії зовнішніх сил, що спричиняють деформацію. Деформації, які зникають після того, як дія зовнішніх сил припиняється, називаються пружними. Якщо деформації зберігаються після видалення навантаження, то вони називаються залишковими або пластичними, а здатність матеріалів давати залишкові деформації називається пластичністю. Протилежною пластичності властивістю є крихкість, тобто здатність матеріалу руйнуватися за незначних залишкових деформацій.

До найпростіших видів деформації належать лінійне (поздовжнє) розтягнення (стиснення) матеріалу та поперечна деформація. Мірою поздовжньої деформації є модуль Юнга (E), який характеризує здатність матеріалу чинити опір деформації під впливом зовнішнього навантаження. Здатність матеріалу до поперечних деформацій характеризує коефіцієнт Пуассона.

Деформації дентального імплантату і його компонентів мають бути пружними, тобто межа міцності і пружності матеріалу має перевершувати як величину зовнішньої сили, що впливає на імплантат, так і напругу, що виникає під її впливом.

Крім того, слід враховувати, що жувальні навантаження мають динамічний і циклічний характер. Частота жувальних циклів становить близько 60-80 на хв. Під час кожного змикання на зуб впливає жувальна сила протягом 0,2-0,3 с. Загальний час контактного напруження зубів — 10-17,5 хв на добу. Таким чином, динамічне навантаження на зуби, їхній опорний апарат і навколишню кістку чергується з відпочинком тканин. Аналогічну картину динамічних навантажень можна очікувати і під час впливу на імплантати.

Динамічні навантаження спричиняють механічне напруження в тілі, яке у багато разів може перевершувати таке при статичному навантаженні. Відомо, що багато матеріалів, пружних і пластичних за статичного навантаження, стають крихкими під час дії динамічного навантаження. При раптовому застосуванні навантаження деформація і напруга вдвічі більші, ніж за статичної дії того самого навантаження.

Таким чином, при жувальному циклічному навантаженні можна очікувати збільшення напруження в матеріалі імплантату до 200 МПа при впливі сили в 400 N і навіть до 500 МПа при 1000 N.

Вплив багаторазово повторюваного змінного навантаження різко знижує міцність усіх матеріалів. Зниження міцності під час дії циклічних навантажень називається втомою матеріалів. Під час циклічних навантажень руйнування матеріалу відбувається внаслідок поступового розвитку тріщин. Природа втомного руйнування зумовлена особливостями молекулярної та кристалічної будови речовини. Наприклад, окремі кристаліти металів мають неоднакову міцність у різних напрямках; тому за певної напруги в деяких із них виникають пластичні деформації, які за повторних циклічних навантажень підвищують крихкість в окремих ділянках матеріалу. У підсумку при великій кількості повторень навантаження на одній із площин ковзання кристалітів з'являються мікротріщини. Мікротріщина, що виникла, стає сильним концентратором напружень і місцем остаточного руйнування матеріалу, навіть у тих випадках, коли величина напруги менша за межу міцності матеріалу. Тому переломи імплантатів можуть відбуватися і під впливом жувальної сили, що не перевищує середній фізіологічний рівень.

Теоретичні розрахунки і дослідні випробування показали, що під впливом зовнішньої, аксіально спрямованої сили, що досягає 800–1100 N, у дентальному імплантаті можуть виникати механічні напруження від 200 до 250 МПа, а в разі збільшення цієї сили до 1860 N вони зростають до 420 МПа. На підставі цих розрахунків стає очевидним, що необхідний 2–3-кратний запас міцності мають біотолерантні (сталь і кобальтохромовий сплав) і біоінертні матеріали, наприклад, титан та його сплави (табл. 7.11).

Таблиця 7.11

Механічні властивості деяких біосумісних і біологічних матеріалів

Матеріал	*Межа міцності на стиск (МПА)*	*Модуль пружності (ГПа)*	*Відносне подовження (%)*	*Коефіцієнт Пуасона*
Метали та їхні сплави				
Титан (grade 2)	275–450	102–110	15–30	0,34
$TiAl_6V_4$	860–1000	105–117	10–15	***
Цирконій	—	89	–	0,33
Нерж. сталь	600–1050	200–500	16–40	0,3
CoCrMo	690	210–235	35–55	***
Кераміка та полімери				
ZrO_2	350–400		< 1	—
Al_2O_3	350–400	380	< 1	—
Сапфір	480	414	< 1	—
Надвисоко молекулярний поліетилен	24–35	1	< 1	—
Гідроксиапатитну кераміку	375	100	< 1	—
Биоматериалы				
Біокорал	110–395	100	< 1	—
Кость				
Стегнова кістка:				
Компактний шар	140–150	18–20	1,4	
Губчастий шар	5,8	0,08		
Нижня щелепа:				
Компактний шар	18–5550	0,179		
Губчастий шар (залежно від кількості трабекул в одиниці об'єму)				
65 %	8,7	0,117		
40 %	5,1	0,072		
30 %	3,6	0,054		
15 %	2,1	0,027		
1%	0,14	0,002		

Алюмооксидна кераміка, біоситали та біоскло — досить жорсткі матеріали, які менше, ніж метали, піддаються пружній деформації, а відтак вони є крихкішими та мають менший запас міцності. Тому керамічні дентальні імплантати наразі використовують рідко, а імплантати з біологічно активних стекол застосовують здебільшого для встановлення в лунки видалених зубів із метою профілактики резорбції, прогресуючої атрофії та деформації альвеолярних відростків.

Залежність біологічних і механічних властивостей біосумісних матеріалів було сформульовано в 1985 р. J. Osborn: «...матеріали, які мають хороші біологічні характеристики, мають недостатні механічні властивості, і навпаки».

7.3.5. Биомеханические свойства материалов

Будь-яке тіло під впливом зовнішньої сили відчуває внутрішнє напруження. Якщо воно перебуває в будь-якому середовищі, то частина напруги передається і цьому середовищу, яке на межі тіла деформується, і в ньому виникають пружні сили та напруження.

Таким чином, імплантат, що перебуває в кістковій тканині і піддається циклічним жувальним навантаженням, буде викликати деформацію і, отже, напругу в навколишній кістковій тканині.

Кісткова тканина, як і будь-яке матеріальне тіло, має певні властивості міцності та пружності (табл. 7.11). При цьому міцність і модуль пружності компактного шару кістки значно вищі за дані параметри губчастого шару. Тому рівень напружень у компактному і губчастому шарах кістки, що оточують імплантат, буде різним.

Принциповими є два питання. Перше - який рівень напруження є фізіологічним для компактного і губчастого шарів кісткової тканини? Друге - яким чином властивості матеріалу імплантату впливають на величину напруги в кістковій тканині?

Згідно з деякими експериментальними розрахунками напруга в ділянці компактного шару міжальвеолярної перегородки корінних зубів під час навантаження в 445 N становить від 1,2 до 11,8 МПа; стінки альвеол (щічного її боку) — від 6,8 до 13,8 МПа. Однак математичні розрахунки методом кінцевих елементів показали інші значення. За навантаження на зуби, що дорівнює 10 кг (> 98N), на рівні компактного шару альвеолярного відростка напруга може перебувати в діапазоні від — 6,03 до + 4,24 МПа (знак «мінус» означає напругу під час розтягування, «плюс» — під час стиснення); у губчастому шарі — від –1,19 до +0,04 МПа.

Таким чином, гіпотетично фізіологічним рівнем для компактного шару альвеолярного відростка можна вважати напругу в межах 7–16 МПа за умови оклюзійного навантаження в 400 N. У губчастому шарі цей параметр при аналогічному навантаженні може становити не більше 4,7 МПа.

Під час впливу оклюзійного навантаження близько 100 N на імплантат циліндричної форми з титану напруга в компактному шарі щелепної кістки може становити від –1,7 до +5,8 МПа, проте може сягати і +25,2 МПа. У губчастому шарі кістки застосування навантаження 100N на імплантат може спричинити напруження від –2,7 до +2,2 МПа.

Таким чином, напруга в кістці, що оточує імплантат, може перевершувати таку в ділянці природних зубів, що може стати причиною не тільки резорбції кісткової тканини навколо імплантату, а й перелому структурних одиниць кістки за значень напруги, що вища за межу їхньої міцності. Отже, одним з основних біомеханічних завдань імплантології є вивчення закономірностей і можливостей зниження рівня механічної напруги в кістці, що оточує імплантат.

Біофункціональна оцінка імплантаційних матеріалів

Відповідно до закону Гука механічне напруження прямо пропорційне відносній деформації:

$$\sigma = E \cdot e,$$

де σ — механічна напруга, E — модуль пружності, e — відносна деформація.

Виходячи з цього закону, можна простежити залежність величини напруги в матеріалі імплантату і кістки, яка його оточує, від модуля пружності матеріалу: що вищі значення модуля пружності матеріалу, з якого виготовлено імплантат, то вищий рівень напруги, що виникає під час дії оклюзійного навантаження в навколишній кістці.

Тому модуль пружності є одним з основних показників функціональної придатності імплантаційного матеріалу.

Якісна оцінка матеріалів, що слугують для виготовлення внутрішньокісткових імплантатів; проводиться за допомогою індексу біофункціопальності:

$$BF = \sigma / E,$$

де σ — втомна міцність матеріалу; E — модуль Юнга.

На підставі розрахунків за допомогою цієї формули можна зробити висновок про те, що титан і його сплави, які мають достатню втомну міцність і значення модуля пружності, що вдвічі менші, порівнюючи з біотолерантними металами, і майже вчетверо менші, ніж у різних видів кераміки, володіють більш прийнятними біофункціональними властивостями (табл. 7.12).

Таблиця 7.12

Індекс біофункціональності деяких матеріалів

Матеріал	*Втомна міцність (МПа)*	*Модуль Юнга (×10^3 МПа)*	*Індекс біофункціональності (BF×10^3)*
Al_2O_3	0,400	380	0,00105
CoCr	300	200	1,5
FeCrNiMo (сталь)	250	210	1,2
Ti	200	100	20,0
ZrO_2	0,450	170	0,026

Глава VIII

ДОСЛІДЖЕННЯ АКТИВНОСТІ ЕЛЕКТРОХІМІЧНОЇ ВЗАЄМОДІЇ МАТЕРІАЛІВ ІМПЛАНТАТУ І ПРОТЕЗА

8.1. Особливості застосування титанового покриття під час виготовлення стоматологічних субперіостальних імплантатів

Для виготовлення субперіостальних імплантатів в основному використовують кобальто-хромовий сплав, завдяки його високим ливарним властивостям (Д. М. Король, 2008). Однак нині корозійна стійкість такого сплаву вважається недостатньою, а також, згідно зі статистичними даними, у 8 % населення хром може викликати алергічну реакцію (О. Н. Суров, 1993). Для запобігання негативним наслідкам під час використання кобальтохромових субперіостальних імплантатів на їхню поверхню слід наносити покриття з більш інертних матеріалів. З цього погляду інтерес представляє титан. Незважаючи на широке застосування титану в медицині, повної інформації щодо поведінки титанового покриття на кобальтохромових імплантатах в агресивному середовищі живого організму на цей час немає, що й визначає актуальність подібних досліджень.

Як об'єкт досліджень виступали; пластини, що моделюють стоматологічні імплантати з титану, кобальтохромового сплаву з титановим покриттям товщиною 300 нм і титану в нанодисперсному стані.

Матеріали для імплантатів досліджували як у вихідному стані з товщиною природних оксидів ~ 1 нм, так і після анодного окиснення, коли товщина поверхневого оксиду збільшувалася до 200 нм. Анодне окислення проводилося в 0,01 % водному розчині ортофосфорної кислоти. Як протиелектрод використовувалася танталова пластина.

Початкова активність зразків при електрохімічних корозійних випробуваннях металів гальванопари імплантат-протез визначалася величиною їхніх електродних потенціалів Е. Вимірювання проводилися в електрохімічній комірці, за-

повненій фізіологічним розчином (0,9 % водний розчин NaCl). При таких вимірах як електрод порівняння використовують стандартний хлорсрібний електрод. Досліджуваний зразок і електрод порівняння поміщали в електроліт, а значення потенціалу і його знак визначали за показаннями високоомного вольтметра (Б. М. Байрачный, 1985).

Спочатку було проведено контрольне дослідження поведінки титанового імплантату в умовах електрохімічної корозії. Результати представлені на рис. 8.1.

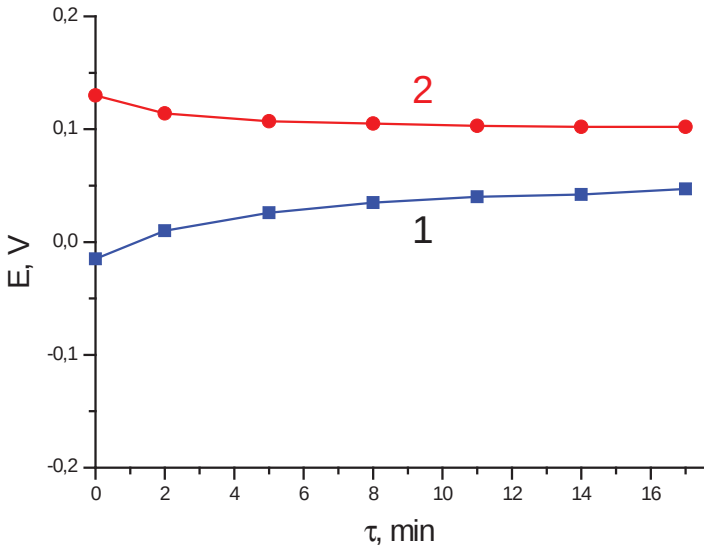


Рис. 8.1. Електродні потенціали титанового імплантату у вихідному стані (1) і після анодного окислення його поверхні (2)

Електродний потенціал титану у вихідному стані з природним оксидом на поверхні становив E = 0,05 В. Після примусового анодного окислення значення потенціалу зросло до величини E = 0,1 В, що свідчило про перехід титану в більш пасивний стан.

Для виготовлення імплантату або покриття для нього можна також використовувати титан у нанодисперсному стані. Такий стан можна отримати, наприклад, шляхом рівноканального зміцнення, коли метал під тиском протягують через фільєру, що має вигин під певним кутом. При цьому відбувається істотне дроблення зерен металу аж до нанометрових розмірів.

Після такої механічної обробки шляхом рівноканального зміцнення і подрібнення металевих зерен матеріал може істотно змінити свої властивості, зокрема, значно підвищити свою міцність. У нашому експерименті кінцевий розмір зерен титану після деформації становив приблизно 3 10^{-8} м, тоді як у звичайному стані без додаткових обробок розмір зерен титану становив ~ 10^{-4} м.

Результати електрохімічних випробувань імплантату, виготовленого з нанодисперсного титану, до і після окислення його поверхні, представлені на рис. 8.2.

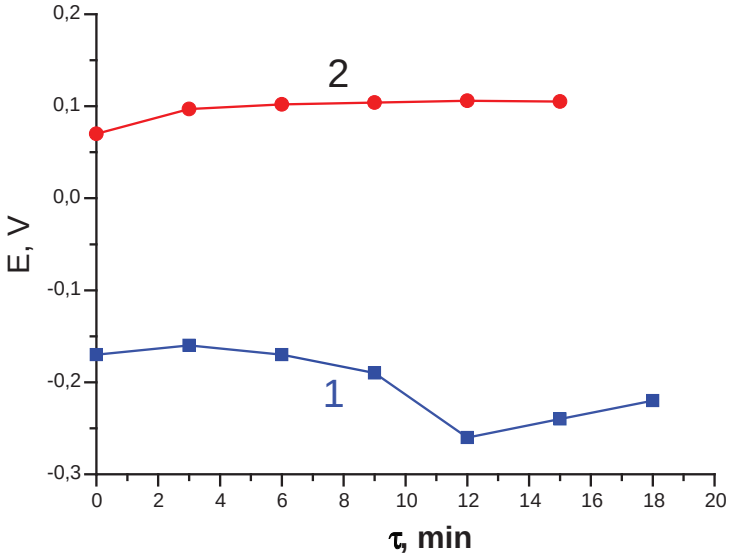


Рис. 8.2. Електродні потенціали імплантату з нанодисперсного титану до (1) і після анодного окислення (2) його поверхні

Після подрібнення зерна електродний потенціал титану впав до значення E = –0,22 В, отже, механічна обробка металу підвищила його електрохімічну активність. Це підвищення можна пояснити зростанням внутрішніх напружень у титані, істотним збільшенням протяжності міжзеренних кордонів тощо. У парі з іншим металом (наприклад, протезом) такий титан буде більш явно проявляти властивості анода і активніше руйнуватися в електрохімічному корозійному процесі. Причому природна оксидна плівка такі зміни повністю нівелювати не в змозі. Якщо ж провести примусове окиснення титанового імплантату з нанодисперсною структурою, коли на поверхні металу формуватиметься аморфна оксидна плівка, то електродний потенціал титану зросте до значення E = 0,1 В, як і у випадку звичайного, недеформованого титану. Отже, анодна обробка поверхні титанового імплантату або титанового покриття не тільки знижує активність останнього, а й здатна усунути можливе зростання активності імплантату, пов'язане з його механічною обробкою (деформація під час вигину, полірування тощо).

Виготовлення субперіостальних імплантатів із титану ускладнене, оскільки вимагає вакуумізації всіх операцій, пов'язаних із нагріванням металу. Порушення технології виробництва може призвести до істотного окрихчування титану через активне поглинання газових домішок і неможливості його застосування для виготовлення імплантату. Виходом із цієї ситуації є нанесення титану у вигляді тонкої плівки на поверхню матеріалу, з якого вже сформована конструкція, що імплантується. У роботі як матеріал основи ми використовували пластини з кобальтохромового сплаву, на які наносили титанове покриття товщиною 300 нм.

Результати вимірювань електродного потенціалу пластин до і після нанесення титанового покриття представлені на рис. 8.3.

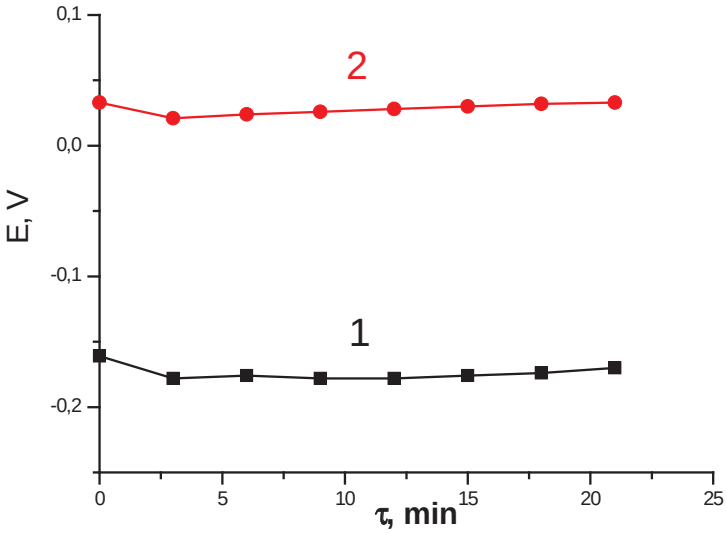


Рис. 8.3. Електродні потенціали кобальтохромового сплаву до (1) і після (2) нанесення титану

Кобальтохромовий сплав демонструє істотно нижчий потенціал (E = -0,27 В), порівняно з титаном. Після нанесення титанового покриття шляхом магнетронного розпилення потенціал пластини збільшився до значення E = 0,03 В, що практично збігається зі значенням електродного потенціалу компактного титану (рис. 8.1, крива 1).

Слід зазначити, що базовий матеріал пластини практично не впливав на загальну величину електродного потенціалу системи. Була проведена спроба ще більше підвищити електродний потенціал пластини з покриттям шляхом анодного окислення нанесеної титанової плівки так само, як і в разі компактного титану. Однак експеримент закінчився невдачею через неможливість отримання оксидної плівки необхідної товщини. Це могло бути пов'язано з неоднорідністю за товщиною титанового покриття, коли в тонких місцях практично весь титан витрачався на утворення оксиду, і подальше збільшення товщини оксидної плівки вже виявлялося неможливим. Виходом із ситуації, що склалася, є нанесення на кобальтохромовий імплантат більш товстого титанового покриття товщиною до 1–10 мкм.

Таким чином у роботі проведено аналіз електрохімічної активності титану залежно від його вихідного стану. Встановлено такі закономірності:

– Додаткове примусове окислення поверхні титанових імплантатів у процесі їх анодного оброблення призводить до їхньої суттєвої пасивації.
– Використання титану в наноструктурному стані для виготовлення імплантатів підвищує активність останніх, але цей ефект може бути нівельований у процесі анодного окислення.

– Використання плівкових титанових покриттів на поверхні субперіостальних імплантатів, відлитих із кобальтохромового сплаву, призводить до пасивації їхньої поверхні та унеможливлює акумуляцію кобальту і хрому в живих тканинах.

8.2. Дослідження впливу додаткової обробки поверхні кобальтохромового імплантату з титановим покриттям

Як об'єкт досліджень виступали субперіостальні кобальтохромові імплантати з титановим покриттям товщиною 1-10 мкм. Усі імплантати були розділені на три групи. Перша група імплантатів не проходила жодних додаткових обробок і використовувалася як порівняльна.

Друга група імплантатів проходила додаткове термооброблення у вакуумі $P = 1\text{-}10^{-3}$ Па за T = 500, 800 і 1150 °C. Мета проведення відпалів полягала в додатковому очищенні поверхні від домішок і частковій релаксації механічних напружень у приповерхневому шарі металу за рахунок дифузійних процесів.

Третя група імплантатів піддавалася анодному окисленню в 0,01 % водному розчині ортофосфорної кислоти. Як протиелектрод використовували танталову пластину. Під час анодного окислення товщина оксидної плівки t на модельному зразку визначалася величиною напруги анодування U_a, що прикладається до електрохімічної комірки. Окислення проводилося до значень U_a = 30 і 60 В. При цьому товщини поверхневих оксидів становили 60 і 120 нм відповідно.

Початкова активність зразків при електрохімічних корозійних випробуваннях металів гальванопари імплантат-протез визначалася величиною їхніх електродних потенціалів E. Вимірювання проводилися в електрохімічній комірці, заповненій фізіологічним розчином (0,9 % водний розчин NaCl). При таких вимірах як електрод порівняння використовували стандартний хлорсрібний електрод (А. И. Малахов, 1978).

Під час вимірювання напруг на гальванопарі імплантат-протез як протиелектрод для імплантату застосовували пластину з кобальтохромового сплаву, який використовують для лиття металевих каркасів незнімних протезних конструкцій у стоматології.

Дослідження третього параметра — корозійних струмів — дало змогу оцінити реальну швидкість протікання електрохімічного корозійного процесу для обраної гальванопари. Під час таких вимірювань вольтметр у зовнішньому ланцюзі замінювали амперметром, внутрішній опір якого мав бути меншим за опір електрохімічного осередку, щоб не чинити істотного впливу на величину вимірюваних струмів. У процесі дослідження дотримувалася рівність електронного струму в зовнішньому ланцюзі та іонного струму в електролітичній комірці, що визначало коректність проведених вимірювань.

Завданням дослідження ставилося визначення оптимальних умов пасивації поверхні субперіостального кобальтохромового імплантату з титановим покриттям шляхом очищення і примусового окислення його поверхні.

На рис. 8.4 представлено залежності електродних потенціалів кобальтохромового імплантату з титановим покриттям і кобальтохромового протеза залежно від температури вакуумного відпалу імплантату.

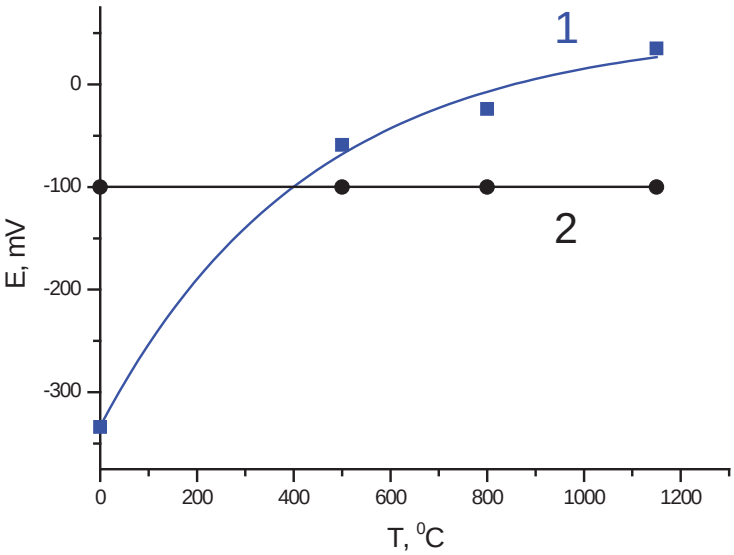


Рис. 8.4. Залежність електродних потенціалів імплантату (1) і протеза (2) від температури вакуумного відпалу імплантату

Оскільки термооброблявся тільки імплантат, протез не змінює своїх властивостей і демонструє сталість свого електродного потенціалу. Потенціал імплантату під час відпалу зі зростанням температури зміщується в позитивну область, що свідчить про зростання його пасивності. Така поведінка пояснюється очищенням поверхні імплантату від домішок, як завдяки їх випаровуванню з поверхні імплантату, так і завдяки їх дифузії з поверхні в об'єм металу. Рафінування титанового покриття на поверхні створює сприятливі умови для утворення поверхневої оксидної плівки, якість і однорідність товщини якої визначається хімічним складом металу, що окислюється, і підвищується при зниженні в ньому концентрації домішок.

Електродний потенціал імплантату після значного початкового зростання виходить на насичення, і подальше збільшення температури вакуумного відпалу (понад T = 1200 °C) не призводить до істотного збільшення цього параметра. З огляду на це, а також через те, що за T > 700 °C відбуваються рекристалізаційні процеси в металі, які призводять до зростання розмірів зерен і змінюють механічні властивості металу, проводити вакуумне термооброблення титанового покриття за T > 650 °C недоцільно.

Залежності електродних потенціалів під час додаткового окислення поверхні кобальтохромового імплантату з титановим покриттям подано на рис. 8.5.

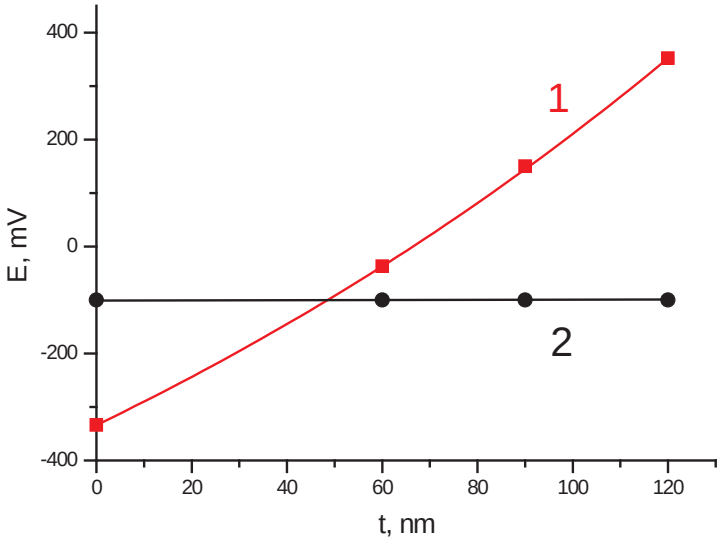


Рис. 8.5. Залежність електродних потенціалів імплантату (1) і протеза (2) від товщини анодного оксиду на імплантаті

Електродний потенціал титанового покриття під час анодного окиснення зміщується в ділянку позитивних значень, причому вихід залежності на насичення не спостерігається в усьому діапазоні товщин оксидних плівок, вирощених на імплантаті. Така поведінка пов'язана з тим, що збільшення товщини титанового оксиду призводить до гальмування обмінних процесів між імплантатом і електролітом, що його оточує.

Проте обмеження за товщиною поверхневого оксиду є і пов'язане з тим, що під час збільшення товщини оксиду з аморфною структурою спонтанно починаються процеси його кристалізації, які призводять до руйнування анодної оксидної плівки, що спричинить активацію корозійних процесів титанового покриття на імплантаті. Тому анодне оброблення поверхні імплантату має проводитися до отримання товщини оксиду, що не перевищує критичної.

Цікаво відзначити особливість поведінки напруги (різниця між кривою 1 і кривою 2 на рис. 8.4 і 8.5) на гальванопарі імплантат - протез, яка якісно подібна для обох випадків. У вихідному стані імплантат є анодом і розчиняється, а протез, будучи катодом, емітує зі своєї поверхні в електроліт електрони. У міру зростання пасивності імплантату з титановим покриттям відбувається інверсія. Катодом стає імплантат, а анодом — протез. Таким чином, спочатку активність гальванопари імплантат-протез через зниження на ній напруги починає падати, а після інверсії полярності на електродах знову зростає.

Для визначення реальної швидкості протікання корозійних процесів на гальванопарі імплантат-протез було знято залежності струмів під час закорочування електрода-імплантата з електродом-протезом через зовнішній амперметр. Залежність корозійного струму від вакуумного термооброблення імплантату пред-

ставлена на рис. 8.6, а від зміни товщини вирощуваної на поверхні імплантату анодної оксидної плівки — на рис. 8.7.

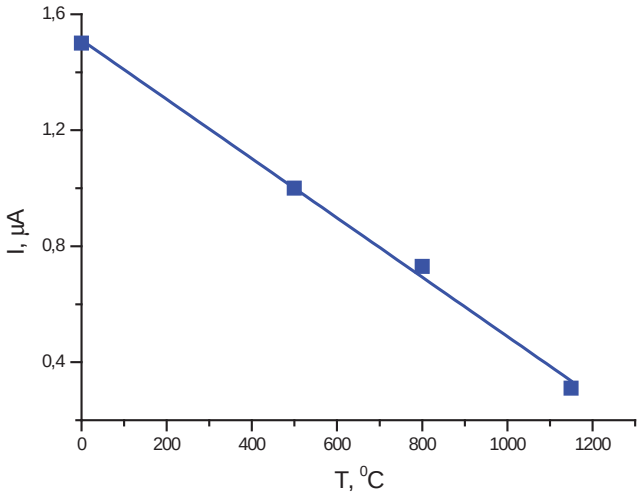


Рис. 8.6. Залежність корозійного струму гальванопари імплантат-протез від температури вакуумного відпалу імплантату

При збільшенні температури вакуумного відпалу імплантату відбувається зниження швидкості корозійних процесів між ним і протезом. Це пояснюється насамперед підвищенням суцільності природного оксиду, що мимовільно утворюється на металі під час його контакту з киснем повітря. Видалення домішок з поверхні імплантату призводить до її рівномірного окислення, а оскільки оксид володіє захисними властивостями, що визначаються його високим питомим електричним опором, то і до гальмування корозійних процесів.

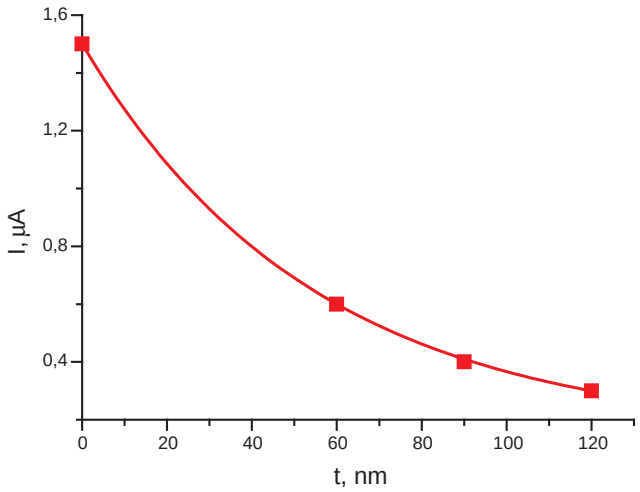


Рис. 8.7. Залежність корозійного струму гальванопари імплантат-протез від товщини анодного оксиду на імплантаті

У разі підвищення пасивності імплантату за допомогою додаткового примусового окислення його поверхні також відбувається зниження темпу корозії гальванопари імплантат-протез. Причому в обох випадках оксид виконує подвійний захист від корозії. З одного боку, коли імплантат є анодом, оксид виступає як дифузійний бар'єр, що перешкоджає викиду іонів металу імплантату в електроліт. З іншого боку, коли імплантат є катодом, оксид, маючи досить високий електричний опір, перешкоджає деіонізації катіонів розчину. Обидва процеси призводять до істотного гальмування корозійних процесів, що і проявляється в постійному зниженні корозійних струмів як під час термообробки, так і під час окислення. Для максимальної пасивації поверхні імплантату видається доцільним використовувати одночасно обидва типи обробки поверхні імплантату.

Після вирощування анодної оксидної плівки на поверхні кобальтохромового імплантата з титановим покриттям було встановлено, що вона має електретні властивості та несе на поверхні негативний електричний заряд, що становить безсумнівний інтерес для активації процесів остеоінтеграції імплантатів у кісткову тканину. Вимірювання величини електретних зарядів було проведено методом електростатичної індукції, запропонованого Егучі; (А. Н. Губкин, 1978). У результаті вимірювань і розрахунків було отримано значення щільності поверхневого заряду оксиду титану $\sigma \sim 7{,}3\text{-}10^{-4}$ Кл/м^2. Згідно з літературними даними (В. І. Куцевляк і співавт., 2013; С. Л. Старикова, 2005) такого поля достатньо для активації обмінних електрохімічних процесів поблизу поверхні імплантату. Використання імплантатів з електретним покриттям унеможливлює місцеві запальні ускладнення, скорочує терміни приживлення імплантатів і стимулює процеси тканиноутворення в організмі.

Таким чином, під час проведення комплексного дослідження електрохімічних корозійних процесів пари імплантат-протез під час обробки кобальтохромового імплантату з титановим покриттям шляхом рафінуючого вакуумного відпалу та анодного окислення поверхні було отримано такі результати:

1. Встановлено, що зниження активності гальванопари (титанове покриття) — (кобальтохромовий сплав) пов'язане як зі зниженням дефектності оксиду під час очищення поверхні імплантату в процесі відпалу, так і зі збільшенням товщини оксиду, що обмежує перенесення заряду через поверхню імплантату.
2. Рекомендовані режими обробки кобальтохромового імплантату з титановим покриттям такі: температура вакуумного відпалу T = 650 °C, анодне окислення до товщини оксиду щонайменше 100 нм.
3. Показано можливість стимуляції репараційних процесів у кістковій тканині шляхом створення на поверхні кобальтохромового імплантату з титановим покриттям електретного заряду в процесі анодного окислення його поверхні.

8.3. Вплив анодного окислення на пасивацію кобальтохромового імплантату з титановим покриттям і протеза

Одним із перспективних методів пасивації поверхні металевих імплантатів є анодне окислення їхньої поверхні. Однак оксид із задовільними корозійними властивостями можна отримати шляхом окиснення металів із групи вентильних: Ti, Zr, Nb, Ta. Оскільки субперіостальний імплантат через технологічні причини виготовлено з іншого металу, то для його пасивації в роботі наносили покриття з перерахованих вище металів із подальшим його окисненням.

Об'єктом досліджень виступали кобальтохромові імплантати із суцільним титановим покриттям товщиною 5 мкм і кобальтохромові пластини для відливання мостоподібних протезів.

Імплантати з титановим покриттям піддавалися анодному окисленню в 0,01 % водному розчині ортофосфорної кислоти. Як протиелектрод для збереження чистоти електроліту використовували танталову пластину. При анодному окисленні товщина оксидної плівки t на модельному зразку визначалася величиною напруги анодування U_a, що прикладається до електрохімічної комірки. Окислення проводилося до значень U_a = 36, 54, 72,90, 108, 126 і 144 В. При цьому товщини поверхневих оксидів становили 72, 108, 144, 180, 216, 252 і 120 нм відповідно.

Під час проведення випробувань із порівняння електрохімічної активності металів як протиелектроди застосовували хлорсрібний електрод і пластину з кобальтохромового сплаву.

При дослідженні різниці потенціалів хлорсрібний електрод заміщали пластиною кобальтохромового сплаву. Зовнішній ланцюг, що з'єднує метал імплантату і метал протеза, як і в разі замірів електродних потенціалів, замикали через вольтметр.

Метою дослідження була оцінка ефективності методу анодного окислення для придушення електрохімічних корозійних процесів між імплантатом і протезом.

Спочатку було проведено порівняльне дослідження електрохімічної активності кобальтохромового імплантату з титановим покриттям і кобальтохромового протеза залежно від товщини анодної оксидної плівки на поверхні імплантату.

На рис. 8.8 представлено залежність електродного потенціалу імплантату з окисленим титановим покриттям від товщини вирощеної анодної оксидної плівки.

Електродний потенціал титанового покриття під час анодного окислення зміщується в ділянку позитивних значень, причому вихід залежності на насичення не спостерігається в усьому діапазоні обраних товщин оксидних плівок, вирощених на імплантаті. Така поведінка пов'язана з тим, що збільшення товщини титанового оксиду призводить до гальмування обмінних процесів між імплантатом і електролітом, що його оточує. Слід зазначити, що при досягненні оксиду, який спочатку мав аморфну структуру, товщинит ~ 400 нм, спостерігалися спонтанні процеси його кристалізації, що призводили до руйнування анодної оксидної плів-

ки та викликали активацію корозійних процесів кобальтохромового імплантату з титановим покриттям. Тому анодне оброблення поверхні імплантата має проводитися таким чином, щоб з урахуванням запасу товщина оксиду не перевищувала 250–300 нм.

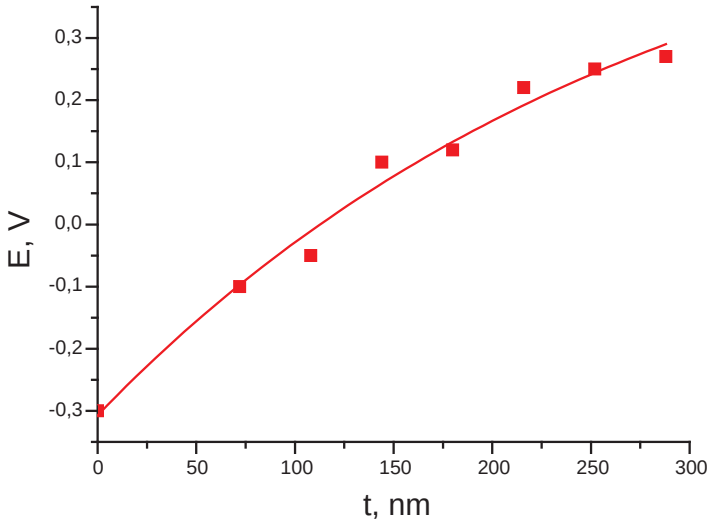


Рис. 8.8. Залежність електродного потенціалу кобальтохромового імплантата з титановим покриттям від товщини анодної оксидної плівки на його поверхні

На рис. 8.9 представлено залежність електродного потенціалу кобальтохромового протеза від товщини анодної оксидної плівки на поверхні імплантату.

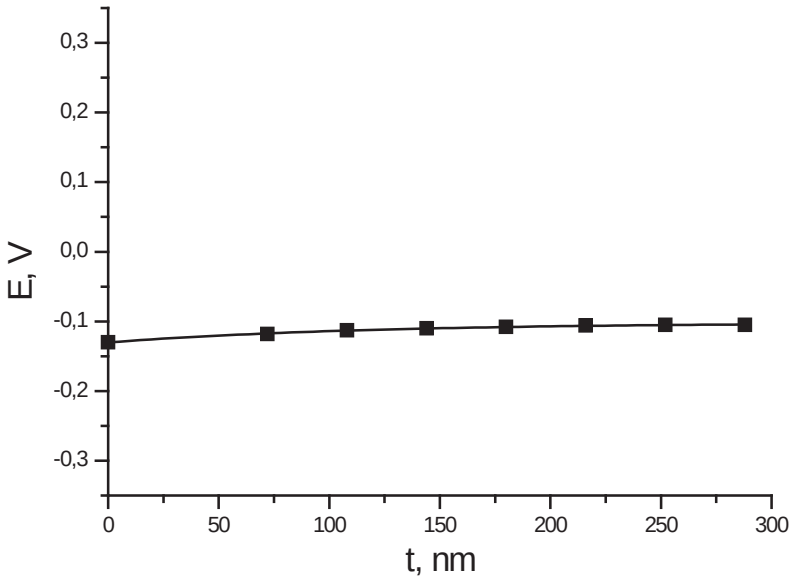


Рис. 8. 9. Залежність електродного потенціалу кобальтохромового протеза від товщини анодної оксидної плівки на кобальтохромовому імплантаті з титановим покриттям

Оскільки під час анодного окислення обробляли поверхню імплантату, слід було очікувати, що електродний потенціал протеза практично не змінюватиметься. Проте видно постійне, хоча і незначне, зміщення потенціалу в бік позитивних значень. Оскільки в розглянутому корозійному процесі здебільшого протез був анодом, то його поляризація пов'язується з обмеженням відтоку електронів з електрода-імплантата, які частково зміщуються до протеза, що, своєю чергою, гальмує викид позитивних іонів металів з поверхні протеза в розчин.

Залежність різниці потенціалів гальванопари імплантат-протез від товщини оксиду на імплантаті представлена на рис. 8.10.

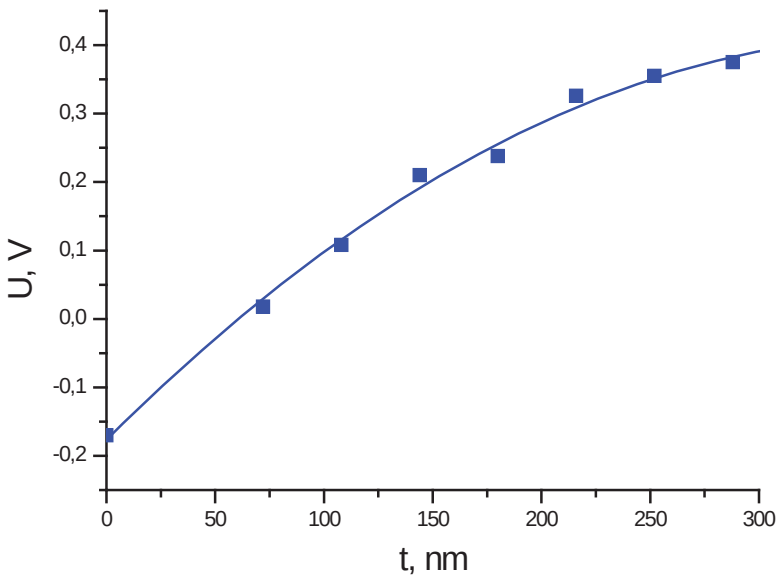


Рис. 8.10. Залежність напруги на гальванопарі імплантат-протез від товщини анодної оксидної плівки на кобальтохромовому імплантаті з титановим покриттям

У всьому діапазоні товщини оксидної плівки на імплантаті спостерігається зростання напруги на гальванопарі, що потенційно підвищує її схильність до релаксації шляхом корозії. Однак, таке зростання супроводжується не підвищенням активності металів імплантату і протеза, а істотним зміщенням електродного потенціалу кобальтохромового імплантату з окисленим титановим покриттям у царину позитивних значень під час його подальшої анодної обробки. Причому вирощуваний таким способом оксид має високу суцільність і однорідність за товщиною, а також аморфну структуру, що забезпечує його низьку електропровідність. Постійне зростання електроопору на катоді (імплантаті) під час збільшення товщини оксиду істотно гальмує інжекцію електронів у розчин і, тим самим, призводить до гальмування не тільки катодної реакції, а й пов'язаної з нею анодної реакції розчинення металу протеза, що, зі свого боку, визначає незначне зростання потенціалу на аноді (протезі) і знижує його активність. Отже, анодний оксид на імплантаті відіграє роль не тільки катодного, а й анодного протекто-

ра, демонструючи високу ефективність щодо зниження активності гальванопари імплантат-протез.

Таким чином проведено дослідження впливу анодного окислення кобальтохромового імплантату з титановим покриттям на темп електрохімічних корозійних процесів, що виникають у порожнині рота під час протезування металокерамічною конструкцією. Отримано залежності електродних потенціалів і напруги на гальванопарі імплантат-протез від товщини поверхневого оксиду на імплантаті.

Встановлено, що зниження активності гальванопари (кобальтохромовий імплантат з титановим покриттям)-(кобальтохромовий сплав) може бути досягнуто шляхом збільшення товщини оксиду на імплантаті в процесі анодного окислення. Вирощуваний оксид, з одного боку, є дифузійним бар'єром, що блокує вихід металевих іонів з імплантату, а з іншого боку, обмежує інжекцію електричного заряду з поверхні імплантату, що зі свого боку сповільнює корозію на протезі. Для збереження захисних властивостей оксиду його товщина не повинна перевищувати значень 250-300 нм.

8.4. Перспективи застосування покриттів із металів перехідних груп для субперіостальних кобальтохромових імплантатів

Як об'єкт досліджень виступали пластини, що моделюють стоматологічні імплантати, з титану, цирконію, гафнію, ніобію і танталу. Всі метали були розділені на дві групи через відмінності їхньої кристалічної будови, оскільки це могло позначитися на кінцевих результатах. До першої групи увійшли метали з гексагональною щільноупакованою решіткою: титан, цирконій і гафній. До другої групи увійшли метали з об'ємно-центрованою кубічною решіткою: ніобій і тантал. Таким чином, можна було порівняти метали з однаковою кристалічною решіткою в рамках однієї групи, а також провести міжгрупове порівняння.

Металеві імплантати досліджували як у вихідному стані з товщиною природних оксидів ~ 1 нм, так і після анодного окислення, коли товщина поверхневого оксиду збільшувалася до 200 нм. Анодне окислення проводилося в 0,01 % водному розчині ортофосфорної кислоти. Як протиелектрод використовувалася танталова пластина.

Вимірювання електродних потенціалів металів у вихідному стані та після окислення проводили в електрохімічній комірці, заповненій фізіологічним розчином (0,9 % водний розчин NaCl), у парі зі стандартним хлорсрібним електродом.

У роботі проводилося порівняльне дослідження стійкості металів четвертої та п'ятої груп Періодичної системи до електрохімічної корозії у вихідному стані та після анодної обробки.

Величини електродних потенціалів досліджуваних металів у вихідному стані залежно від маси атома подано на мал. 8.11. Видно, що, спостерігається певна перевага у здатності до природної пасивації у металів з об'ємно-центрованою кристалічною решіткою — ніобію і танталу. Причому потенціал танталу навіть без додаткової обробки істотно наближений до потенціалів благородних

металів. Слід зазначити, що активність металів зі зростанням їхньої атомарної маси знижується. Це можна пояснити більшою початковою реагентною здатністю важких металів, зокрема більшою активністю під час взаємодії з киснем, а отже, вищою швидкістю природної пасивації. Оксиди, що ростуть на поверхні таких металів, мають високу суцільність і значний питомий електричний опір і після свого утворення практично повністю блокують подальшу електрохімічну корозію.

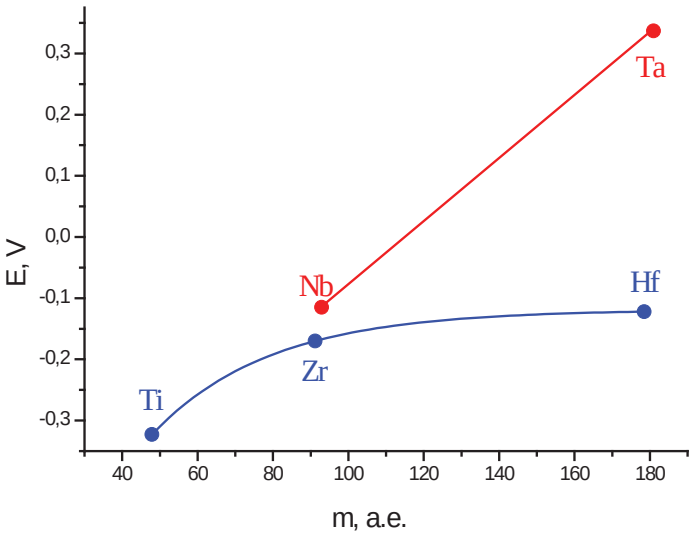


Рис. 8.11. Залежність електродних потенціалів металів від їхньої атомної маси у вихідному стані

Після анодної обробки металів товщина оксидних плівок на їхній поверхні збільшилася в 100 разів. На рис. 8.12 представлено зміну величин потенціалів металів після такої обробки.

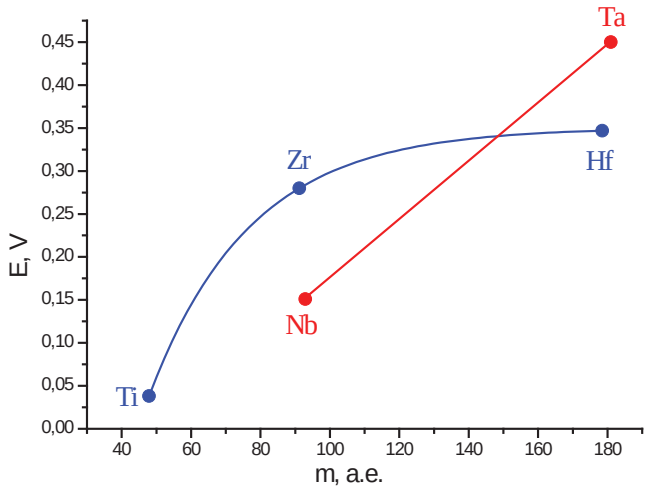


Рис. 8.12. Залежність електродних потенціалів металів від їхньої атомної маси після анодного окислення поверхні

Электродные потенциалы всех металлов сместились к положительным значениям. Прі при цьому характер залежності потенціалів від атомарної маси зберігся: важчі метали пасивуються краще. Незважаючи на те, що величина такого зсуву в металів із гексагональною щільноупакованою решіткою (Ti, Zr, Hf) майже в 1,5-2 рази вища, ніж у металів з об'ємно-центрованою решіткою (Nb, Ta), співвідношення залежностей для металів із різними кристалічними решітками практично не змінилося, за винятком перестановки цирконію і ніобію.

8.5. Порівняння електрохімічної активності оксидних і вуглецевих алмазоподібних покриттів на субперіостальних кобальтохромових імплантатах

У низці випадків, коли до поверхні імплантату через низку причин прикладається підвищене механічне навантаження, просте збільшення їхньої електрохімічної пасивності виявляється недостатнім. Не менш важливими стають і механічні властивості захисних покриттів, зокрема їхня твердість і міцність.

З усіх відомих матеріалів максимальними значеннями перерахованих параметрів володіє алмаз. Проте виготовлення з нього імплантатів з огляду на високу вартість недоцільне. А з урахуванням рекордної твердості та високої крихкості виготовлення складних субперіостальних конструкцій практично неможливе.

Вакуумне нанесення на поверхню кобальтохромового сплаву з іонно-молекулярного потоку вуглецевого наноструктурованого покриття, за механічними властивостями близького до властивостей алмазу, дає змогу розв'язувати всі перераховані вище проблеми. Однак досі була відсутня інформація щодо корозійної стійкості таких алмазоподібних покриттів.

Під час проведення випробувань порівнювали три типи субперіостальних імплантатів, залежно від типу покриттів, що наносяться: імплантати з кобальтохромового сплаву без будь-якого покриття, імплантати з кобальтохромового сплаву з титановим окисленим покриттям та імплантати з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям. Аналіз початкової активності імплантатів проводили шляхом вимірювання їхніх електродних потенціалів за методикою, описаною в попередніх підпунктах розділу. Вимірювання проводилися для десяти зразків кожного типу. Результати досліджень зведено в таблицю 8.1.

Таблиця 8.1

Величини електродних потенціалів металів при експозиції в 0,9 % водному розчині NaCl

Електродні потенціали, В		
КХС	*КХС з окисненим титановим покриттям*	*КХС з вуглецевим алмазоподібним покриттям*
-0,15 ±0,05	0,05 ± 0,05	0,20 ± 0,05

Як видно з таблиці, кобальтохромові імплантати без покриття демонструють таку саму активність, що й у попередніх дослідженнях. Нанесення титанового покриття з його подальшим анодним окисленням істотно змінює ситуацію —

електродний потенціал стає позитивним, що свідчить про істотне зниження його електрохімічної активності. При нанесенні вуглецевого алмазоподібного наноструктурованого покриття зміщення потенціалу в бік позитивних значень потенціалу стає ще більш істотним. Отже, в останньому випадку вдалося досягти максимальної пасивації поверхні субперіостального імплантату серед усіх розглянутих випадків.

Отримані експериментальні результати показують, що використання на субперіостальних імплантатах покриттів із вентильних металів перехідних груп дає змогу знизити їхню електрохімічну активність і запобігти можливому руйнуванню в корозійному процесі. У разі використання металевих покриттів із нанодисперсною зернистою структурою активність поверхні імплантату може помітно зрости. Істотне зниження активності субперіостальних імплантатів забезпечується шляхом обробки покриття з вентильних металів методом анодного окислення. Така обробка може істотно знизити активність як звичайних, так і нанодисперсних покриттів.

Експериментально встановлено, що якість пасивації визначається типом металу, з якого сформовано покриття: зі збільшенням атомної маси металу рівень пасивації підвищується.

Метали, використані для формування покриттів, з кубічною решіткою в основному демонструють вищу пасивність, ніж метали з гексагональною решіткою. А якщо ж врахувати їхній вищий модуль пружності, пластичність і відсутність поліморфних перетворень під час нагрівання, то їхнє використання є більш пріоритетним.

Нанесення на субперіостальні імплантати з кобальтохромового сплаву вуглецевих алмазоподібних покриттів дає змогу не тільки зменшити їхню електрохімічну активність, а й істотно підвищити міцнісні властивості та зносостійкість поверхні імплантатів.

Глава IX

МЕХАНІЗМИ ОСТЕОГЕНЕЗУ ПІД ЧАС ІМПЛАНТАЦІЇ

9.1. МЕХАНІЗМИ ОСТЕОГЕНЕЗУ ПІД ЧАС ІМПЛАНТАЦІЇ

Поняття біосумісності обопільне й охоплює як вплив біологічного середовища організму і пряму реакцію місцевих тканин на імплантат, так і ефект постійного впливу імплантату на навколишні тканини й організм загалом.

Біосумісність організму і внутрішньокісткового імплантату проявляється у вигляді його нерухомого з'єднання з навколишньою кістковою тканиною, тобто у вигляді анкілозу або «функціонального анкілозу» за визначенням A. Schroeder (1976). Таке з'єднання формується завдяки фізичним, а іноді й фізико-хімічним зв'язкам кісткового матриксу з поверхнею імплантату; здатне витримувати не тільки близький до фізіологічного рівень напруження, а й двох-трьохкратне його збільшення при максимальних зусиллях, які розвиваються жувальною мускулатурою. При цьому нерухомий щодо навколишніх структурних одиниць кістки імплантат під впливом жувального навантаження спричиняє пружну деформацію трабекул і остеонів, що може підвищити біоелектричну активність кістки та створити сприятливе інформаційне тло для адекватної структурної перебудови, а надалі й для нормальної життєдіяльності кісткового органа.

Існують три основні варіанти організації тканин на поверхні розділу імплантат/місткість:

– безпосередній контакт кісткової тканини з поверхнею імплантату - кісткова інтеграція або оссеоінтеграція (табл. 9.1);
– опосередкований контакт, коли між власне кістковою тканиною і поверхнею імплантата утворюється прошарок сполучної тканини, що складається переважно з волокон колагену і грубоволокнистої кісткової тканини — фіброзно-кісткова інтеграція (табл. 9.2);
– утворення волокнистої сполучної тканини на поверхні імплантату (сполучнотканинна інтеграція).

Таблиця 9.1

Визначення поняття «оссеоінтеграція»

Оссеоінтеграція	*Автор і джерело*
«Очевидне пряме (безпосереднє) прикріплення або приєднання живої кісткової тканини до поверхні імплантата без впровадження прошарку сполучної тканини».	Branemark P.L., Hansson B., Adell R. et ai. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. Almqvist & Wikseil, Stockholm, 1977.
«Прямий структурний і функціональний зв'язок між упорядкованою, живою кісткою і поверхнею імплантату, що несе навантаження».	Branemark P.L., Zarb G., Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ.Co., Chicago, 1985, p. 11.
«Контакт між кісткою, що нормально структурно перебудувалася, та імплантатом, за якого не визначають прошарок м'якої тканини на рівні світлової мікроскопії і який дає змогу безперервно передавати й розподіляти навантаження від імплантату на кістку й усередині самої кісткової тканини»	Whicker T. Glossary of implant Tern»// J.Oral Implantol. 1990, vol.XVI. p.57-63.
«Стан міцного закріплення ало-пластичного матеріалу в кістці, що зберігається при функціональному навантаженні»	Zarb G., Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament?// Int. J. Periodont 1991, vol. 11, p. 88-89
«Реакція кістки на чужорідне тіло, яке інкапсулюється за допомогою кісткового рубця».	Donath K..Grundiagen der pathologichen anatomie und pathophysiologie fur den implantationserfolg // Niedersachs. Zahnarztebl. 1991, bd.26, s.203-209.

Таблиця 8.2

Визначення поняття «фіброосеінтеграція»

Фіброосеінтеграція	*Автор і джерело*
«Здорова, щільна тканина з волокон колагену, що формує інтерфейс, яка передає навантаження від імплантату до кістки».	Whicker T. Glossary of Implant Terms // J. Oral Implantol. 1990, Vol-XVI, p. 57-63.
«Остеогенна періімплантна зв'язка, що визначається на рівні світлової мікроскопії, функціонує між добре диференційованою живою кісткою та імплантатом, що несе навантаження»	Vifeiss Ch. Short- and long-term bone maintenance surrounding fibre-osteal and osteal integrated dental implants // J. Oral implantol. 1990, vol.XVI, p. 12-19.

Перші два варіанти — це фізіологічна відповідь кісткової тканини на введення та функціонування імплантату. Третій варіант є нормальним для сполучної м'якої тканини, наприклад, слизової оболонки або строми тканин кістково-мозкових просторів. Однак для власне кісткової тканини це неадекватна відповідь на введення імплантату, що свідчить про відторгнення імплантату або будь-якої його частини.

Механізмом досягнення кісткової інтеграції є контактний остеогенез, в основі якого лежать процеси остеоіндукції та остеокондукції безпосередньо на поверхні імплантату, а також здатність кістки до загоєння за типом первинного натягу.

Фіброзно-кісткова інтеграція є результатом дистантного остеогенезу, в основі якого лежать ті самі процеси. Однак остеоіндукція та остеокондукція відбуваються не на поверхні імплантату, а на поверхні кістки. За своєю біологічною суттю дистантний остеогенез являє собою загоєння кістки за типом вторинного натягу.

Поняття контактного і дистантного остеогенезу було введено в імплантоло-

гію J. Osborn і H. Newesley. Osborn і H. Newesley, які в 1980 р. описали ці два варіанти регенерації на поверхні розділу імплантат/місткість. Надалі завдяки дослідженням деяких авторів процеси контактного і дистантного остеогенезу було досить глибоко вивчено, вони лягли в основу сучасних уявлень про механізми досягнення інтеграції імплантату з кісткою.

Контактний і дистантний остеогенез відбуваються в таких випадках:

– якщо на поверхні виготовленого з біосумісного матеріалу імплантату відсутні домішки чужорідних матеріалів (немає контамінації) і збережено цілісність оксидної плівки або покриття (гідроксіапатитового, плазмового напилення тощо);
– якщо кісткова тканина сприймального ложа не втратила здатності до регенерації. Життєздатність кісткової тканини, що прилягає до поверхні імплантату, визначається насамперед відсутністю значних порушень кровопостачання і грубого пошкодження структурних одиниць кістки. Після атравматичного препарування ложа глибина некрозу кісткової тканини, прилеглої до імплантату, становить до 500 мкм. Причому загибель усіх остеоцитів спостерігається тільки на краю ложа на глибині 100 мкм, тоді як у прикордонній із некрозом зоні протягом решти 400 мкм частина остеоцитів залишається живою;
– якщо є щільний контакт між поверхнею імплантату і кістковою тканиною. Процеси контактного і дистантного остеогенезу відбуватимуться за наявності безпосереднього контакту між структурними одиницями кістки та поверхнею імплантату або в тому разі, якщо ширина просвіту між поверхнею імплантату і прилеглою трабекулою або остеоном становить близько 100 мкм.

Наявність перерахованих вище чинників створює умови для остеокондукції на поверхні розділу імплантат/кісткова тканина, а також остеоіндукції в прикордонній із некрозом кістковій тканині.

9.1.1. Контактный остеогенез

Під визначенням «контактний остеогенез» заведено розуміти процес регенерації кісткової тканини безпосередньо на поверхні імплантата, що має три стадії розвитку — остеокондукцію, утворення кістки *de novo* і структурну перебудову кістки.

Умовою для остеокондукції є організація міцно прикріпленого до поверхні імплантату згустку крові та утворення мосту з волокон фібрину між поверхнею імплантату і життєздатною кістковою тканиною, що зберегла остеоіндуктивні властивості.

Пошкодження кісткових капілярів під час препарування сприймального ложа викликає кровотечу. Після встановлення імплантату в кісткове ложе, що кровоточить, деяка кількість крові потрапляє в навколишні тканини і на його поверхню, на якій утворюється білкова плівка. У формуванні плівки беруть участь білки і мікроелементи плазми крові: фібриноген, протромбін, тромбопластин, глікопротеїни,

PDGF- і IGF-протеїни, іони кальцію, а також клітини — тромбоцити, еритроцити і лейкоцити. Агрегація тромбоцитів спричиняє утворення згустку і тромбоз судин, що кровоточать. Частина тромбоцитів прилипає до колагенових волокон кісткової тканини і поверхні імплантату. Одночасно з агрегацією тромбоцитів за допомогою тромбопластину протромбін перетворюється на тромбін, який, своєю чергою, ініціює полімеризацію фібриногену у волокна фібрину. У результаті утворюється велика мережа тонких волокон фібрину, які з одного боку прикріплюються до колагенових волокон кістки і стінок капілярів, а з іншого — до поверхні імплантату.

Відразу після організації згустку відбувається його ретракція. Скорочуючись, згусток досягає 10 % свого початкового обсягу. Це принциповий момент для остеокондукції, тому що чим сильніше прикріплення білків плазми крові та волокон фібрину до поверхні імплантату, тим менша кількість останніх відірветься від поверхні імплантату і тим більша площа його поверхні буде покрита матрицею, на якій може відбуватися проліферація та диференціація остеогенних клітин.

Слідом за ретракцією згустку починається процес гострого запалення і лізис зруйнованих еритроцитів і елементів крові, що знаходяться в згустку. Завдяки ініціації регенерації кісткової тканини відбувається проліферація остеогенних клітин за ходом волокон фібрину у напрямку до імплантату і його поверхні. Адгезію і фіксацію клітин забезпечує фібриноген, що міститься у складі білкової плівки на поверхні імплантату.

Утворення кістки *de novo* — стадія контактного остеогенезу, що є по суті загоєнням кістки за типом первинного натягу в прилеглій до імплантату зоні. Цей процес призводить до формування ліній цементування.

Згідно з гіпотезою J. E. Davies остеобласти, що утворилися з остеогенних клітин, які перебувають на поверхні розділу імплантат/кістка, секретують насамперед такі білки, як вітро- і фібронектин, які забезпечують фіксацію остеобластів на поверхні імплантата, а також білки остеопонтин, остеокальцин і кістковий сіалопротеїн, що відповідають за мінералізацію органічного матриксу кістки. У результаті за відсутності волокон колагену відбувається утворення і ріст кристалів фосфорнокислого кальцію, зв'язаних остеопонтином і сіалопротеїном (рис. 9.1). Потім остеобласти продукують колаген. Таким чином, протягом 1-2-х тижнів після встановлення імплантата на поверхні його розділу з кістковою тканиною формується досить високомінералізований матрикс кістки.

За відсутності функціонального навантаження протягом перших 3-6 місяців після утворення кістки de novo відбувається рання структурна перебудова в зоні некрозу. Резорбції піддаються ділянки, що включають загиблі остеоцити. Надалі вогнища резорбції заміщуються грубоволокнистою кістковою тканиною. Будь-яких істотних структурних змін кісткової тканини в прикордонній зоні під час ранньої структурної перебудови не виникає.

Безпосередньо на поверхні розділу імплантат/місткість до впливу функціонального навантаження на імплантат можливе кілька варіантів розвитку сформованої пластинчастої кісткової тканини:

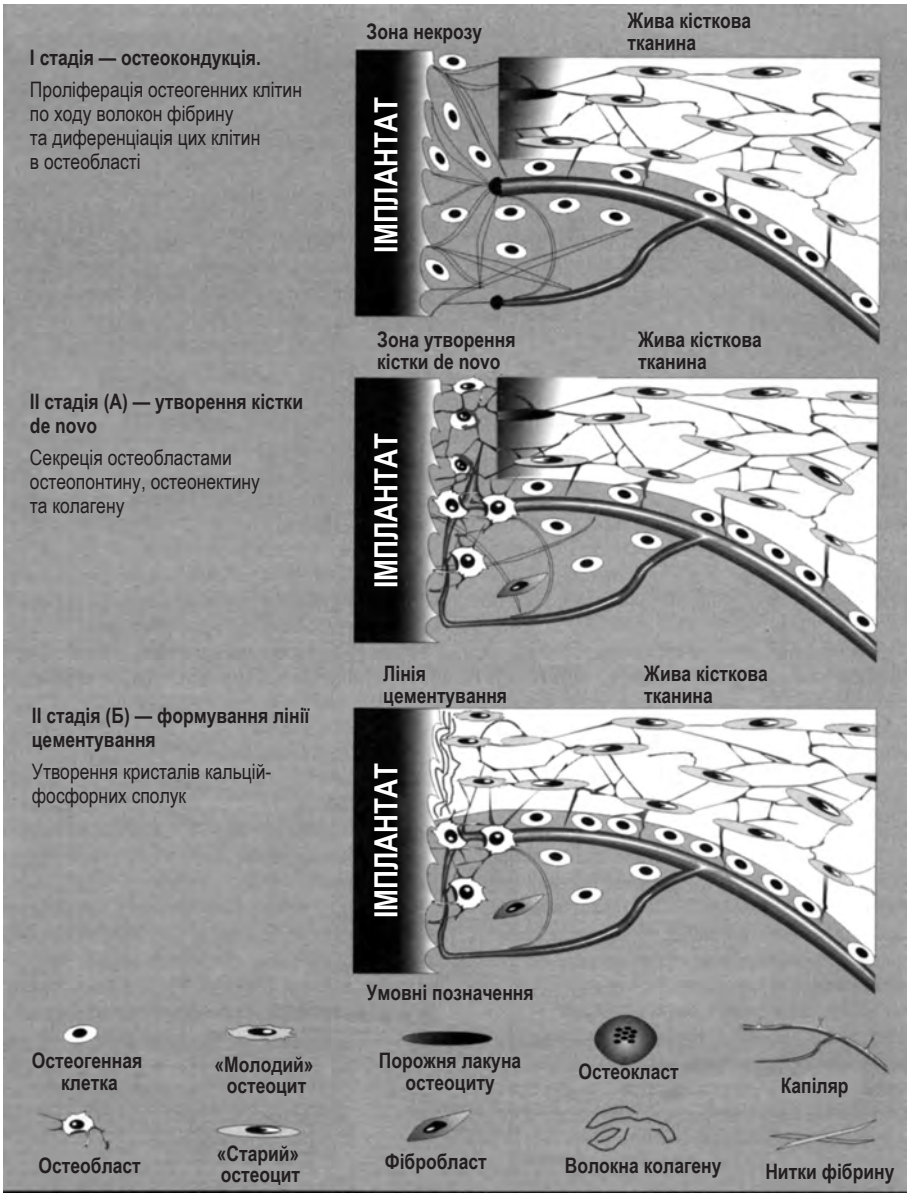


Рис. 9.1. Стадії контактного остеогенезу

1) утворення остеоноподібних структур і збільшення площі контакту поверхні імплантату з пластинчастою кістковою тканиною зі швидкістю просування фронту остеогенезу 0,6-0,8 мкм на день. Однак цей процес може супроводжуватися зменшенням ступеня мінералізації кісткової тканини на поверхні розділу імплантат/кістка. Тому за своєю біологічною суттю просування фронту остеогенезу поверхнею імплантата під час ранньої структурної перебудови кістки (до ввімкнення імплан-

тата у функцію) є продовженням стадії утворення кістки de novo, а не структурною перебудовою в класичному її розумінні. Процес просування фронту остеогенезу вздовж поверхні ненавантаженого імплантату в період після 4-х тижнів з моменту його встановлення, тобто після завершення другої стадії контактного остеогенезу, називається «прогресуючою адаптацією кісткової тканини до імплантату»;

2) збереження *status quo*, тобто площа контакту між поверхнею імплантату і кістковою тканиною та ступінь мінералізації кістки залишаються на колишньому рівні, досягнутому в результаті утворення кістки *de novo*;

3) площа контакту між кістковою тканиною і поверхнею нефункціонуючого імплантату може зменшуватися приблизно на 6–10 %. Ймовірно, це пов'язано з відсутністю адекватних стимулів до структурної перебудови кісткової тканини.

Структурна перебудова пластинчастої кісткової тканини в ділянці ліній цементування починається під впливом навантаження і спрямована на функціональну адаптацію кістки, що оточує імплантат, і модифікацію її архітектоніки.

Відомі два основні варіанти зв'язку кісткового матриксу з поверхнею імплантату під час кісткової інтеграції:

1) фізичний зв'язок через аморфну зону, що містить неколагенові білки (переважно глікозаміноглікани, остеопонтин і мукополісахариди). Кістковий матрикс може мати фізичний зв'язок із поверхнею імплантату і за рахунок утворення шару колагенових волокон.

Товщина аморфного або колагенового шарів може становити від 0,02–0,8 до 3–5 мкм;

2) фізико-хімічний зв'язок кісткового матриксу з поверхнею імплантату. Для цього варіанта зв'язку характерна хімічна реакція між аморфними кристалами кісткового матриксу і гідроксиапатитних покриттів імплантатів або дифузія іонів, наприклад, Na^{+}. Ca^{2+}, P^{5+} і Si^{4+}, якщо використовували імплантат із ситалу, або Ca^{2+} і O^{2-} в глиб оксидної плівки титанового імплантату й одночасна дифузія іонів титану в прилеглий кістковий матрикс.

Таким чином, зв'язок кісткового матриксу з поверхнею імплантату в результаті контактного остеогенезу має фізичну або фізико-хімічну природу. Водночас безпосередній контакт імплантату з кістковою тканиною, який можна спостерігати під час світлової мікроскопії, у більшості випадків відсутній на рівні електронної. При цьому між мінералізованим кістковим матриксом і поверхнею імплантату досить часто простежується аморфний шар або шар колагенових волокон товщиною до 5 мкм. Тому саме поняття «безпосередній контакт поверхні імплантату з кістковою тканиною» або «кісткова інтеграція» є певною мірою умовним. Водночас введення в теорію імплантології цього визначення можна вважати виправданим у тому сенсі, що шар колагенових волокон, який безпосередньо прилягає до поверхні імплантата, або аморфний шар є речовиною, яка не містить клітин, тоді як у прилеглому мінералізованому кістковому матриксі перебувають остеоцити, і, отже, колагеновий та аморфний шари можна вважати органічним компонентом кісткового матриксу і частиною власне кісткової тканини.

9.1.2. Дистантный остеогенез

Дистантний остеогенез — процес регенерації кісткової тканини навколо імплантату. Суть відмінності дистантного остеогенезу від контактного полягає в тому, що внаслідок дистантного остеогенезу імплантат стає оточеним кістковою тканиною завдяки нормальному остеогенезу на ушкодженій поверхні кістки, а не завдяки просуванню фронту остеогенезу в напрямку до імплантата та його поверхнею (рис. 9.2). За дистантного остеогенезу відсутня остеокондукція безпосередньо на поверхні імплантата.

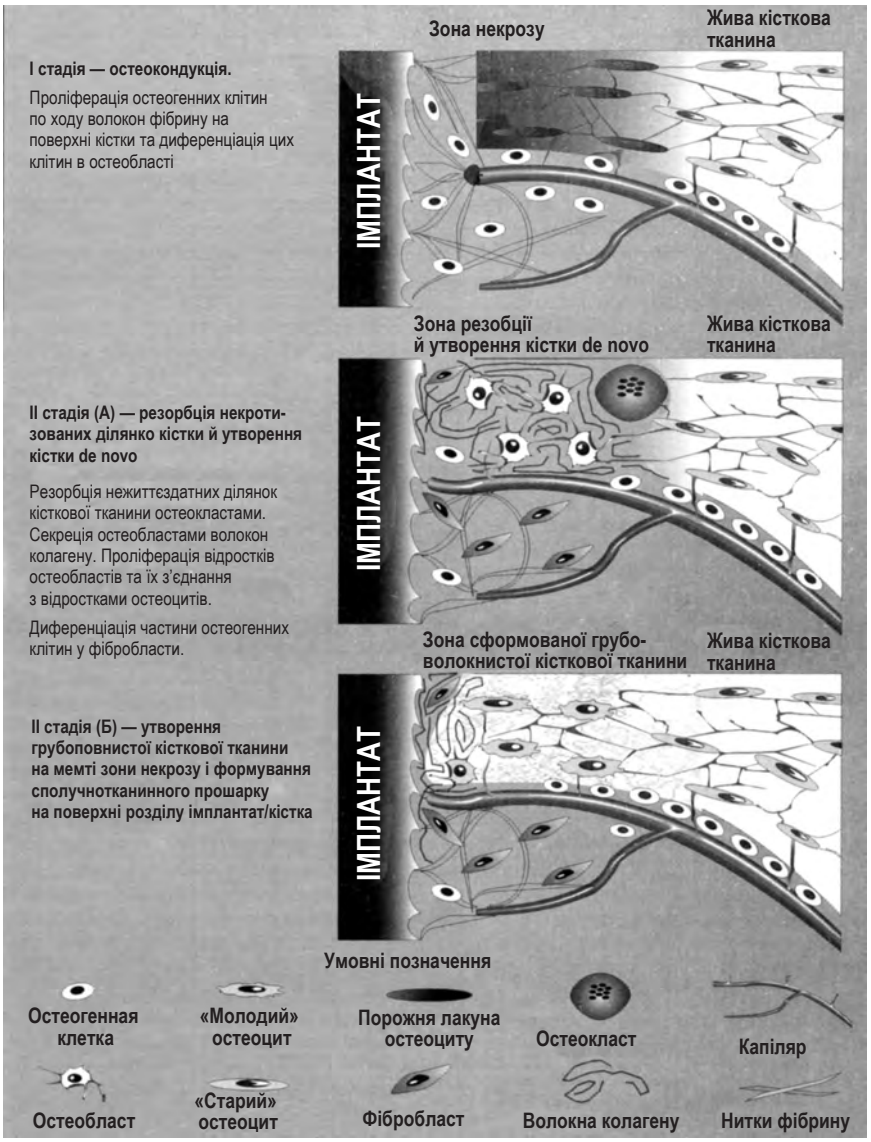


Рис. 9.2. Остеокондукція та утворення кістки *de novo* за дистантного остеогенеза

Механізм дистантного остеогенезу може бути інтерпретований таким чином.

Після встановлення імплантату згусток, що утворився внаслідок крововиливу, організовується таким чином, що волокна фібрину спрямовані вздовж і по дотичній до поверхні імплантату. Причиною такої орієнтації волокон фібрину може бути:

1) недостатньо міцна адгезія білків плазми крові та волокон фібрину на поверхні імплантата через контамінацію його поверхні;

2) відрив волокон фібрину від поверхні імплантата під час ретракції згустку (може спостерігатися за гладкої поверхні внутрішньокісткової частини імплантата);

3) утворення тромбу судини до встановлення імплантату (встановлення імплантату в «сухе» ложе).

При такій організації згустку остеогенні клітини, що проліферують, не досягають поверхні імплантату, і утворення кістки de novo відбувається на поверхні кістки (первинна стадія остеогенезу) і в зоні некрозу (вторинна стадія). Під час первинної стадії остеогенезу фронт формування кістки *de novo* просувається в бік імплантату зі швидкістю 25-50 мкм на день, що займає близько 2-х тижнів. Вторинна стадія остеогенезу починається після резорбції кісткової тканини в зоні некрозу. Резорбція 0,5-міліметрової зони займає 2-4 тижні. Потім фронт утворення грубоволокнистої кісткової тканини просувається у напрямку до імплантату зі швидкістю приблизно 12 мкм на день. У результаті між утвореною de novo кістковою тканиною і поверхнею імплантату формується шар колагенових і фібринових волокон, який містить остеоцити, остеобласти і незначну кількість фібробластів товщиною від 50 до 250 мкм.

Причиною дистантного остеогенезу може бути також порушення синхронізації між проліферацією остеогенних клітин і пошкоджених судин. Якщо проліферація випереджає ріст капілярів, навіть у разі формування матриці на поверхні імплантату остеогенні клітини, що опинилися на цій поверхні, позбавлені адекватного живлення і не здатні до диференціації в остеобласти. Водночас розташовані ближче до судин остеобласти, що утворилися з остеогенних клітин, виробляють остеоїд; починається формування фронту мінералізації, який відрізає остеогенні клітини, які перебувають на поверхні імплантату, від джерела живлення, що в кінцевому підсумку призводить до їхньої диференціації на хондро- і фібробласти.

Таким чином, за дистантного остеогенезу результатом утворення кістки *de novo* є формування грубоволокнистої кісткової тканини навколо імплантата з утворенням між його поверхнею та частково мінералізованим остеоїдом прошарку, представленого здебільшого волокнами колагену, остеобластами та поодинокими фібробластами.

У разі структурної перебудови кісткової тканини гіпотетично можна розглядати два варіанти подальшого розвитку дистантного остеогенезу:

1) резорбції та подальшому перетворенню піддається тільки сформована грубоволокниста кісткова тканина. У цьому разі після завершення структурної перебудови пластинчасту кісткову тканину і поверхню імплантату розділятиме шар колагенових волокон завтовшки від 50 до 250 мкм, тобто формується фіброзно-кісткова інтеграція;

2) резорбції піддається не тільки грубоволокниста кісткова тканина, а й волокниста тканина на поверхні імплантату. Тоді в результаті просування фронту остеогенезу зі швидкістю 0,7-1,0 мкм на день відбувається заміщення не тільки грубоволокнистої кісткової, а й більшої частини фіброзної тканини. Таким чином, завдяки адекватній структурній перебудові та утворенню пластинчастої кісткової тканини може сформуватися остеоінтегрований контакт між кістковими структурними одиницями і поверхнею імплантату зі зменшенням товщини шару неміналізованих колагенових волокон до 3-5 мкм.

9.1.3. Соединительно-тканная интеграция

Сполучно-тканинна інтеграція між поверхнею імплантату і кістковою тканиною спостерігається за відсутності обох процесів — остеоіндукції та остеокондукції — не тільки на поверхні розділу імплантат/кістка, а й у прикордонній зоні. По суті, відбувається заміщення зони некрозу фіброзною тканиною та утворення грубоволокнистої кісткової тканини завдяки опозиційному механізму тільки на поверхні кісткової тканини, що зберегла життєздатність.

Сполучно-тканинний прошарок між поверхнею імплантату і навколишньою кістковою тканиною утворюється у випадках, коли в зоні некрозу кісткової тканини, прилеглої до імплантату, не відбувається ініціації регенерації, а остеоіндукція відбувається тільки в суміжних, не пошкоджених ділянках кістки. Причиною відсутності остеоіндукції на поверхні розділу імплантат/кістка є збільшення відстані від поверхні імплантату до структурних елементів кістки, що зберегли здатність до регенерації. Іншими словами, це або розширення зони некрозу понад 500 мкм, або наявність зазору між поверхнею імплантату і кістковою тканиною понад 100 мкм.

При збільшенні глибини зони некрозу порушується синхронізація не тільки між проліферацією судин і остеогенних клітин, а й між різними типами тканин. Суть асинхронної проліферації при цьому полягає в тому, що менш диференційована тканина регенерує набагато швидше, ніж високодиференційована. Це феномен «біологічної гонки» тканин. Низькодиференційована пухка волокниста тканина швидше, ніж кісткова, займе місце на поверхні розділу імплантат/місткість, особливо в разі недостатнього кровопостачання, яке неминуче супроводжує розширення зони некрозу. Аналогічний механізм утворення волокнистої тканини має місце і за відсутності початкового контакту між поверхнею імплантату і кістковою тканиною ложа, що сприймає. У результаті регенерація кісткової тканини відбувається тільки на поверхні розділу ділянки некрозу і неушкодженої кістки. Поверхня імплантату і більша частина зони некрозу при цьому опиняються під впливом процесів запалення з подальшою диференціацією остеогенних клітин у фібробласти. Це призводить до того, що між поверхнею імплантату і кістковою тканиною утворюється прошарок сполучної тканини шириною 500-900 мкм. Принципова його відмінність від прошарку, що формується під час дистантного остеогенезу, полягає не стільки в його величині, скільки у відсутно-

сті остеобластів на поверхні розділу імплантат/кістка. Це означає, що на межі розділу імплантат/кістка відсутні умови для фізіологічної регенерації кісткової тканини та формування остеоінтегрованого контакту.

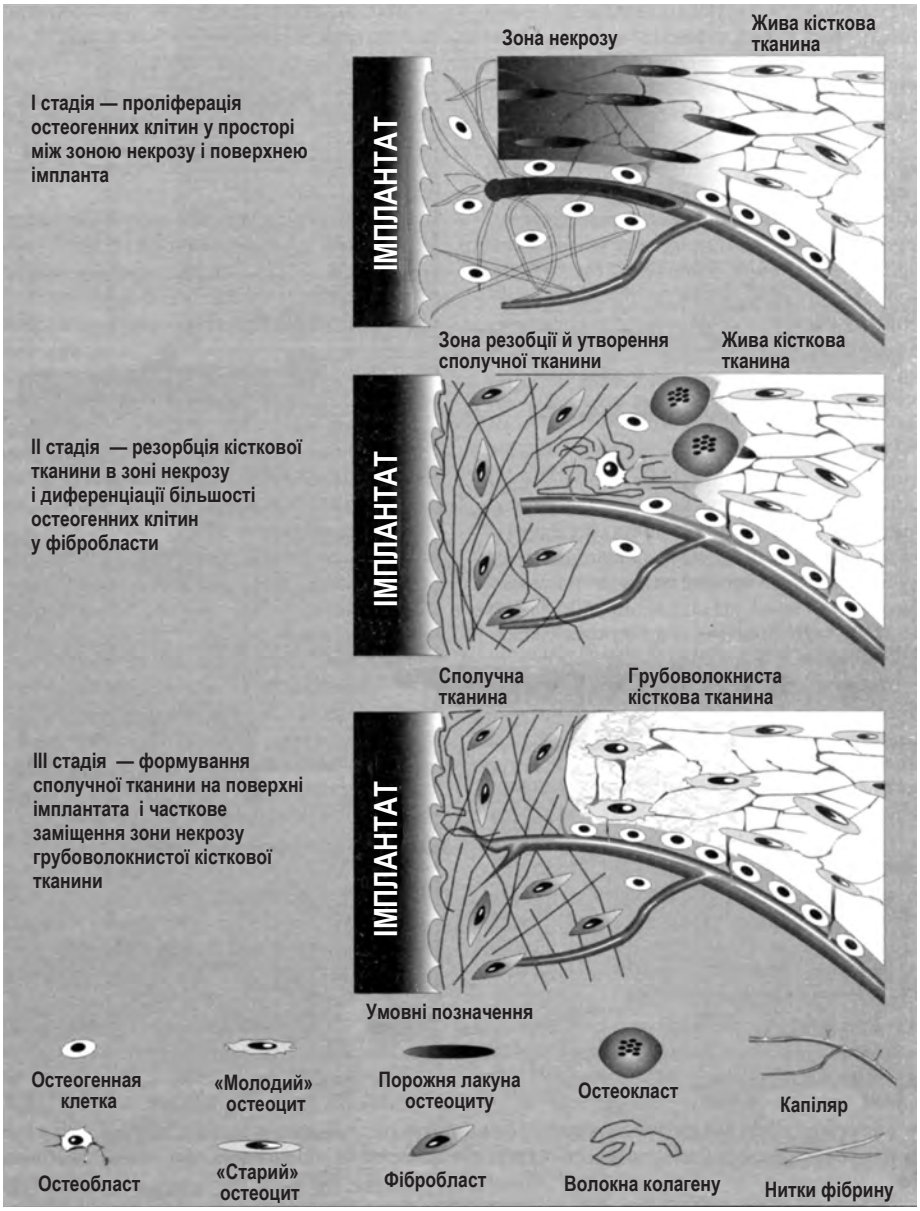
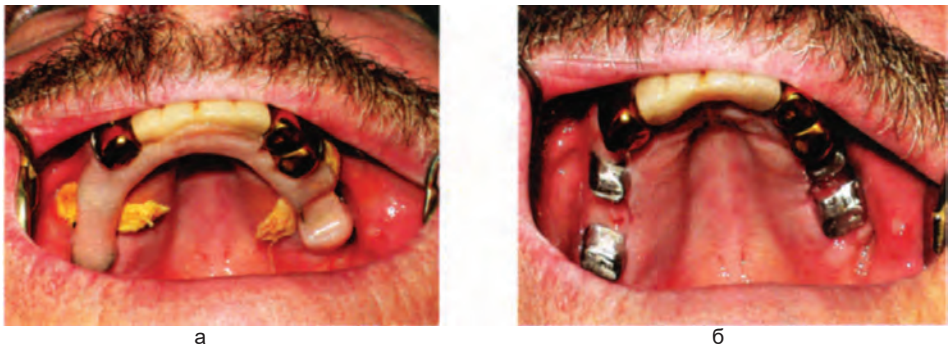


Рис. 9.3. Стадії утворення сполучної тканини між поверхнею імплантату та кістковою тканиною

9.1.4. Остеофиброинтеграция

Протягом усього періоду використання субперіостальної імплантації не припиняються пошуки способів додаткової стабілізації підокісних імплантатів. Усі ці способи так чи інакше пов'язані з анкерними властивостями підлеглої кістки. Найпоширеніший спосіб — використання кортикальних мікровінтів. Для цього в підокісних стрічках імплантата спочатку передбачаються спеціальні наскрізні отвори.



а б

Рис. 9.4. Використання пластмасової шини на верхній щелепі для іммобілізації часткових субперіостальних імплантатів: а — шина в порожнині рота; б — ситуація після зняття шини через 14 днів

Крім мікровінтів можуть використовуватися кнопкові засувки, втоплені в кістку балки, додаткові кламерні відростки.

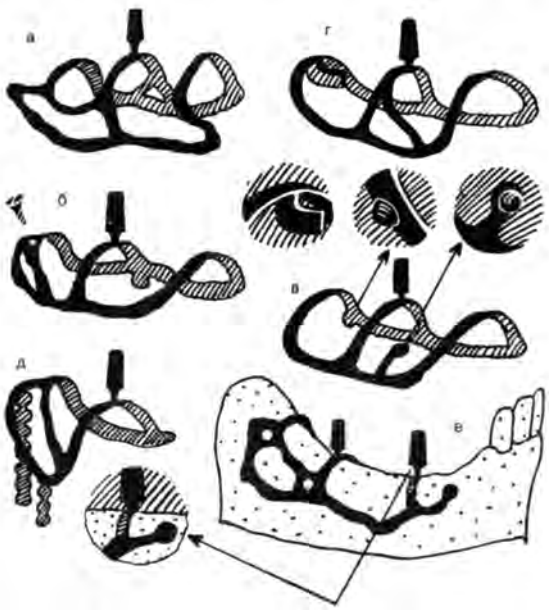


Рис. 9.5. Варіанти додаткової механічної фіксації субперіостального імплантату представлені в монографії О. Н. Сурова (1993)

Розвитком цієї ідеї можна вважати різні варіанти використання додаткових внутрішньокісткових елементів заглибного типу. Усі ці конструкційні варіанти можна об'єднати в окрему групу внутрішньокістково-підокісткових імплантатів.

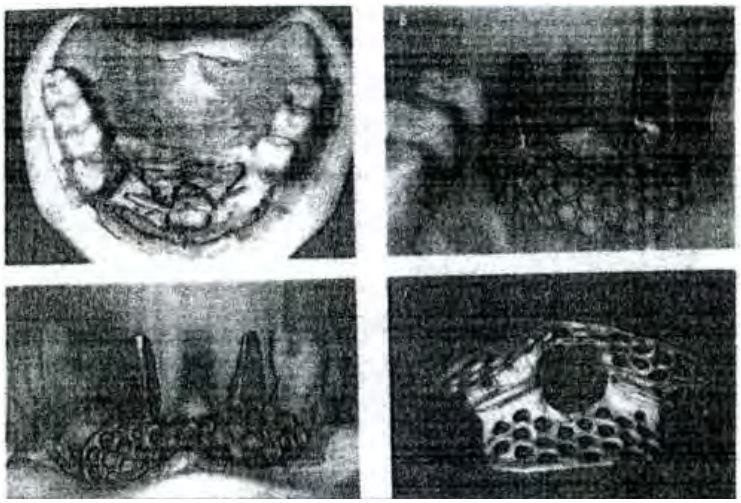


Рис. 9.6. Планування і виготовлення часткового ендоосально-субперіостального (внутрішньокістково-підокісного) імплантату для фронтальної ділянки верхньої щелепи

9.1.5. Имплантодесневое соединение

Дентальний внутрішньокістковий імплантат, що функціонує, контактує не тільки з кістковою тканиною, а й зі слизовою оболонкою, що покриває альвеолярний відросток. Організацію тканин на цьому рівні можна також верифікувати як сполучнотканинну інтеграцію.

Поверхневий оксидний шар імплантату забезпечує фіксацію волокон фібрину після крововиливу; останній, своєю чергою, створює умови для адгезії фібробластів і прикріплення епітелію. У результаті регенерації утворюється напівдесмосомне з'єднання, за якого відстань від оксидної плівки імплантату до внутрішнього базального шару слизової оболонки становить від 0,01 до 0,05 мкм.

Гістологічно зв'язок між поверхнею імплантату і слизовою оболонкою ясен подібний до зубоясенного з'єднання, але відрізняється організацією колагенових волокон і кровоносних судин.

Пучки колагенових волокон, що оточують зуб, формують зубоясенні, міжзубні, зубоперіостальні, зубоальвеолярні горизонтальні та косі волокна, прикріплюються до поверхні зуба перпендикулярно, з'єднуючись із шарпієвими волокнами кісткового матриксу з одного боку, та колагеновими волокнами матриксу цементу — з іншого (рис. 9.7). Виняток становить лише та частина волокон, яка формує кругову зв'язку ясен. Кровопостачання нормального зубоясенного з'єднання здійснюється за рахунок судин слизової оболонки, окістя і пародонту, що створюють розгалужену мережу анастомозів.

У ділянці імплантату, що контактує зі слизовою оболонкою ясен, більшість колагенових волокон, здебільшого III типу колагену, які утворилися в результаті діяльності фібробластів, орієнтовані уздовж вертикальної осі імплантату, і лише незначна їхня частина має круговий напрямок, імітуючи кругову зв'язку. На рівні окістя до поверхні імплантату щільно прилягають колагенові волокна I типу, що нагадують шарпієві, які забезпечують механічну стабільність тканин ясенної манжетки. Її кровопостачання здійснюється тільки за рахунок судин слизової оболонки і окістя (рис. 9.8). Крім того, фіксована до поверхні імплантату ясенна манжетка містить більше колагенових волокон і менше фібробластів порівняно із зубоясенним з'єднанням, тому за своєю біологічною суттю вона є рубцем.

Таким чином, з'єднання імплантату зі слизовою оболонкою ясен є примітивним з погляду організації волокнистих структур і кровопостачання. Водночас таке прикріплення здатне забезпечити низьку проникність, ефективно перешкоджати проникненню інфекції та міграції епітелію в зону кісткової інтеграції імплантату.

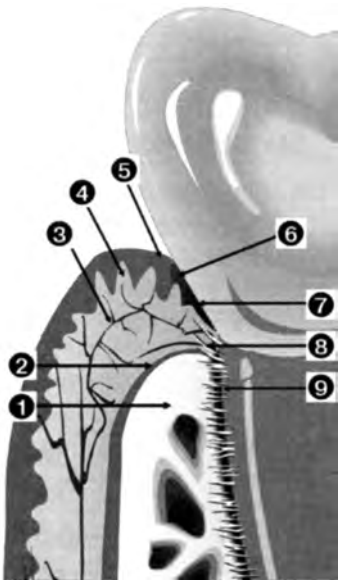


Рис. 9.7. Схема зубоясенного з'єднання: 1 — кісткова тканина; 2 — окістя; 3 — кровоносні судини; 4 — власна пластинка ясен; 5 — багатошаровий плоский ороговілий епітелій; 6 — епітелій прикріплення; 7 — внутрішній базальний шар; 8 — зубоясенні волокна маргінального пародонту; 9 — зубоальвеолярні волокна пародонту

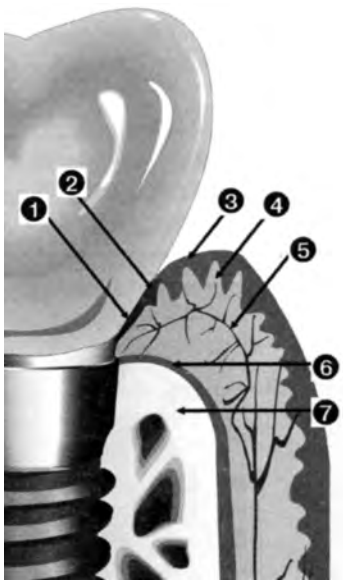


Рис. 9.8. Схема імплантоясенного з'єднання: 1 — внутрішній базальний шар; 2 — епітелій прикріплення; 3 — багатошаровий ороговілий епітелій; 4 — власна пластинка ясен; 5 — кровоносні судини; 6 — окістя; 7 — кісткова тканина

Сполучно-тканинна інтеграція на рівні слизової оболонки ясен і окістя тісно пов'язана з процесом остеогенезу в ділянці гребеня альвеолярного відростка.

Залежно від механізму остеогенезу на поверхні розділу імплантат/кістка можуть мати місце кілька фенотипів організації ясенної манжетки імплантата. Можна виділити чотири таких фенотипи:

I — формування ясенної манжетки з епітеліальним шаром прикріплення без утворення кісткової кишені на поверхні розділу імплантат/кістка. Це найсприятливіший варіант організації тканин із погляду виконання бар'єрної функції, що спостерігається за контактного остеогенезу та є результатом кісткової інтеграції поверхні імплантату з компактним шаром у ділянці гребеня альвеолярного відростка та сполучнотканинної інтеграції на рівні слизової оболонки з утворенням напівдесмосомного прикріплення епітелію до поверхні імплантату;

II — формування ясенної манжетки з утворенням кісткової кишені глибиною до 1 мм на поверхні розділу імплантат/кісткова тканина. Цей фенотип є результатом резорбції частини остеонів компактного шару і наслідком змішаного контактного і дистантного остеогенезу в ділянці гребеня альвеолярного відростка. Такий варіант будови ясенної манжетки здатний цілком ефективно виконувати бар'єрну функцію;

III — утворення кісткової кишені глибиною до 2 мм із пенетрацією в неї тканин власної пластинки ясен і ороговілого епітелію. Даний фенотип має місце при дистантному остеогенезі на рівні більшої частини компактного шару, утворюється за рахунок проліферації як фібробластів з базального шару слизової оболонки, так і епітелію зроговілого шару. Оссеоінтегрований контакт при цьому є вельми вразливим щодо проникнення інфекції та подальшої пенетрації епітелію в зону поверхні розділу імплантат/кісткова тканина;

IV — формування кісткової кишені глибиною понад 2 мм із пенетрацією переважно ороговілого епітелію в ділянку поверхні розділу імплантат/кістка. Цей фенотип свідчить про відсутність кісткової інтеграції, принаймні на рівні компактного шару. Клінічно він є ознакою запального процесу — періімплантиту.

ЗАКЛЮЧЕННЯ

В основі біосумісності внутрішньокісткових імплантатів лежить біологічна властивість загоєння кістки первинним і вторинним натягом, а також здатність кісткової тканини до модифікації власної архітектоніки внаслідок структурної перебудови.

Біосумісність внутрішньокісткових імплантатів проявляється у вигляді функціонального анкілозу.

Це клінічне визначення дентального імплантату, що активно функціонує, інтегрованого з навколишніми тканинами — кістковою тканиною щелеп і слизовою оболонкою. Морфологічно функціональний анкілоз є гармонійним співіснуванням імплантату з навколишніми тканинами за допомогою кісткової, фіброзно-кісткової і сполучнотканинної інтеграції.

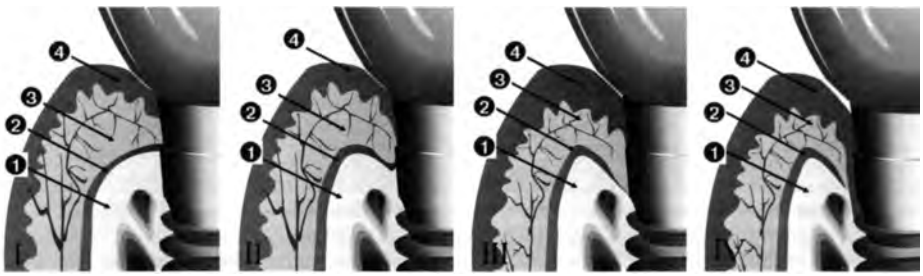


Рис. 9.10. Фенотипи організації ясенної манжетки імплантатів: 1 — кісткова тканина; 2 — окістя; 3 — власна пластинка ясен; 4 — багатошаровий плоский ороговілий епітелій

Біосумісність внутрішньокісткових дентальних імплантатів — це динамічний процес, який включає в себе кілька періодів.

Перший період — це початкове загоєння навколишньої кісткової тканини. При цьому відбуваються процеси контактного і дистантного остеогенезу на поверхні розділу імплантат/кісткова тканина на рівні компактного і губчастого шарів, а також формується фіброзна сполучна тканина на ділянках, де від самого початку був відсутній контакт поверхні імплантату з кістковою тканиною. Залежно від виду остеогенезу тривалість періоду початкового загоєння може становити від 7–14 днів до 2–4-х місяців.

Другий період - адаптація кісткової тканини, що оточує імплантат, до включення його у функцію. У цей період, тривалістю від 1-го до 6 місяців, відбувається рання структурна перебудова грубоволокнистої кісткової тканини, що утворилася в результаті дистантного остеогенезу, і часткове її заміщення пластинчастою. У ділянках контактного остеогенезу сформована на межі розділу імплантат/кістка пластинчаста кісткова тканина зберігає *status quo*.

Третій період - первинна адаптація кісткової тканини, що прилягає до імплантату, після включення його у функцію - триває від 6 до 12 місяців. У цей час відбувається структурна перебудова кісткової тканини на поверхні розділу імплантат/кістка і в прилеглих до цієї зони структурних одиницях кісткової тканини. Унаслідок процесів, що адекватно відбуваються, утворюється зріла, високомінералізована пластинчаста кісткова тканина, здатна витримувати функціональне навантаження, передане через протез та імплантат під час жування. Морфологічним результатом цього періоду є формування кісткової інтеграції на 35–60 % площі поверхні імплантату. Клінічно ця стадія являє собою функціональний анкілоз імплантату.

Четвертий період — прогресуюча адаптація кісткової тканини в ділянці активно функціонуючого імплантату. Полягає в модифікації архітектоніки кісткового органу під впливом функціонального навантаження, що передається через протез і імплантат на кісткову тканину. Триває від 3-х до 6 років. Морфологічно являє собою прогресуючу кісткову інтеграцію, за якої до 75-90 % поверхні імплантату мають остеоінтегрований контакт. Клінічно також являє собою функціональний анкілоз.

Глава X

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ПІД ЧАС КОНТАКТУ ІЗ СУБПЕРІОСТАЛЬНИМ ІМПЛАНТАТОМ

Експериментальні дослідження були спрямовані на вивчення морфологічних особливостей організації кісткової тканини тіла нижньої щелепи тварин, яким було введено експериментальні субперіостальні імплантати.

Експериментальні дослідження проводили на кроликах породи Шиншила віком 20 місяців (початок зрілого віку) і вагою 3 кг. Тварини були розділені на 4 серії. Усі серії складалися з 12 кроликів. Усього 36 тварин. Схема розподілу тварин наведена в таблиці 10.1.

Таблиця 10.1

Розподіл тварин за серіями експерименту

Групи тварин	*№ серії експерименту*	*Кількість тварин на різні терміни для морфологічних і біомеханічних експериментальних досліджень*		
		6 тиж.		
		Морфологічні дослідження		
1 — імплантат із кобальтохромового сплаву (КХС)	Перша	3	1 — імплантат із кобальтохромового сплаву (КХС)	Перша
2 — імплантат із титановим покриттям (КХС+ Ті покриття)	Друга	3	2 — імплантат із титановим покриттям (КХС+ Ті покриття)	Друга
3 — імплантат із покриттям з оксиду титану (КХС+ ТЮ покриття)	Третя	3	3 — імплантат із покриттям з оксиду титану (КХС+ ТЮ покриття)	Третя
4 — імплантат із вуглецевим алмазоподібним покриттям (КХС+покриття С)	Четверта	3	4 — імплантат із вуглецевим алмазоподібним покриттям (КХС+покриття С)	Четверта
Разом за групами		12	Разом за групами	
Усього	36			

У першій серії експерименту кроликам вводили імплантати з кобальтохромового сплаву, у другій серії експерименту — імплантати з кобальтохромового сплаву з титановим покриттям, у третій серії — імплантати з кобальтохромового сплаву з покриттям з оксиду титану, у четвертій серії — імплантати з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям. Усі пластини мали розміри 3×3 мм і товщину 0,5 мм для кожної експериментальної серії. Для точного позиціонування імплантату в тілі щелепи кролика виготовляли спеціальний шаблон (рис. 10.1). Він являв собою металеву пластину з пропилом, відповідним за формою і розмірами субперіостальному імплантату. Шаблон прикладався до скелетованої частини кістки щелепи кролика. Потім кулястим бором за шаблоном вирізали центральну частину кістки на глибину 0,5 мм, відповідну до товщини субперіостального пластинкового імплантату. Після встановлення імплантата у сформовану виїмку його додатково фіксували в кістці гвинтом через отвір у центральній частині імплантата.

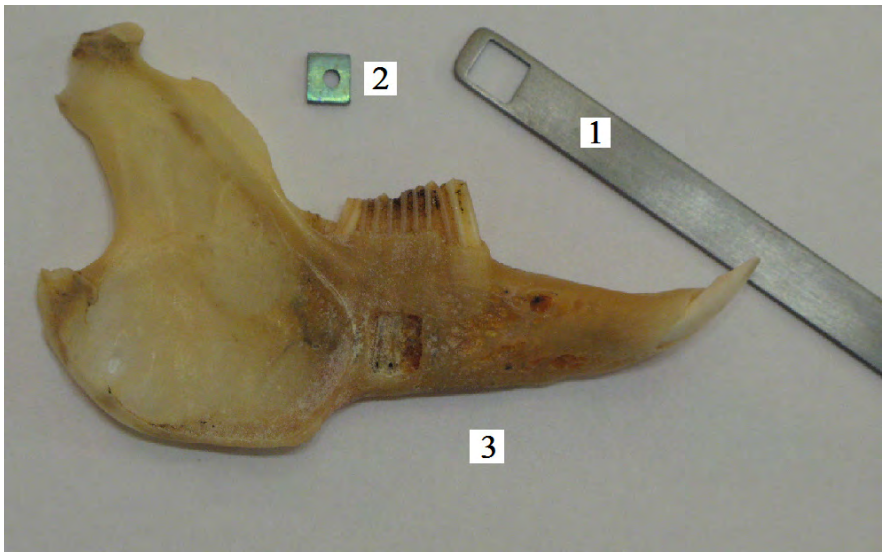


Рис. 10.1. Шаблон (1), експериментальний зразок (2), пропил у кортикальному шарі тіла нижньої щелепи кролика (3). (Схема на фантомі)

Імплантацію проводили під наркозом. Внутрішньочеревно вводили тіопентал натрію з розрахунку 50 мг на 1 кг маси кролика. Вистригали шерсть у підщелепній ділянці, двічі обробляли 5 % розчином йоду. Розріз робили в підщелепній ділянці по краю тіла нижньої щелепи завдовжки 2 см. Тупим і гострим шляхом скелетували тіло нижньої щелепи (рис. 10.2).

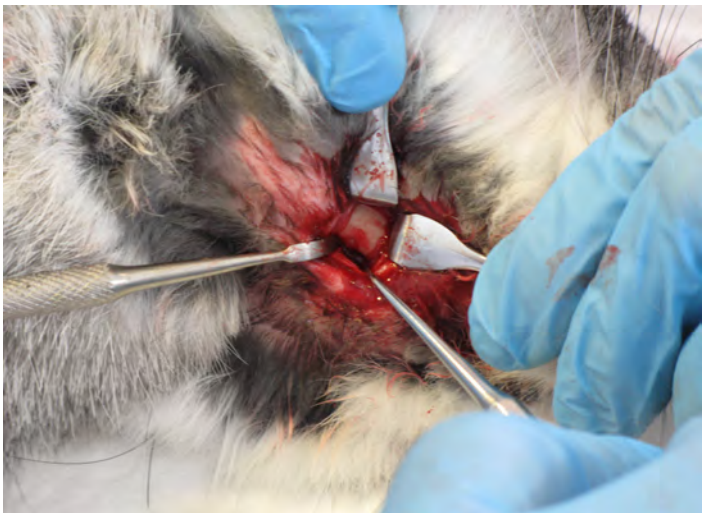


Рис. 10.2. Скелетування тіла нижньої щелепи тварини

По зовнішній поверхні тіла нижньої щелепи спереду від прикріплення жувального м'яза фісурним бором діаметром 1 мм освіжали кортикальний шар за формою експериментального зразка за допомогою шаблону на глибину 0,5 мм.

На підготовлену поверхню фіксували за допомогою гвинта експериментальний імплантат (рис. 10.3).

Рис. 10.3. Експериментальний зразок фіксований гвинтом

Після виведення тварин з експерименту шляхом повітряної емболії виділяли фрагмент нижньої щелепи (із зовнішньою і внутрішньою компактною кісткою, і губчастою речовиною) з ділянкою розташування імплантату і прилеглої кістки.

Матеріал досліджували візуально.

Для мікроскопічного вивчення фрагменти нижньої щелепи фіксували в 5 % розчині азотної кислоти, зневоднювали в спиртах підвищеної міцності (від 70° до 96°) і заливали в целоїдин. Зрізи завтовшки 7-10 мкм, виготовлені на мікротомі Reichert, забарвлювали гематоксиліном і еозином, а також пікрофуксином за методом Ван-Гізона.

Метод морфологічного аналізу проводили, застосовуючи метод Автанділова [3]. Сітка Автанділова закладалася в окуляр мікроскопа (ок.10, об.8). Крок сітки 0,5 мм. Проводили диференційований підрахунок точок, що потрапляє на профіль аналізованої тканини або структури.

У кожній серії експериментів аналізували 5 зрізів з кожного препарату. Цифрові дані обробляли з використанням пакета програм Stadiana IBM PC. Препарати досліджували та фотографували під мікроскопом Axiostar Plus.

Морфометричні дослідження проводили з урахуванням таких показників: оцінки характеру новоутвореної тканини між компактною материнською кісткою та імплантатом (сполучна тканина, кісткова тканина в %); присутність вогнищ некрозу на поверхні тканин, прилеглих до імплантату (поодинокі, множинні); оцінка характеру перебудови компактної кістки (площі без остеоцитів, резорбційні порожнини, вогнища демінералізації) та губчастої кістки (щільність остеоцитів, міжтрабекулярні простори, %).

10.1. Методика біомеханічних дослідів

Для біомеханічних випробувань брали зразки, що знаходилися в щелепах кроликів після 12 тижнів їх експозиції в кістці. Після скелетування щелеп кроликів з імплантатами до поверхні імплантатів точковим зварюванням приварювали дріт, за допомогою якого імплантати відривали з щелепи на розривній машині 2038Р005 для визначення і порівняння сил зрощення пластин із різних матеріалів із кісткою. Фотографію розривної машини наведено на рис. 10.4. Величину зусилля відриву імплантата реєстрували за допомогою самописця і цифрового приладу, що входять до складу випробувальної установки.

Характеристика тканинного комплексу в ділянці контакту із субперіостальним імплантатом

Кобольто-хромовий сплав не є ідеальним матеріалом для виготовлення субперіостальних імплантатів через можливу алергію на кобальт і хром у деяких пацієнтів. Для підвищення біосумісності субперіостальних імплантатів застосовують різні покриття. Найбільш перспективними для цих цілей є оксидні покриття на основі вентильних металів та вуглецеві алмазоподібні покриття. Однак особливості їхньої взаємодії з кістковою тканиною до кінця не виявлені і потребують додаткових досліджень.

У роботі вивчали структурні особливості перебудови кісткової тканини після встановлення субперіостальних імплантатів у тіло щелепи кроликів. Для цього використовували імплантати з кобальтохромового сплаву, імплантати з кобаль-

тохромового сплаву з титановим покриттям, імплантати з кобальтохромового сплаву з покриттям з оксиду титану та імплантати з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям. Як об'єкт порівняння було обрано субперіостальні імплантати, виготовлені з кобальтохромового сплаву без будь-яких покриттів, як такі, що найширше використовуються в стоматології.

Рис. 10.4. Розривна машина 2038Р005 для визначення сил зчеплення імплантатів із кістковою тканиною щелепи

10.2. Клінічні спостереження

Під час клінічного спостереження за тваринами дослідних груп порушень у поведінці та харчуванні протягом усього експерименту не виявлено. У дослідних групах після оперативного втручання спостерігався задовільний загальний стан тварин. Кролики були активні, приймали їжу, відхилень у поведінці не спостерігалося. Рана була в спокійному стані, набряк м'яких тканин незначний, а шви спроможні. Шви знімалися на 7 добу після антисептичної обробки. Область швів обробляли 5 % спиртовим розчином йоду.

10.3. Макроскопічний аналіз

Загальний вигляд щелепи кролика зі встановленим у попередньо підготовлене кісткове ложе субперіостальним імплантатом після її вичленування представлений на малюнку 10.5.

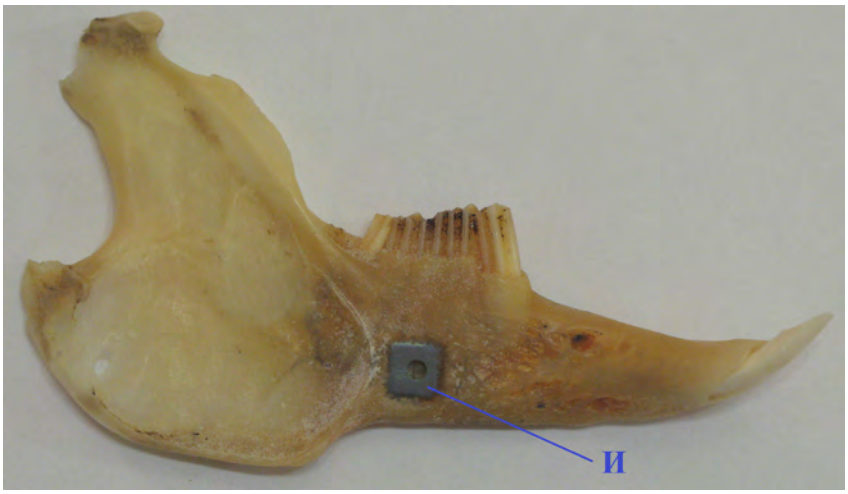


Рис. 10.5. Макропрепарат щелепи кролика через 12 тижнів зі встановленим субперіостальним імплантатом (І) після зняття фіксаційного гвинта

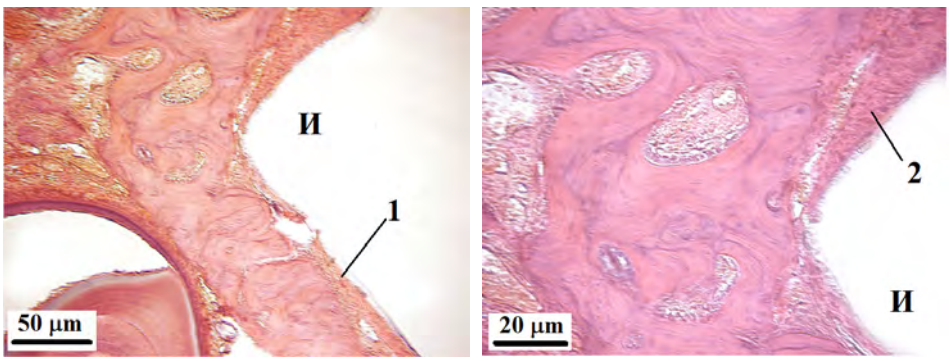
Під час макроскопічного дослідження на всіх термінах після операції (6 і 12 тижнів) виявлено, що імплантати з кобальтохромового сплаву і кобальтохромового сплаву з титановим покриттям (1-ша і 2-га дослідні групи) щільно прилягали до кісткової тканини нижньої щелепи і були покриті сполучною тканиною.

У 3-х і 4-х дослідних групах (імплантати з кобальтохромового сплаву з покриттям з оксиду титану та імплантати з вуглецевим алмазоподібним покриттям) також щільно прилягали до кісткової тканини нижньої щелепи. Відмінною особливістю цих груп є те, що на крайовій поверхні та значній поверхні самих імплантатів на тлі сполучної тканини мали місце острівці кісткової тканини різної протяжності.

10.4. Мікроскопічні дослідження

10.4.1. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів із кобальтохромового сплаву

У препараті під час мікроскопічного дослідження в першій серії експерименту через 6 і 12 тижнів чітко виявляють ділянку розташування імплантату з кобальтохромового сплаву. На ділянках між імплантатом і компактною кісткою тіла щелепи знаходяться ділянки сполучної тканини з високою щільністю фібробластів (рис. 10.6. а, б).



а б

Рис. 10.6. Ділянка кістки щелепи в ділянці встановлення субперіостального імплантата з кобальтохромового сплаву за 12 тижнів: а — по периметру імплантата (І) спостерігається грубоволокниста кісткова тканина (1); б — фрагмент малюнка а: прошарку сполучної тканини між материнською кісткою та імплантатом з високою щільністю фібробластів (2). Забарвлення гематоксиліном і еозином. Збільшення на малюнках: а) 100, б) 200

Не рідко на ділянках, що зустрічаються, імплантат безпосередньо контактує з материнською кісткою. У таких ділянках кісткова тканина має ознаки деструктивних порушень, що включають відсутність остеоцитів на цих ділянках, присутність вогнищ демінералізації, хаотичне розташування базофільних ліній склеювання. Виявляються невеликі вогнища клітинного детриту. Також були виявлені поля перебудови компактної кістки з невеликими порожнинами резорбції, заповненими пухкою сполучною тканиною. Крім цього, спостерігалися вогнища ремоделювання кістки з вузькими базофільними лініями склеювання і нашаруваннями між ними кісткової тканини.

Узагальнені результати за градаціями вираженості морфологічних показників тіла нижньої щелепи тварин після встановлення імплантату з кобальтохромового сплаву представлені в таблиці 10.2.

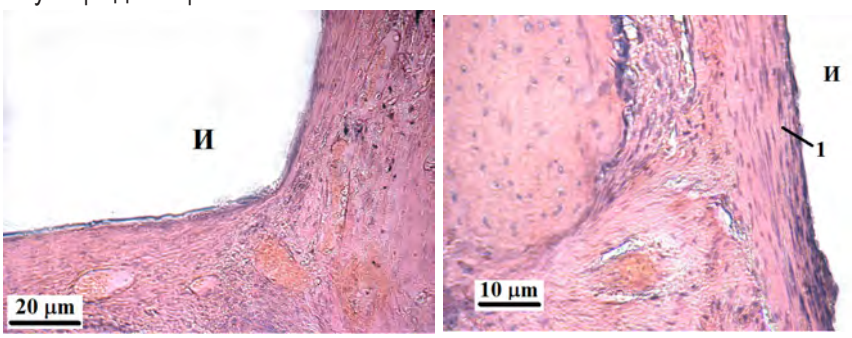
Таблиця 10.2

Градації вираженості морфологічних показників тіла нижньої щелепи тварин після встановлення субперіостальних імплантатів із кобальтохромового сплаву

Показники	*Градації*	*Ступінь вираженості*
Новоутворена тканина між компактною материнською кісткою та імплантатом	– сполучна тканина – грубоволокниста кісткова тканина – пластинчаста кістка	(89,67 ± 0,88) % (10,33 ±0,88) %
Очаги некроза на поверхности тканей, прилежащих к имплантату	– відсутність – поодинокі вогнища -1/3 контактної поверхні	Поодинокі вогнища
Характер перебудови компактної кістки	– ділянки без остеоцитів – резорбційні порожнини – вогнища демінералізації	На 1/3 площі (50,70 ±2,60) % поодинокі
Характер перебудови губчастої кістки	– щільність остеоцитів (кількість) – розширені – міжтрабекулярні – простору	119,33 ±1,20 (61,00 ±4,36) %

10.4.2. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних кобальтохромових імплантатів із титановим покриттям

Під час дослідження у світловому мікроскопі другої серії зразків через 6 тижнів після введення імплантатів було виявлено, що безпосередньо під імплантатом розташовувалася сполучна тканина з ходом колагенових волокон паралельно до поверхні імплантату (рис. 10.7.а). Спостерігалася висока щільність фібробластів у сполучній тканині, клітини знаходилися між колагеновими волокнами та мали витягнуті ядра. Безпосередньо на межі між імплантатом і сполучною тканиною визначалися ділянки вираженої базофілії, що може свідчити про вогнища мікронекрозу в цій ділянці.

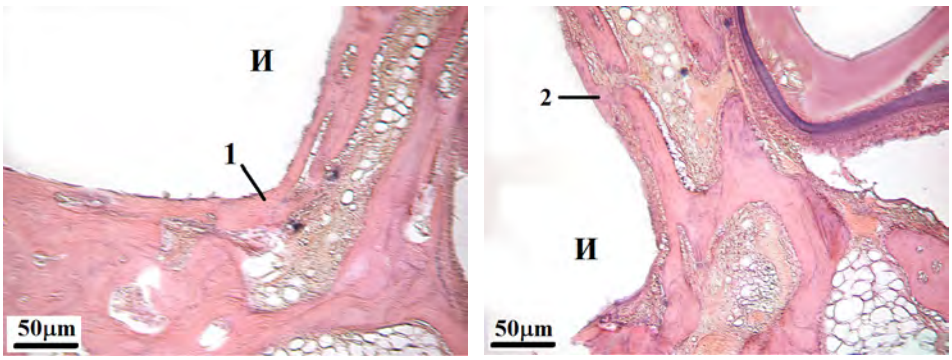


а б

Рис. 10.7. Фрагмент тіла щелепи в ділянці встановлення субперіостального імплантату з кобальтохромового сплаву з титановим покриттям за 6 тижнів після введення: а — сполучна тканина по периметру імплантату (І). Забарвлення гематоксиліном і еозином. Збільшення 200; б — висока щільність фібробластів (1). Остеобласти на поверхні кістки в ділянці порожнини резорбції. Забарвлення гематоксиліном і еозином. Збільшення 400

Прилегла до новоутвореної сполучної тканини кісткова тканина мала виражені ознаки перебудови. На низці ділянок було помічено ремінералізацію кісткової тканини. В інших ділянках відзначалася підвищена щільність остеобластів, які формували скупчення на кісткових трабекулах губчастої кістки та в ділянці розширених порожнин резорбції, що розташовувалися в компактній кістці (рис. 10.7 б).

Через 12 тижнів після введення імплантатів із кобальтохромового сплаву з титановим покриттям під час мікроскопічного дослідження виявлено, що на ділянках прилягання імплантату до компактної кістки виявляли ділянки новоутвореної зрілої кісткової тканини та ділянки, представлені сполучною тканиною з низькою щільністю фібробластів і пухко розміщеними пучками колагенових волокон (рис. 10.8 а, б). Вогнищ некрозу між імплантатом і новоутвореною тканиною не знайдено.



а б

Рис. 10.8. Фрагмент тіла щелепи в ділянці встановлення субперіостального імплантата з кобальтохромового сплаву з титановим покриттям за 12 тижнів після введення: а — новоутворена кісткова тканина (1) в ділянці прилягання імплантата (І); б — ділянки сполучної тканини (2) під імплантатом. Забарвлення гематоксиліном і еозином. Збільшення 100

У компактній кістці щелепи, розташованій у ділянці введення імплантатів, виявлено виражені процеси перебудови, що полягають у формуванні порожнин резорбції, які були заповнені пухкою сполучною тканиною з високою щільністю кровоносних судин капілярного типу.

У губчастій кістці на крайових відділах кісткових трабекул спостерігалася підвищена щільність остеобластів. Міжтрабекулярні простори являли собою пухку сполучну тканину.

Узагальнені результати градацій морфологічних показників у ділянці введення імплантатів із титановим покриттям через 12 тижнів представлені в таблиці 10.3.

Таблиця 10.3

Градації вираженості морфологічних показників тіла нижньої щелепи тварин після введення імплантатів з титановим покриттям через 12 тижнів

Показники	*Градації*	*Ступінь вираженості*
Новоутворена тканина між компактною материнською кісткою та пластиною	– сполучна тканина – грубоволокниста – кісткова тканина – пластинчаста кістка	(76,33 ± 4,30) % (23,67 ± 4,40) %
Вогнища некрозу на поверхні тканин, прилеглих до пластини	– відсутність – поодинокі вогнища – -1/3 контактної поверхні	Поодинокі вогнища
Характер перестройки компактной кости	– ділянки без остеоцитів – резорбційні порожнини – вогнища демінералізації	На 1/3 площі (44,67 ± 2,60) % поодинокі
Характер перебудови губчастої кістки	– щільність остеоцитів (кількість) – розширені міжтрабекулярні простори	122,00 ±6,43 (57,30 ± 4,40) %

10.4.3. Особливості перебудови кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів із покриттям з оксиду титану

Під час мікроскопічного дослідження через 6 тижнів після імплантації в третій серії експерименту в ділянці розташування імплантатів визначається виражена перебудова материнської кістки у вигляді вогнищ остеогенезу, що були представлені острівцями з підвищеною щільністю остеобластів (рис. 10.9). Прилеглі до компактної кістки ділянки губчастої кістки мали підвищену щільність остеобластів, які розташовувалися на крайових відділах кісткових трабекул, а також ділянки губчастої кістки, прилеглі до компактної кістки. У міжтрабекулярних просторах знаходилася пухка сполучна тканина. Щільність кровоносних судин у ділянці міжтрабекулярних просторів була високою. У цих областях здебільшого виявлялися судини капілярного типу, що мали вузькі просвіти.

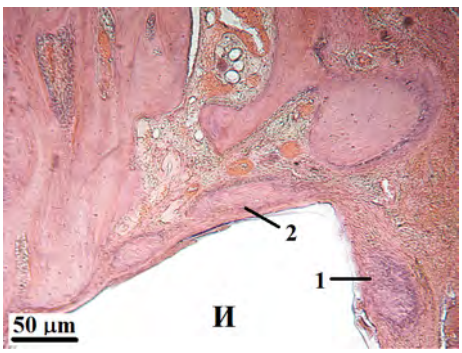


Рис. 10.9. Перебудова компактної кістки в ділянці введення субперіостального імплантата з кобальтохромового сплаву з покриттям з оксиду титану за 6 тижнів: 1 — вогнища остеогенезу з підвищеною щільністю остеобластів; 2 — кісткові трабекули вкриті шаром остеобластів. Забарвлення гематоксиліном і еозином. Збільшення 100

Через 12 тижнів під час мікроскопічного дослідження тіла нижньої щелепи чітко виявляли ділянку їхнього розташування. Імплантати з кобальтохромового сплаву з покриттям з оксиду титану щільно прилягали до компактної кістки тіла щелепи. Безпосередньо під нею на ділянках прилягання у вигляді вузької смужки виявляли новоутворену зрілу кісткову тканину з підвищеною щільністю остеоцитів (рис. 10.10). На невеликих ділянках виявляли волокнисту кісткову тканину з остеоцитами й остеобластами, що розташовувалися між пучками колагенових волокон.

У розташованій нижче губчастій кістці, прилеглій до компактної кісткової тканини, було зафіксовано високу щільність остеобластів (рис. 10.11).

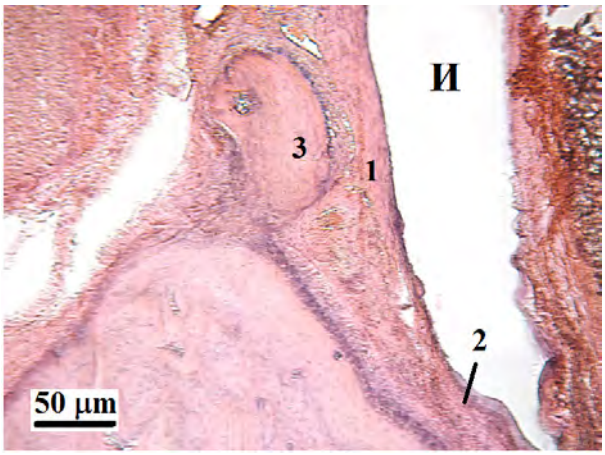


Рис. 10.10. Новоутворена зріла кісткова тканина (1) з підвищеною щільністю остеоцитів через 12 тижнів експерименту; волокниста кісткова тканина з остеоцитами та остеобластами (2); проліферація остеобластів (3). Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення 100

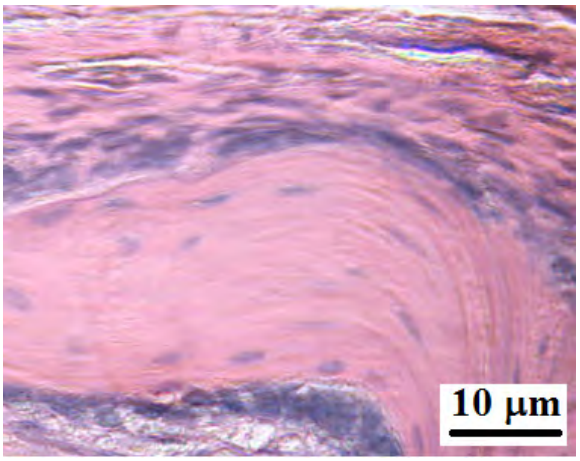


Рис. 10.11. Проліферація остеобластів на поверхні кісткової трабекули. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення 400

У таблиці 10.4 представлено узагальнені дані морфометричних градацій тіла нижньої щелепи в ділянці введення субперіостальних імплантатів із покриттям з оксиду титану через 12 тижнів.

Таблиця 10.4

Градації вираженості морфологічних показників тіла нижньої щелепи тварин після введення імплантатів із покриттям з оксиду титану через 12 тижнів

Показаники	*Градації*	*Ступінь вираженості*
Новоутворена тканина між компактною материнською кісткою та пластиною	– сполучна тканина – грубоволокниста кісткова тканина – пластинчаста кістка	(30,30 ± 2,33) % (69,67 ± 2,33) %
Вогнища некрозу на поверхні тканин, прилеглих до пластини	– відсутність – поодинокі вогнища -1/3 контактної – поверхні	Відсутні
Характер перебудови компактної кістки	– ділянки без остеоцитів – резорбційні порожнини – вогнища демінералізації	На 1/3 площі (31,30 ±2,00) % поодинокі
Характер перебудови губчастої кістки	– щільність остеоцитів (кількість) – розширені міжтрабекулярні простори	179,00 ±4,36 (37,33 ±3,28) %

10.4.4. Особенности перестройки костной ткани вокруг субпериостальных имплантатов с углеродным алмазоподобным покрытием

Під час мікроскопічного дослідження в четвертій серії експерименту через 6 тижнів після імплантації було виявлено, що на ділянках між імплантатами та кістковою тканиною тіла щелепи були поля, представлені вузькою смужкою сполучної тканини (рис. 10.12). Між колагеновими волокнами, що повторюють грані імплантата, розташовувалися поодинокі зрілі фібробласти, що мали подовжені ядра і вузьку довгу цитоплазму. Спостережувана щільність капілярних судин у сполучній тканині була низькою. Сполучна тканина була щільно спаяна з прилеглою материнською кістковою тканиною. Виражених деструктивних порушень у кістці, прилеглій до імплантатів, не визначали, лише на окремих ділянках виявляли вогнища демінералізації кісткової тканини як реакцію на травматичне ушкодження.

Під час дослідження у світловому мікроскопі через 12 тижнів експерименту виявлено, що між субперіостальними імплантатами з вуглецевим алмазоподібним покриттям і компактною кісткою тіла щелепи визначалися переважно поля з грубоволокнистої кісткової тканини. Лише на невеликих ділянках було виявлено ділянки сполучної тканини з колагеновими волокнами, розташованими паралельно до поверхні імплантатів, і поодинокі зрілі фібробласти (рис. 10.13).

На ділянках компактної кістки, розташованої під імплантатами, спостерігалися порожнини резорбції різної величини і форми, заповнені пухкою сполучною тканиною або жировим кістковим мозком. Мали місце ознаки перебудови, пов'язані з формуванням базофільних ліній склеювання, що відокремлювали генерації нашаровувань із новоутвореної кісткової тканини (рис. 10.8). Такі ділянки вирізнялися високою щільністю остеобластів.

Рис. 10.12. Фрагмент компактної кістки щелепи в ділянці встановлення субперіостального імплантата з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям через 6 тижнів після введення: 1 — сполучна тканина у вигляді вузької смужки по периметру ділянки прилягання імплантата з вуглецевим алмазоподібним покриттям. Забарвлення за Ван Гізоном. Збільшення 100

Рис. 10.13. Фрагмент компактної кістки щелепи в ділянці встановлення субперіостального імплантата з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям за 12 тижнів після введення: 1 — грубоволокниста кісткова тканина по периметру імплантата з вуглецевим алмазоподібним покриттям (I); 2 — вузькі смужки сполучної тканини. Базофільні лінії склеювання; 3 — генерації новоутвореної кісткової тканини. Забарвлення гематоксиліном і еозином. Збільшення 100

Для об'єктивізації результатів морфологічного дослідження тіла нижньої щелепи кролів після введення імплантатів з вуглецевим алмазоподібним покриттям був проведений морфометричний аналіз наступних показників: характер новоствореної тканини між компактною материнською кісткою та імплантатами; при-

сутність вогнищ некрозу на поверхні тканин, прилеглих до імплантатів; оцінка характеру перебудови компактної та губчастої кісток (таблиця 10.5).

Таблиця 10.5

Градации выраженности морфологических показателей тела нижней челюсти животных после введения субпериостальных имплантатов с углеродным алмазоподобным покрытием

Показатели	Градации	Степень выраженности
Новообразованная ткань между компактной материнской костью и пластиной	– соединительная ткань – грубоволокнистая костная ткань – пластинчатая кость	(69,33 ± 4,80) % (31,66 ± 1,76) %
Очаги некроза на поверхности тканей, прилежащих к пластине	– отсутствие – единичные очаги – 1/3 контактной поверхности	Отсутствуют
Характер перестройки компактной кости	– площади без остеоцитов – резорбционные полости – -очаги деминерализации	На 1/4 площади (41,67 ±3,33) % единичны
Характер перестройки губчатой кости	– плотность остеоцитов (количество) – расширенные межтрабекулярные пространства	158,00 ± 1,15 (43,67 ± 2,60) %

Таким чином, у дослідженні було вивчено перебудову компактної кісткової тканини тіла нижньої щелепи в ділянці контакту із субперіостальними імплантатами, виготовленими з кобальтохромового сплаву з різними покриттями. Проведено порівняльний аналіз субперіостальних кобальтохромових імплантатів із такими самими імплантатами, але з різними покриттями (титанове покриття, покриття з оксиду титану, вуглецеве алмазоподібне покриття).

Виявлено, що в усіх випадках після введення імплантатів у компактній і губчастій кістках спостерігався комплекс репаративних і адаптаційно-компенсаторних перебудов, вираженість яких залежала від матеріалу покриття імплантату. Було проведено оцінку впливу біоматеріалу за такими параметрами: характер новоутвореної тканини між компактною материнською кісткою та імплантатом, присутність вогнищ некрозу на поверхні тканин, прилеглих до імплантату, оцінка характеру перебудови компактної та губчастої кісток.

Виявлено, що за таким показником, як «новоутворені тканини між субперіостальним імплантатом і компактною кісткою нижньої щелепи», найсприятливіші результати було відмічено для імплантатів із покриттям з оксиду титану. У цьому разі щільність грубоволокнистої кісткової тканини між субперіостальним імплантатом і компактною кісткою, кількість остеоцитів, зниження щільності резорбційних лакун мали максимальні позитивні значення.

Середнє положення відзначалося для імплантатів з вуглецевим алмазоподібним покриттям і титановим покриттям.

Виражені негативні показники зафіксовано для імплантатів із кобальтохромового сплаву без покриття.

Отже, проведені експериментальні дослідження на тваринах для порівняльного аналізу взаємодії захисних покриттів субперіостальних імплантатів із кістковою тканиною довели, що нанесення вуглецевих алмазоподібних або оксидних покриттів на поверхню субперіостального імплантату підвищує його здатність до біоінтеграції в живі тканини.

10.4.5. Біомеханічні випробування

При проведении биомеханических испытаний в тело нижней челюсти 12 кроликов были установлены экспериментальные субпериостальные имплантаты по методике, описанной в разделе 2.2, из кобальто-хромового сплава, кобальтохромового сплава с титановым покрытием, с покрытием из оксида титана и с углеродным алмазоподобным покрытием. Через три месяца были вырезаны фрагменты челюстей с имплантатами. Винт, обеспечивающий начальное плотное прилегание имплантата к кости, удалялся. Затем к очищенному участку поверхности имплантата площадью 2-3 мм^2 с помощью контактной сварки приваривалась проволока из нержавеющего сплава диаметром 0,4 мм. На другом конце проволоки также с помощью контактной сварки формировалась петля для крепления в одном из держателей разрывной машины. В фрагменте челюсти в области, удаленной от импланта, высверливали отверстие диаметром 0,8 мм, в которое также вставляли аналогичную поволоку, а ее концы сваривали контактной сваркой в петлю. Эта петля крепилась во второй держатель разрывной машины. Испытания на отрыв субпериостального имплантата от кости проводились на разрывной машине 20383005, а результаты испытаний представлены в таблице 10.6.

Таблиця 10.6

Міцність зчеплення субперіостальних імплантатів із кістковою тканиною

Зразок	*КХС*	*КХС з глеродним алмазоподібним покриттям*	*КХС з титановим покриттям*	*КХС з покриттям з оксиду титану*
Маса вантажу, що забезпечує розрив, кг	0,9 ± 0,1	1,7 ± 0,1	1,5 ± 0,1	1,8 ± 0,1
Площа імплантату, мм^2	8	8	8	8
Міцність зчеплення, кг/мм^2	0,11 ± 0,01	0,21 ± 0,01	0,19 ±0,01	0,23 ± 0,01
P*	< 0,01			

* ймовірність помилки результатів вимірювань

У першому рядку таблиці наведено значення маси вантажів, які забезпечували відрив імплантатів від кісткової тканини. Площа всіх зразків була однаковою і становила з урахуванням центрального отвору по гвинт 8 мм^2. Розраховані з урахуванням цих даних значення міцності зчеплення субперіостальних імплантатів записані в таблиці.

На поверхні деяких зразків з оксидним і вуглецевим покриттями було видно фрагменти кісткової тканини, відокремлені від щелепи під час відриву імплан-

тата (рис. 10.14). Це свідчило про досить високу міцність зчеплення імплантату з кістковим ложем і про протікання остеоінтеграційних процесів у місці контакту.

Максимальних значень зчеплення було досягнуто при нанесенні на субперіостальні імплантати з кобальтохромового сплаву оксидних і вуглецевих алмазоподібних покриттів. У цьому разі міцність зчеплення порівняно зі звичайними субперіостальними імплантатами зростає майже вдвічі. При нанесенні на імплантат покриття з високочистого титану збільшення міцності зчеплення дещо нижче і перевищує значення для кобальтохромового сплаву без покриття приблизно на 50–60 %.

Рис. 10.14. Фрагмент кісткової тканини на субперіостальному імплантаті з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям після випробувань на міцність зчеплення

Таким чином, було проведено біомеханічні експериментальні дослідження з метою вивчення величини сили зрощення кісткової тканини з субперіостальними імплантатами з різними покриттями. Доведено, що максимальну міцність між кістковою тканиною та субперіостальними імплантатами забезпечують вуглецеві алмазоподібні покриття та покриття з оксиду титану.

ВИСНОВКИ

Отримані під час експериментальних морфологічних досліджень дані щодо взаємодії захисних покриттів субперіостальних імплантатів із кістковою тканиною довели, що нанесення вуглецевого алмазоподібного або оксидного покриттів на поверхню субперіостального імплантату підвищує здатність субперіостального імплантату до біоінтеграції у живі тканини за такими показниками: характер новоутвореної тканини між компактною материнською кісткою та імплантатом; присутність вогнищ некрозу на поверхні тканин, прилеглих до імплантата; оцін

Проведені біомеханічні експериментальні дослідження дали змогу встановити, що міцність зчеплення кісткової тканини з кобальтохромовими субперіостальними імплантатами зростає майже вдвічі за використання оксидних або вуглецевих алмазоподібних покриттів та на 60% — у разі нанесення на поверхню імплантату титанового покриття.

Глава XI

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЕНДООСАЛЬНИХ КОНСТРУКЦІЙ СУБПЕРІОСТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ

Базові дослідження аналізу напружено-деформованого стану конструкції «підокісний імплантат — опорні тканини щелепної кістки», порівняння отриманих результатів із напружено-деформованим станом тканин кістки за використання ендоосальних імплантатів і вибір раціональних конструкцій імплантатів для окремих випадків назубного протезування провів Д. М. Король (2009).

Перша об'ємна скінченно-елементна модель (рис. 11.1) розроблена для дослідження напружено-деформованого стану лінійного фрагмента щелепи з інтегрованим у ньому циліндричним ендоосальним імплантатом.

З огляду на можливість оперативного внесення змін геометричних розмірів і фізико-механічних характеристик усіх структурних складових моделі, положення і розміри циліндричних ендоосальних імплантатів варіювалися.

Під час аналізу напружено-деформованого стану щелепного фрагмента розглядали циліндричні імплантати діаметром 3 мм і 4 мм, які широко використовують в ортопедичній практиці та випускають багато виробників.

Оскільки висота коронкової частини зубів верхньої і нижньої щелеп може змінюватися від 7 мм до 11 мм, точка дії вертикальних і горизонтальних складових навантаження в цих моделях перебувала на висоті 7 мм, 9 мм і 11 мм над рівнем гребеня альвеолярного відростка. Такий підхід дає змогу уникнути зосереджених моментів як складових функціонального навантаження в розрахунках.

Рис. 11.1. Об'ємна скінченно-елементна модель фрагмента альвеолярного відростка щелепи з циліндричним ендоосальним імплантатом

Глибина занурення імплантатів становила 10, 12 і 14 мм відповідно до поширених розмірів внутрішньокісткової частини імплантатів, що випускаються виробниками. Розрахунки виконували як за особливої, так і за спільної дії вертикальних і горизонтальних складових функціонального навантаження. Дослідження виконували для найгіршого випадку навантаження, коли все функціональне навантаження передавалося на імплантат, що відповідає розміщенню харчової грудки безпосередньо над імплантатом. У разі зміщення харчової грудки від імплантата навантаження на неї зменшується внаслідок часткового перерозподілу функціонального навантаження тілом протеза на сусідній з імплантатом опір.

Як приклад у табл. 11.1 та на рис. 11.2, 11.3, 11.4, 11.5 і рис. 11.6 подано результати розрахунків, виконаних для фрагмента щелепної кістки завдовжки 20 мм із висотою та шириною поперечного перерізу 22 та 18 мм відповідно, з інтегрованим циліндричним ендоосальним імплантатом діаметром 3 мм, що має довжину внутрішньокісткової частини 10 мм і висоту коронкової частини 7 мм.

Дана модель розбита досить дрібною скінченно-елементною сіткою з тетраедальних елементів (загалом для побудови використали 21948 об'ємних елементів при 13088 вузлових точках).

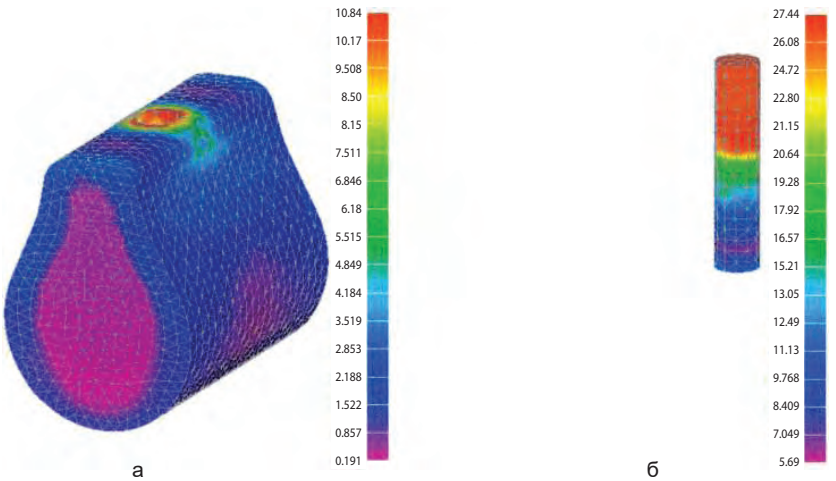
Таблиця 11.1

Результати розрахунків еквівалентного напруження щелепного фрагмента з циліндричним ендоосальним імплантатом

Характер навантаження	*Розрахункове значення навантаження, Н*	*Максимальна еквівалентна напруга, Мпа*		
		Імплантат	*Компактна кістка*	*Губчатая кость*
Вертикальна, F_y	180	27,4	10,8	1,97
Горизонтальна, F_x (поперек осі зубного ряду)	18	45,4	11,8	0,89
Горизонтальна, F_z (вдоль оси зубного ряда)	18	39,2	12,6	1,01
Вертикальна, F_y і горизонтальна, F_x	180 18	72,8	20,5	2,58
Вертикальна, F_y і горизонтальна, F_z	180 18	64,6	23,2	2,89

Напружено-деформований стан ендоосальних циліндричного імплантату та альвеоли на рис. 11.2, 11.3, 11.4, 11.5 і рис. 11.6 відповідає навантаженню вертикальним навантаженням F_y = 180 Н, горизонтальними навантаженнями F_x – F_z = 18 Н та спільній дії вертикального навантаження з кожною з горизонтальних складових.

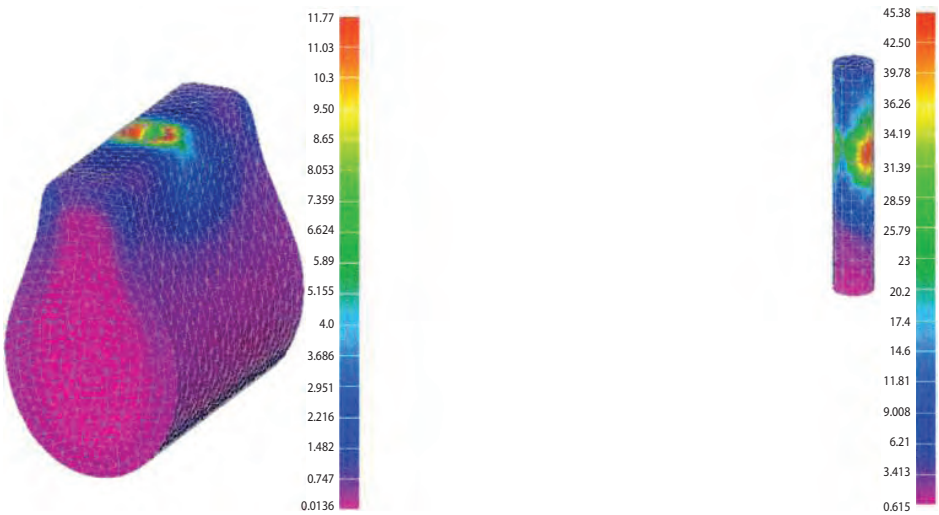
Виключення концентрації напруження, що має місце в точці докладання сили, згідно з принципом Сен-Венана виконано рівномірним розподілом усіх навантажень, які враховуються на торцевій поверхні імплантату. Для більшої наочності поля еквівалентного напруження за Хубером-Мізесом ендоосального імплантату та щелепної кістки без імплантату подано окремо.



а б

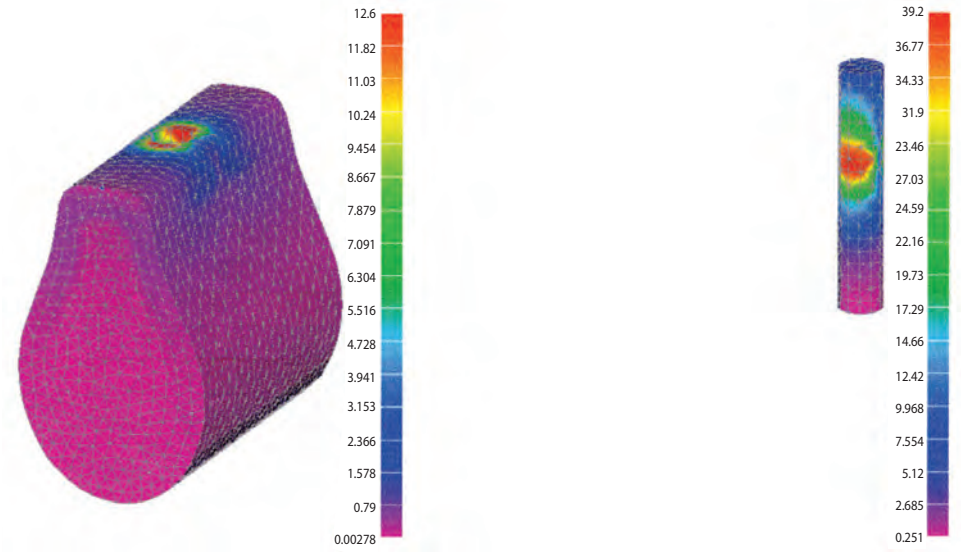
Рис. 11.2. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під дією вертикального навантаження

Під дією тільки вертикального навантаження (рис. 11.2) еквівалентне напруження, що рівномірно розподіляється по поперечному перерізу ендоосального імплантату, становить $\sigma_{экв}^{max}$ = 27,4 МПа.



а б

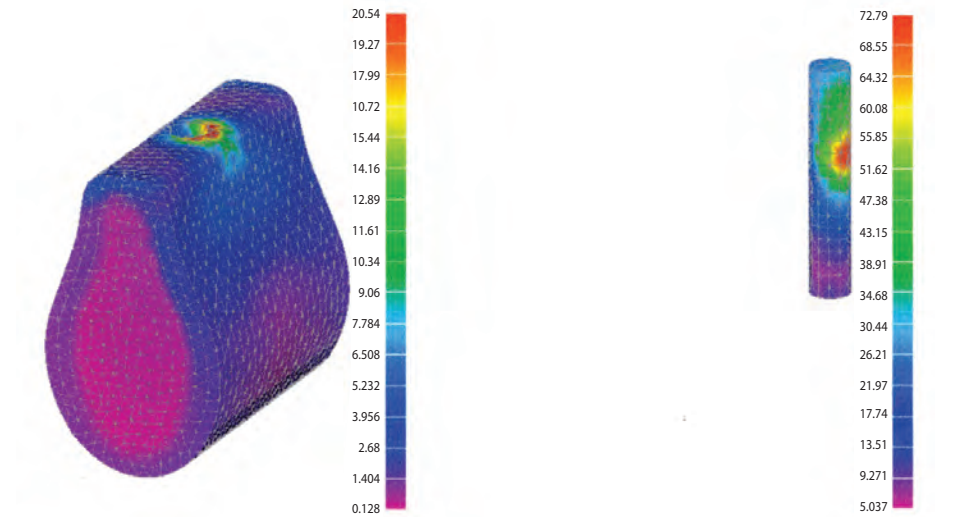
Рис. 11.3. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під дією горизонтального навантаження у вестибулярно-лінгвальні напрямки



а б

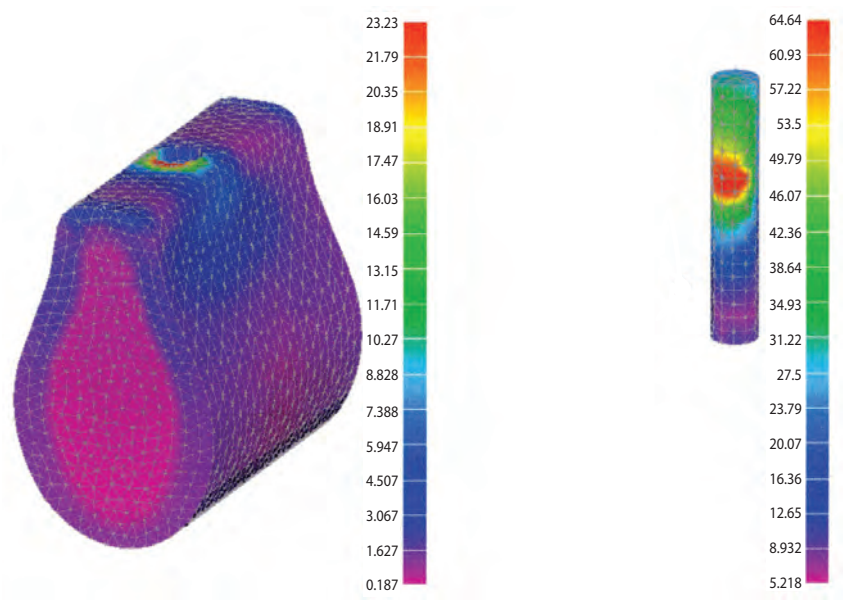
Рис. 11.4. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під дією горизонтального навантаження в медіально-дистальному напрямку

Максимальне еквівалентне напруження, що виникає за такого навантаження в кортикальному та спонгіозному шарах щелепної кістки, відповідно становить $\sigma_{экв}^{max}$ = 10,8 Мпа і в $\sigma_{экв}^{max}$ = 1,97 МПа.



а б

Рис. 11.5. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під час спільної дії вертикального та горизонтального навантажень у вестибулярно-лінгвальні напрямки



а б

Рис. 11.6. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під час спільної дії вертикального та горизонтального навантажень у медіально-дистальному напрямку

Усі отримані значення еквівалентного напруження при вертикальному навантаженні значно менші за допустимі значення напруження для кісткової тканини і титану.

Очевидно, що найбільш навантаженою зоною ендоосальних імплантатів під час дії горизонтальних навантажень як у лабіально-палатінальному, так і в перпендикулярному напрямках або під час сумісної дії вертикального та горизонтального навантажень є зона ендоосальних імплантатів над верхівкою альвеолярного гребеня, максимальна еквівалентна напруга в якій сягає $\sigma_{экв}^{max}$ = 45,4 МПа при застосуванні горизонтального навантаження в орально-вестибулярному напрямку; $\sigma_{экв}^{max}$ = 39,2 МПа під час дії горизонтального навантаження вздовж осі зубного ряду; $\sigma_{экв}^{max}$ = 72,8 МПа за спільної дії вертикального навантаження і горизонтального навантаження в орально-вестибулярному напрямку і $\sigma_{экв}^{max}$ = 64,6 МПа при одночасному навантаженні у вертикальному і горизонтальному в напрямку осі зубного ряду. Отримані значення еквівалентної напруги менші за межу міцності титану $\sigma_{экв}^{max}$ = 345 МПа, что цілком достатньо для забезпечення міцності імплантату. Необхідно зазначити, що в розрахунках не враховувалися динамічні складові навантажень, які збільшують значення еквівалентного напруження.

Максимальне еквівалентне напруження в кортикальному шарі щелепної кістки виникає в зонах безпосереднього прилягання шийки ендоосальних імплантатів до компактної кістки і становить $\sigma_{экв}^{max}$ = 11,8 МПа під час дії горизонтального навантаження в орально-вестибулярному напрямку; $\sigma_{экв}^{max}$ = 12,6 МПа під час дії

горизонтального навантаження в осі зубного ряду; $\sigma_{экв}^{max}$ = 20,5 МПа за спільної дії вертикального навантаження і горизонтального навантаження в орально-вестибулярному напрямку; $\sigma_{экв}^{max}$ = 23,2 МПа при одночасному навантаженні у вертикальному і горизонтальному напрямку по осі зубного ряду.

Максимальні значення еквівалентного напруження, що виникає в спонгіозному шарі кістки, не визначальні, оскільки в усіх варіантах навантаження перебувають у межах 0,89-2,89 МПа, що є значно меншим за межу міцності. $\sigma_в$ = 15 МПа. Також результати виконаних розрахунків свідчать про більший вплив саме горизонтальних складових функціонального навантаження на напружено-деформований стан як ендоосальних імплантатів, так і опорних тканин щелепної кістки.

Найгіршим варіантом навантаження (що спричиняє максимальні значення еквівалентного напруження як в імплантаті, так і в кортикальному та спонгіозному шарах щелепної кістки) є спільна дія горизонтальних і вертикальних складових функціонального навантаження, що точно відповідає процесу подрібнення харчової грудки.

Результати виконаних розрахунків для всіх вищезазначених типорозмірів ендоосальних імплантатів з різними висотами коронкових і довжинами внутрішньокісткових частин представлені в табл. 11.2, 11.3 і 11.4 відповідно до глибини занурення імплантату 10, 12 і 14 мм.

Таблиця 11.2

Максимальна еквівалентна напруга, що виникає в імплантаті та кортикальному шарі кістки за довжини внутрішньокісткової частини 10 мм (МПа)

Висота абатмента	*Діаметр імплантату 3 мм*			*Діаметр імплантату 4 мм*		
	F_x	F_z	F_y і F_z(max)	F_x	F_z	F_y і F_z(max)
7 мм	45,4 11,8	39,2 12,6	72,8 23,2	18,1 5,43	15,3 6,52	31,8 14,0
9 мм	59,0 14,7	51,1 15,7	86,2 26,3	23,3 6,76	20,0 8,34	37,0 15,4
11 мм	73,5 17,6	62,8 18,8	96,9 29,4	28,6 8,09	26,0 9,85	42,1 16,8

Таблиця 11.3

Максимальне еквівалентне напруження, що виникає в імплантаті та кортикальному шарі кістки за довжини внутрішньокісткової частини 12 мм (МПа)

Висота абатмента	*Діаметр імплантату 3 мм*			*Діаметр імплантату 4 мм*		
	F_x	F_z	F_y і F_z(max)	F_x	F_z	F_y і F_z(max)
7 мм	45,2 11,8	39,2 12,6	72,2 23,3	18,1 5,43	15,3 6,54	31,8 13,7
9 мм	59,2 14,8	51,3 15,7	86,6 26,4	23,3 6,76	20,0 8,34	37,0 15,1
11 мм	72,5 17,8	66,1 18,8	99,5 29,4	28,7 8,09	26,2 9,83	43,1 16,5

Таблиця 11.4

Максимальне еквівалентне напруження, що виникає в імплантаті та кортикальному шарі кістки за довжини внутрішньокісткової частини 14 мм (МПа)

Висота абатмента	*Діаметр імплантату 3 мм*			*Діаметр імплантату 4 мм*		
	F_x	F_z	F_y і $F_z(max)$	F_x	F_z	F_y і $F_z(max)$
7 мм	44,1 11,8	38,7 12,6	72,8 23,2	18,3 5,43	15,3 6,55	31,8 13,5
9 мм	59,6 14,8	50,8 15,7	87,3 26,2	23,3 6,79	20,8 8,34	37,0 14,9
11 мм	72,6 17,7	65,8 18,8	99,7 29,3	28,6 8,13	25,3 9,91	42,4 16,3

Верхні числові значення в кожному рядку відповідають максимально еквівалентній напрузі, яка виникає в ендоосальному імплантаті, а нижні — максимально еквівалентній напрузі в кортикальних тканинах щелепної кістки.

Як видно з представлених у таблицях результатів, глибина занурення ендоосальних імплантатів від 10 до 14 мм практично не впливає на значення максимального еквівалентного напруження як у самому імплантаті, так і в кортикальному та спонгіозному шарах щелепної кістки.

Помітне збільшення максимальних значень еквівалентного напруження в кісткових тканинах спостерігалося під час зменшення глибини занурення циліндричного ендоосального імплантата діаметром 4 мм, починаючи з 8 мм (глибина занурення в цьому разі вдвічі більша за діаметр імплантата).

Основними факторами, що впливають на значення еквівалентного напруження, є діаметр самого імплантату (що більший діаметр імплантату, то менша напруга) та анатомічна висота коронкової частини зуба, яка змінює координату точки прикладання функціонального навантаження (зі збільшенням висоти коронкової частини зуба збільшуються значення еквівалентного напруження).

З огляду на те, що висота коронок молярів не перевищує 8-9 мм, кожен з ендоосальних імплантатів діаметром 4 мм може сприймати функціональне навантаження двох зубів, а отже, оптимальним розташуванням імплантатів можна вважати їхнє розміщення з кроком, що приблизно дорівнює двом медіально-дистальним розмірам молярів (що відповідає 18-22 мм).

У разі встановлення ендоосальних імплантатів у ділянці різців і премолярів, де функціональне навантаження менше, ніж на моляри, але водночас більше, порівнюючи з премолярами, а анатомічна висота коронки становить 8–11 мм, крок імплантатів діаметром 3 мм не повинен перевищувати два медіально-дистальних розміри зубів (12–18 мм), а замовленим кроком для імплантатів діаметром 4 мм можна вважати 18–24 мм, що відповідає двом із половиною медіально-дистальним розмірам різців і премолярів.

При створенні скінченно-елементної моделі субперіостального імплантату розглядали часткові імплантати, які мають один і два опорних трансгінгівальний елементи, розташовані на перекидних балках із різними розмірами поперечно-

го перерізу. Для можливості коректного порівняння напружено-деформованого стану ендоосального імплантату з напружено-деформованим станом субперіостального імплантатів геометричні розміри щелепного фрагмента, характер його закріплення, точка прикладання сил та їхні значення прийняті, як і у випадку аналізу ендоосального імплантату: значення вертикального навантаження F_y, що складає 180 Н; горизонтальні складові $F_x = F_z = 18$ Н; габаритні розміри поперечного перерізу щелепного фрагмента 2218 × мм; точки прикладання вертикального та горизонтальних сил, що становлять 180 Н; габаритні розміри поперечного перерізу щелепного фрагмента 2218 × мм; точки прикладання вертикального і горизонтальних сил.

Для виготовлення субперіостального імплантату обрано стоматологічний сплав КХС із модулем пружності $E = 2{,}2\times10^5$ МПа і межею міцності $\sigma_в = 800$ МПа.

Особливостями скінченно-елементних моделей часткових субперіостальних імплантатів є збільшена довжина щелепного фрагмента, спричинена габаритними розмірами самих імплантатів: у разі імплантату з одним опорним елементом — до 30 мм, а у випадку використання субперіостального імплантату з двома опорними елементами — до 40 мм (рис. 11.7).

Рис. 11.7. Об'ємна скінченно-елементна модель фрагмента щелепи із субперіостальним імплантатом

З урахуванням загальноприйнятих раціональних розмірів основних елементів субперіостальних імплантатів ширина субперіостальної стрічки перебуває в межах 1,5-2 мм, а її товщина 0,7-1,5 мм. Розміри поперечного перерізу субперіостальної стрічки в процесі моделювання приймали такими: ширина — 1,5 і 2 мм; товщина — 0,7; 1,0 і 1,5 мм. Габаритні розміри підокісткової частини конструкції прийнято рівними 1420 × мм для субперіостального імплантату з однією опорою і 1430 × мм для двохопорного імплантату.

Як приклад у табл. 11.5 і на мал. 11.8, 11.9, 11.10, 11.11 і 11.12 представлено результати розрахунків, виконаних для одновіпорного субперіостального імплантата з висотою коронкової частини 7 мм, діаметром абатмента 2 мм,

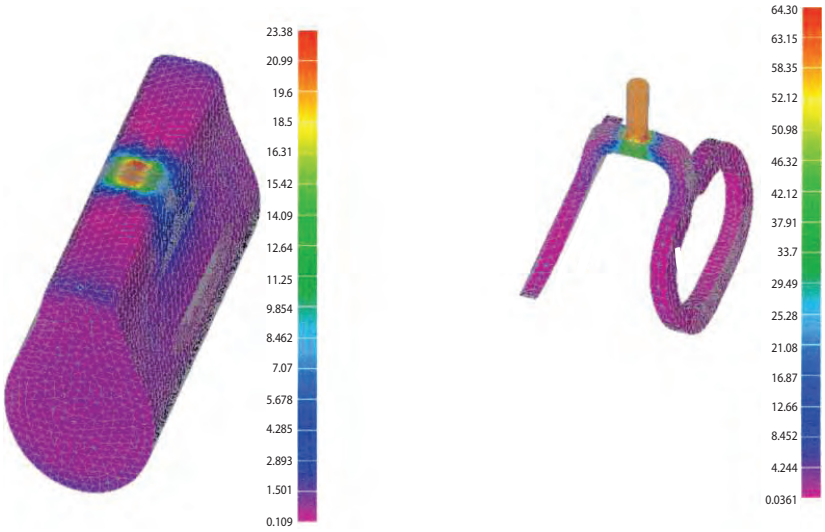
шириною і товщиною субперіостальної стрічки відповідно 2 і 1 мм, встановленого на фрагменті щелепної кістки завдовжки 30 мм з висотою і шириною поперечного перерізу 22 і 18 мм відповідно.

Таблиця 11.5

Результати розрахунків еквівалентного напруження щелепного фрагмента із субперіостальним імплантатом з одиночною опорою

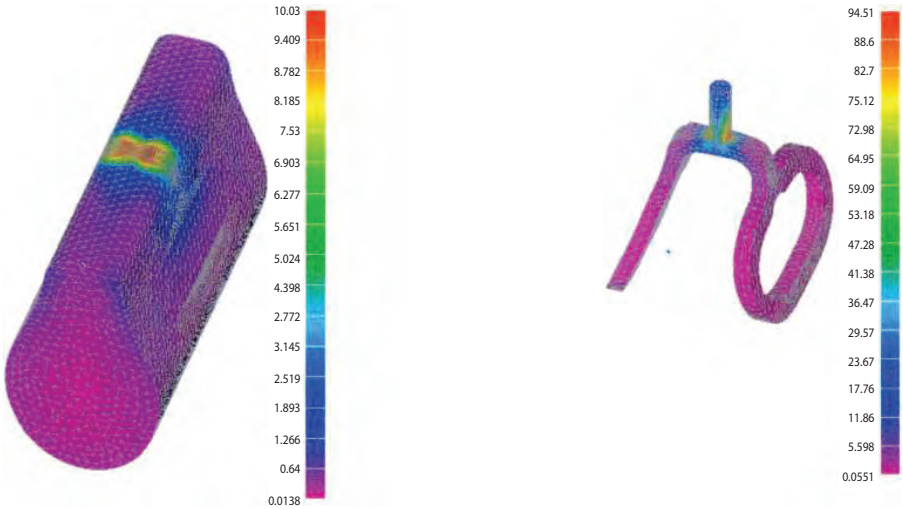
Характер навантаження	*Розрахункове значення навантаження, Н*	*Максимальна еквівалентна напруга, Мпа*		
		Імплантат	*Компактна кістка*	*Губчатая кость*
Вертикальна, F_y	180	67,4	22,4	8,10
Горизонтальна, F_x (поперек осі зубного ряду)	18	94,5	10,0	1,76
Горизонтальна, F_z (вдоль оси зубного ряда)	18	89,8	22,2	3,45
Вертикальна, F_y і горизонтальна, F_x	180 18	161,8	26,4	8,79
Вертикальна, F_y і горизонтальна, F_z	180 18	139,9	41,2	9,90

Напружено-деформований стан субперіостального імплантату й альвеоли на рис. 11.8; 11.9; 11.10 і 11.11 відповідає навантаженню вертикальною силою F_y = 180 Н, горизонтальним силам $F_x = F_z$ = 18 Н, а також їхнім спільним діям.



а б

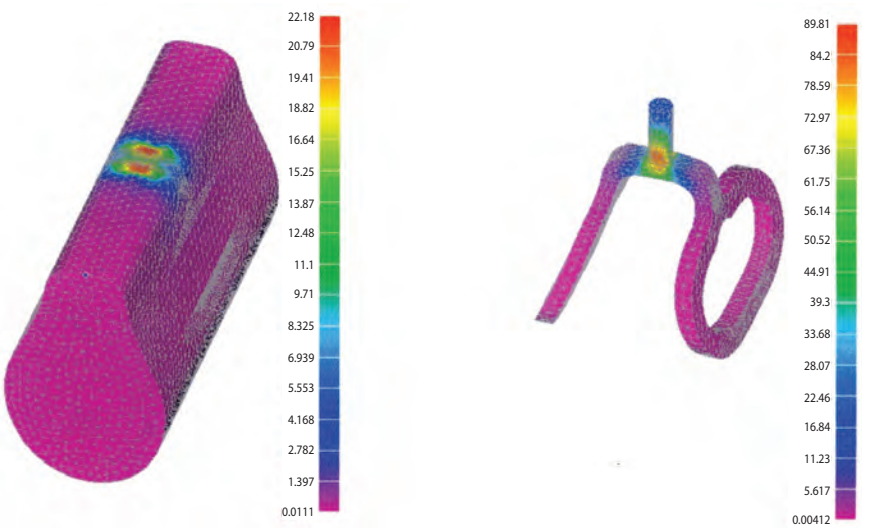
Рис. 11.8. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під дією вертикального навантаження



а б

Рис. 11.9. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під дією горизонтального навантаження у вестибулярно-лінгвальному напрямку

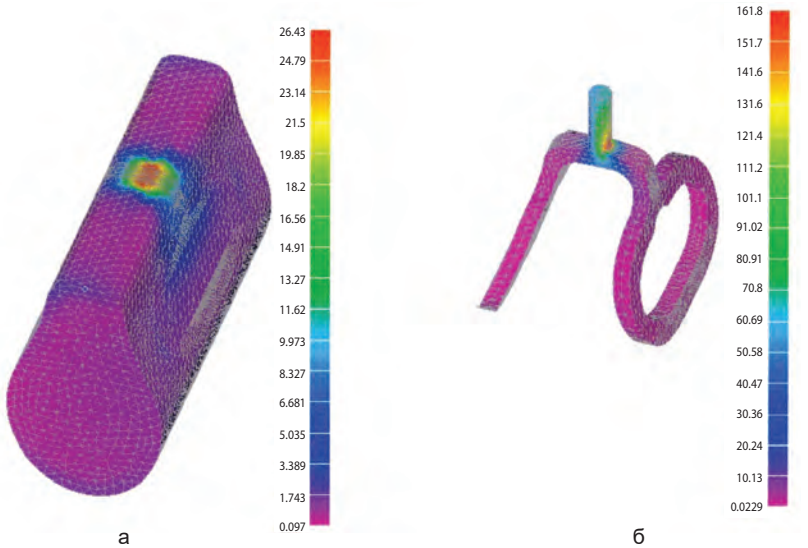
За дії тільки вертикального навантаження (рис. 11.8) максимальне еквівалентне напруження, що виникає в одноопорному субперіостальному імплантаті, становить $\sigma_{экв}^{max}$ = 67,4 МПа. Максимальне еквівалентне напруження, що виникає за такого навантаження в кортикальному та спонгіозному шарах щелепної кістки, відповідно становить $\sigma_{экв}^{max}$ = 22,4 МПа и $\sigma_{экв}^{max}$ = 8,10 МПа.



а б

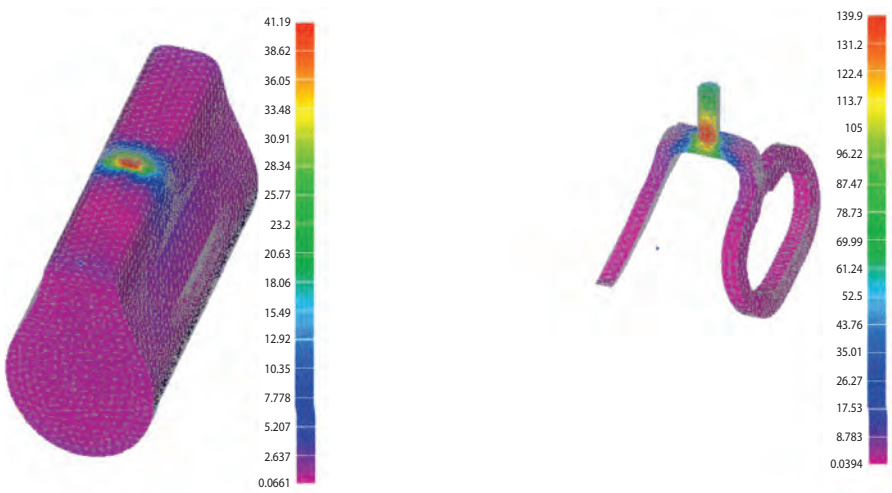
Рис. 11.10. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під дією горизонтального навантаження в медіально-дистальному напрямку

Найбільш навантаженою зоною одноопорного субперіостального імплантата під час дії горизонтальних навантажень або спільної дії вертикального та горизонтального навантажень є зона з'єднання абатмента з перекидною балкою: максимальне еквівалентне напруження в ній досягає $\sigma_{экв}^{max}$ = 94,5 МПа за наявності тільки горизонтального навантаження і $\sigma_{экв}^{max}$ = 161,8 МПа за спільної дії вертикального і горизонтального навантажень.



а б

Рис 11.11. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під час спільної дії вертикального та горизонтального навантажень у вестибулярно-лінгвальному напрямку



а б

Рис. 11.12. Поле еквівалентних напружень у щелепній кістці (а) та імплантаті (б) під час спільної дії вертикального та горизонтального навантажень у медіально-дистальному напрямку

Незважаючи на меншу висоту абатмента субперіостального імплантату (а отже, і менші значення згинального моменту, що виникає в абатменті) порівняно з висотою абатмента ендоосальних імплантатів, набуті максимальні значення еквівалентного напруження в субперіостальному імплантаті значно перевищують аналогічні максимальні значення ендоосальних імплантатів ($\sigma_{экв}^{max}$ = 72,8 МПа) внаслідок більшого діаметра останнього.

Максимальні еквівалентні напруження в кортикальному шарі щелепної кістки, що виникають перекидною балкою, становлять $\sigma_{экв}^{max}$ = 26,4 МПа під дією горизонтального навантаження $\sigma_{экв}^{max}$ = 41,2 МПа за спільної дії вертикального і горизонтального навантажень. Максимальне еквівалентне напруження в спонгіозному шарі щелепної кістки не перевищує значень $\sigma_{экв}^{max}$ = 3,45 МПа при горизонтальному навантаженні та $\sigma_{экв}^{max}$ = 9,90 МПа у разі спільної дії вертикального та горизонтального навантажень.

Розподіл еквівалентного напруження під час використання субперіостального імплантату як у самому імплантаті, так і в кісткових тканинах суттєво відрізняється від полів напруження, які виникають у разі застосування ендоосальних імплантатів. Насамперед це стосується власне субперіостального імплантату, еквівалентні напруження в якому значно перевищують аналогічні, які виникають в ендоосальних імплантатах та можуть стати визначальними для опорної спроможності імплантату в цілому. Тому застосування субперіостального імплантату з товщиною абатмента менше ніж 2,5 мм (а отже, і перекидних балок із такою ж шириною) навряд чи можна вважати виправданим.

Значні відмінності розподілу еквівалентного напруження, що виникає в тканинах щелепної кістки під дією вертикальних і горизонтальних складових функціонального навантаження, спостерігаються під час використання субперіостального імплантату, порівнюючи з ендоосальними імплантатами. Хоча абсолютні значення еквівалентного напруження в тканинах щелепної кістки під час використання ендоосальних і субперіостальних імплантатів цілком співставні, вирішальний вплив на напруження в разі застосування субперіостального імплантату створюють саме вертикальні складові функціонального навантаження (напруження від вертикальної складової в 1,5-3 рази більше, ніж від горизонтальних складових).

Зменшення максимальних значень еквівалентного напруження як у тканинах щелепної кістки, так і в самому субперіостальному імплантаті можливе зі збільшенням ширини перекидної балки та діаметра опори, який визначається цією шириною. Тому подальші дослідження виконували для субперіостального імплантату з шириною перекидної балки 2,5 і 3 мм.

Також слід зазначити доволі різку зміну значень еквівалентного напруження за висотою субперіостального сідла, що свідчить про передачу значної частини функціонального навантаження на тканини щелепної кістки саме перекидною балкою та частиною субперіостальної стрічки, що прилягає до балки.

Урахування впливу довжини сідла субперіостального імплантату на напружено-деформований стан спричинене зміною його розмірів. Як показують результати численних експериментів, зменшення розмірів сідла одноопорного субперіостального імплантату від 24 мм довжини та 17 мм висоти до 12 мм та 10 мм відповідно суттєво не впливає на напружено-деформований стан щелепного фрагмента, тому оптимальна довжина сідла одноопорного субперіостального імплантату має становити щонайменше 12 мм та визначається здебільшого анатомо-топографічними особливостями альвеоли.

Результати виконаних розрахунків для всіх вищезазначених типорозмірів підокісних імплантатів, що подані в табл. 11.6, 11.7 та 11.8, відповідають товщині субперіостальної стрічки та перекидної балки імплантату 0,7 мм, 1,0 мм та 1,5 мм.

За результатами виконаних досліджень очевидно, що максимальні величини еквівалентного напруження як в імплантаті, так і в кісткових тканинах менші за умови використання субперіостальних імплантатів, порівнюючи з ендоосальними з аналогічними діаметрами абатментів, особливо це стосується максимального еквівалентного напруження, що виникає в кортикальному шарі кістки (відмінності становлять до 20 %).

Таблиця 11.6

Максимальне еквівалентне напруження, що виникає в субперіостальному імплантаті та кортикальному шарі кістки за товщини субперіостальної стрічки 0,7 мм (МПа)

Висота опори	*Діаметр опори 2,5 мм*			*Діаметр опори 3 мм*		
	F_x	F_z	F_y і F_z(max)	F_x	F_z	F_y і F_z(max)
7 мм	58,7 11,6	56,2 20,3	100,8 28,0	40,2 10,5	36,0 13,4	72,1 26,8
9 мм	95,2 15,7	89,2 26,4	142,0 32,0	51,6 13,9	48,8 17,6	83,0 29,4
11 мм	114,0 19,6	105,9 32,3	154,0 35,7	64,0 17,0	62,1 202,2	95,3 33,2

Таблиця 11.7

Максимальне еквівалентне напруження, що виникає в субперіостальному імплантаті та кортикальному шарі кістки за товщини субперіостальної стрічки 1 мм (МПа)

Висота опори	*Діаметр опори 2,5 мм*			*Діаметр опори 3 мм*		
	F_x	F_z	F_y і F_z(max)	F_x	F_z	F_y і F_z(max)
7	53,7 10,0	51,1 16,1	91,1 32,4	38,0 7,83	32,4 11,8	69,9 19,6
9	95,8 13,6	81,0 21,6	141,8 30,8	53,2 9,65	45,6 15,2	83,2 22,0
11	106,8 17,4	100,0 26,7	150,1 32,5	66,5 12,9	59,2 19,1	94,0 24,4

Таблиця 11.8

Максимальне еквівалентне напруження, що виникає в субперіостальному імплантаті та кортикальному шарі кістки за товщини субперіостальної стрічки 1,5 мм (МПа)

Висота опори	*Діаметр опори 2,5 мм*			*Діаметр опори 3 мм*		
	F_x	F_z	F_y і F_z(max)	F_x	F_z	F_y і F_z(max)
7	47,9 5,44	45,4 9,54	89,3 21,2	32,2 5,54	29,7 10,5	63,7 20,1
9	88,7 7,18	80,5 11,7	115,3 23,9	53,3 10,3	45,6 15,2	83,2 21,8
11	96,4 9,27	94,7 14,3	135,4 26,7	66,5 12,7	59,2 18,9	94,0 24,4

Як свідчать значення еквівалентного напруження в табл. 11.6 (аналогічні в табл. 11.7 і 11.8), товщина перекидної балки 0,7 мм не може вважатися достатньою, оскільки не забезпечує необхідної жорсткості для рівномірного розподілу напруження в кортикальному шарі кістки. Тому вважаємо за доцільне виготовляти причепи балки товщиною не менше 1 мм.

Однак такий порівняльний аналіз справедливий лише за невеликих розмірів харчової грудки, навантаження від якої може сприйматися одним зубом. Під час пережовування харчової грудки великих розмірів, наприклад, вареного м'яса, навантаження під час подрібнення грудки може захоплювати кілька зубів зі збереженням величини середньостатистичного функціонального навантаження для кожного з них. З огляду на те, що відстані між ендоосальними імплантатами (або між ендоосальним імплантатом і сусідньою опорою) часто менші за відстань між трансгінгівальними опорами субперіостального імплантату, то й зусилля, що передаються на абатмент ендоосального імплантату від функціональних навантажень, будуть меншими за зусилля, яке сприймається абатментом субперіостального імплантату.

Для вибору оптимального конструктивного рішення часткового протеза на заміщення чотирьох зубів розглядали 4 варіанти розташування ендоосальних імплантатів і опор субперіостального сідла протеза (рис. 11.3). Мезаструктурою протеза прийнято литу балку заввишки 3 мм і завтовшки 2 мм, яка слугує опорою протеза і виготовлена з матеріалу з модулем пружності $E = 1{,}1 \times 10^5$ Мпа. Як несприятливі варіанти навантаження розглянуто навантаження кожної опори зосередженою силою (з вертикальною складовою F_y = 100 150 Н і горизонтальними складовими $F_x = F_z$ = 1015 Н), а також розподіленим за трьома штучними зубами навантаженням, що відповідає сумарному навантаженню на 3 наявні зуби в ділянці різців й ікла (125 + 150 + 150 = 425 Н — вертикальна складова і 42,5 Н — горизонтальна).

При цьому імплантати, які використовували, мали такі розміри: діаметр ендоосальних імплантатів, ширина перекидної балки і відповідно діаметр опори субперіостального імплантату — 3 мм; ширина субперіостальної стрічки — 2 мм; довжина сідла субперіостального імплантату з однією опорою — 20 мм; глибина занурення внутрішньокісткового імплантату — 10 мм; висота коронки зубів — 7 мм.

Результати виконаних досліджень свідчать про суттєві відмінності напружено-деформованого стану щелепного фрагмента для всіх варіантів спільного використання ендоосальних і субперіостальних імплантатів, хоча й не виключають можливість застосування всіх чотирьох варіантів (табл. 11.9).

Однак найбільш щадним для кортикальної кістки (мінімальна еквівалентна напруга), а отже, прийнятним є другий варіант (мал. 11.13, б); наступним за пріоритетністю вибору є четвертий варіант (мал. 11.13, г); найменш придатним є третій варіант (мал. 11.13, в), а найнераціональнішим із погляду розподілу напруження є перший варіант розміщення опор протеза (мал. 11.13, а).

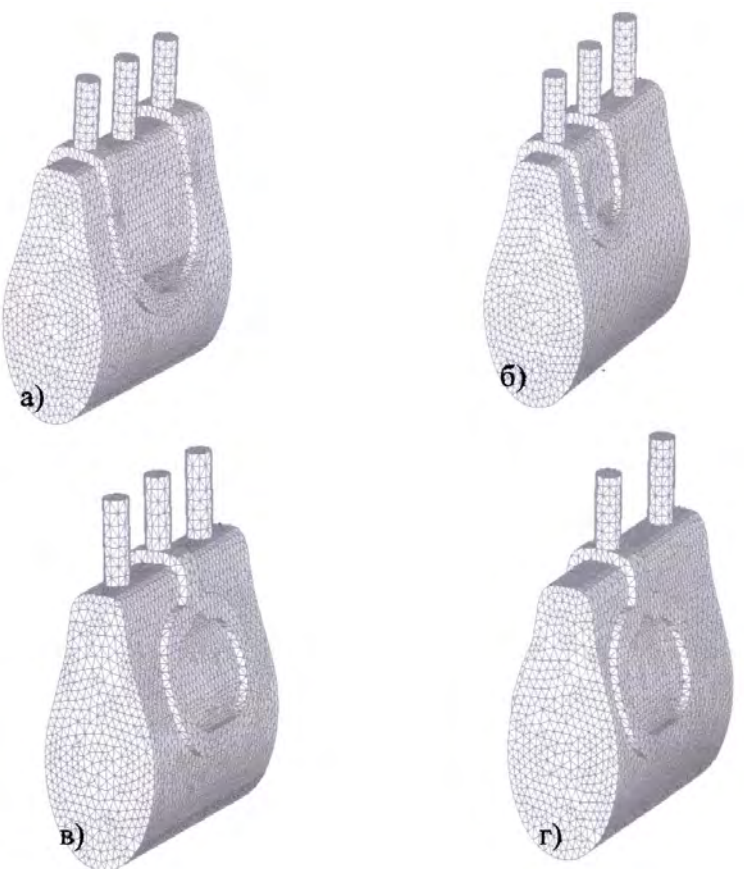


Рис. 11.13. Варіанти розташування опор ендоосальних і субперіостальних імплантатів

За результатами виконаних досліджень сформульовано відповідні висновки.

1. Отримані дані математичних розрахунків підтвердили раціональність застосування титанових ендоосальних імплантатів діаметром від 3 мм до 4,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини від 10 мм до 14 мм.

2. Максимальне напруження, що виникає в кортикальному шарі щелепної кістки під час використання субперіостальних імплантатів, менше за значенням і

рівномірно розподілене в опорних тканинах, ніж під час використання ендоосальних імплантатів із діаметром, що дорівнює ширині перекидної балки.

3. Ширина перекидної балки субперіостального імплантату має становити не менше 2,5 мм, а товщина — не менше 1 мм.

4. Довжина сідла часткового імплантату з однією опорою має перевищувати 10 мм, а для двовірних імплантантів має становити не менше 16 мм.

5. Відстань між опорами субперіостального імплантату з перекидною балкою завширшки 3 мм не має перевищувати 20 мм у ділянці молярів і 24 мм у зоні різців і іклів, а в разі використання імплантату з перекидною балкою завширшки 2,5 мм — 18 мм і 20 відповідно.

6. Відповідно до рекомендацій щодо відстані між опорами субперіостального імплантату, оптимальна кількість опорних точок під час використання повного імплантату з перекидними балками шириною 2,5 мм дорівнює шести, а під час застосування повного імплантату з шириною перекидної балки 3 мм — п'яти опорам.

Глава XII

МЕТОДИКИ СУБПЕРІОСТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

12.1. Двоетапна методика субперіостальної імплантації

На сьогоднішній день існує дві принципово різні методики субперіостальної імплантації: двоетапна і одноетапна.

Двоетапна методика передбачає необхідність проведення двох оперативних втручань, перше з яких проводять з метою отримання точного відбитка скелетованої кістки. Використовуючи відбиток, зубний технік отримує вогнетривку модель щелепи або її фрагмента, моделює конструкцію імплантата з воску, відливає воскову композицію в металі, обробляє і передає в клініку. На другому етапі лікар встановлює виготовлений у лабораторії імплантат.

Одноетапна методика виключає необхідність першого оперативного втручання, замінюючи його проведенням комп'ютерної томографії. Пропонований спосіб передбачає виготовлення стереолітографічної моделі щелепи, її подальше дублювання та виготовлення імплантату.

Для зняття якісного відбитка необхідно підготувати хірургічну відбиткову ложку. Основна вимога до такої ложки — максимальна відповідність відображуваній ділянці. Більшість авторів пропонують лабораторний спосіб виготовлення такої ложки. На першому етапі необхідно зняти альгінатний відбиток, за яким відливають робочу гіпсову модель (рис. 12.1).

На моделі планується і розкреслюється межа ложки. Знаючи товщину слизово-окістя в різних ділянках планованої імплантації, можна ретельно зрізати гіпс у відповідній ділянці моделі. Наприклад, значний шар гіпсу можна зняти в дистальних ділянках верхньої щелепи в зоні переходу альвеолярного відростка в тверде піднебіння.

Межі ложки мають розраховувати з урахуванням анатомо-топографічних особливостей розташування ментальних отворів на нижній щелепі та великих піднебінних отворів на верхній щелепі. У будь-якому разі, межа ложки може бути меншою за плановану субперіостальну конструкцію.

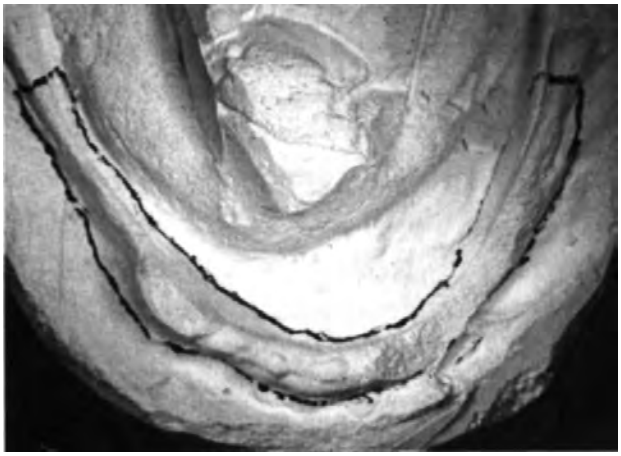


Рис.12.1. Планування меж відбиткової ложки на моделі нижньої щелепи

Індивідуальна хірургічна відбиткова ложка, як правило, виготовляється з пластмас хімічної природи або фотополімерів. Фотополімерний матеріал дає змогу протягом кількох хвилин створити ложку необхідної форми та забезпечити необхідну ретенцію (рис. 12.2).

Рис. 12.2. Індивідуальна відбиткова ложка зроблена шляхом фотополімеризації на гіпсовій моделі

Краї ложки не повинні мати гострих країв і травмуючих граней.

Низька в'язкість відбиткового матеріалу дасть змогу йому доповнити укорочені краї ложки. З іншого боку, непродумано довгі краї відбиткової ложки можуть перешкоджати максимальному відображенню імплантаційного ложа.

Ложка повинна мати ретенційні отвори для надійного з'єднання з відбитковим матеріалом. У ситуації, коли в зону відбитка потрапляють сусідні опори (зуби або інші імплантати), їх обов'язково необхідно включати у відбиток. На етапі пла-

нування і моделювання, відбиток сусідніх опор забезпечить необхідні орієнтири для просторового розташування опорних головок. Більшість авторів пропонують послідовно знімати два відбитки: перший — з кістки, другий — поверх першого, захоплюючи сусідні тканини і зуби.

Рекомендовані відбиткові матеріали для зняття опіску з відкритої поверхні рани — це представники С-силіконів, А-силіконів і поліефірів. Більшість авторів схиляються до думки, що для якісного прозняття імплантаційного ложа достатньо використання базового матеріалу, адже наделастичний корегувальний корегуючий матеріал може потрапити в найдрібніші порожнечі й не витягнутися, провокуючи при цьому віддалені запальні ускладнення. Однак удосконалення сучасних відбиткових корегувальних матеріалів робить можливість їх застосування для зняття відбитка зі скелетованої кістки надзвичайно привабливою. Особливу увагу звертають на себе матеріали поліефірної групи, що володіють дуже низькою в'язкістю і чудовими показниками тиксотропності. Слід зазначити, що нові форми розфасовок відбиткових матеріалів, автоматичне змішування їхніх компонентів, можливість внутрішньоротового введення матеріалу за допомогою тонких канюль - усе це виводить якість зняття відбитка зі скелетованого альвеолярного відростка на принципово новий рівень (рис. 12.3) (Д. Король, 2008).

Рис. 12.3. Зняття часткового відбитка зі скелетованого альвеолярного відростка верхньої щелепи

Просте і швидке заповнення відбитковим матеріалом важкодоступних ділянок кістки під слизово-окісними клаптями, відсутність потреби в самостійній стерилізації матеріалу — ось основні фактори, які змушують замислитися над можливістю використання саме корегувального компонента відбиткових матеріалів.

Основна проблема в такій роботі - максимальне за площею й абсолютно точне відображення кісткового рельєфу. Вирішуючи це завдання, лікарю доводиться активно конденсувати відбитковий матеріал, розподіляючи його якомога далі. Висока в'язкість матеріалу, його короткий робочий час, щільний слизово-окістко-

вий клапоть, недостатні за довжиною послаблювальні розрізи, недосепарований окістя, сполучнотканинні та м'язові волокна, які залишилися на кістці, — все це може серйозно ускладнити проведення першого хірургічного етапу (рис. 12.4).

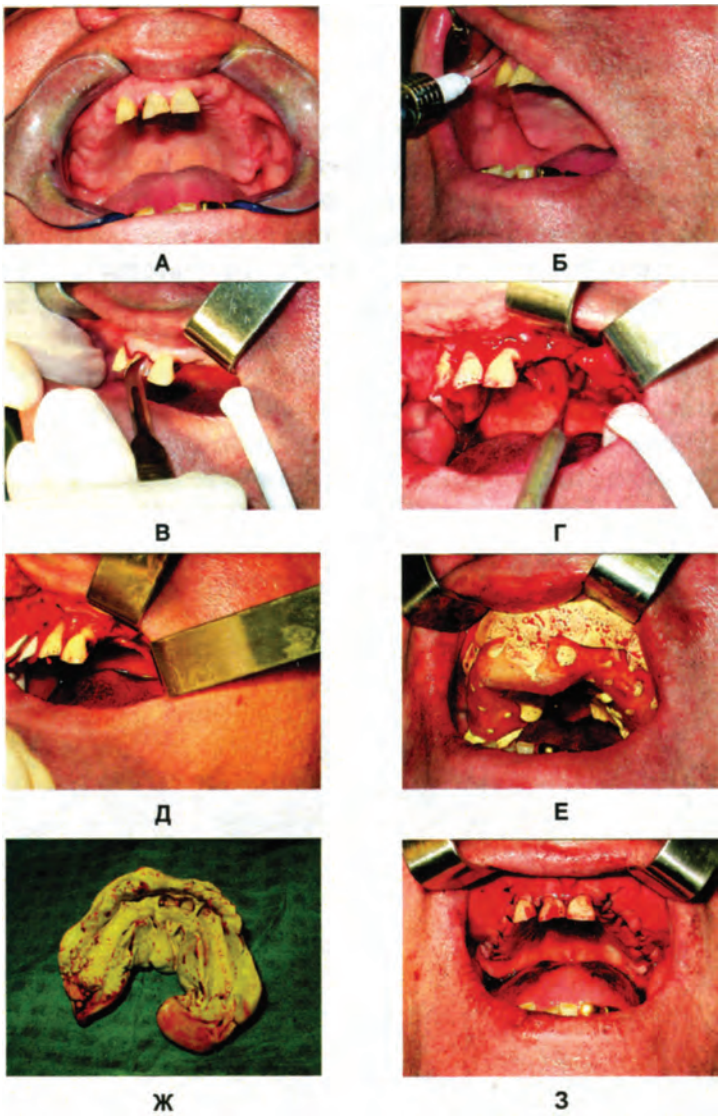


Рис. 12.4. Етапи проведення першого хірургічного етапу субперіостальної імплантації:
а — верхня щелепа до операції; б — проведення місцевої анестезії; в — періотомія;
г — відшарування слизово-окісткового клаптя; д — повне скелетування імплантаційного ложа;
е — зняття відбитка індивідуальною відбитковою ложкою; ж — отриманий відбиток;
з — ушивання рани

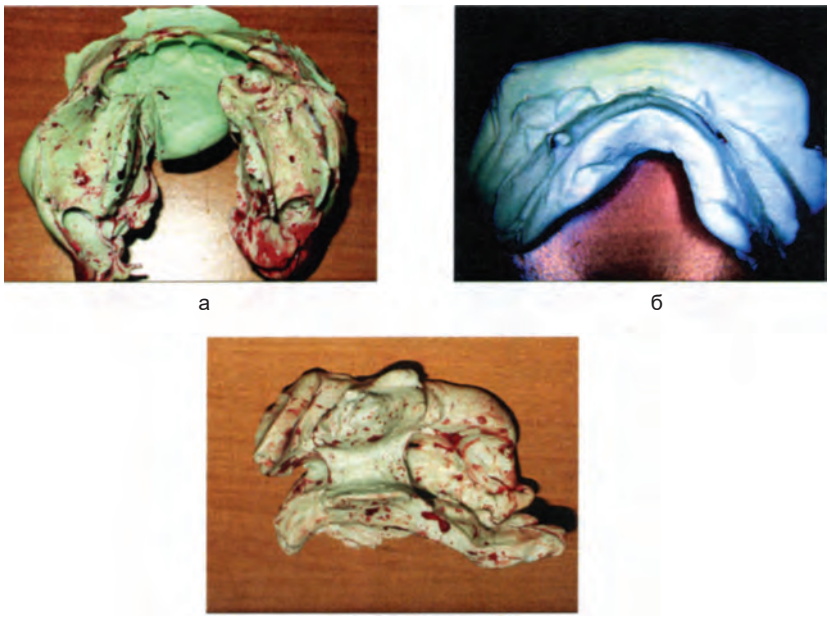
Оскільки зняття відбитка для виготовлення субперіостального імплантату вимагає скелетування великої за площею ділянки кістки, оперативне втручання

слід проводити на тлі досить потужної місцевої анестезії. Як правило, застосовується комбінація провідникової та інфільтраційної анестезій.

Використовувані види місцевої анестезії універсальні для всіх хірургічних втручань на щелепах.

Під час планування оперативного втручання необхідно враховувати загальну площу субперіостальної конструкції, місце розташування перекидних балок і підокісних стрічок. Важливо це тому, що після встановлення імплантату слизово-надкісничний клапоть має повністю перекривати металеві елементи і надійно вшиватися.

Лінійний розріз по серединній лінії верхівки альвеолярного відростка зазвичай доповнюють послаблювальними розрізами, що дають змогу вільно вводити відбиткову ложку з матеріалом (рис. 12.5).



а б в

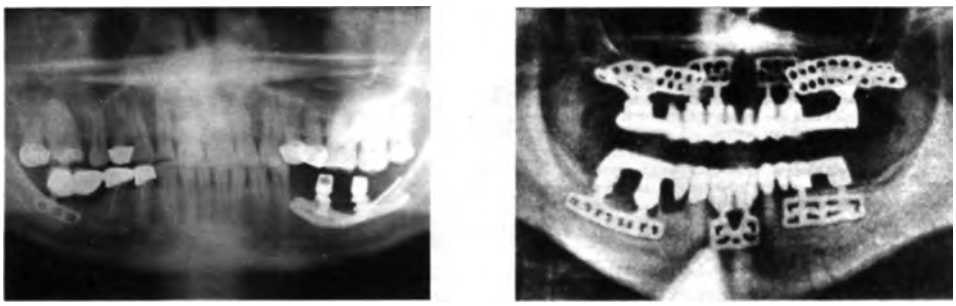
Рис. 12.5. Відбитки, отримані за допомогою індивідуальних хірургічних відбиткових ложок: а — відображені дистальні імплантаційні ділянки разом із фронтальною групою зубів; б — повний відбиток зі скелетованої альвеолярної ділянки нижньої щелепи; в — частковий відбиток скелетованої ділянки верхньої щелепи

На другому етапі за отриманим відбитком відливають діагностичну модель для попереднього планування субперіостальної конструкції. На моделі лікар оцінює загальну опорну площу імплантату, обирає оптимальні місця для розташування трансгінгівальних опор. Відстань між опорами не має бути меншою за 7-10 мм, для гарної епітелізації лінії розрізу. На поверхні моделі лікар малює перекидні плечі імплантату. Як правило, від кожного трансгінгівального елемента відходить два перекидних плеча: вестибулярне і оральне. Основне призначення перекидних плечей - надійне з'єднання опорних головок з основною частиною

субперіостальної конструкції. Це з'єднання забезпечує ажурній конструкції імплантату необхідну жорсткість.

Завершальним етапом планування є розмітка субперіостальних стрічок. Поверхня стрічок, прилегла до кістки, має повністю відповідати рельєфу останньої, верхня ж поверхня закруглюється з метою мінімального подразнення м'яких тканин. Як правило, підокісткова опорна частина складається з двох основних (оральної та вестибулярної) стрічок. У певних випадках можливе планування додаткових стрічок для надання конструкції додаткової жорсткості.

Своєрідним варіантом можна вважати підокісну частину імплантату з малюнком бджолиних сот. У цьому разі діаметр отворів у металевому каркасі має бути не менше ніж 3 міліметри для забезпечення прикріплення окістя крізь конструкцію (рис. 12.6).



а б

Рис. 12.6. Варіанти моделювання субперіостальних елементів:
а — лінійне розташування вестибулярної та оральної стрічок на нижній щелепі зліва;
б — комірчаста будова субперіостальних імплантатів на верхній щелепі

Вивчаючи діагностичну модель, необхідно особливо пильно вивчити рельєф кістки і використати в ньому всю можливу анатомічну ретенцію для надійної фіксації і стабілізації імплантату. На верхній щелепі такими ретенційними зонами можна вважати виличний відросток верхньощелепної кістки і альвеолярний відросток грушоподібної форми. (рис. 12.7, 12.8, 12.9).

На нижній щелепі такою зоною може вважатися внутрішня коса лінія. За вираженості зазначених ділянок і правильного планування конструкції, субперіостальний імплантат може сідати на підготовлене ложе з клацанням, характерним для кламерної фіксації.

Небажаним можна вважати виведення підокісткової стрічки на ділянку розташування іклів верхньої щелепи, оскільки саме там найчастіше відбувається прорізування слизової і оголення металевого каркаса.

Найчастіше опорна площа субперіостальної конструкції виявляється набагато більшою за дефект зубного ряду.

Дублювання моделі та перенесення малюнка на вогнетривку модель відповідає класичним принципам прецизійного лиття на моделі. Результатом дублювання робочої моделі є отримання вогнетривкої моделі, на яку зубний технік пере-

носить креслення субперіостальної конструкції. За цим кресленням проводиться воскове моделювання. Цей етап вимагає від техніка найвищої майстерності та професіоналізму. Основна увага на етапі моделювання приділяється фасону абатментів і шийок імплантату. Загальноприйнятими раціональними розмірами вважаються: висота шийок — 1,5-2 мм, ширина субперіостальної стрічки — 3-5 мм, товщина субперіостальної стрічки — 0,7-1,5 мм.

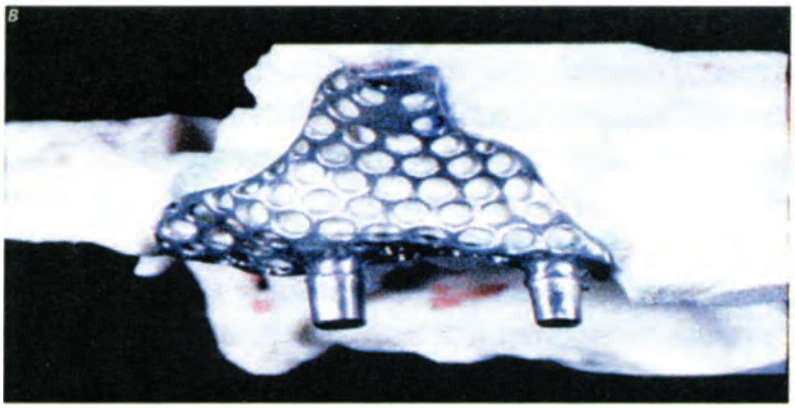


Рис. 12.7. Частковий субперіостальний імплантат комірчастої конструкції з двома опорами на верхній щелепі, що спирається, зокрема, і на виличної відросток верхньої щелепи

Рис. 12.8. Альвеолярний відросток верхньої щелепи грушоподібної форми з вираженою ретенційною зоною

Лабораторне моделювання дає можливість довільного вибору розмірів і просторового розташування цих елементів. На підставі рентгенологічних даних і можливого попереднього діагностичного зондування, техніком моделюється трансгінгівальний елемент. Основною його якістю має бути мінімальне механічне подразнення навколишніх тканин і можливість максимально повного гігієніч-

ного чищення. На етапі моделювання можливі остаточні консультації з лікарем і коригування субперіостальної конструкції.

а б

Рис. 12.9. Планування часткового субперіостального імплантата на верхній щелепі: а — з вестибулярного боку; б — з орального боку

Найпростішим і найшвидшим способом воскового моделювання субперіостальної конструкції слід вважати використання воскових заготовок типу «Воскоміт-03» тощо. Головна вимога до опорних голівок імплантату — їхня абсолютна паралельність між собою та з іншими опорами, тому їхнє постановлення на воскову композицію слід проводити в паралелометрі.

Лиття субперіостального імплантату з кобальто-хромового сплаву нічим не відрізняється від лиття інших ортопедичних конструкцій. Після обрізки літників і попереднього оброблення проводять посадку імплантату на діагностичну модель. При цьому визначається шлях введення імплантату, з урахуванням ретенційних перешкод, визначаються анатомо-топографічні орієнтири його правильної посадки.

Виготовлений імплантат промивається під проточною водою, пароструюється для повного очищення від чужорідних домішок і передається в клініку. Субперіостальна конструкція запечатується в пакет для автоклавування і стерилізується за загальноприйнятими правилами.

Терміни проведення другого хірургічного етапу залежать від якості репаративної регенерації після проведення першої операції. Думки лікарів щодо доцільності встановлення імплантату протягом 1-2 діб після скелетування кістки є суперечливими, адже раннє повторне оперативне втручання може зірвати процес нормального загоєння слизово-окісткового клаптя і спровокувати ускладнення запального характеру.

Дані публікацій останніх років, а також наш власний досвід говорять про оптимальний період очікування після першої операції в 10-14 днів. У цей термін відбувається часткова епітелізація рани первинним натягом, однак, слизово-надкісничний клапоть ще не встигає щільно прирости до кістки, що робить часом хірургічний етап простішим і швидшим.

Межі розрізу і площа відшаровування клаптя, як правило, відповідають зробленим на першому хірургічному етапі, за винятком ситуації, коли конструкція імплантату дає змогу обмежитися лінійним розтином на верхівці альвеолярного гребеня і обійтися без допоміжних послаблювальних розрізів.

Після проведення ревізії ранового шва після першої операції, знімають шви, і проводять повторний розріз.

Активне впровадження в широку амбулаторну практику методик безкровної хірургії (п'єзо- та ультразвукові скальпелі), значно полегшує проведення операцій і знижує ризик виникнення ускладнень.

Широким розпатором слизово-надкісничний клапоть без зусиль відшаровується від кістки. Під час операції рану рясно зрошують фізіологічним розчином для профілактики пересушування м'яких тканин і хлоргексидином як антисептичну обробку.

Стерильний імплантат витягується з пакета і встановлюється на підготовлене ложе. При цьому необхідно переконатися в тому, що краї рани розправилися і повністю вкладаються в початкове положення. У разі утворення епітеліальної інвагінації після першої операції, краї рани освіжають скальпелем або ножицями, але так, щоб не призвести до дефіциту м'яких тканин. (рис. 12.10;12.11).

Рис. 12.10. Встановлення субперіостального імплантату на підготовлене ложе

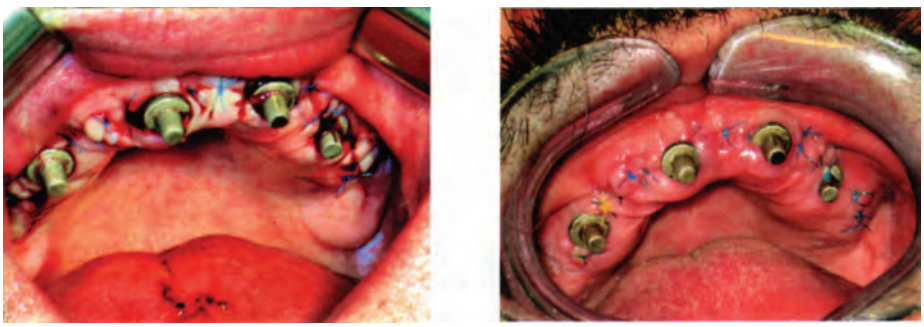
У місцях зіткнення з трансгінгівальними частинами імплантату можливе фігурне вирізання слизової або незначні лінійні розрізи, що послаблюють. У перспективі це забезпечить щільне охоплення металевої шийки м'якими тканинами і зведення країв рани без натягу.

Зіставлені й укладені краї рани вшивають. Для повного і надійного зведення країв рани використовують П-подібний шов. Вколи голки при цьому робляться на достатній відстані від країв рани. Остаточне ушивання проводять вузлуватими швами, вколи голки для яких виконують ближче до країв рани. Кількість швів залежить від протяжності рани, відстань між швами в середньому становить 0,5 см.

Ушивання починають із дистальних ділянок, поступово просуваючись до середини клаптів. Особливу увагу приділяють ушиванню слизової в зоні роз-

ташування трансгінгівальної шийки імплантата. Дуже важливо, щоб вузлуваті шви зводили ранові краї в безпосередній близькості від шийки, з дистального і медіального боків. Небажане розміщення швів над металевими елементами імплантату.

Після повного ушивання рани проводитися її туалет і остаточна антисептична обробка розчином хлоргексидину. По завершенню операції пацієнт прикладає міхур із льодом на стороні проведеної імплантації (рис. 12.11).



а б

Рис. 12.11. Ушивання рани після проведення імплантації:
а — ситуація в день проведення операції; б — ситуація через 7 днів

Середній прогнозований термін ревізії та зняття швів від 7–10 днів.

12.2. Одноетапна методика субперіостальної імплантації

12.2.1. Оцінка ідентичності стереолітографічних моделей із гіпсовими моделями кісткового ложа

Одноетапне введення субперіостального імплантату має безсумнівні переваги, які насамперед визначаються зниженням інвазивності загального оперативного втручання, оскільки необхідність у додатковій діагностичній операції відпадає. Однак така технологія потребує високоточного виготовлення моделей кісткової тканини щелеп, за якими згодом виготовлятимуть імплантат. Сучасний розвиток технології виготовлення 3D-моделей за знімками комп'ютерної томографії дає змогу високоефективно розв'язати поставлену задачу, забезпечуючи необхідну точність роздрукованих моделей щелеп або їхніх фрагментів.

Проте досі відповідність розмірів моделей реальним об'єктам декларувалася технічними характеристиками 3D-принтерів. Тому було поставлено завдання перевірки відповідності гіпсових моделей, виготовлених за відбитками зі скелетованої частини альвеолярного відростка, моделям, отриманим під час роздруківки 3D-зображення, розрахованого з використанням набору знімків комп'ютерної томографії. Така оцінка цікава також тим, що під час порівняння враховуються як апаратні похибки знімальної та відтворювальної апаратури, так і похибки, пов'я-

зані з якістю хірургічної підготовки скелетованої частини щелепи і точністю виготовлення за відбитками гіпсових моделей.

Для порівняння відповідності гіпсових і 3D-моделей нами було запропоновано таку методику. Спочатку отримували висококонтрастні знімки гіпсових і 3D-моделей. Потім визначали дві довільні точки, розташовані по краях досліджуваної ділянки, в яку передбачалося встановлювати імплантат. Ці точки повинні були однозначно ідентифікуватися як на відбитку, так і на моделі. На обох фотографіях моделей проводили лінію, що з'єднує ці точки. Через середину лінії проводили перпендикуляр, уздовж якого порівнювали перерізи альвеолярних відростків обох моделей за їхніми розрахованими зображеннями в програмі MATLAB (Лістинг 12.1). Масштаб за висотою альвеолярного відростка під час побудови контуру перерізу розраховували в програмі за градаціями контрасту зображення.

Команди програми 1 і 2 забезпечують зчитування зображення і виведення його на екран для проведення лінії побудови профілю; команда 3 — побудова профілю вздовж проведеної лінії; команди 4 і 5 — визначення довжини лінії профілю і створення її масиву; команди 6-9 — знаходження коефіцієнтів, що враховують масштаб фотографій і виробляють переведення пікселів у міліметри; команди 10-12 — побудова профілю в пікселах, а команда 13 — побудова профілю поверхні в мікронах. Решта команд виводять зображення на екран у потрібному вигляді.

Лістінг 12.1

Програма для розрахунку профілю перерізу поверхні альвеолярного відростка щелепи

```
1. A=imread('vo 242.jpg');
2. imshow(A);
3. Bl=improfile;
4. C=length(Bl);
5. C1 =[ 1 :C];
6. K=800/500;
7. K2=80/250;
8. C2=C1.*K;
9. B2=B1.*K2;
10. figure, plot(C2,Bl);
11. C3—[ 1:30:C];
12. figure, plot(C3,Bl(l:30:end));
13. figure, plot(C3,B2(l:30:end));
14. figure, imshow (A);
15. Blln=double (A);
16. [Xi, Yi]=meshgrid (1:30:500);
17. BNear-interp2 (Blln, Xi, Yi,'nearest');
18. figure, surf (Xi, Yi, BNear);
19. shading interp;
20. colormap (gray)
```

Нижче наведено приклади побудови профілю та оцінки відповідності роздрукованих 3D-моделей гіпсовим відбиткам.

Пацієнт Н., історія хвороби № 24 звернувся в клініку з діагнозом: вторинна часткова адентія. Кінцевий дефект зубного ряду нижньої щелепи справа. Показана субперіостальна імплантація. Проведено перший етап субперіостальної імплантації. Отримано відбитки з кісткового ложа для виготовлення часткового субперіостального імплантату з опорними голівками в ділянці від 15 і 17 зубів. Попередньо отримано комп'ютерну томографію нижньої щелепи, за даними якої роздруковано 3D-модель нижньої щелепи. Фотографії гіпсової та 3D-моделі пацієнта представлені на малюнку (рис. 12.12).

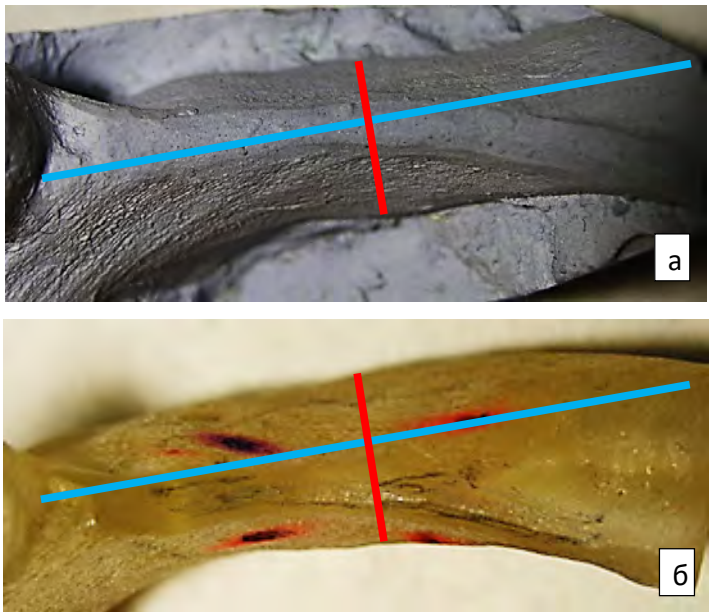


Рис 12.12. Фотографії гіпсової моделі кісткового ложа ділянки передбачуваної імплантації пацієнта Н (а) і моделі, зробленої за даними комп'ютерної томографії нижньої щелепи (б)

На моделях було обрано точки, що відповідають поглибленням кісткової тканини в ділянці розташування зуба 1.5 і зуба 1.7 по гребеню альвеолярного відростка з вестибулярного боку. Ці точки з'єднані лінією синього кольору. Перпендикуляр, що ділить навпіл синій відрізок, позначений відрізком червоного кольору. Він кінцями впирається в бічні стінки альвеолярного відростка на всю видиму ширину.

Розраховані профілі обох перерізів уздовж відповідних перпендикулярів наведені на малюнку 12.13. За віссю абсцис відкладено ширину альвеолярного відростка, а за віссю ординат — його висоту. Похибки визначення положення точок кривих не перевищували розмірів їхніх символів. Як видно з малюнка, обидва профілі практично збігаються. Максимальна розбіжність кривих становить не більше $\Delta \sim 0{,}15$ мм.

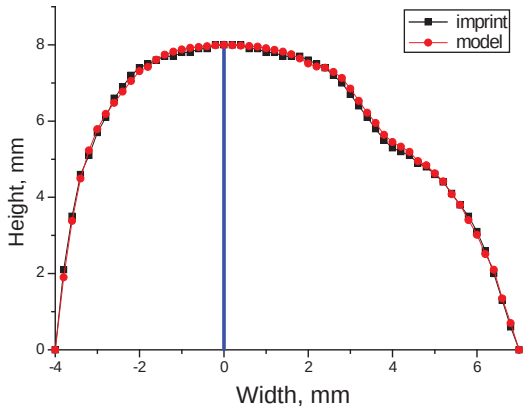


Рис. 12.13. Перетин альвеолярного відрізка щелепи пацієнта Н, виконаний за гіпсовим відбитком (чорна крива) і за роздрукованою 3D-моделлю (червона крива). Синя лінія вказує точку перетину з базовою лінією початкової побудови

Пацієнтка Л., історія хвороби № 54 звернулася в клініку з діагнозом: вторинна часткова адентія. Кінцевий дефект зубного ряду нижньої щелепи зліва. Показана субперіостальна імплантація. Проведено перший етап субперіостальної імплантації. Отримано відбитки з кісткового ложа для виготовлення часткового субперіостального імплантату з опорними голівками в ділянці від 24 і 26 зубів. Попередньо отримано комп'ютерну томографію нижньої щелепи. За даними комп'ютерної томографії роздруковано 3D-модель нижньої щелепи. Фотографії гіпсової моделі кісткового ложа передбачуваної ділянки встановлення імплантата і 3D-моделі цієї ж ділянки представлено на рисунку 12.14.

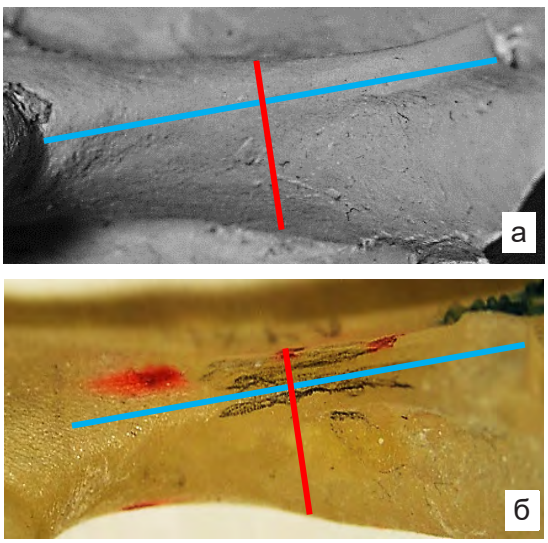


Рис. 12.14. Фотографії гіпсової моделі кісткового ложа ділянки передбачуваної імплантації пацієнтки Л. (а) і моделі, зробленої за даними комп'ютерної томографії тієї ж ділянки щелепи

На моделях було обрано точки, що відповідають максимально виступаючим частинам основ зубів, прилеглих до ділянки передбачуваної імплантації. Ці точки з'єднані лінією синього кольору. Перпендикуляр, що ділить навпіл синій відрізок, позначений відрізком червоного кольору. Він, як і в першому прикладі, кінцями впирається в бічні стінки альвеолярного відростка на всю видиму ширину.

Розраховані профілі обох перерізів уздовж відповідних перпендикулярів наведено на рисунку 12.15. Похибки визначення положення точок кривих не перевищували розмірів їхніх символів. Можна зазначити, що в цьому випадку також спостерігався майже повний збіг розрахованих профілів, розбіжність не перевищувала $\Delta \sim 0{,}15$ мм

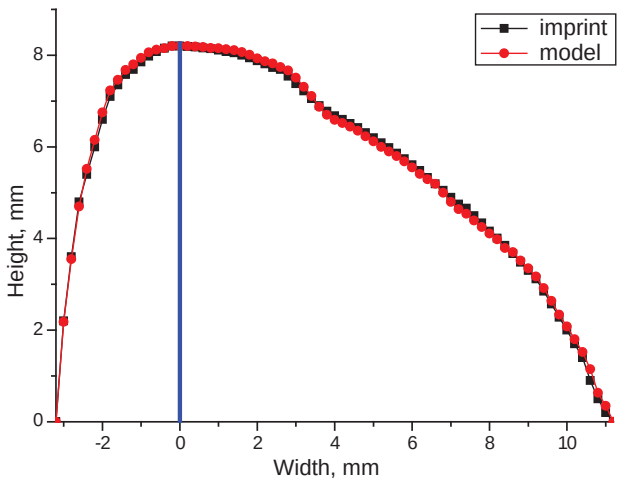


Рис. 12.15. Перетин альвеолярного відрізка щелепи пацієнтки Л. виконаний за гіпсовим відбитком (чорна крива) і за роздрукованою 3D-моделлю (червона крива). Синя лінія вказує точку перетину з базовою лінією початкової побудови

Таким чином, отримані моделі з кісткового ложа і виготовлені за стереолітографічними 3D-моделями є практично ідентичними і можуть бути використані для виготовлення субперіостальних імплантатів.

Безсумнівними перевагами стереолітографічного методу отримання робочої моделі для виготовлення субперіостального імплантату можна вважати:

1. Одноразове хірургічне втручання;

2. Максимально можливе за площею точне відтворення рельєфу щелепної кістки

3. Можливість використання стереолітографічних моделей щелеп для консультації пацієнта і наочного роз'яснення ситуації, що склалася;

4. Можливість планування субперіостальної конструкції з урахуванням топографії важливих анатомічних утворень (судинно-нервових пучків, гайморових синусів тощо).

5. Можливість використання стереолітографічної моделі як контрольної на етапі корекції та остаточного оброблення субперіостального імплантату;

6. Можливість багаторазового використання стереолітографічної моделі для повторної субперіостальної імплантації.

І навіть зауваження деяких авторів про втручання в процес людського фактора та можливе виникнення помилок на етапі проведення комп'ютерної томографії не нівелюють загальну суму переваг одноетапного субперіостального протоколу.

12.2.2. Алгоритм виготовлення субперіостальних імплантатів за стереолітографічною моделлю

Пропонується установка виготовлення і СІ без попередньої операції зі зняття відбитка зі скелетованої щелепи, виготовленого за об'ємними моделями щелепи. Такий підхід знижує травматичність операції, скорочує час виготовлення й установлення СІ, спрощує методику установлення імплантата і цілком обґрунтований.

Під час планування операції зі встановлення СІ проводили комп'ютерну томографію щелепної кістки. За томографічними даними отримували її стереолітографічну (CJIT) модель, за якою виготовляли субперіостальний імплантат. Далі знімали відбитки з СЛГ моделей, застосовуючи індивідуальні відбиткові ложки з матеріалів Drufoplast (Dreve, Німеччина) або Протакрил М (Стома, Україна). Попередньо ложки покривали адгезивом Polyether Adhesive (3M ESPE, США), оскільки він дає збільшення адгезійної міцності з відбитковою ложкою при відриві відбиткового матеріалу від моделі. Для отримання відбитків використовували двошарові матеріали Honigum Light/Honigum Putty Soft (DMG, Німеччина), Impregum Garant L DuoSoft/ Impregum Garant H DuoSoft (3M ESPE, США), що володіли високою точністю відтворення рельєфу поверхні попереднього ложа СІ на ділянці стереолітографічної моделі, яка відповідає внутрішній поверхні субперіостального імплантату. За відбитком із маси WiroFine фірми Бего (Німеччина) відливали вогнетривку модель, а також контрольну модель із супергіпсу. Схема конструкції субперіостального імплантату креслилася олівцем на вогнетривкій моделі.

Під час виготовлення СІ основні вимоги до його конструкції полягають у чіткому дотриманні таких основних положень. Верхня половина гребеня альвеолярного відростка має бути вільною від елементів СІ, за винятком опорних перекидних стрічок, на яких розташовувалися головки імплантату. У ділянці розташування голівки імплантата за наявності в кістковій тканині достатнього об'єму необхідне повне занурення перекидної петлі на 0,6-0,9 мм до шийки голівки в кістку. Далі визначали розташування головок СІ, під час моделювання яких обов'язково досягали суворої паралельності головок між собою і зубами. Воскову заготовку головки СІ отримували, використовуючи силіконовий шаблон абатмента попередньо обраної імплантологічної системи (наприклад, Vitaplant, U-impl). Важли-

во, щоб головка при переході в шийку мала чітко виражену сходинку під кутом 45-60°. Такий перехід забезпечує захист краю ясен від механічної травми після операції. Шийка СІ для забезпечення необхідної міцності та залежно від розміру голівки має мати діаметр 2,0-2,7 мм, висота визначалася товщиною слизово-окісного клаптя. Метал шийкової частини конструкції має бути добре відполірований (клас шорсткості не менше 14) для запобігання скупченню нальоту і зубного каменю.

Оптимальна ширина опорних плечей становила 2,0-2,5 мм, а товщина — 0,6-0,9 мм. Кількість стабілізувальних стрічок залежала від розмірів конструкції СІ. Для моделювання стабілізувальних стрічок необхідно використовувати природні заглиблення або найнижчі місця рельєфу гребеня альвеолярного відростка. Після підготовки попередньої конструкції СІ визначали місця розташування фіксувальних пристосувань — мікровінтів (від 2 до 6 шт.) діаметром 2 мм і довжиною 5 мм з метою забезпечення первинної фіксації. На верхній щелепі СІ фіксують гвинтами тільки за наявності достатньої товщини її стінок, а на нижній щелепі — у місці між f*oramen mentale* і ділянкою нижніх зубів мудрості. За низького альвеолярного відростка, коли імплантат неможливо фіксувати гвинтом через небезпеку пошкодження нижньощелепного нерва, формують кнопкові фіксатори. Достатню стабілізацію СІ забезпечують два кнопкові фіксатори за їхнього діагонального розташування. Такий вид фіксації є найменш травмуючим. За високого і вузького альвеолярного гребеня опорні стрічки СІ занурюють у ділянці гребеня в кісткову тканину на глибину 3-6 мм для кращої стабілізації імплантату, збільшуючи водночас на відповідну величину довжину шийок головок. Якщо застосування фіксувальних пристосувань неможливе, то після операції імплантації на голівки СІ і сусідні зуби відразу фіксують попередньо виготовлені тимчасові протези. Мета використання цих конструкцій полягає у виключенні горизонтальних навантажень на імплантат і захисті м'яких тканин під час реалізації функцій порожнини рота. Крім того, раннє навантаження на альвеолярний гребінь дає змогу активувати процеси відновлення і формування нової кісткової тканини в зоні імплантації.

При моделюванні СІ з двома і більше голівками тіло імплантату може мати «стільникову» будову з діаметром отвору «стільники» 5 і більше міліметрів. Така будова опорної частини, розташованої на більшій поверхні кістки, дає змогу збільшити опорну частину імплантату і тим самим рівномірніше розподіляти навантаження на кістку під час жування і зробити її в 1,5-2 рази тоншою (рис. 12.16; 12.17).

Підготовку вогнетривкої моделі для виготовлення субперіостального імплантату проводили так. У ділянці гребеня альвеолярного відростка в моделі робили пропили для перекидних стрічок імплантату, які мали заглиблюватися повністю в кісткову тканину. Використовуючи заготовки аналогів головок імплантату

з комплекту «Восколіт-03», моделювали всю конструкцію СІ. Модель готували до лиття і потім проводили заміну воску на кобальто-хромово-молібденовий сплав «Remanium 2000+». Після лиття здійснювали рентгенологічний контроль і припасування імплантату на контрольну модель, покриту «Ізоколом» або лаком. Потім проводили обробку СІ, яка включала шліфування, полірування та електрополірування. Після остаточного виготовлення СІ на їхні поверхні вакуумними методами наносили вуглецеве алмазоподібне покриття товщиною 5 мкм. Таке покриття забезпечувало як збільшення корозійної стійкості, так і підвищення інтеграційної здатності імплантату.Например, имплантат компаний Vitaplant или U-impl. Винтовой имплантат в области шейки был жестко связан с поднадкостничной пластиной. Абатменты винтовых имплантатов служили опорами при фиксации зубных протезов. Для обеспечения первичной фиксации и в дальнейшем остеоинтеграции лучше использовать винтовые имплантаты диаметром 3,0–5,0 мм и длиной 8,0–10,0 мм.

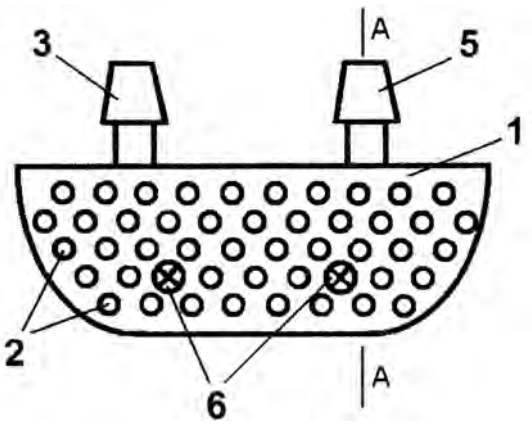


Рис. 12.16. Схема ендооссально-субперіостального імплантата: 1 — підокісткова пластина; 2 — «стільники»; 3-5 — абатменти гвинтових імплантатів; 6 — мікровінти.

Технологія створення конструкції ЕСІ містить у собі такі основні етапи. За даними КТ виготовляли стереолітографічну модель. А-силіконовими відбитковими матеріалами отримували відбиток зі стереолітографічної моделі. За відбитками готували вогнетривку модель, з якої фрезою знімали шар гіпсу на імплантологічному ложі глибиною 5,0 мм. Моделі щелеп гіпсували в артикулятор, проводили необхідні біомеханічні розрахунки за оцінкою площі опорної частини субперіостального імплантату і моделювали підокісну пластину з воску. Як воскову заготовку застосовували воскову решітку GEO (Німеччина) з круглими отворами, яка мала товщину 0,8-1,0 мм. Після цього проводили заміну воску на кобальто-хромово-молібденовий сплав «Remanium 2000+». З урахуванням наявного об'єму кісткової тканини в ділянці планованого розташування голівки ЕСІ підбирався стандартний гвинтовий імплантат відповідного розміру. Після рентгенологічного

контролю і припасування підокісткової частини ЕСІ на контрольну модель проводили її остаточну обробку. Оздоблення охоплювало проведення шліфування, полірування та електрополірування литтєвої конструкції.

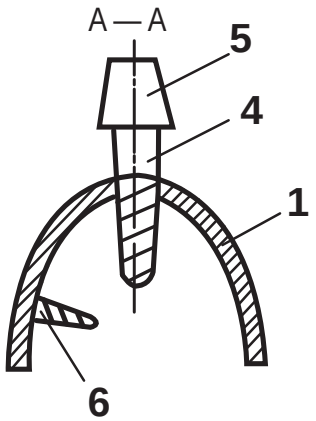


Рис. 12.17. Схема розпилу ендоосально-субперіостального імплантата за лінією А-А на рис. 12.15: 1 — підокісткова пластина; 4–5 — абатмент гвинтового імплантата; 6 — мікровінт

В амбулаторних умовах під місцевою анестезією, седацією або в стаціонарі під загальним наркозом скелетували щелепу, потім фрезою «освіжували» імплантаційне ложе на глибину до 0,5 мм і за допомогою шаблону для позиціювання фіксували піднадкісткову частину ЕСІ. З метою поліпшення процесів проростання кісткової тканини «освіжали» кортикальний шар кістки кожної «стільники» шляхом свердління кулястим твердосплавним бором через кожен отвір, до «кров'яної роси». Після цього через отвір, розташований у центральній частині підокісткової пластини, в кістку вводили підібраний гвинтовий імплантат, що забезпечує фіксацію ЕСІ. З метою створення додаткової опори для імплантату в периферійну частину підокісткової пластини вводили мікровінти. Протезування тимчасовими протезами проводили після зняття швів, а постійне - через 3-4 місяці після остеоінтеграції гвинтових імплантатів, стрічок імплантату і фіброінтеграції вільних від металу ділянок кісткової тканини.

Застосування ЕСІ дає змогу застосувати одноетапну методику з установлення імплантату, тим самим створюються додаткові оптимальні умови для збільшення зон, у яких реалізується остеоінтеграція імплантату, порівняно з областями, де розвиваються фіброінтеграційні процеси.

12.2.3. Виготовлення розбірних субперіостальних імплантатів

У певних клінічних випадках, наприклад, за умов не зафіксованої міжальвеолярної висоти або повної адентії, доцільним є використання субперіостальних імплантатів зі знімною голівкою, що дає змогу щільно вшивати імплантат безпосередньо після його встановлення, не травмуючи м'які тканини ротової порожнини голівкою імплантату. Однак спосіб виготовлення субперіостального імплантата зі знімною голівкою, що включає отримання вогнетривкої та контрольної гіпсових

моделей, графічне зображення та моделювання з воску конструкції імплантата, відлиття імплантата та виконання вузла різьбового з'єднання субперіостальної частини з голівкою імплантата, має недоліки.

Недоліком є недостатньо висока надійність з'єднання субперіостальної частини з голівкою імплантата, зумовлена складністю виконання високоякісного нарізного з'єднання в лабораторних умовах, що може призвести до розбалансування і руйнування як ортопедичної конструкції, так і самого субперіостального імплантата під дією функціональних навантажень. Також досі всі розбірні субперіостальні імплантати було представлено у вигляді гіпотетичних моделей, за якими, з одного боку, практично не проводили СІ, а з іншого - не було розроблено методик їхнього встановлення.

У роботі під час виготовлення розбірного СІ було використано окремі конструктивні елементи ендоосальних імплантатів, які найчастіше використовують, для полегшення технології та здешевлення конструкції імплантата загалом.

Розбірний субперіостальний імплантат складається з безпосередньо підокісткової частини імплантату і супраструктури (абатмент). Такий імплантат може бути встановлений за одно- і двоетапним протоколом. Двоетапний протокол передбачає введення імплантату, під час якого над ним вшивають слизово-окісний клапоть і проходить закрите (не сполучене з порожниною рота) приживлення - це перший етап протоколу імплантації. Другий етап протоколу полягає в установці супраструктури. Це може бути як формувач ясен, так і абатмент з тимчасовою коронкою або іншим типом протезної конструкції.

Виготовлення індивідуального розбірного СІ здійснювалося таким чином. Методом комп'ютерної томографії проводили дослідження стану кісткової та м'яких тканин у ділянці адентії. За допомогою технології лазерної стереолітографії отримували СЛГ модель, яку використовували для отримання відбитка. Відбиток отримували за допомогою А-силіконової відбиткової маси. За відбитком виготовляли вогнетривку модель і модель із супергіпсу. Потім моделювали воскову конструкцію СІ. На етапі воскового моделювання - вузол нарізного з'єднання субперіостальної частини з голівкою імплантату виконували таким чином.

На початку, виходячи з анатомо-топографічних умов у ділянці майбутньої імплантації, зі стандартної імплантологічної системи ендоосальних імплантатів, підбирали абатмент із фіксувальним гвинтом і відповідний лабораторний аналог імплантату. Форму і геометричні розміри абатмента (кут нахилу, висота шийки, діаметр, довжина) визначали з огляду на товщину слизової оболонки альвеолярного відростка і кут нахилу зубів, які відновлюють. Геометричні розміри лабораторного аналога імплантату визначали з урахуванням товщини альвеолярного відростка щелепи, до того ж, якщо довжина лабораторного аналога перевищувала необхідну, використовували тільки ту його частину, що має внутрішнє різьблення. Вибираючи необхідні стандартні елементи для виготовлення вузла з'єднання, у восковій моделі імплантата в місці розташування знімної головки формували отвір відповідно до розмірів лабораторного аналога. Потім за модел-

лю відливали субперіостальну частину імплантата з отвором і фіксували в нього лабораторний аналог. Фіксацію проводили за допомогою лазерного зварювання, оскільки дана технологія не потребує попереднього підігріву, подальшого механічного та термічного оброблення і є остаточною. Розбірний субперіостальний імплантат та елементи стандартної імплантологічної системи представлені на рис. 12.18, 12.19.

Після рентгенологічного контролю проводили шліфування, полірування та електрополірування литтєвої конструкції. Виготовлення розбірного субперіостального імплантату завершували нанесенням вуглецевого алмазоподібного покриття товщиною 5 мкм іонно-плазмовим вакуумним розпиленням. Знімну головку імплантата (стандартний абатмент) з'єднували із субперіостальною частиною за допомогою фіксувального гвинта безпосередньо перед встановленням ортопедичної конструкції. Розбірний субперіостальний імплантат, встановлений на гіпсовій моделі представлений на рис 12.20.

Рис. 12.18. Розбірний субперіостальний імплантат: 1 — гвинт; 2 — абатмент; 3 — елемент аналога гвинтового імплантата

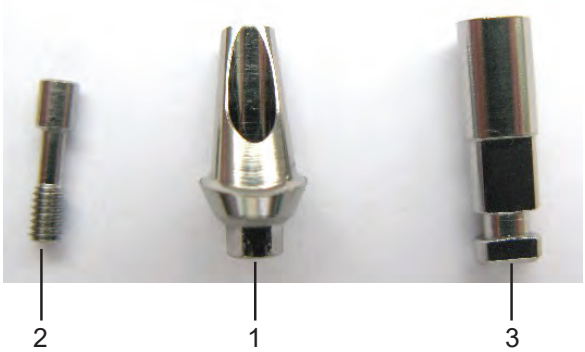


Рис. 12.19. Елементи стандартної імплантологічної системи. 1 — мікровінт абатамента; 2 — абатамент; 3 — аналог імплантата

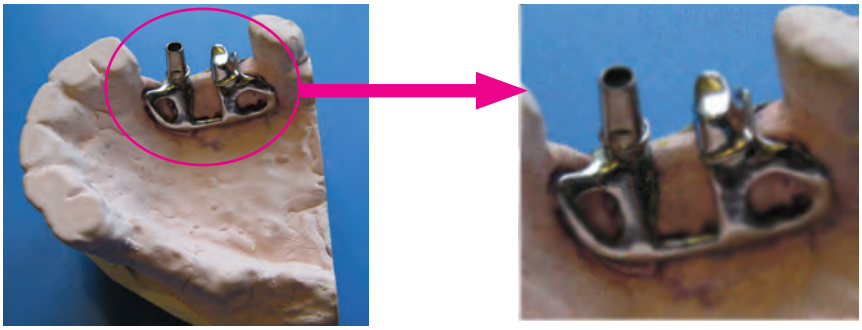


Рис. 12.20. Вигляд моделі зі встановленим субперіостальним імплантатом і розбірною головкою

Пацієнтка С., історія хвороби № 45, 39 років звернулася в клініку зі скаргами на відсутність зубів на верхній щелепі в бічному відділі. Дефект зубного ряду верхньої щелепи 3 класу за Кеннеді. Анамнез: зуби видалено внаслідок ускладненого карієсу, з естетичних причин від знімного протеза відмовляється. Було ухвалено рішення усунути дефект за допомогою незнімного мостоподібного протеза з опорою на субперіостальний імплантат із двома головками, одна з яких є знімною.

За даними комп'ютерної томографії верхньої щелепи виготовили стереолітографічну модель щелепи, за нею - вогнетривку модель, на якій проводили моделювання субперіостального імплантату. З'єднання знімної голівки із субперіостальною частиною імплантату виконували таким чином. З огляду на анатомо-топографічні умови в ділянці майбутньої імплантації зі стандартної системи внутрішньокісткових імплантатів «U-sipl» було обрано прямий абатмент INTER242292 з гвинтовою фіксацією і відповідний йому лабораторний аналог INTER264096. Під час моделювання субперіостального імплантату на восковій моделі в місці розташування знімної голівки за допомогою бору сформували отвір відповідно до розмірів лабораторного аналога. Оскільки довжина лабораторного аналога перевищувала потрібну, використали ту його частину, яка має внутрішнє різьблення. Після цього за моделлю з кобальто-хромового сплаву вилили субперіостальну частину імплантату, встановили в отворі лабораторний аналог імплантату та зафіксували його методом лазерного зварювання.

У клініці під місцевим знеболенням було проведено операцію. Перебіг операції: обробка операційного поля, розтин слизової, відшарування слизисто-надкісткового клаптя в ділянці відсутніх зубів. Встановили субперіостальний імплантат на верхню щелепу із заглушками. Рану зашили. Післяопераційний період протікав без ускладнень, перкусія імплантату була безболісною. Протезування тимчасовими протезами проводили після зняття швів, а постійне - через 3 місяці після остеоінтеграції ендоосальної частини СІ. Було виготовлено незнімний суцільнолитий мостоподібний протез з опорою на імплантат. Перед встановленням протеза з'єднали абатмент із субперіостальною частиною імплантату за допомогою

фіксувального гвинта. Під час контрольного огляду стан хворої добрий, ознаки запалення відсутні, рухливість імплантату відсутня. (рис. 12.21–12.24).

Рис 12.21. Порожнина рота пацієнта С. до оперативного втручання

Рис. 12.22. Етап відшарування слизово-окісткового клаптя в ділянці встановлення «стільникового» розбірного субперіостального імплантата

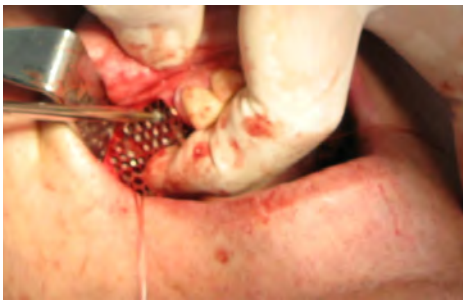


Рис. 12.23. Установлення «стільникового» розбірного субперіостального імплантата на кісткове ложе та фіксація мікровінта

Рис. 12.24. Порожнина рота пацієнта С., історія хвороби № 45. Після встановлення субперіостальної частини розбірного імплантату. Рана зашита

12.2.4. Виготовлення шаблону для позиціонування субперіостального імплантату

Проведення субперіостальної імплантації в один хірургічний етап передбачає застосування стереолітографічної моделі, що дає змогу мінімізувати травми навколишніх тканин під час операції та скоротити терміни протезування, а також виконати моделювання субперіостального імплантату з достатньою точністю. Однак він не забезпечує точність позиціонування імплантату на етапі його встановлення.

Для підвищення точності встановлення різних конструкцій субперіостальних імплантатів на хірургічній стадії застосовували позиціонуючий шаблон, опорою для якого слугують природні зуби і голівки субперіостального імплантату. Визначають медіодистальне та вестибуло- оральне положення імплантату, внаслідок чого забезпечується точність позиціонування імплантату під час його встановлення.

Алгоритм виготовлення направляючого шаблону включає комп'ютерне гомографічне дослідження ділянки передбачуваної імплантації, отримання стереолітографічної моделі, виготовлення субперіостального імплантату за стереолітографічною моделлю та його встановлення в імплантаційне ложе. Субперіостальний імплантат встановлювали на стереолітографічну модель щелепи (рис. 12.25). За допомогою альгінатної маси знімали відбиток голівок імплантату і прилеглих до нього природних зубів (приблизно до рівня екватора зубів). Відливали робочу модель, за робочою моделлю виготовляли напрямний шаблон, який використовували під час встановлення імплантату.

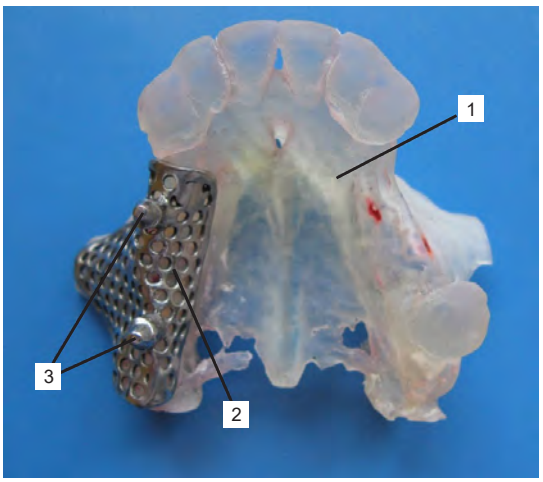


Рис. 12.25. Стереолітографічна модель щелепи зі встановленим субперіостальним імплантатом:
1 — стереолітографічна модель; 2 — субперіостальний імплантат;
3 — головки субперіостального імплантату

Напрямний шаблон (рис. 12.26) виготовляли методом гарячого пресування під тиском апаратом BioSTAR із матеріалу BIOPLAST, який під час розігрівання набуває пластичності та зберігає набуту нову форму після охолодження. Принцип методу полягає в нагріванні тієї сторони пластини, що прилягає до моделі, і створенні зони зниженого тиску під пластиною, завдяки чому вона точно обтискає робочу модель.

На хірургічному етапі субперіостальної імплантації шаблон фіксували на природних зубах, прилеглих до імплантату, і голівках імплантату, що забезпечувало зручність і високу точність позиціонування імплантату під час встановлення в імплантаційне ложе. (рис. 12.27).

Пацієнт Т., 45 років, історія хвороби № 34, звернувся в клініку зі скаргами на відсутність зубів на верхній щелепі в бічному відділі. Було ухвалено рішення усунути дефект за допомогою незнімного мостоподібного протеза з опорою на субперіостальний імплантат. Для цього за даними комп'ютерної томографії виготовили стереолітографічну модель щелепи, отримали вогнетривку модель, провели моделювання субперіостального імплантату і відлили індивідуаль-

ний імплантат за моделлю. Виготовлений імплантат встановлювали на стереолітографічну модель щелепи, за допомогою альгінатної маси зняли відбиток голівок імплантату і природних зубів, що прилягають до нього. За отриманими відбитками з гіпсу відлили вогнетривку робочу модель для виготовлення напрямного шаблону.

На хірургічному етапі імплантації зробили розріз слизової оболонки, позиціонували напрямний шаблон зі встановленим у нього субперіостальним імплантатом на імплантаційному ложі та прилеглих зубах, після чого через спеціальні отвори в конструкції імплантату фіксували його мікровінтом до кісткової тканини. Після встановлення та фіксації імплантата напрямний шаблон знімали. Рану зашивали, а на голівки субперіостального імплантату і підготовлені опорні зуби фіксували тимчасову конструкцію. Після приживлення імплантата виготовляли і встановлювали постійну конструкцію протеза.

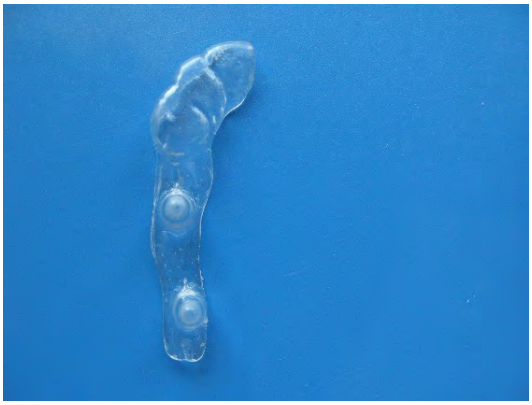


Рис. 12.26. Позиціонуючий шаблон з опорами на зуби і головки CI

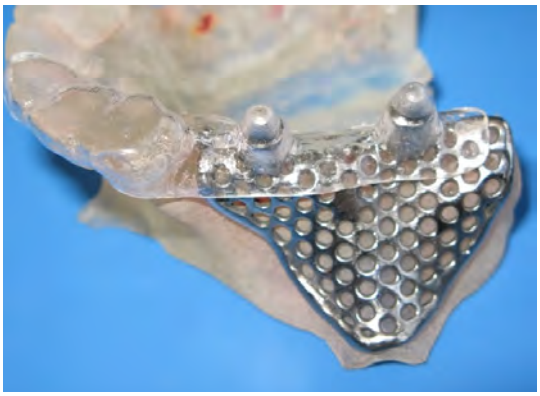


Рис. 12.27. Стереолітографічна модель щелепи зі встановленим субперіостальним імплантатом і напрямним шаблоном

ВИСНОВКИ

Експериментально доведено, що використання сучасних технологій для виготовлення 3D-моделей за набором знімків комп'ютерної томографії та методик комп'ютерного моделювання дає змогу отримати необхідну точність поверхні для виготовлення субперіостальних імплантатів потрібної якості, виключаючи із загального циклу лікування попередні оперативні втручання. Розроблено алгоритм методики одноетапної установки субперіостальних імплантатів.

Уперше запропоновано нову конструкцію субперіостального імплантата з додатковими ендоосальними елементами і збільшеною опорною субперіостальною частиною у вигляді стільникової структури, що дало змогу підвищити ступінь фіксації імплантата на кістковій тканині за рахунок остеофіброінтеграції.

Розроблено конструкцію і методику встановлення розбірного субперіостального імплантату, що забезпечує остеоінтеграцію його субперіостальної частини.

Запропоновано спосіб точного позиціонування субперіостального імплантату з використанням індивідуально виготовленого шаблону.

Глава XIII

ПРОТЕЗУВАННЯ НА СУБПЕРІОСТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТАХ

13.1. Протезування на субперіостальних імплантатах, елементи загальні для всіх варіантів лікування

Сенников О. М. (2001) запропонував етапи протезування для всіх видів дефектів, які полягають у тому, щоб:

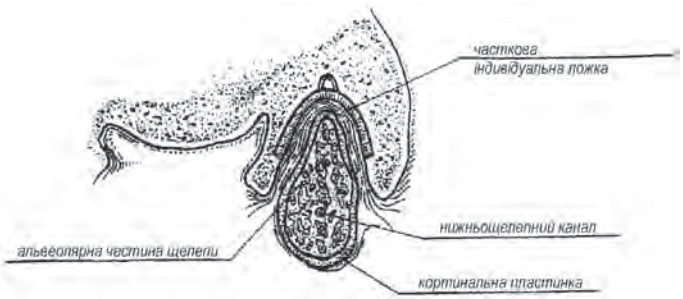


Рис. 13.1. Момент встановлення часткової індивідуальної ложки на слизову беззубого фрагмента щелепи

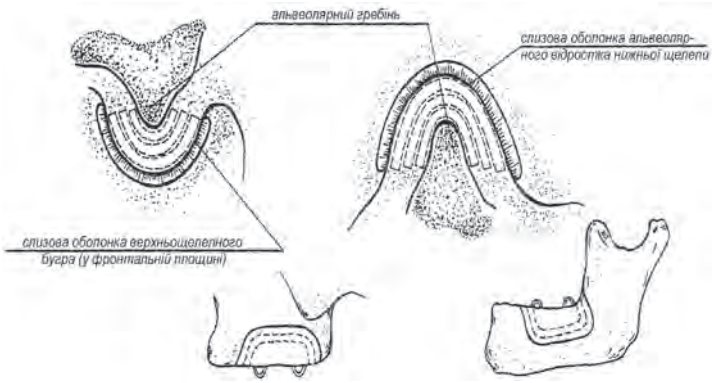


Рис. 13.2. Вигляд індивідуальних ложок, що рівномірно зменшуються в розмірі, розміщених у різних відділах щелеп

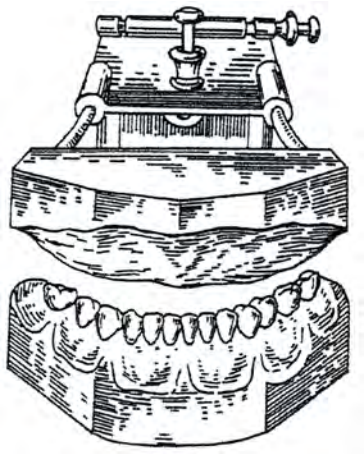


Рис. 13.3. Робоча гіпсова модель беззубої верхньої щелепи, загіпсована в оклюдатор

Рис. 13.4. Виготовлений повний верхньощелепний знімний протез

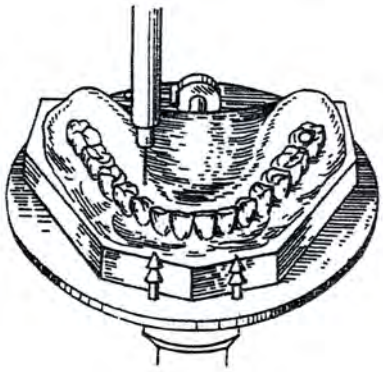


Рис. 13.5. Розмітка каналів-маркерів у ділянці 7 5 3 | 3 5 7 зубів у повному знімному протезі, встановленому на столику паралемометра

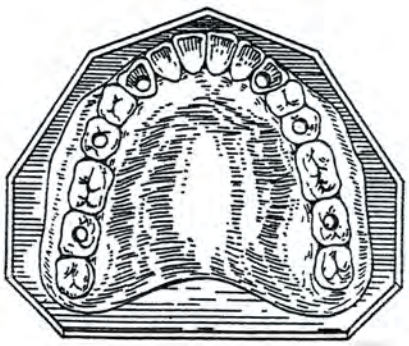


Рис. 13.6. Вигляд повного знімного протеза після створення напрямних каналів-маркерів

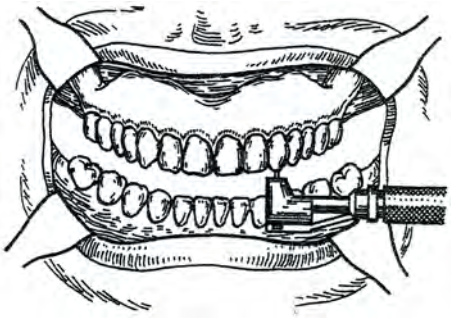


Рис. 13.7. Розмітка місць майбутніх опор імплантанта через канали-маркери повного знімного протеза в ділянці 7 5 3 | 3 5 7 зубів

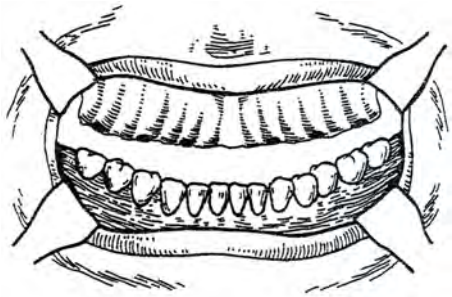


Рис. 13.8. Вигляд виготовленого субперіостального імплантату на беззубу верхню щелепу

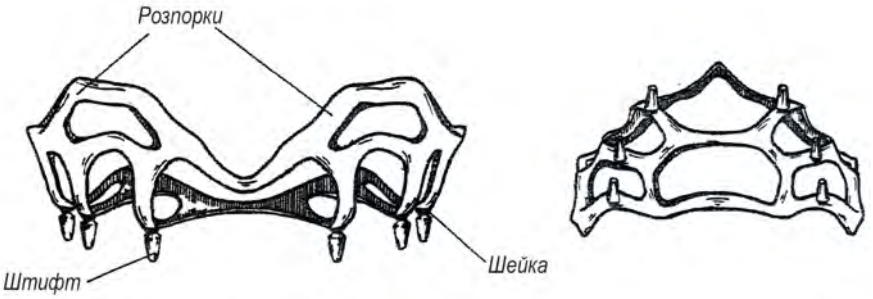


Рис. 13.9. Точкові поглиблення в кістковій тканині в місцях розташування опор імплантанта

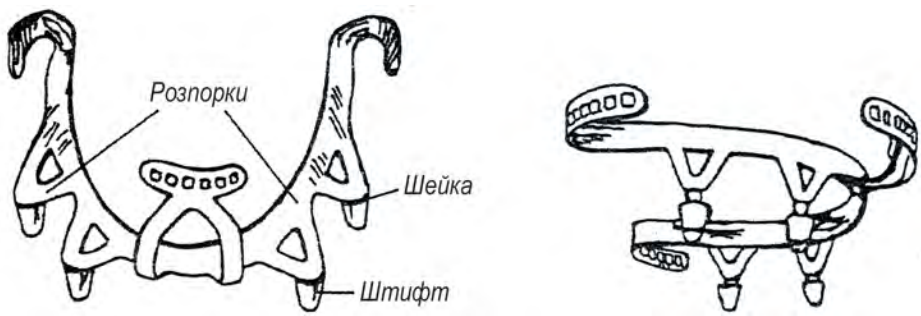


Рис. 13.10. Вигляд підокісного імплатата з крилоподібним розширенням за Лінковим для беззубої верхньої щелепи

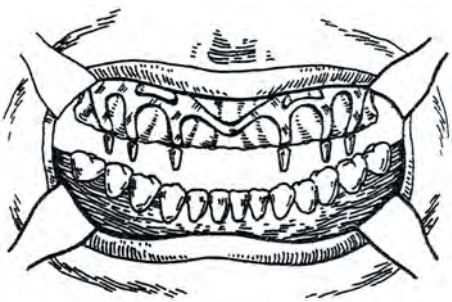


Рис. 13.11. Встановлений на кісткове ложе субперіостальний імплантат з опорами в ділянці 7 5 3 | 3 5 7 зубів

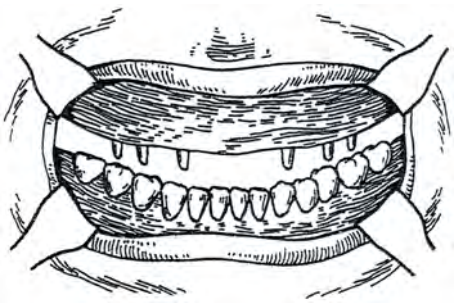


Рис. 13.12. Стан після імплантації та вшивання рани (опорні головки імплантату розташовані в ділянці 7 5 3 | 3 5 7 зубів)

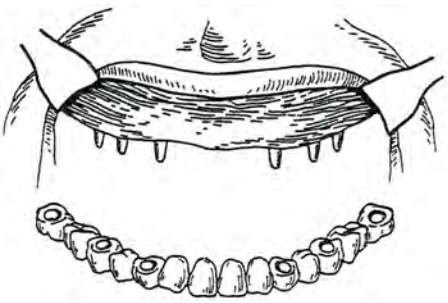


Рис. 13.13 Момент фіксації на опори імплантату незнімного мостоподібного протеза, виготовленого з раніше використовуваного повного знімного протеза (штучні ясна видалено для кращого огляду)

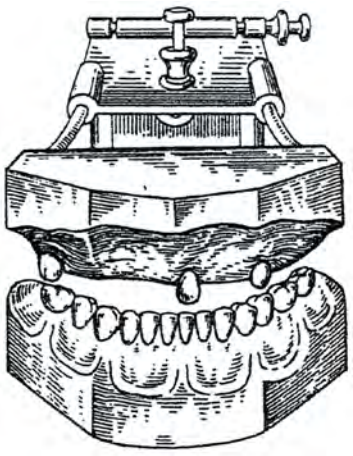


Рис. 13.14. Робоча гіпсова модель верхньої щелепи з відпрепарованими 7 | 1 5 зубами, загіпсована в оклюдатор

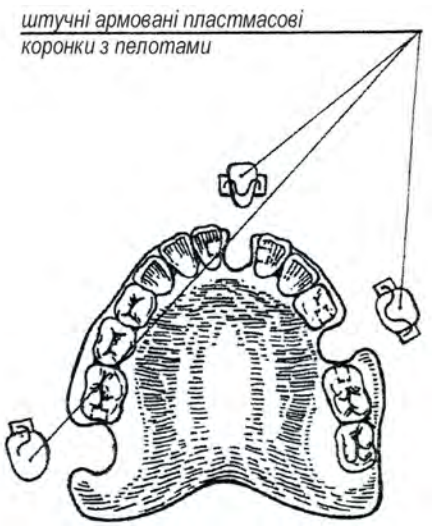


Рис 13.15. Виготовлені частковий пластинковий протез на верхню щелепу та штучні армовані пластмасові (металопластмасові) коронки з пелотами

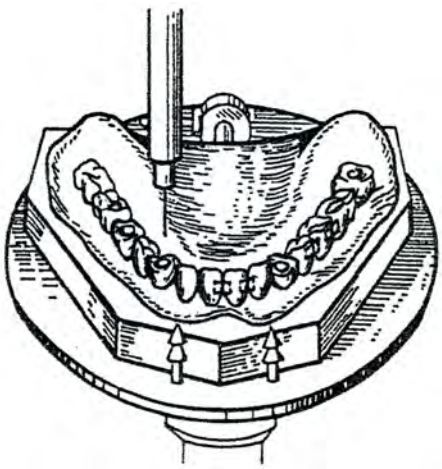


Рис. 13.16. Розмітка каналів-маркерів у ділянці 5 3 | 3 7 зубів у частковому пластинковому протезі, встановленому на столику паралелометра

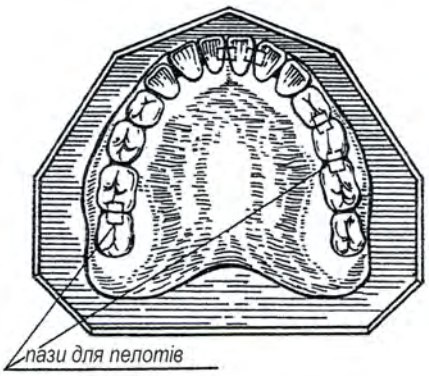


Рис. 13.17. Вигляд часткового пластинкового протеза, після створення напрямних каналів-маркерів і пазів для пелотів

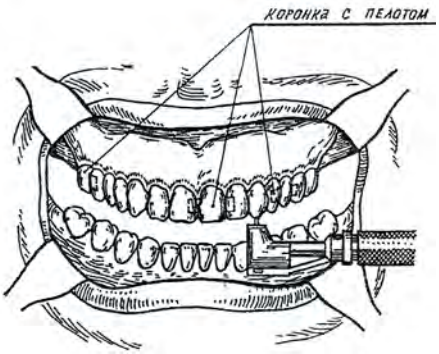


Рис. 13.18. Розмітка місць майбутніх опор імплантату через канали-маркери часткового пластинкового протеза в ділянці 5 3 | 3 7 зубів

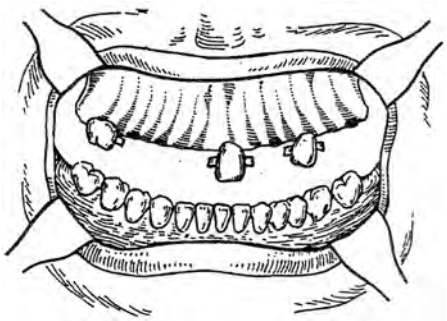


Рис. 13.19. Точкові поглиблення в кістковій тканині в місцях розташування опор імплантату

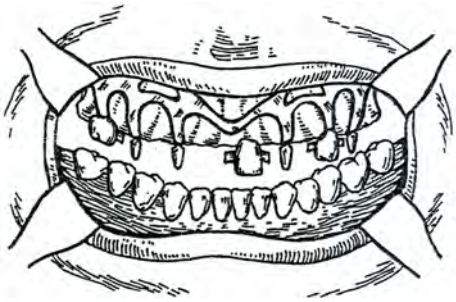


Рис. 13.20. Встановлений на кісткове ложе субперіостальний імплантат з опорами в ділянці 5 3 | і 3 7 зубів

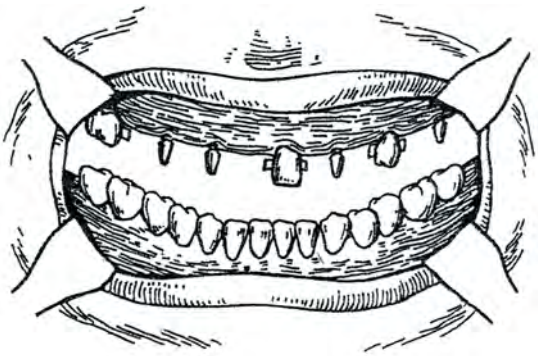


Рис. 13.21. Стан після імплантації та вшивання рани (видно опорні голівки імплантату і штучні коронки з пелотами, фіксовані на 7 | 1 5 зубах)

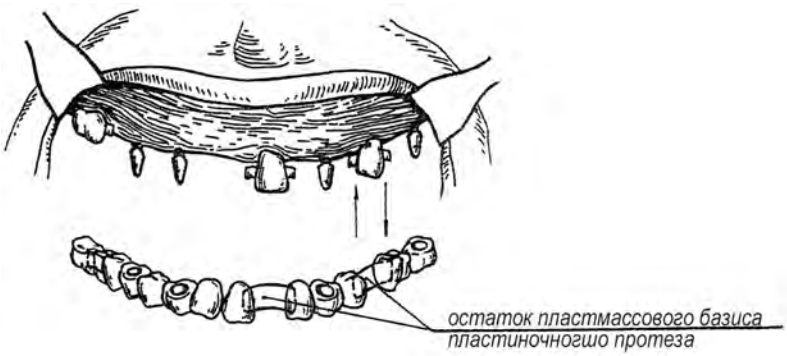


Рис. 13.23. Робоча гіпсова модель верхньої щелепи з частковим дефектом зубного ряду, обмеженого 3| зубом, відпрепарованим під штучну коронку, загіпсована в оклюдатор

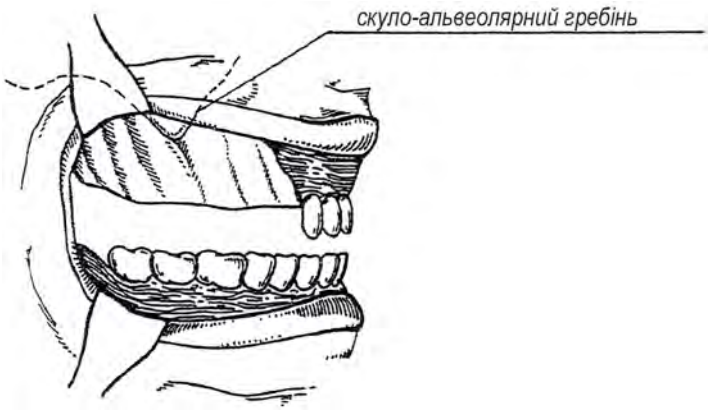


Рис. 13.24. Вигляд підготовленого сприйнятливого кісткового ложа після відшарування слизово-окісткового клаптя (клапоть відведено вгору і латерально вбік)

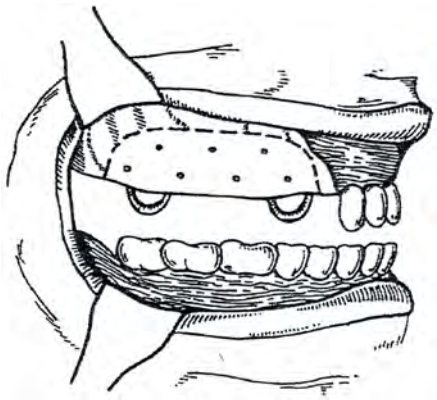


Рис. 13.25. Момент зняття часткового відбитка з кісткового ложа індивідуальною ложкою, розміщеною між кістковою тканиною і слизово-окістковим клаптем

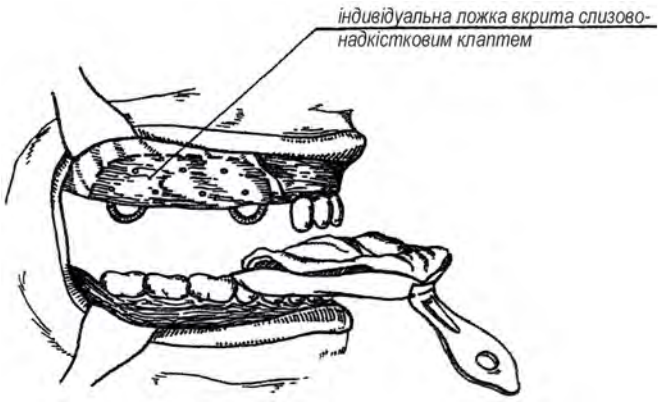


Рис. 13.26. Момент зняття повного відбитка з усього зубного ряду, включно з частковою індивідуальною відбитковою ложкою

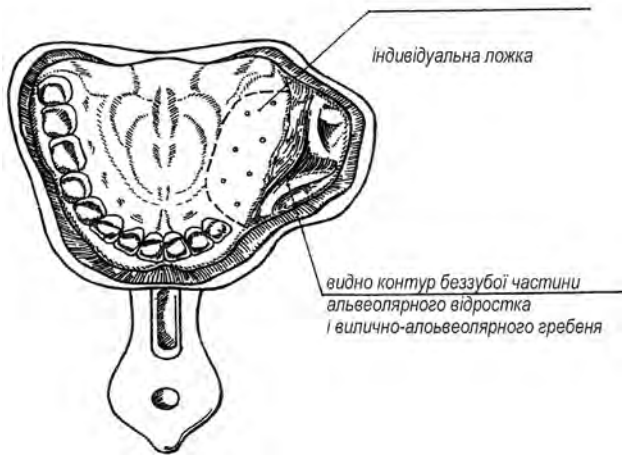


Рис. 13.27. Зображення повного відбитка з верхньої щелепи,
що включає відбиток сприймаючого кісткового ложа

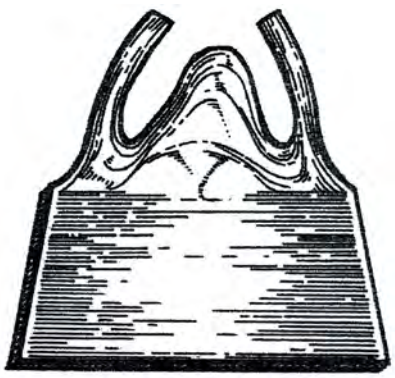


Рис.13.28. Фрагмент отриманої гіпсової моделі, що відображає відтворене кісткове ложе, яке цікавить,
і слизово-окісткові клапті

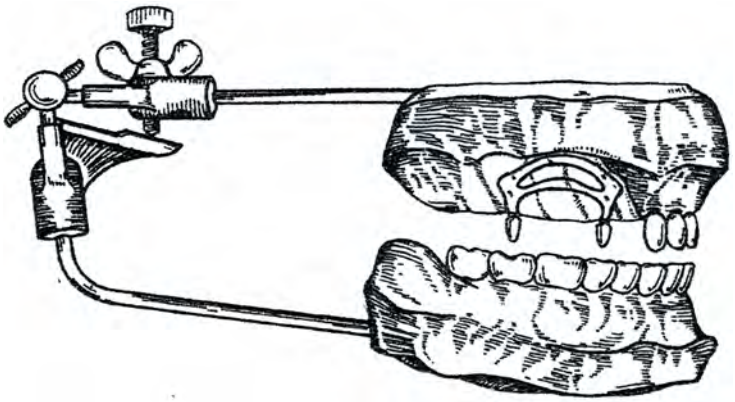


Рис.13.29. Робоча гіпсова модель верхньої щелепи, загіпсована в оклюдатор зі встановленим підокісним імплантатом з опорами в ділянці 7 5 | і зубів

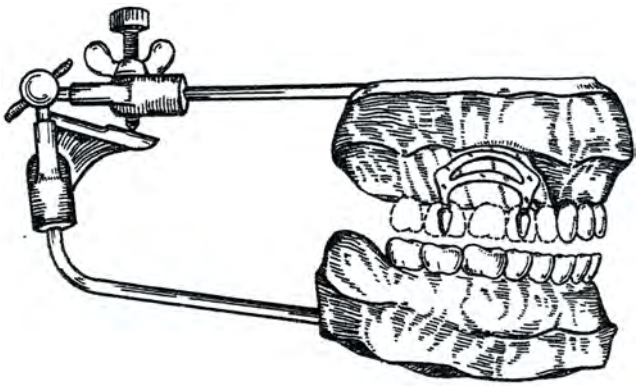


Рис. 13.30. Виготовлений і припасований тимчасовий мостоподібний протез на 3 | зуб і опори імплантату в ділянці 7 5 | зубів

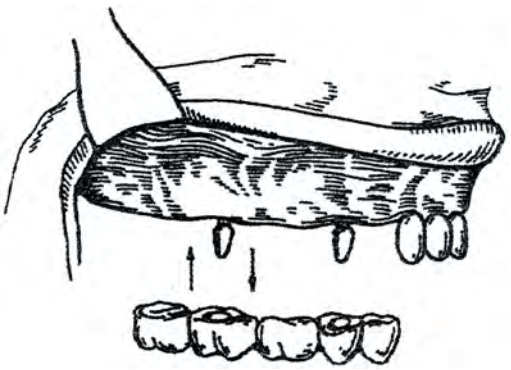


Рис. 13.31. Момент фіксації на опори імплантату й опорний зуб виготовленого раніше незнімного мостоподібного протеза

13.2. Протезування на субперіостальних імплантатах (О. М. Сенников)

Вивченням діагностичних моделей до і після першого етапу операції визначали особливості анатомічної будови альвеолярних відростків щелеп. Клініко-математичними дослідженнями здійснювали аналіз стану сприйнятливого кісткового ложа, відповідно до яких виготовляли субперіостальні конструкції.

Другий хірургічний етап імплантації проводили відповідно до даних раніше проведеного обстеження. Під час клінічного обстеження м'яких тканин звертали увагу на колір і стан слизової оболонки в місці майбутньої імплантації, відсутність запального процесу, загальну реакцію пацієнта на першому етапі операції. Надалі планомірне обстеження пацієнтів проводили в терміни 1, 3, 7, 9 днів 1, 3, 6, 12, 18 місяців.

Для прикладу наведемо виписку з історії хвороби.

Хвора Г., 1978 року народження, перебувала в клініці з діагнозом: «стан після резекції нижньої щелепи і кісткової пластики». Анамнез захворювання: у віці 8 років проведено операцію резекції нижньої щелепи з приводу «адамантиноми в ділянці тіла і кута нижньої щелепи». Через 2 роки проведена операція кісткової пластики нижньої щелепи з метою відновлення безперервності щелепи. Післяопераційний перебіг — гладкий (рис. 13.32).

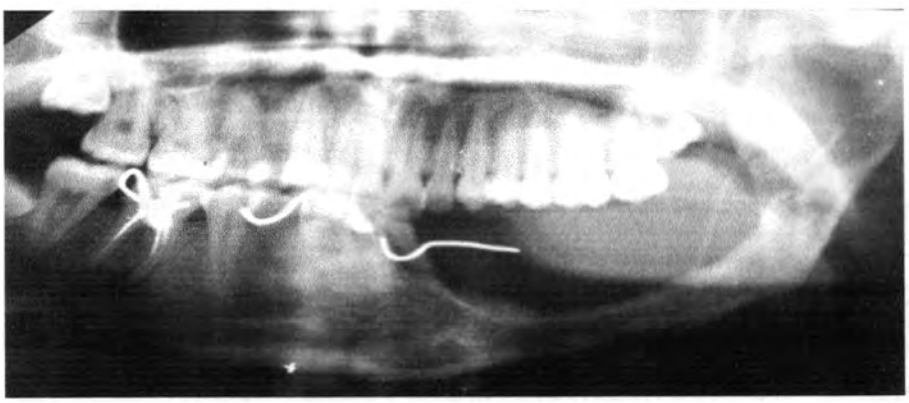


Рис. 13.32. Часткова вторинна адентія у хворої Г. після часткової резекції нижньої щелепи і подальшої кісткової пластики

Після операції хворій було виготовлено частковий пластинковий протез, який заповнив дефект зубного ряду від 2|, яким хвора користувалася протягом 6 років і який обтяжував хвору. 20.06.94 хворій проведено операцію субперіостальної імплантації з безпосереднім протезуванням тимчасовим пластмасовим мостоподібним протезом (рис. 13.33).

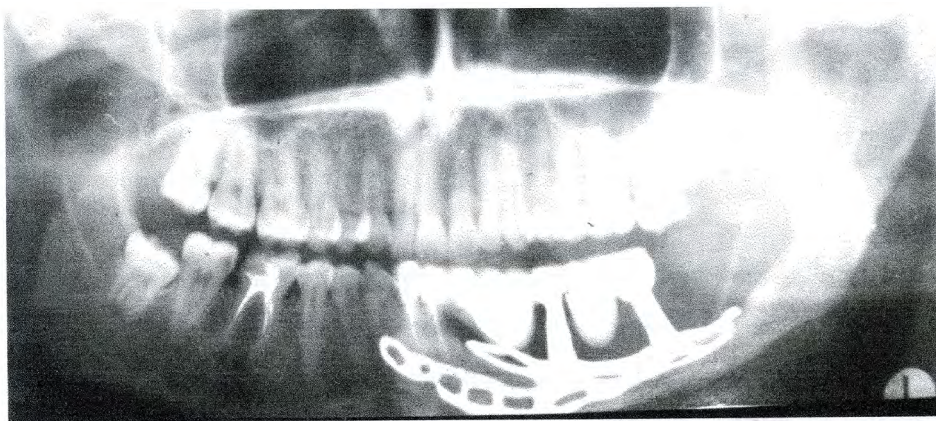


Рис. 13.33. Вид субперіостального імплантату, виготовленого хворою Г.

Відмінною особливістю конструкції імплантата була наявність двох опор, розташованих на перекидних стрічках, які мають довжину L_1 = 1,6 см і — L_2 = 1,2 см, і відповідно ширину стрічки b_1 = 4 мм і b_2 = 3 мм.

Через 3 місяці тимчасовий пластмасовий мостоподібний протез було замінено на металопластмасовий. Через півроку, під час контрольного огляду після операції, у ретромолярному просторі рентгенологічно виявили ділянку розрядження кісткової тканини, що розташована під дистальним краєм СІ.

Об'єктивно: у порожнині рота ознак запалення не спостерігалося. Пальпація ретромолярного простору і навколишніх м'яких тканин безболісна. Скарг пацієнтка не пред'являла. Було прийнято рішення взяти хвору на диспансерне спостереження з обов'язковим відвідуванням лікаря 1 раз на місяць. Протягом 3 місяців жодних суб'єктивних відчуттів пацієнтка не відзначала. На рентгенограмі, зробленій через 3 місяці, вогнище розрядження кісткової тканини зменшилося, а ще через 6 місяців повністю зникло.

Через рік на рентгенограмі жодних змін кісткової тканини не виявлено. У 1996 році з'явилися неприємні відчуття в ділянці нижньої щелепи зліва. Хвора відразу ж звернулася по допомогу. Запальних явищ у ділянці імплантату не виявлено. Причина звернення була пов'язана з ретенованим фолікулом розташованого в гілці нижньої щелепи |8 зуба, після видалення якого стан хворої одразу ж поліпшився. Наведені дані з виписки історії хвороби свідчать про те, що рентгенологічний контроль за субперіостальної імплантації не втрачає свого діагностичного значення, а успішне застосування СІ в такій складній клінічній ситуації дає змогу дійти висновку, що цей вид імплантатів може мати досить широкий спектр показань до їх застосування.

Про можливості використання СІ за складних клінічних ситуацій свідчать виписки з таких історій хвороб: Хвора Л. 1957 року народження, історія хвороби № 612, звернулася зі скаргами на значну відсутність зубів на верхній і нижній щелепах і відмову від користування знімними протезами. Об'єктивно: на верх-

ній щелепі збережено лише 6| зуб і корінь | 3, на нижній щелепі збережено 4321 | 123 зуби. Пальпаторно в ділянці відсутніх 4 3 2 | зубів визначається «бовтається гребінь» альвеолярного відростка, що «бовтається» (рис. 13.34).

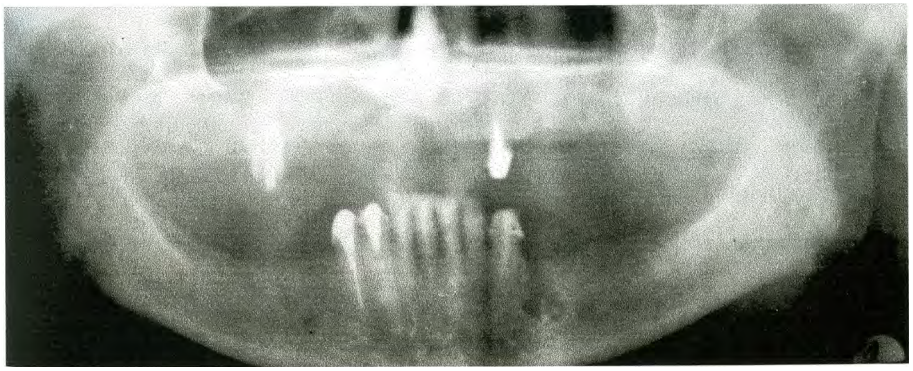


Рис. 13.34. Значна відсутність зубів на верхній і нижній щелепах у хворої Л. перед операцією імплантації

Хвора наполягала на операції імплантації з подальшим протезуванням незнімними протезами. Після консультації з лікарем стоматологом терапевтом ухвалено рішення про видалення 6 | 3 зубів. Через 6 місяців 22.06.94 була проведена операція імплантації, під час якої на кістковому ложі в проєкції «бовтаючогося гребеня» виявлено дефект кісткової тканини протяжністю близько 3,5 см і глибиною до 1,5 см, напівовальної форми з вершиною дефекту в ділянці відсутнього ікла. Аналогічний дефект виявлено в ділянці лівого бугра верхньої щелепи. На верхню і нижню щелепи було виготовлено СІ, причому на верхню щелепу — складної конфігурації, зумовленої виявленими дефектами кісткової тканини (рис. 12.35).

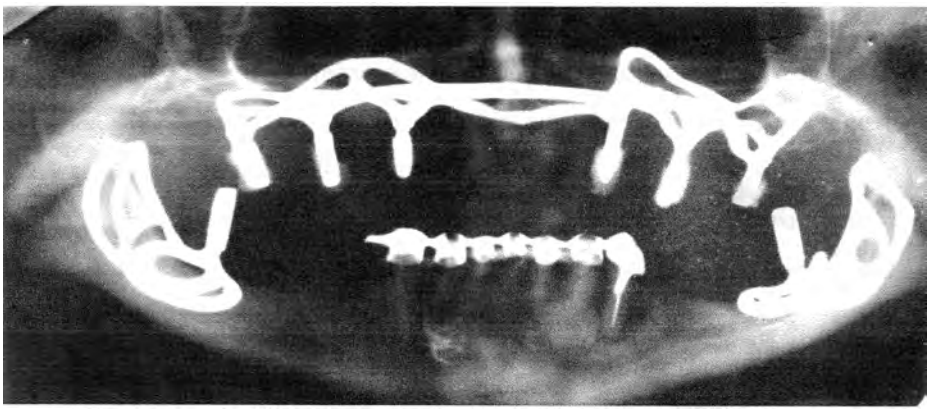


Рис. 12.35. Состояние после субпериостальной имплантации у больной Л.

Відмінною ознакою верхньощелепного імплантату було розташування в ділянці відсутнього ікла, опорного штифта довжиною 2,5 см, а в ділянці дефекту горбів — 1,5 см. А також використання перекидних стрічок завдовжки *L* = 4 см,

і шириною *L* = 2,5 мм. А на нижніх імплантатах довжина *L* перекидних стрічок становила 2,8 см і 2 см, а ширина *L* = 2,6 мм і 3 мм. Післяопераційний перебіг гладкий, рана зажила первинним натягом. На СІ були фіксовані тимчасові мостоподібні протези, виготовлені з повного і часткового пластинкового протеза, які раніше хвора відмовлялася носити. Виписана з клініки в задовільному стані.

Наступним складним клінічним випадком, на наш погляд, є виписка з історії хвороби № 112. Хвора Г., 39 років, звернулася в клініку зі скаргами на повну відсутність зубів на верхній щелепі та значну відсутність зубів на нижній, відмову від користування виготовленими раніше знімними протезами. Об'єктивно: тотальний дефект зубного ряду на верхній щелепі, субтотальний дефект зубного ряду 3 2 1 | 1 2 3 на нижній щелепі. Атрофія альвеолярного відростка на верхній щелепі за Шредером 3 ступеня. Особливістю імплантації в даному випадку було виготовлення ажурного верхньощелепного СІ з 6 опорами, що мав розширені межі, охоплював вилице-альвеолярні гребені та основу бугрів верхньої щелепи в ділянці крило-щелепних виїмок, а також перекидні стрічки завдовжки *L* = 3, 2, І см і завширшки *b* = 2 мм. Конструкційною особливістю нижньощелепного СІ була наявність лінгвальної дуги, що об'єднала сідла імплантатів у бічних відділах нижньої щелепи, та мала перекидні стрічки завдовжки *L* = 3 см і завширшки *b* = 3 мм. Після проведення операції імплантації на верхньощелепній СІ був фіксований пластмасовий мостоподібний протез, виготовлений із наявного у хворої повного знімного протеза. На нижню щелепу було виготовлено тимчасові пластмасові мостоподібні протези (рис. 13.36).

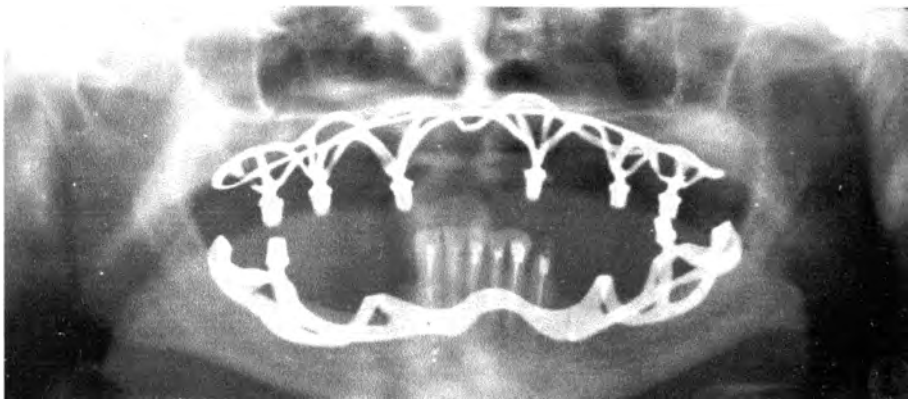


Рис. 13.36. Вид конструкцій субперіостальних імплантатів у хворої Г.

Хвора була виписана в задовільному стані.

На наш погляд, важливим є таке спостереження. Оскільки стан після видалення всіх зубів унаслідок генералізованого пародонтиту на обох щелепах не є протипоказанням для субперіостальної імплантації, нами було взято на операцію хвору Л., 1956 року народження, історія хвороби № 316, з діагнозом: повна вторинна адентія на верхній і нижній щелепах: 3 ступінь за Шредером, 3 ступені за Келлером (рис. 12.37).

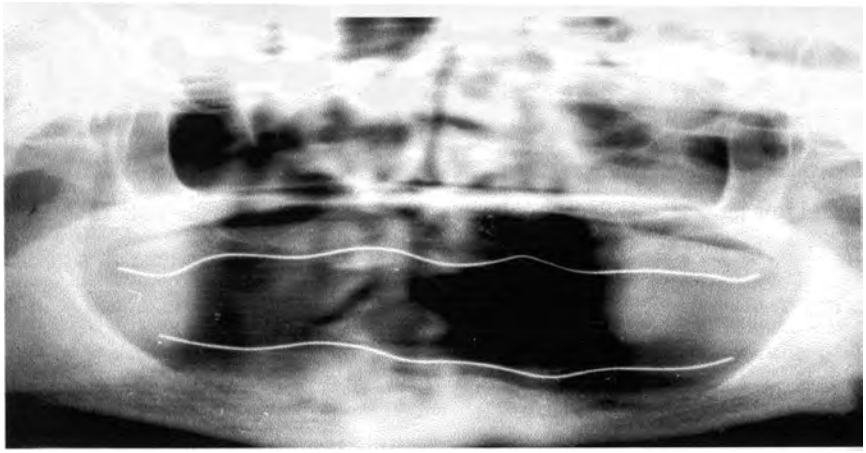


Рис. 13.37. Повна вторинна адентія у хворої Л.

У процесі операції було підтверджено передбачувану лезоподібну будову гребенів альвеолярних відростків щелеп, з різним ступенем їхнього нахилу і відсутністю значної кількості кісткової тканини в ділянці опор майбутнього імплантату. З огляду на це, верхньощелепний субперіостальний імплантат було виготовлено з 4 опорами в ділянці 7,3 | 3,7 зубів із додатковим розширенням дуг у ділянці вилице-альвеолярного гребеня та перекидних стрічок завдовжки L_1,L_2 = 5 см, L_3,L_4 = 4 см і завширшки b_1,b_2 = 4 мм. Особливістю конструкційної будови нижньощелепного субперіостального імплантату була наявність у ньому вестибулярно розміщеної дуги, що об'єднала сідла імплантату та розміщена на підборіддя піднебіння біля основи альвеолярного відростка, а також перекидних стрічок завдовжки L = 3 см та завширшки b = 4 мм. (рис. 13.38).

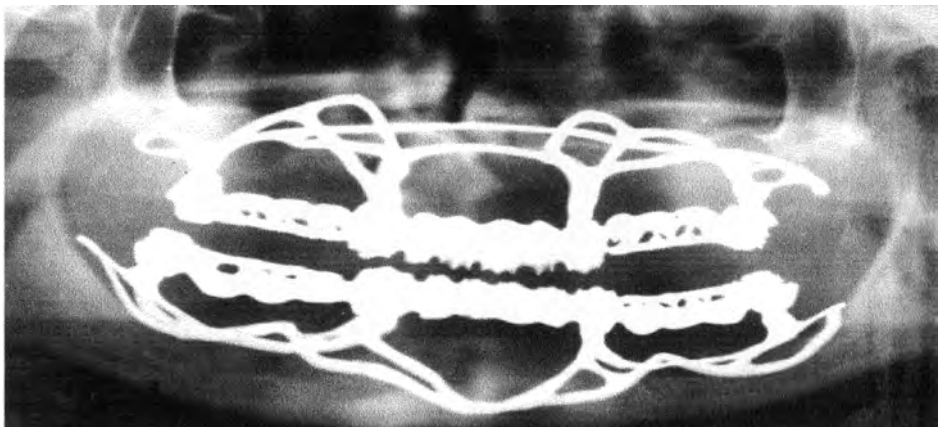


Рис. 13.38. Вид конструкції імплантатів у хворої Л. після операції імплантації та протезування

Операція імплантації була завершена фіксацією тимчасових пластмасових мостоподібних протезів з виготовлених раніше повних знімних протезів.

Будь-яка імплантація є компромісним рішенням у скрутних клінічних випадках. Вік хворих, також як і статева приналежність, на нашу думку, не визначають кінцевий результат субперіостальних імплантатів. На нашу думку, метод субперіостальної імплантації може бути рекомендований у всіх вікових групах без обмеження. Під час вирішення питання про проведення будь-якої форми імплантації, тобто під час визначення показань для її проведення, на першому місці має стояти бажання пацієнта користуватися такого роду конструкцією. Не всі хворі згодні на тривалий підготовчий період перед протезуванням - це може послужити рекомендацією лікарю для відмови від імплантації.

У низці клінічних випадків ми вважали за доцільне рекомендувати використання імплантатів як додаткових опор для мостоподібних конструкцій протезів. Серед місцевих показань до проведення субперіостальної імплантації з подальшим протезуванням слід виділити, на нашу думку, такі:

1) бажання пацієнта користуватися такою конструкцією за наявності одностороннього або двостороннього кінцевого дефекту зубного ряду з вузькими косими, нахиленими більш ніж на 25 градусів альвеолярними відростками;

2) повні дефекти зубних рядів із різним ступенем атрофії та різноспрямованістю фрагментів альвеолярних гребенів;

3) дефекти зубних рядів значної протяжності з різним ступенем атрофії та різноспрямованістю фрагментів альвеолярних гребенів;

4) будь-які зустрічні дефекти зубного ряду великої протяжності з різницею міжальвеолярних відстаней понад 1 см;

5) наявність грубих рубцевих змін слизової оболонки;

6) стан після перенесених кістково-пластичних операцій на щелепах;

7) стан після травматичних ушкоджень щелеп зі значними дефектами кісткової тканини;

8) стан після невдалої внутрішньокісткової імплантації;

9) значна атрофія альвеолярних відростків верхньої щелепи, у разі відмови хворого від субантральної внутрішньокісткової імплантації;

10) значна атрофія альвеолярних відростків нижньої щелепи, за відмови хворого від додаткової операції з перенесення судинно-нервового пучка і проведення внутрішньокісткової імплантації.

Ретельне дотримання показань дасть змогу домогтися позитивного результату, тому ефективність будь-якої імплантації залежить від бездоганного виконання всіх вимог і умов цього виду лікування О. Н. Сенников (2001).

13.3. Протезування на субперіостальних імплантатах (Д. М. Король)

Д. М. Король (2009) передбачає кілька варіантів протезування на субперіостальному імплантаті в разі повної адентії. Перш за все, оцінюють можливість виготовлення тотального субперіостального імплантату.

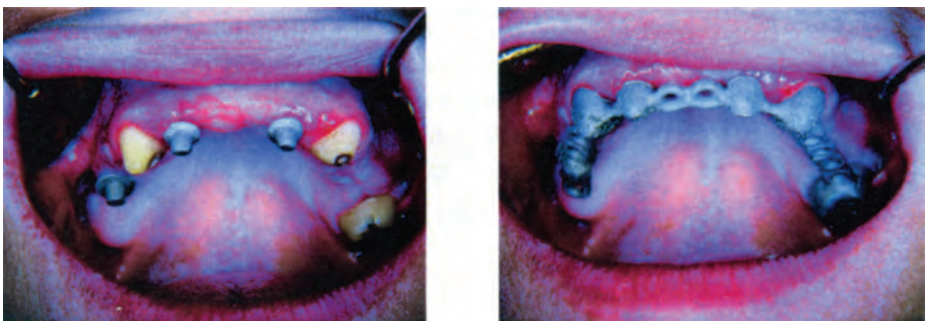
Аналізуючи анатомію кістки і прогнозуючи шлях введення, лікар-імплантолог може зіткнутися з необхідністю планування двох або, що більш раціонально з погляду біомеханіки передавання навантаження, — трьох часткових субперіостальних конструкцій. Великий за площею імплантат, сприятлива анатомія кістки,

добре виражений слизово-окісний клапоть, — все це передумови для виготовлення незнімного протеза в межах усього зубного ряду (рис. 13.39).

Рис. 13.39.Тотальні субперіостальні імплантати, встановлені на верхній і нижній щелепах

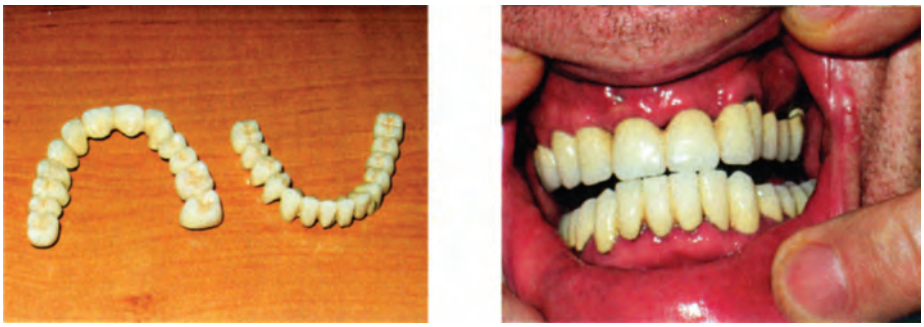
Використання субперіостальних імплантатів як додаткових проміжних або дистальних опор передбачає також можливість виготовлення дугових металокерамічних конструкцій з цементацією, однак такий варіант ризикований з погляду стабільності взаємовідносин протеза і ясен. Рецесія слизової оболонки загрожує в перспективі виникненням явних косметичних недоліків, приховати які вдається за допомогою штучних ясен (ясенна маска). Залежно від матеріалу протеза ясенна маска може бути акриловою або керамічною (рис. 13.40).

Конструкція ж протеза при цьому не зміниться. У нашій практиці в подібних ситуаціях ми найчастіше виготовляємо незнімний мостоподібний метало-акриловий протез, який часто доповнюють ясенною маскою і стандартними гарнітурними зубами. Ця конструкція поєднує в собі точність посадки литого каркаса з легкістю, простотою виготовлення і високою технологічністю акрилового протеза. (рис. 13.41–13.44).



а б

Рис. 13.40. Приклад використання часткового субперіостального імплантату на верхній щелепі для подальшого незнімного протезування: а) конструкція часткового субперіостального імплантату, встановлена «в обхід» 13 зуба, забезпечує дистальну опору в ділянці відсутнього 15 зуба та проміжну опору в ділянках відсутніх 12 і 22 зубів; б) примірювання в порожнині рота каркаса метало-акрилового протеза з опорою на зубах і субперіостальному імплантаті.



а б

Рис. 13.41. Рання рецесія ясен на етапі примірювання дугових метало-керамічних протезів на верхній і нижній щелепах: а) дугові метало-керамічні протези; б) вигляд протезів у порожнині рота

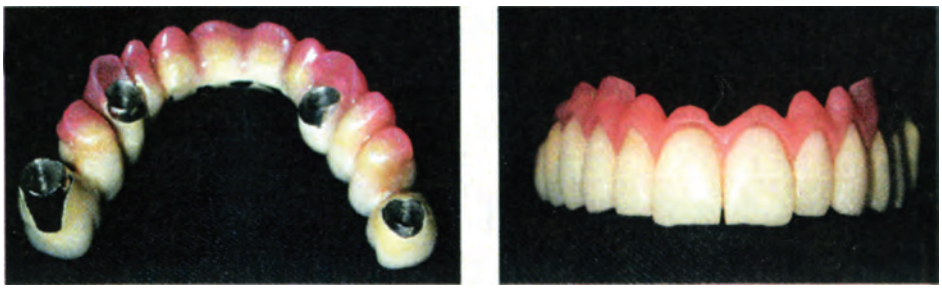
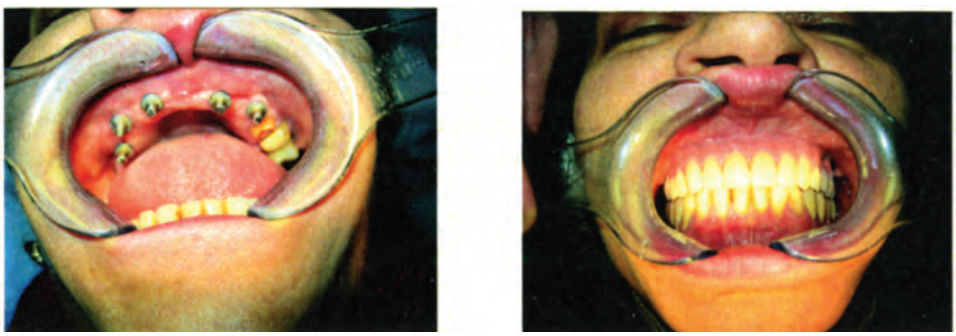


Рис. 13.42. Дуговий мостоподібний протез верхнього зубного ряду з ясенною маскою



а б

Рис. 13.43. Субперіостальний імплантат, а також 25, 26 і 27 зуби як опори для незнімного протеза покривного типу: а — зовнішній вигляд опор; б — протез у порожнині рота

а б

Рис. 13.44. Етапи виготовлення метало-акрилового протеза з комбінованою опорою на тотальному субперіостальному імплантаті та 12, 11, 21 зубах: а — підготовка опор; б — примірювання литого каркаса в порожнині рота

Наявність поодиноко збережених зубів є умовою для періостальної конструкції, що обходить ці зуби.

Як і в разі протезування на внутрішньокісткових імплантатах, фіксація протезів на субперіостальній опорі допускає незнімний, умовно-знімний і знімний варіанти.

Після зняття точного двошарового відбитка лікар за допомогою воскових шаблонів визначає центральну оклюзію (рис. 13.45; 13.46).

Наступним клінічним етапом є примірка литого каркаса протеза. На цьому етапі звертають увагу на точність і свободу посадки каркаса на всі опори. Оцінюють необхідну відстань до слизової оболонки, достатність ретенційних пунктів і перспективу розташування штучних ясен і гарнітурних зубів. (рис. 13.46).

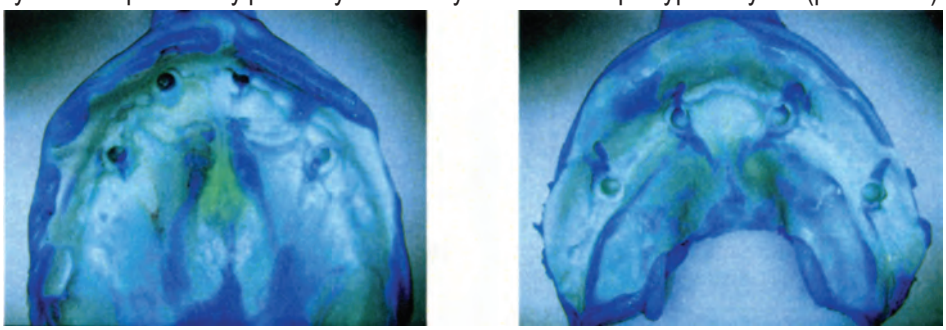


Рис. 13.45. Зняття відбитків із субперіостальних імплантатів «сендвіч»-технікою

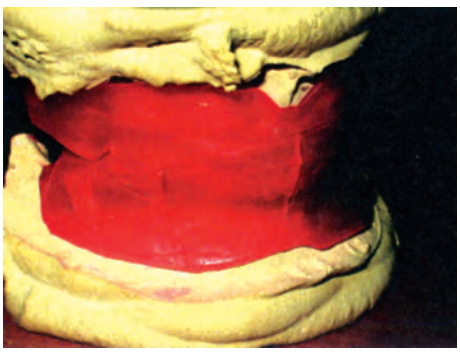
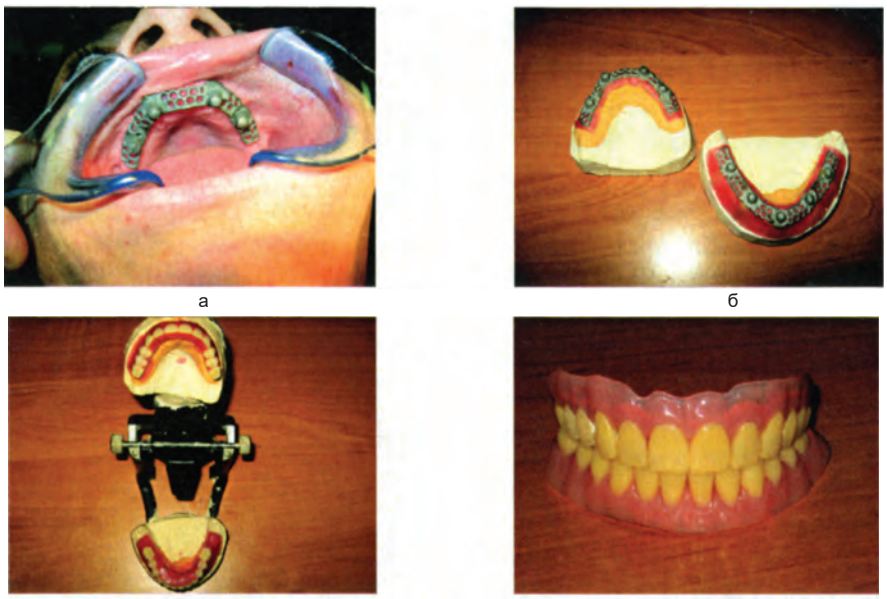


Рис. 13.46. Воскові шаблони в ситуації центральної оклюзії

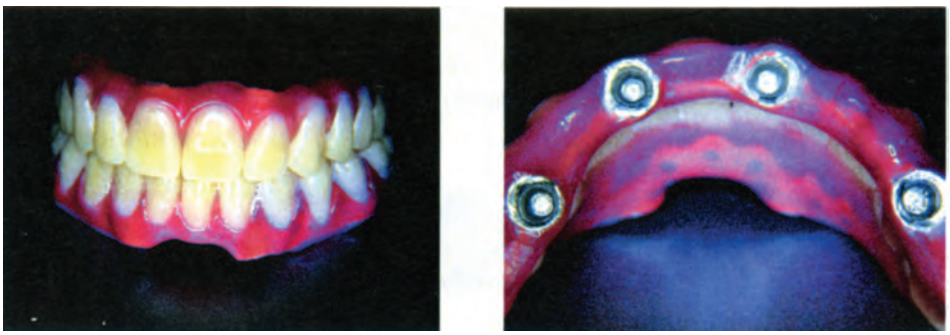


а б

в г

Рис. 13.47. Етапи виготовлення метало-акрилового протеза: а — примірювання каркасів у порожнині рота; б — каркаси на робочих моделях; в — моделювання протезів і постановка гарнітурних зубів на воску; г — остаточне виготовлення протезів для верхньої та нижньої щелеп

Конструкція такого протеза не зазнає будь-яких зовнішніх змін у разі планування знімного варіанту фіксації. Вищий рівень гігієни і принципово інший спосіб передавання механічного навантаження передбачає використання знімних протезів з опорою на тотальних субперіостальних імплантатах у більшості випадків, за умови належної мотивації пацієнтів. (рис. 13.48)



а б

Рис. 13.48. Незнімні метало-акрилові протези покривного типу на верхню і нижню щелепи: а — вигляд протезів із вестибулярного боку; б — вигляд протезів з орального боку

Наявність кінцевих дефектів і необхідність комплексного протезування всього зубного ряду уможливлює виготовлення мостоподібних протезів. Заміщення дистально необмежених дефектів робить завдання додаткової стабілізації імплантату особливо актуальним, тому, можливість об'єднання з сусідніми зубами слід вважати бажаною (рис. 13.49).

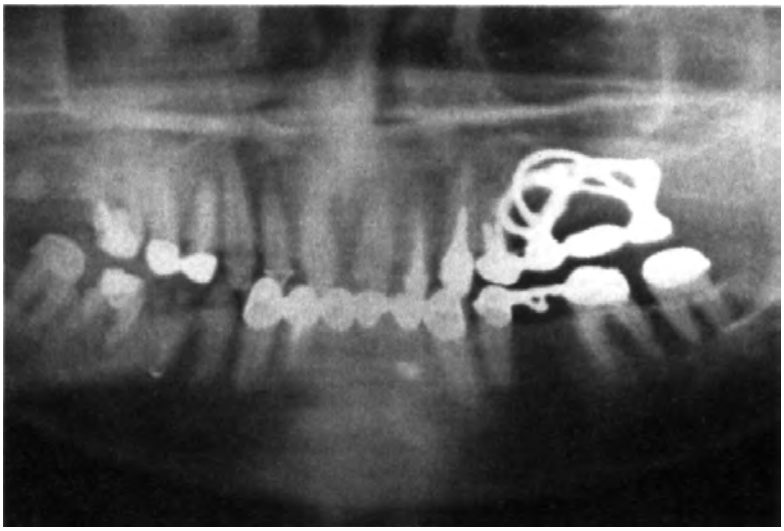


Рис. 13.49. Мостоподібний протез з опорою на 24 зуб і частковий субперіостальний імплантат із двома опорними головками

У такій ситуації дуговий протез або кілька мостоподібних конструкцій повністю стабілізують часткові субперіостальні імплантати, розташовані в критичних з точки зору анатомічних ризиків ділянках (рис. 13.50).

Рис. 13.50. Ортопедична реабілітація на верхній щелепі з використанням часткових субперіостальних імплантатів у дистальних ділянках

Практика показує, що показання до встановлення часткових субперіостальних імплантатів не вичерпуються кінцевими дефектами (рис. 13.51).

Рис 13.51. Субперіостальна імплантація в разі включених дефектів у фронтальній ділянці:
а — установлення субперіостального імплантата; б — підготовка опор для подальшого протезування;
в — заміщення дефекту мостоподібним метало-керамічним протезом

13.4. Протезування на субперіостальних імплантатах

Виражена атрофія альвеолярного відростка за кінцевих дефектів зубного ряду, беззубих щелеп, а також наявність вузького та високого або навпаки вузького та низького альвеолярного гребеня є тими складними клінічними ситуаціями, коли пацієнту показане або відновлення структури кісткової тканини через проведення оперативних втручань (синус-ліфтинг, субантральна аугментація тощо) та надалі установлення ендоосальних імплантатів, або виготовлення знімних протезів із кламерною чи замковою системою кріплення. Альтернативним методом лікування цієї категорії пацієнтів є протезування на субперіостальних імплантатах.

Для досягнення віддалених позитивних результатів необхідне якісне виготовлення протеза на всіх етапах роботи. Основними вимогами, що висуваються до виготовлення протеза на субперіостальних імплантатах, є дотримання таких основних положень. Будь-яка конструкція протеза повинна передавати навантаження на імплантат по його вертикальній осі. Жувальну поверхню протезної конструкції необхідно моделювати за площею премолярів, водночас враховувати типи жування: розмелюють - з великою свободою переміщення нижньої щелепи у вертикальному й горизонтальному напрямках, що мають місце за прямого й

ортогнатичного прикусів; розчавлюють - з обмеженою свободою переміщення нижньої щелепи, під час якого переважають вертикальні рухи. Цей тип жування спостерігається за прогенічного, глибокого прикусів і глибокого різцевого перекриття. Це необхідно враховувати, щоб не блокувати рухи нижньої щелепи під час артикуляційних рухів. Слід відновлювати одночасно обидва зубні ряди, інакше буде тільки одностороннє навантаження під час жування.

Лікування із застосуванням імплантатів може займати тривалий період часу. Активне соціальне життя пацієнтів призводить до того, що люди, які йдуть на лікування, однією з умов вважають неприпустимість наявності в порожнині рота дефектів зубного ряду навіть на короткий час. Для того, щоб протягом усього тривалого лікувального процесу пацієнт «не виходив зі звичного способу життя», залишався соціально активним, зберігав свій зовнішній вигляд, широко почали використовувати тимчасові ортопедичні конструкції.

Незважаючи на сучасні можливості презентації майбутнього лікування і дизайну зубних протезів, виготовлення воскових моделей, комп'ютерне моделювання, обговорення з пацієнтом безлічі нюансів можливе тільки після фіксації тимчасових протезів безпосередньо в порожнині рота. Пацієнт може побачити, який гармонійний вигляд має реставрація під час посмішки, як співвідноситься із зубами, і, взагалі, чи влаштовують пацієнта запропоновані йому зуби. Навіть якщо відразу пацієнту все сподобалося, не можна виключати того, що через деякий час він змінить свою думку. Його можуть не влаштувати зовнішній вигляд, незручність під час прийому їжі, зміна фонетики тощо. Тимчасові реставрації - ідеальний варіант для досягнення прийнятного результату, тому що зміна кольору і форми на тимчасових реставраціях не є складною і дорогою процедурою. Після спільного затвердження остаточної форми залишається отримати відбиток з тимчасових протезів і передати зубному техніку, завдання якого повторити затверджену форму в постійній конструкції. Попередньо показавши пацієнтові в порожнині рота передбачувану реставрацію, можна знизити ймовірність неприємних сюрпризів у відповідальний день накладення і фіксації ортопедичної конструкції.

Сучасні вимоги до лікування пацієнтів із застосуванням методів дентальної імплантації диктують використання тимчасових протезів практично на всіх етапах, починаючи з моменту видалення зубів, періоду остеоінтеграції і аж до виготовлення постійних протезів. Конструкції тимчасових протезів під час імплантації можуть бути як знімними, так і незнімними. У ситуаціях, коли сусідні зуби інтактні або відсутня можливість виготовлення мостоподібного протеза (кінцевий дефект, велика протяжність дефекту), широко застосовуються тимчасові знімні зубні протези. Знімні протези легко коригуються, забезпечують зручний гігієнічний догляд. Але ставлення пацієнтів до цієї конструкції найчастіше негативне. Під час протезування на СІ ми широко застосовуємо тимчасові незнімні конструкції на період приживлення СІ. Тимчасовий протез на СІ дає змогу проаналізувати форму, колір, функціональність, зручність проведення гігієнічних заходів

на етапі, що передує початку виготовлення остаточної реставрації. Тимчасові протези відновлюють естетичну і жувальну функції зубного ряду, а також запобігають травматизації субперіостального імплантату.

13.4.1. Результати протезування пацієнтів із частковими дефектами зубних рядів

У клініці нами було проведено лікування 125 пацієнтів з включеними і кінцевими дефектами зубних рядів верхньої і нижньої щелепи, а також з повною адентією. У них були такі показання для встановлення субперіостального імплантата: недостатній об'єм кісткової тканини в ділянці передбачуваного оперативного втручання; небажання користуватися знімними протезами; відмова від синус-ліфтингу; відмова від передімплантологічних операцій, спрямованих на відновлення структури кісткової тканини.

Перед проведенням операції субперіостальної імплантації проводили ретельне спільне планування лікування хірургом і ортопедом, консультації в терапевта, імунолога, анестезіолога, а також, якщо потрібно, у лікарів інших спеціальностей.

Усім пацієнтам проводили лабораторне дослідження: клінічний аналіз крові та сечі; біохімічний аналіз крові; показники системи згортання крові; імунологічне обстеження; бактеріологічний посів із зіву та носа на мікрофлору та чутливість до антибіотиків.

Для вивчення впливу на організм стоматологічних матеріалів під час протезування на субперіостальних імплантатах застосовували методику біорезонансної діагностики.

Клінічне обстеження стоматологічного статусу проводили у всіх груп хворих за такими загальноприйнятими способами:

– стан слизової оболонки порожнини рота (колір, рухливість, прикріплення тяжів і вуздечок). Звертали увагу насамперед на колір слизової оболонки щелеп, а також проводили пробу Шиллера – Писарєва;
– товщина слизово-надкісткового клаптя;
– стан наявних зубів (кількість, стан тканин пародонту, рухливість, глибина ясенної кишені, ступінь і вид пошкодження каріозним процесом, якість пломб, якість наявних протезів);
– обсяг дефектів зубних рядів;
– тип прикусу та тип жування;
– відстань між вершиною альвеолярного відростка в ділянці дефекту і зубами-антагоністами;
– товщина, ширина, висота і рельєф альвеолярного відростка;
– рівень гігієнічного догляду за порожниною рота пацієнтом. Ми проводили визначення індексу гігієни порожнини рота за Федоровим – Володкіною, а також у модифікації Г. Н. Пахомовой.

Для вивчення стану кісткової тканини в зоні адентії проводили комп'ютерну томографію щелепних кісток. Виготовляли діагностичні гіпсові моделі, фіксували центральне співвідношення щелеп.

За необхідності перед проведенням оперативного втручання проводили препарування опорних зубів.

Операцію субперіостальної імплантації проводили в один етап. Для фіксації субперіостального імплантату в різних клінічних ситуаціях використовували такі варіанти: рельєф кістки, утоплення опорних стрічок, мікровінт, елементи ендооссальної імплантації. Залежно від обраної конструкції субперіостального імплантату здійснювалася підготовка імплантаційного ложа.

Під місцевою анестезією на беззубій ділянці альвеолярного відростка викроювали і відшаровували слизово-окіскові клапті. Твердосплавним кулястим бором по периметру хірургічного шаблону в кортикальному шарі кістки формували поглиблення для стабілізувальних стрічок. (рис. 13.52).

Рис. 13.52. Формування твердосплавним кулястим бором у кортикальному шарі кістки заглиблення для стабілізаційних стрічок

На підготовлене ложе встановлювали субперіостальний імплантат, у ділянці розташування «стільників» проводили кортикотомію кулястим бором на глибину 1 мм, фіксували СІ мікровінтами, «стільники» заповнювали остеотропним матеріалом, операція закінчувалася ушиванням рани (рис. 13.53).

Рис. 13.53. СИ встановлений на підготовлене кісткове ложе

Через тиждень шви знімали. Тимчасові мостоподібні протези виготовляли заздалегідь за СІ, встановленим на СЛГ моделі, і після зняття швів фіксували на підготовлені опорні зуби та голівки субперіостального імплантату. Після остеоінтеграції субперіостального імплантату через 3-4 міс. було виготовлено і встановлено постійну протезну конструкцію.

У разі застосування розбірних субперіостальних імплантатів додатково в ділянці потовщення, пов'язаного з кріпленням розбірної частини (голівки) імплантату, формували поглиблення фісурним бором завглибшки до 3 мм з метою занурення голівки в кісткову тканину.

Після імплантації контрольні рентгенограми робили через 3, 6 і 12 місяців, а надалі - один раз на рік. При цьому визначали глибину резорбції кісткової тканини в ділянці імплантата. Рентгенологічний контроль дав змогу отримати картину зміни кісткової тканини, що оточує імплантат. Клінічне обстеження стану імплантатів включало:

– визначення рухливості імплантату;
– ступінь оголення кореневої частини;
– результати перкусії;
– наявність відкладень (нальоту на поверхні імплантату);
– стан слизової оболонки, прилеглої до шийки імплантату.

Ортопедичне лікування з використанням постійних конструкцій проводили через 3-4 міс. після операції імплантації незнімними суцільнолитими металокерамічними конструкціями.

Термін спостереження за пацієнтами становив від 2 до 15 років.

Виписки з історій хвороби пацієнтів, яким відновлювали зубні ряди протезами з опорою на СІ.

Клінічний випадок 1. Пацієнтка Б., 20 років, історія хвороби № 524, звернулася в клініку зі скаргами на відсутність 1.2, 1.1, 2.1 і 2.2 зубів на верхній щелепі, естетичний дефект, порушення функції жування і мовлення.

Анамнез захворювання: зуби втрачено внаслідок травми два роки тому. Бажає відновити втрачені зуби за допомогою незнімного протезування. Відмовлялася від проведення запропонованих раніше передімплантологічних втручань, спрямованих на підготовку кістки для встановлення внутрішньокісткових імплантатів, а також не користувалася виготовленим знімним протезом.

При зовнішньому огляді вираженість носогубної складки, обличчя симетричне. Під час огляду порожнини рота: слизова оболонка в ділянці передбачуваного оперативного втручання блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Товщина слизово-надкісничного клаптя 4 мм. Відстань між вершиною альвеолярного відростка і зубами антагоністами в ділянці дефекту 10 мм. Гігієнічний індекс за Федоровим Володкіною — 1,1. Прикус ортогнатичний. За даними комп'ютерної томографії верхньої щелепи висота кістки в ділянці беззубої ділянки становила 4,5 мм. СНЩС з обох боків у межах вікової норми.

Діагноз: Вторинна часткова адентія. Дефект зубного ряду верхньої щелепи 4 класу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 12 % за Агаповим.

Лікування. Із запропонованих планів лікування, після узгодження термінів лікування, об'єму хірургічного втручання і можливих ускладнень, пацієнтка обрала лікування методом субперіостальної імплантації.

Пацієнтці було проведено стандартну підготовку до проведення субперіостальної імплантації, яка включала в себе професійну гігієну порожнини рота, санацію порожнини рота (терапевтичну), лабораторні дослідження (загальний аналіз крові, аналіз крові на згортання та ін.).

Крім цього, було проведено такі додаткові дослідження: оцінка загального стану органів і систем за допомогою методу БРД і тестування організму на стоматологічні матеріали, комп'ютерна томографія верхньої щелепи.

БРД дала інформацію про загальносоматичний стан пацієнтки. За даними якої було рекомендовано лікування у наступних фахівців: отоларинголога, імунолога. Після проведеного лікування було проведено повторну діагностику. Дані до і після корегувального лікування, проведеного вузькими фахівцями, представлені на рис 13.55, 13.56.

Під час проведення тестування матеріалів імплантату та ортопедичної конструкції значення показників на всіх точках алергії (БАТ 18, 19, 20, 21, 22, 23) не перевищували коридору норми і перебували в діапазоні від 70 до 80 усл. од., що свідчить про відсутність алергічної реакції на застосовувані матеріали.

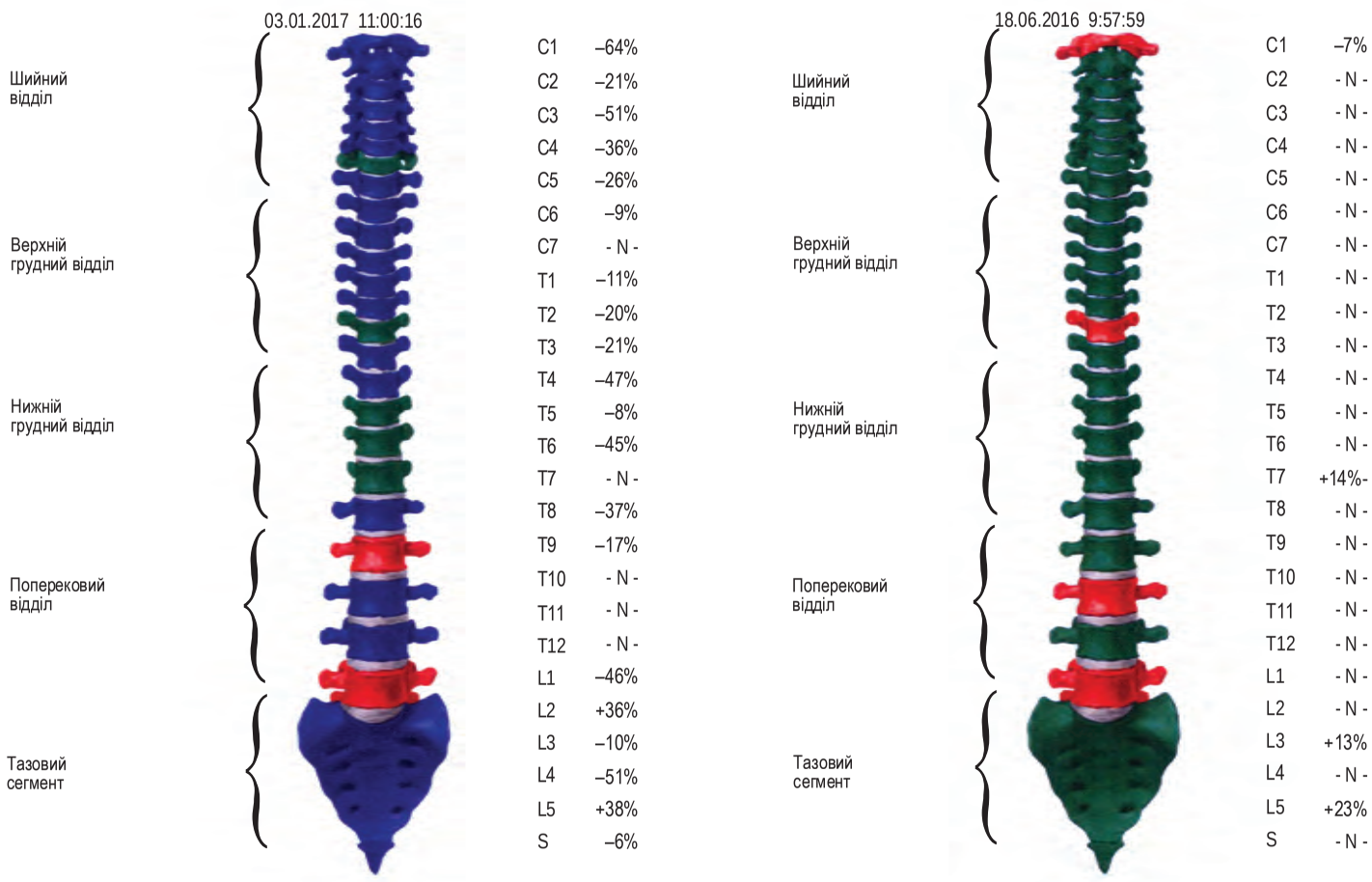


Рис. 13.55. Скріншот значень показників за хребетними сегментами пацієнтки Б., історія хвороби № 524 до і після проведення лікування

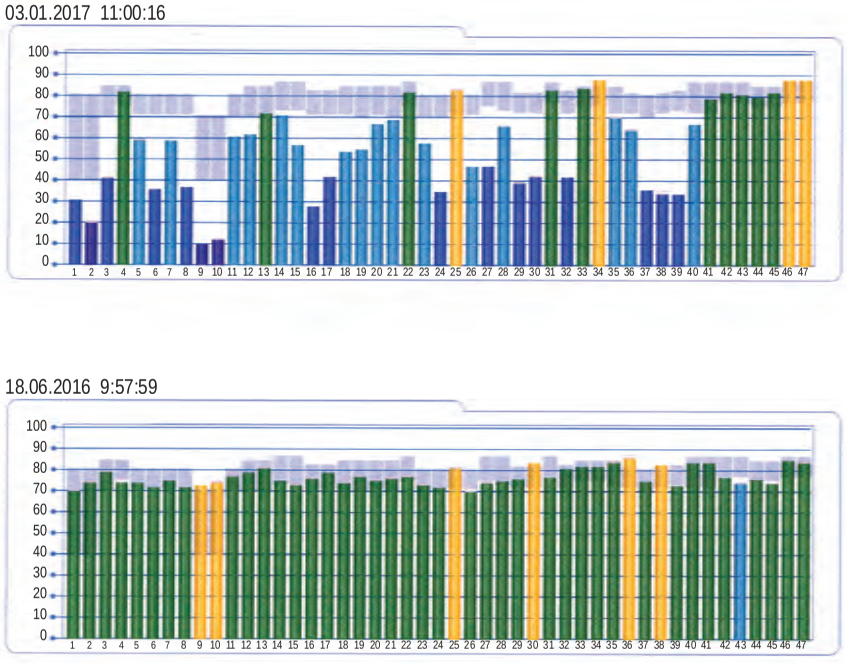


Рис. 13.56. Скріншот значень показників загального стану пацієнтки Б., історія хвороби № 524 до і після проведеного лікування

Після проведення комп'ютерної томографії отримано стереолітографічну модель верхньої щелепи (рис. 13.57). Виготовлено підокісний імплантат із кобальто-хромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям із двома головками.

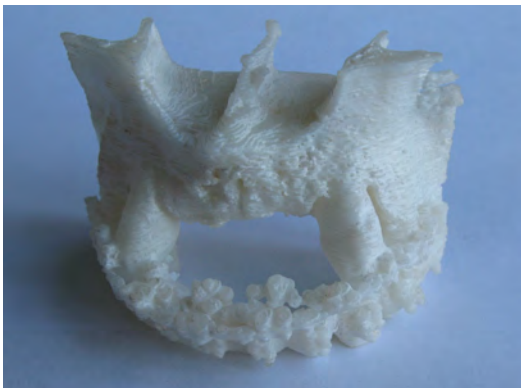


Рис. 13.57. Стереолітографічна модель пацієнтки Б., спостерігається повна атрофія альвеолярного відростка верхньої щелепи в ділянці різців

Встановлення субперіостального імплантату проводили за одноетапним методом. Під місцевою анестезією, на беззубій ділянці альвеолярного відростка викроювали і відшаровували слизово-окіскові клапті. Застосовуючи хірургічний шаблон, у кортикальному шарі кістки формували заглиблення для стабілізаційних стрічок із вестибулярного і піднебінного боків. На підготовлене ложе встановлювали субперіостальний імплантат, який фіксували мікровінтами. Рану ушивали. Післяопераційний перебіг без особливостей. Шви знято на 10-ту добу. Попередньо виготовлений тимчасовий акриловий акриловий мостоподібний протез був зафіксований на голівки СІ після зняття швів.

Для попередження балансування субперіостального імплантату під впливом механічного навантаження до мостовидного протеза з опорою на голівки субперіостального імплантату було додано опорно-утримувальні кламери на зуби 1.3 и 2.3 (рис. 13.58).

Рис. 13.58. Тимчасовий акриловий мостоподібний протез з опорою на голівки субперіостального імплантату та опорно-утримувальними кламерами на зуби 2.3 і 3.3

Клінічне обстеження через місяць виявило відсутність рухливості, неприємних відчуттів у ділянці субперіостального імплантату, негативної больової перкусії. Слизова оболонка, прилегла до шийок імплантату, блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Індекс гігієни за Федоровою Володкіною — 1,2. Біорезонансна діагностика оцінки стану органів і систем, а також опорно-рухового апарату пацієнтки засвідчила, що основні контрольовані параметри перебували в межах вікової норми.

Через три місяці після імплантації було зроблено ортопантомограму (рис. 13.59). На ортопантомограмі розрідження кісткової тканини не виявлено. Показники рухливості субперіостального імплантату залишалися на показниках від –3 до –2 одиниць, що свідчило про добру фіксацію імплантату, основні контрольовані параметри за органами і системами також перебували в межах вікової норми. Було проведено протезування незнімним мостовидним металокерамічним протезом з опорою на головки субперіостального імплантату (рис. 13.59, 13.60).

Рис. 13.59. Ортопантомограма пацієнтки Б., історія хвороби № 524, зі встановленим субперіостальним імплантатом через три місяці

Рис. 13.60. Металокерамічний протез, фіксований на голівках субперіостального імплантату

Клінічний випадок 2. Пацієнт К. 53 роки, історія хвороби № 320, звернувся в клініку зі скаргами на порушення функції жування, відсутність зубів у бічних відділах верхньої щелепи і неможливість користуватися знімним частковим протезом на верхню щелепу через підвищений блювотний рефлекс. Бажає відновити втрачені зуби за допомогою незнімного протеза.

Анамнез захворювання: зуби були втрачені внаслідок ускладненого карієсу.

При зовнішньому огляді: обличчя симетричне, нижня третина обличчя знижена. При огляді порожнини рота слизова оболонка блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Товщина слизово-надкісткового клаптя від 4.0 до 4.5 мм. Відстань між вершиною альвеолярного відростка і зубами антагоністами в ділянці дефектів 12 мм. Дефект зубного ряду верхньої щелепи в ділянці 1.7–1.4 і 2.4–2.7 зубів. Рентгенологічне обстеження виявило двосторонню вертикальну атрофію кісткової тканини на верхній щелепі (рис. 13.61).

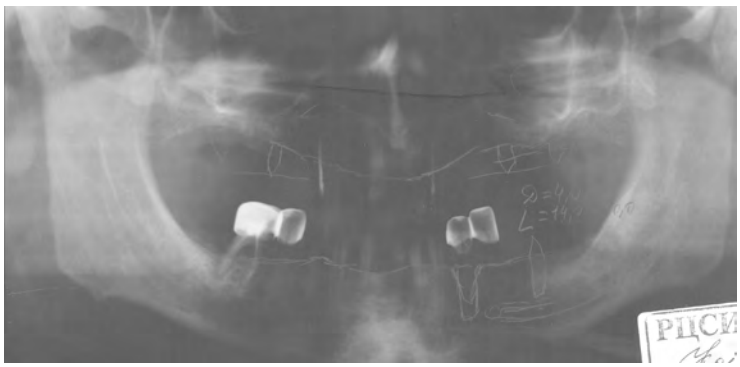


Рис. 13.61. Ортопантомограма пацієнта К. Історія хвороби № 320

Діагноз: Вторинна часткова адентія. Дефект зубного ряду верхньої щелепи 1 класу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 76 % за Агаповим.

Лікування. Із запропонованих планів лікування, після узгодження термінів лікування, обсягу хірургічного втручання і можливих ускладнень, пацієнт вибрав лікування методом субперіостальної імплантації.

Пацієнту було проведено стандартну підготовку до проведення субперіостальної імплантації, яка включала санацію порожнини рота, лабораторні дослідження (загальний аналіз крові, аналіз крові на згортання та ін.). Також було проведено такі додаткові дослідження: БРД і тестування організму на стоматологічні матеріали, комп'ютерна томографія верхньої щелепи.

Було проведено тестування загального стану організму по органах і системах, а також тестування на імплантат із кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям і ортопедичну конструкцію. За даними БРД було рекомендовано лікування у наступних фахівців: невролога, ендокринолога, отоларинголога. Після корегувального лікування було проведено повторну діагностику. Дані до і після проведеної корекції наведено на рис. 13.62, 13.63.

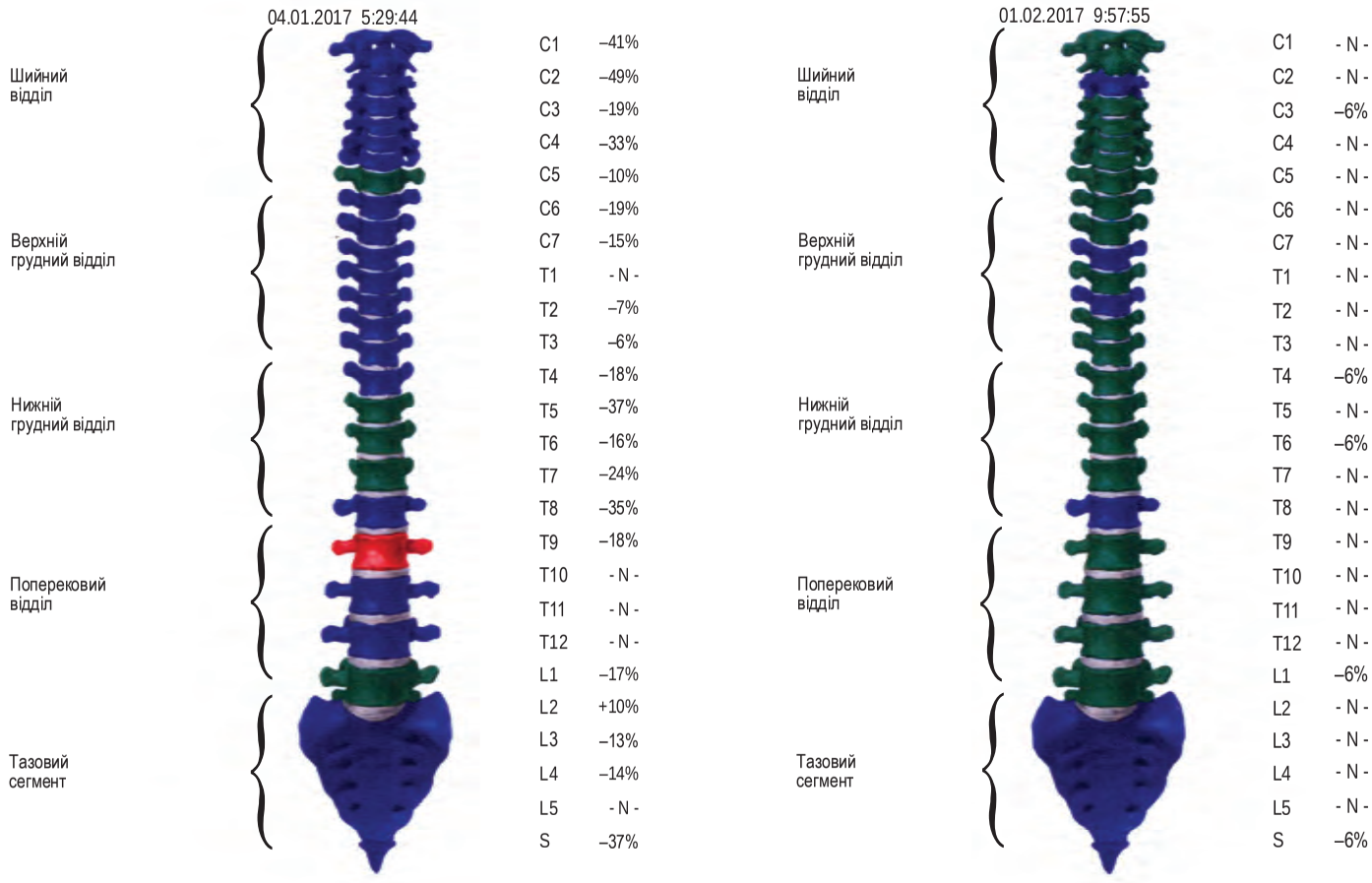
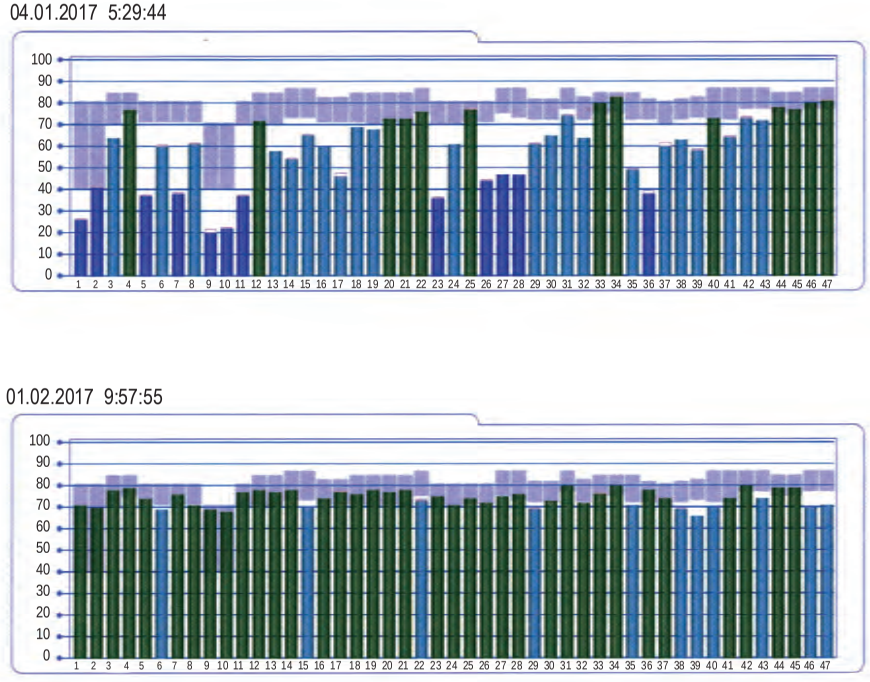


Рис. 13.62. Скріншот значень показників за хребетними сегментами пацієнтки Б., історія хвороби № 524 до і після проведення лікування



1 Мозковий кровообіг П
2 Мозковий кровообіг Л
3 Венозна система, праве серце
4 Артеріальна система, ліве серце
5 Органи зору, слуху П
6 Органи зору, слуху Л
7 Гайморові, фронтольні порожнини П
8 Гайморові, фронтольні порожнини Л
9 Гіпоталамус
10 Гіпофіз
11 Тимус
12 Щитоподібна залоза П
13 Щитоподібна залоза Л
14 Наднирники П
15 Наднирники Л
16 Молочні залози П
17 Молочні залози Л
18 Бронхи П
19 Бронхи Л
20 Легені П
21 Легені Л
22 Гортань, трахея
23 Лімфовузли середостіння
24 Лімфовузли шиї
25 Мигдалини глоткового кільця П
26 Мигдалини глоткового кільця Л
27 Селезінка
28 Печінка
29 Жовчний міхур
30 Шлунок
31 12-ти перстна кишка
32 Горизонт. відділ товстого кишечника
33 Тонкий кишечник
34 Висх. відділ товстого кишківника, апендикс
35 Нижній відділ товстого кишківника, пряма кишка
36 Підшлункова залоза
37 Глотка, стравохід
38 матка
39 Сечовий міхур
40 яєчники П
41 яєчники Л
42 Нирка, Сечовід П
43 Нирка, Сечовід Л
44 Суглоби рук П
45 Суглоби рук Л
46 Суглоби ніг П
47 Суглоби ніг Л

Рис. 13.63. Скріншот значень показників загального стану пацієнта К., історія хвороби № 320 до і після проведеного лікування

Значення показників на всіх точках алергії перебували в діапазоні від 70 до 80 усл. од., що відповідає нормальним значенням і свідчить про відсутність алергічної реакції організму на стоматологічні матеріали.

Після проведення комп'ютерної томографії отримано стереолітографічну модель верхньої щелепи (рис. 13.63).

Рис. 13.64. Стереолітографічна модель пацієнта К. зі встановленими на ній субперіостальними імплантатами

За стереолітографічною моделлю верхньої щелепи було виготовлено два «стільникові» каркаси субперіостального імплантата (рис. 13.65) опорні ортопедичні головки змодельовано паралельно поздовжнім осям 13 і 23 зубам відповідно. Підокіскові імплантати виготовлені з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям із двома головками кожен.

Тимчасові акрилові протези на імплантатах виготовлені до оперативного втручання

Установку субперіостального імплантату проводили за одноетапним методом. По периметру хірургічного шаблону в кортикальному шарі кістки формували поглиблення для стабілізувальних стрічок, у ділянці «сот» проводили кортикотомію. «Стільники» заповнювали остеотропним матеріалом «Колапан». Субперіостальний імплантат фіксували двома мікровінтами зліва і справа. Рани зашивали. Післяопераційний період без особливостей. Шви зняті на 10 добу. Попередньо виготовлені тимчасові акрилові протези фіксовані на 10-ту добу. Фото тимчасового акрилового протеза, встановленого на субперіостальний імплантат, розміщеного на стереолітографічній моделі, представлено на рисунку 13.65.

Рис. 13.65. Тимчасовий акриловий протез, встановлений на голівки «стільникового» субперіостального імплантату на стереолітографічній моделі (вид зліва)

Через 3 місяці клінічне обстеження виявило відсутність неприємних відчуттів у ділянці імплантату, негативної больової перкусії, показники ступеня рухливості імплантату перебували в межах від -4 до -3 од., що свідчило про хорошу фіксацію імплантату. Слизова оболонка, прилегла до шийок імплантату, блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Індекс гігієни за Федоровою Володкіною — 1,4. Основні контрольовані параметри стану органів і систем, а також опорно-рухового апарату перебували в межах вікової норми.

Пацієнт успішно користувався 2 роки тимчасовими мостоподібними протезами з опорою на субперіостальні імплантати і на прийом не з'являвся. Через два роки після імплантації було зроблено контрольну ортопантомограму (рис. 13.66).

Рис. 13.66. Пацієнт К., історія хвороби № 320. Ортопантомограма зі встановленими субперіостальними імплантатами і тимчасовими акриловими мостоподібними конструкціями через 2 роки після оперативного втручання

На ортопантомограмі ознак розрядження кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів не виявлено. Тимчасові акрилові мостоподібні протези збережені. (рис. 13.67).

Рис. 13.67. Пацієнт К., історія хвороби № 320. Тимчасові акрилові мостоподібні протези, встановлені на субперіостальних імплантатах, що функціонують протягом 2-х років

Показники рухливості субперіостального імплантату свідчили про добру фіксацію імплантату і залишалися на значеннях від -4 до -3 одиниць, основні контрольовані параметри за органами і системами також перебували в межах вікової норми.

Було проведено протезування незнімними мостоподібними металокерамічними протезами з опорою на головки субперіостальних імплантатів (рис. 13.68, 13.69).

Рис. 13.68. Лабораторний етап - мостовидні протези з опорою на субперіостальні імплантати та на зуби в ділянці 13-23

Рис. 13.69. Порожнина рота пацієнта К. після постійного протезування

Клінічний випадок 3. Чоловік Т., 59 років, історія хвороби № 410, звернувся в клініку зі скаргами на відсутність зубів у бічному відділі верхньої щелепи, порушення жування та естетичний дефект. Пацієнт користувався частковим знімним пластинчастим протезом на верхню щелепу з кламерною фіксацією і штучними зубами, проте не зміг психологічно звикнути до використання цієї конструкції.

З анамнезу: зуби були втрачені внаслідок ускладненого карієсу.

При зовнішньому огляді: обличчя симетричне, нижня третина обличчя знижена на 4 мм.

Під час огляду порожнини рота слизова оболонка в ділянці відсутніх зубів блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Товщина слизово-надкісткового клаптя 4,5-5,0 мм. Відстань між вершиною альвеолярного відростка і зубами антагоністами в ділянці дефектів 9 мм. Дефект зубного ряду верхньої щелепи в ділянці 1.7-1.4 і 2.4-2.6 зубів.

Рентгенологічне обстеження виявило двосторонню вертикальну атрофію кісткової тканини на верхній щелепі, особливо з правого боку, де до гайморової порожнини було від 2 до 3 мм кісткової тканини. (рис. 13.70).

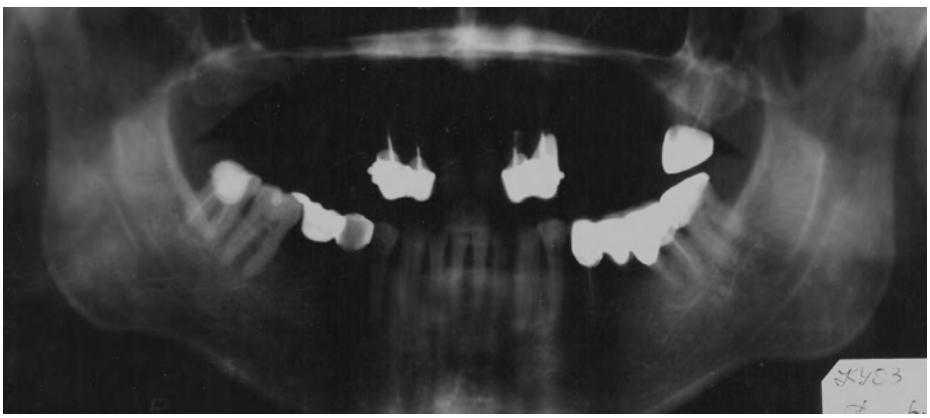


Рис. 13.70. Ортопантомограма пацієнта Т., історія хвороби № 410, до лікування на субперіостальних імплантатах

Діагноз: дефект зубного ряду верхньої щелепи 2 класу 1 підкласу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 66 % за Агаповим.

Лікування. Із запропонованих планів лікування, після узгодження термінів лікування, обсягу хірургічного втручання і можливих ускладнень, пацієнт вибрав лікування методом субперіостальної імплантації.

Пацієнту було проведено стандартну підготовку до проведення субперіостальної імплантації, що включала санацію порожнини рота, лабораторні дослідження (загальний аналіз крові, аналіз крові на згортання та ін.). Також було проведено такі додаткові дослідження: БРД і тестування організму на стоматологічні матеріали, комп'ютерна томографія верхньої щелепи.

Було проведено тестування загального стану організму по органах і системах, а також тестування на імплантат із кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям і ортопедичну конструкцію. За даними БРД було рекомендовано лікування у таких фахівців: гастроентеролога, отоларинголога, ендокринолога, остеопата. Після коригувальної терапії було проведено повторну діагностику. Дані до і після коригувальної терапії наведено нарис. 13.71, 13.72.

Значення показників на всіх точках алергії перебували в діапазоні від 70 до 80 усл. од., що відповідає нормальним значеннями і свідчить про відсутність алергічної реакції на стоматологічні матеріали.

Після проведення комп'ютерної томографії отримано стереолітографічну модель верхньої щелепи За стереолітографічною моделлю верхньої щелепи було виготовлено два «стільникові» каркаси субперіостального імплантата (мал. 13.73), опорні ортопедичні голівки змодельовано паралельно поздовжніх осях 13 і 23 зубів, які були взяті під опору разом з імплантатами. Субперіостальні імплантати виготовлені з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям із двома голівками кожен.

Тимчасові акрилові протези на імплантатах виготовлені до оперативного втручання.

Встановлення субперіостальних імплантатів проводили за одноетапним методом. За допомогою хірургічних шаблонів були створені поглиблення в кортикальному шарі кістки для стабілізаційних стрічок із вестибулярних і піднебінних боків. У ділянці «стільників» субперіостальних імплантатів проводили кортикотомію, «стільники» заповнювали остеотропним матеріалом «Колапан». Кожен субперіостальний імплантат фіксували двома мікровінтами. Рани зашивали. Післяопераційний період без особливостей. Шви знято на 10 добу. Попередньо виготовлені тимчасові акрилові протези фіксовано на 10-ту добу на голівки субперіостальних імплантатів. (рис. 13.74).

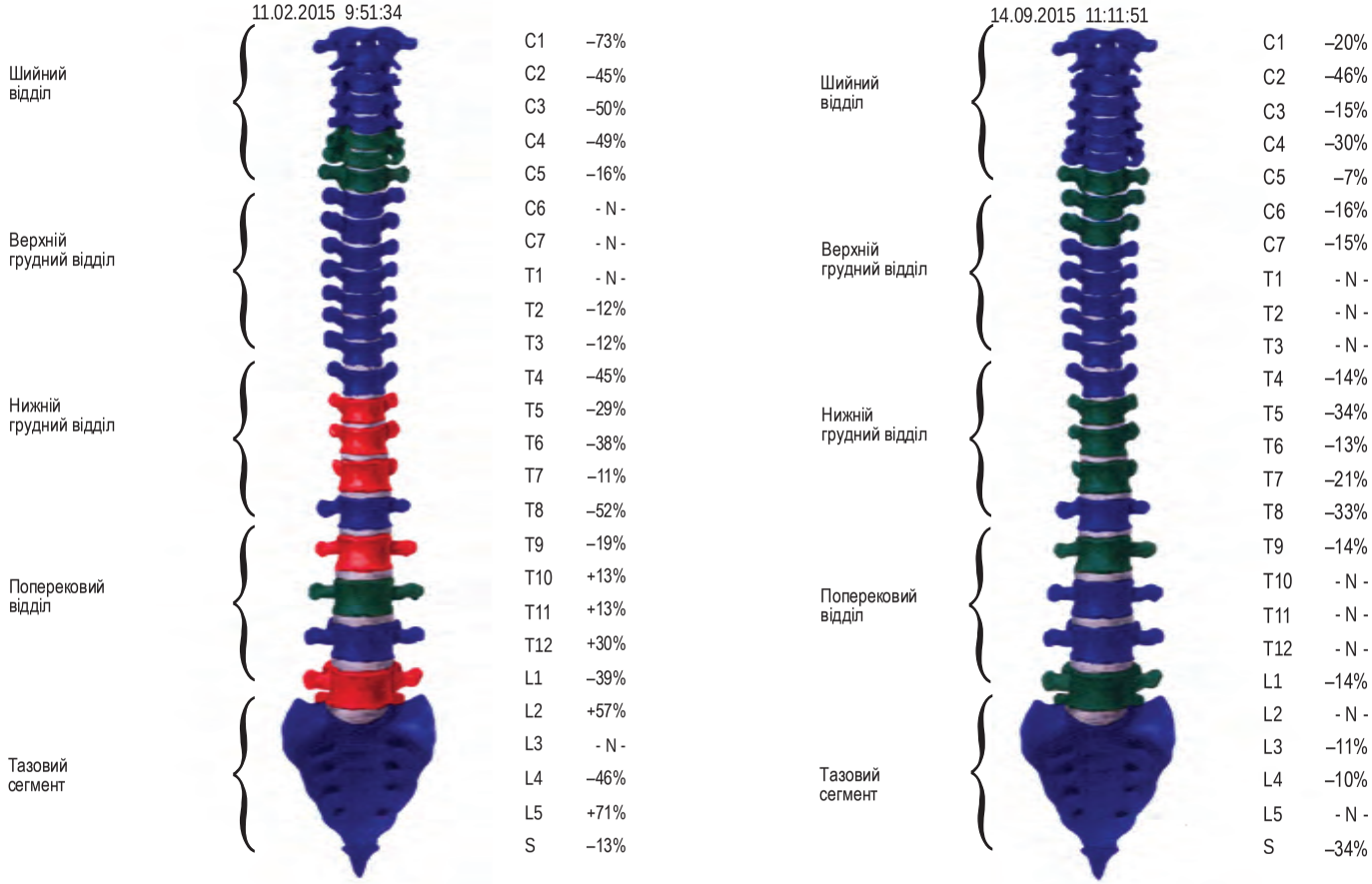
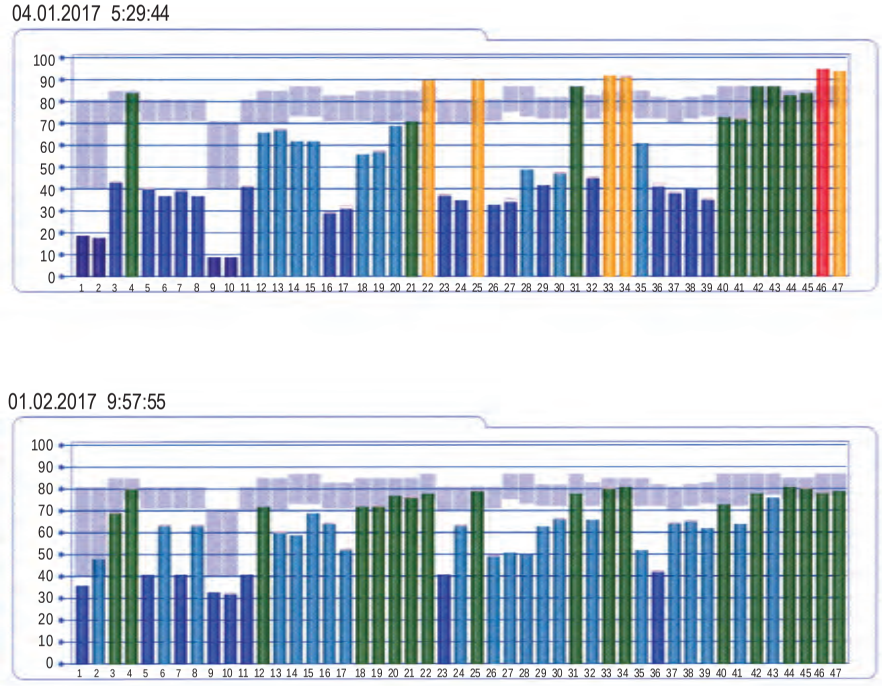


Рис. 13.71. Скріншот значень показників за хребетними сегментами пацієнта Т., історія хвороби № 410 до і після проведеного лікування



1 Мозковий кровообіг П
2 Мозковий кровообіг Л
3 Венозна система, праве серце
4 Артеріальна система, ліве серце
5 Органи зору, слуху П
6 Органи зору, слуху Л
7 Гаймморові, фронтольні порожнини П
8 Гаймморові, фронтольні порожнини Л
9 Гіпоталамус
10 Гіпофіз
11 Тимус
12 Щитоподібна залоза П
13 Щитоподібна залоза Л
14 Наднирники П
15 Наднирники Л
16 Молочні залози П
17 Молочні залози Л
18 Бронхи П
19 Бронхи Л
20 Легені П
21 Легені Л
22 Гортань, трахея
23 Лімфовузли середостіння
24 Лімфовузли шиї
25 Мигдалини глоткового кільця П
26 Мигдалини глоткового кільця Л
27 Селезінка
28 Печінка
29 Жовчний міхур
30 Шлунок
31 12-ти перстна кишка
32 Горизонт. відділ товстого кишечника
33 Тонкий кишечник
34 Висх. відділ товстого кишківника, апендикс
35 Нижній відділ товстого кишківника, пряма кишка
36 Підшлункова залоза
37 Глотка, стравохід
38 матка
39 Сечовий міхур
40 яєчники П
41 яєчники Л
42 Нирка, Сечовід П
43 Нирка, Сечовід Л
44 Суглоби рук П
45 Суглоби рук Л
46 Суглоби ніг П
47 Суглоби ніг Л

Рис. 13.72. Скріншот значень показників загального стану пацієнта Т., історія хвороби № 410 до і після проведеного лікування

Рис. 13.73. Стереолітографічна модель пацієнта Т., історія хвороби № 410 зі встановленими на ній частковими субперіостальними «стільниковими» імплантатами

Рис. 13.74. Тимчасові акрилові протези, встановлені на головки «стільникових» субперіостальних імплантатів

Через 3 місяці клінічне обстеження виявило відсутність неприємних відчуттів у ділянці імплантатів, больової перкусії, показники ступеня рухливості імплантатів перебували в межах від -3 до -2 од., що свідчило про добру фіксацію імплантату. Слизова оболонка, прилегла до шийок імплантату, блідо-рожевого кольору, без ознак запалення (рис. 13.75). Індекс гігієни за Федоровою Володкіною — 1,1. Основні контрольовані параметри стану органів і систем, а також опорно-рухового апарату перебували в межах вікової норми.

На ортопантомограмі ознак розрядження кісткової тканини навколо субперіостальних імплантатів не виявлено (рис. 13.76).

Було проведено протезування незнімними мостоподібними металокерамічними протезами з опорою на голівки субперіостального імплантату і зуби 1.3, 1.2, 2.2, 2.3 и 2.7 (рис. 13.77, 13.78).

Рис. 13.75. Субперіостальний імплантат in situ, через 2 тижні після оперативного втручання

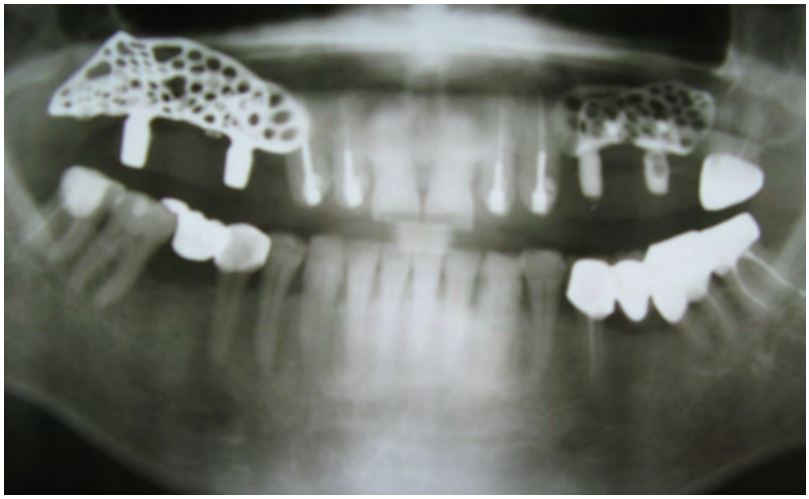


Рис. 13.76. Хворий Т., історія хвороби № 410. Ортопантомограма зі встановленими субперіостальними імплантатами перед постійним протезуванням

Рис. 13.77. Лабораторний етап - остаточні мостовидні протези на голівках субперіостальних імплантатів

Рис. 13.78. Полость рта пациента Т. после окончательного протезирования

Таким чином, було проведено протезування на СІ 82 пацієнтам перших 3-х досліджуваних груп, яким установлено 82 часткових СІ з однією голівкою і 144 часткових СІ з двома голівками, виготовлених із кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям. Проведені стандартні та додаткові методи дослідження дали змогу виявити наявні в пацієнтів ранні функціональні порушення і рекомендувати консультації та своєчасне лікування у фахівців, і, тим самим, створити оптимальні умови для інтеграції майбутніх субперіостальних імплантатів, виключаючи можливі ускладнення. Отримані результати показали, що субперіостальна методика одноетапної імплантації скорочує строки стоматологічної реабілітації пацієнтів, оскільки тимчасове протезування було проведено на 10-ту добу після зняття швів пластмасовими протезами, які були попередньо виготовлені за допомогою СЛГ моделей.

Постійне протезування незнімними мостоподібними протезами було проведено через 3-4 місяці після остеоінтеграції субперіостального імплантату.

13.4.2. Результати протезування пацієнтів із повною втратою зубів

Пацієнтка М., 52 роки, історія хвороби № 156, звернулася в клініку зі скаргами на відсутність зубів на верхній і нижній щелепі, порушення жування, дикції та естетичний дефект. Тривалий час користувалася повним знімним протезом на верхній щелепі та частковим знімним протезом на нижню щелепу. Пацієнтка втратила надію замінити знімний протез на незнімну конструкцію.

З анамнезу: зуби були втрачені внаслідок ускладненого каріозного процесу протягом 10 років.

При зовнішньому огляді: обличчя симетричне, нижня третина обличчя знижена, кути рота опущені, виражені носогубні складки.

Під час огляду порожнини рота слизова оболонка в ділянці відсутніх зубів блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Товщина слизово-надкісничного клаптя від 4,0 до 5.0 мм. Відстань між вершиною альвеолярного відростка і зубами антагоністами в ділянці дефектів 6 мм, між вершинами альвеолярних відростків до 12 мм.

Рентгенологічне обстеження виявило вертикальну атрофію кісткової тканини на верхній щелепі (рис. 13.79)

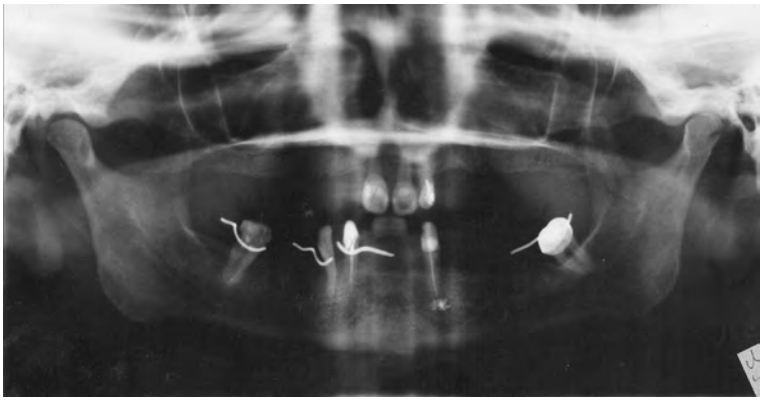


Рис. 13.79. Ортопантомограма пацієнтки М., історія хвороби № 156, до початку ортопедичного лікування на субперіостальних імплантатах

Діагноз: Беззуба верхня щелепа 3-го типу за Шредером, дефект зубного ряду нижньої щелепи 4 класу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 100% за Агаповим.

Лікування. Пацієнтка відмовилася від будь-яких передімплантологічних втручань. Їй було запропоновано двосторонній синус-ліфтинг із кістковою аугментацією в праву і ліву верхньощелепні пазухи з внутрішньокістковою імплантацією за 10 міс. у ділянці відсутніх зубів і протезування незнімними конструкціями з опорою на імплантати після їхньої інтеграції. Пацієнтка вибрала індивідуальні підокісні імплантати, встановлені одноетапним хірургічним методом.

Пацієнтці було проведено стандартну підготовку до проведення субперіостальної імплантації, яка включала санацію порожнини рота, лабораторні дослідження (загальний аналіз крові, аналіз крові на згортання тощо). Також були проведені такі додаткові дослідження: БРД і тестування організму на стоматологічні матеріали, комп'ютерна томографія верхньої та нижньої щелепи.

За отриманими результатами тестування загального стану організму пацієнтки М. за допомогою методу БРД було рекомендовано лікування в наступних фахівців: отоларинголога, ендокринолога, гастроентеролога, невролога. Після коригувальної терапії було проведено повторну діагностику. Дані наведено на рис. 13.80, 13.81.

Було проведено також тестування на імплантат із кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям та ортопедичну конструкцію. Значення показників на всіх точках алергії перебували в діапазоні від 70 до 80 ум.од., що відповідає нормальним значенням.

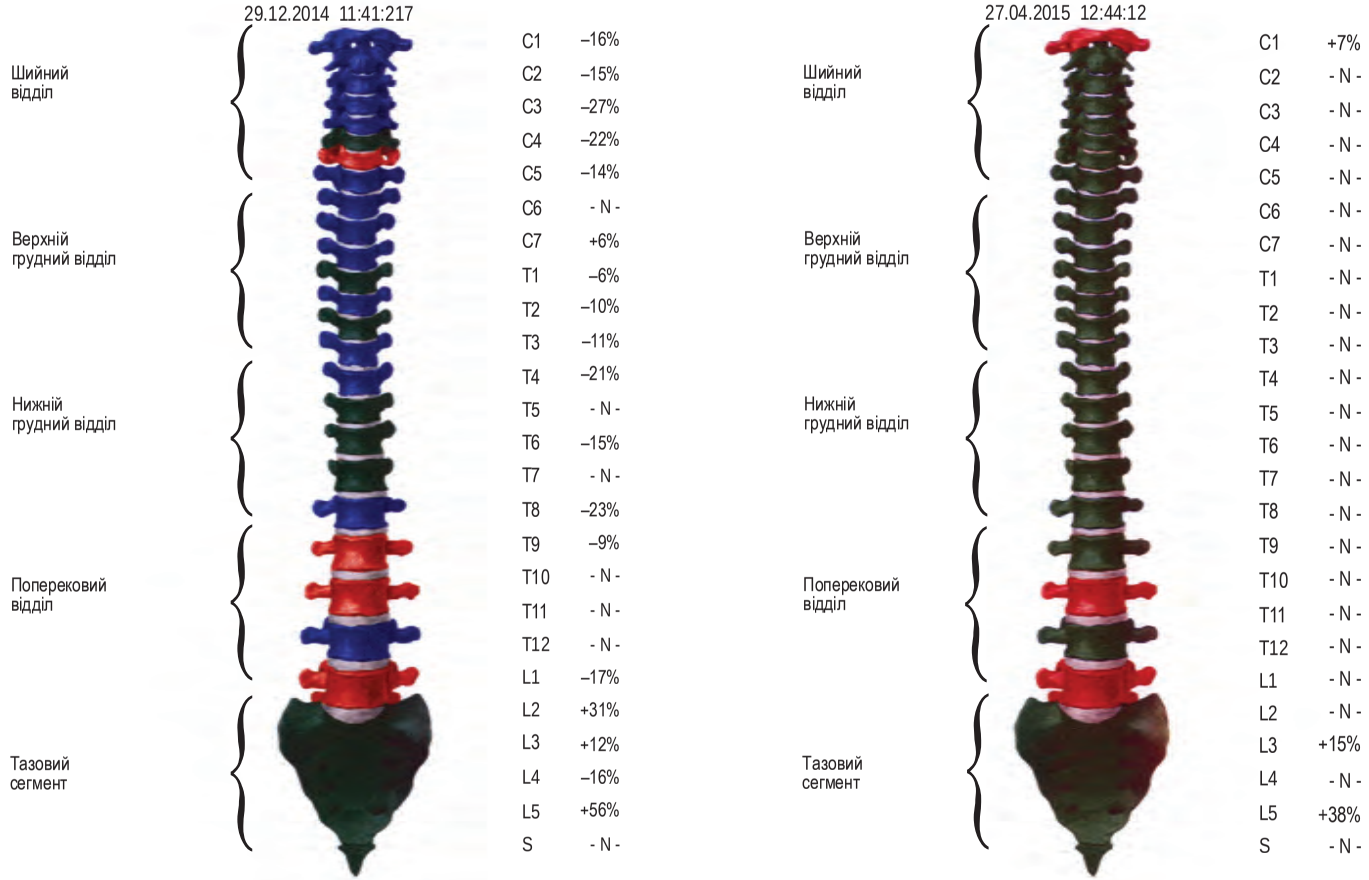
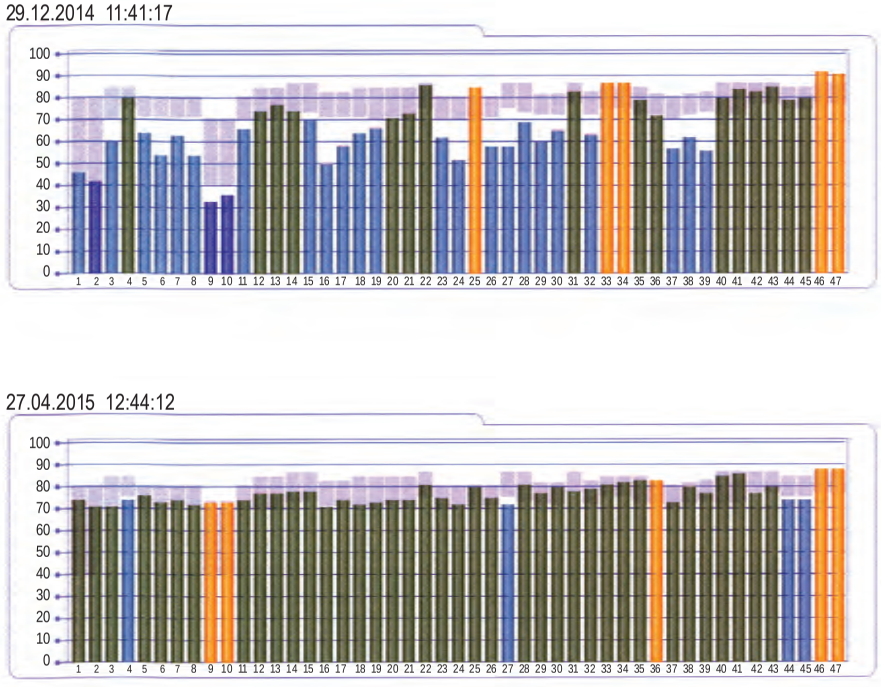


Рис. 13.80. Скріншот значень показників за хребетними сегментами пацієнтки М., історія хвороби № 156 до і після проведеного лікування



1 Мозковий кровообіг П
2 Мозковий кровообіг Л
3 Венозна система, праве серце
4 Артеріальна система, ліве серце
5 Органи зору, слуху П
6 Органи зору, слуху Л
7 Гайморові, фронтольні порожнини П
8 Гайморові, фронтольні порожнини Л
9 Гіпоталамус
10 Гіпофіз
11 Тимус
12 Щитоподібна залоза П
13 Щитоподібна залоза Л
14 Наднирники П
15 Наднирники Л
16
17
18 Бронхи П
19 Бронхи Л
20 Легені П
21 Легені Л
22 Гортань, трахея
23 Лімфовузли середостіння
24 Лімфовузли шиї
25 Мигдалини глоткового кільця П
26 Мигдалини глоткового кільця Л
27 Селезінка
28 Печінка
29 Жовчний міхур
30 Шлунок
31 12-ти перстна кишка
32 Горизонт. відділ товстого кишечника
33 Тонкий кишечник
34 Висх. відділ товстого кишківника, апендикс
35 Нижній відділ товстого кишківника, пряма кишка
36 Підшлункова залоза
37 Глотка, стравохід
38 матка
39 Сечовий міхур
40 яєчники П
41 яєчники Л
42 Нирка, Сечовід П
43 Нирка, Сечовід Л
44 Суглоби рук П
45 Суглоби рук Л
46 Суглоби ніг П
47 Суглоби ніг Л

Рис. 13.81. Скріншот значень показників загального стану пацієнтки М., історія хвороби № 156 до і після проведеного лікування

За стереолітографічною моделлю верхньої щелепи (мал. 13.81) було виготовлено тотальний «стільниковий» підокісний імплантат із кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям із шістьма голівками (рис. 13.82)

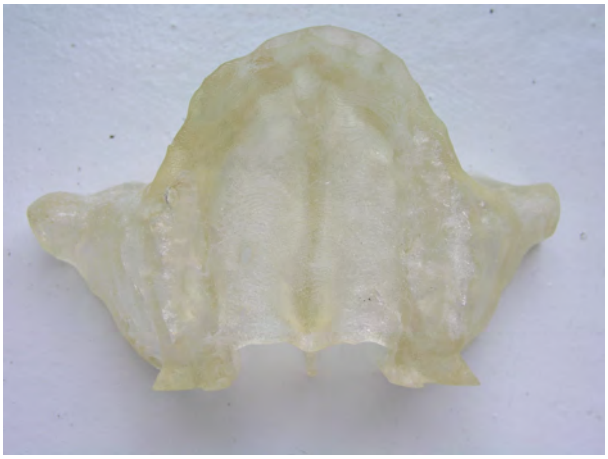


Рис. 13.82. Стереолітографічна модель пацієнтки М.

Встановлення субперіостального імплантату проводили за одноетапним методом. Під місцевою анестезією, на беззубій ділянці альвеолярного відростка викроювали і відшаровували слизово-окісний клапоть. На підготовлене ложе встановили тотальний «стільниковий» субперіостальний імплантат. У ділянці «сот» провели кортикотомію і заповнили остеотропним матеріалом. Рана зашита. Післяопераційний перебіг без особливостей. Шви знято на 10-ту добу. Попередньо виготовлений тимчасовий акриловий протез фіксований на 10-ту добу на голівки субперіостального імплантату. (рис. 13.84).

Рис. 13.83. Ливарна конструкція субперіостального імплантату перед остаточним обробленням і пасивацією

Рис. 13.84. Пацієнтка М, історія хвороби № 156. Тимчасовий акриловий мостоподібний протез, встановлений на субперіостальний імплантат

Через місяць клінічне обстеження виявило відсутність негативних неприємних відчуттів у ділянці імплантатів, больової перкусії, показники ступеня рухливості імплантатів перебували в межах від -4 до -3 од., що свідчило про добру фіксацію імплантату. Слизова оболонка, прилегла до шийок імплантату, блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Індекс гігієни за Федоровою Володкіною - 1,2. Основні контрольовані параметри стану органів і систем, а також опорно-рухового апарату перебували в межах вікової норми.

Через три місяці після імплантації показники рухливості субперіостального імплантату залишалися на значеннях від -4 до -3 одиниць, основні контрольовані параметри по органах і системах також перебували в межах вікової норми. Було проведено протезування незнімним мостоподібним металокерамічним протезом з опорою на головки субперіостального імплантату (рис. 13.85).

Рис. 13.85. Хвора М., історія №156. Порожнина рота через 2 тижні після оперативного втручання

Рис. 13.86. Клінічний етап - примірка каркаса майбутнього протеза з опорою на імплантати

Рис. 13.87. Лабораторний етап - вигляд остаточного протеза з опорою на імплантати

Рис. 13.88. Пацієнтка М. Естетичний вигляд виготовленої роботи

Пацієнтка з'явилася на контрольний огляд через 12 років. Скарг немає. Об'єктивно: протез щільно фіксований на субперіостальному імплантаті. Слизова блідо-рожевого кольору, гігієна протеза задовільна. На ортопантомограмі ознак розрідження кісткової тканини немає (рис. 13.89). Пацієнтка результатом лікування задоволена.

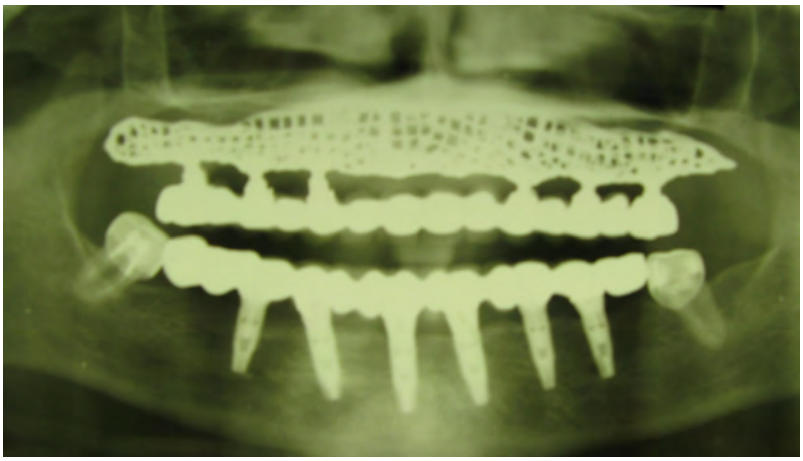


Рис. 13.89. Ортопантомограма пацієнтки М., через 12 років після оперативного втручання

Пацієнтка А., 25 років, історія хвороби № 260, звернулася в клініку зі скаргами на відсутність зубів на верхній і нижній щелепі, порушення жування, дикції та естетичний дефект. Тривалий час користувалася частковим знімним протезом на верхній щелепі та частковим знімним протезом на нижню щелепу. Пацієнтка втратила надію замінити знімний протез на незнімну конструкцію.

З анамнезу: вроджена адентія постійних зубів на верхній і нижній щелепі.

При зовнішньому огляді: обличчя симетричне, нижня третина обличчя знижена, кути рота опущені, виражені носогубні складки.

Під час огляду порожнини рота слизова оболонка в ділянці відсутніх зубів блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Товщина слизово-надкісткового клаптя від 4,5 до 5,0 мм. Відстань між вершиною альвеолярного відростка і зубами антагоністами в ділянці дефектів 7 мм, між вершинами альвеолярних відростків до 12 мм.

Рентгенологічне обстеження виявило атрофію кісткової тканини на верхній щелепі (рис. 13.90).

Діагноз: Первинна адентія, дефект зубного ряду верхньої щелепи 4 класу за Кеннеді, дефект зубного ряду нижньої щелепи 3 класу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 100 % за Агаповим.

Лікування. Із запропонованих планів лікування, після узгодження термінів лікування, об'єму хірургічного втручання і можливих ускладнень, пацієнтка обрала лікування методом субперіостальної імплантації.

Рис. 13.90. Ортопантомограма пацієнтки А., 25 років, історія хвороби № 260 у момент звернення до клініки

Пацієнтці провели стандартну підготовку до проведення субперіостальної імплантації, яка включала санацію порожнини рота, видалення молочних зубів, лабораторні дослідження (загальний аналіз крові, аналіз крові на згортання та ін.). Також були проведені такі додаткові дослідження: БРД і тестування організму на стоматологічні матеріали, комп'ютерна томографія верхньої та нижньої щелепи.

За отриманими результатами тестування загального стану організму пацієнтки А. за допомогою методу БРД було рекомендовано лікування в наступних фахівців: отоларинголога, пульманолога, ендокринолога. Після коригувальної терапії було проведено повторну діагностику. Дані наведено на рис. 13.91, 13.92.

Було проведено також тестування на імплантат із кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям та ортопедичну конструкцію. Значення показників на всіх точках алергії перебували в діапазоні від 70 до 80 ум.од., що відповідає нормальним значенням.

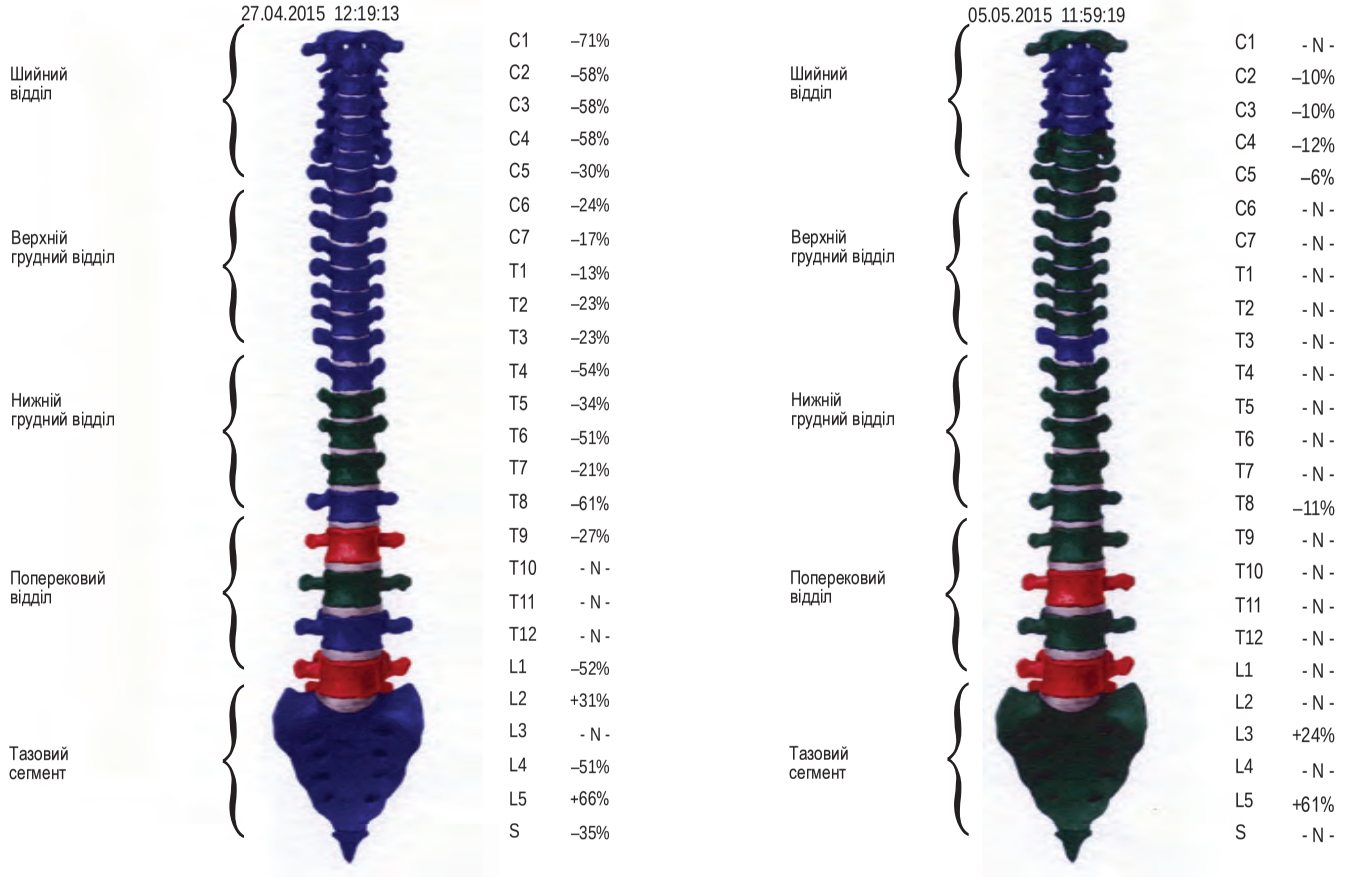
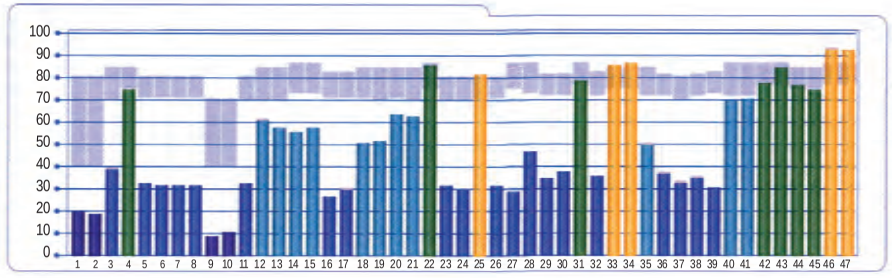
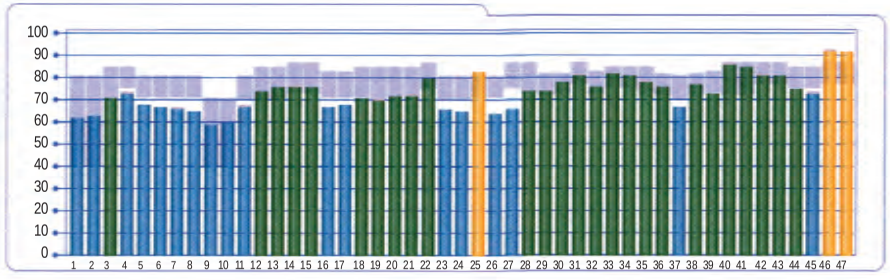


Рис. 13.91. Скріншот значень показників за хребетними сегментами пацієнта А., історія хвороби № 260 до і після проведеного лікування

27.04.2015 12:19:13



05.05.2015 11:59:19



1 Мозковий кровообіг П
2 Мозковий кровообіг Л
3 Венозна система, праве серце
4 Артеріальна система, ліве серце
5 Органи зору, слуху П
6 Органи зору, слуху Л
7 Гайморові, фронтольні порожнини П
8 Гайморові, фронтольні порожнини Л
9 Гіпоталамус
10 Гіпофіз
11 Тимус
12 Щитоподібна залоза П
13 Щитоподібна залоза Л
14 Наднирники П
15 Наднирники Л
16 Молочні залози П
17 Молочні залози Л
18 Бронхи П
19 Бронхи Л
20 Легені П
21 Легені Л
22 Гортань, трахея
23 Лімфовузли середостіння
24 Лімфовузли шиї
25 Мигдалини глоткового кільця П
26 Мигдалини глоткового кільця Л
27 Селезінка
28 Печінка
29 Жовчний міхур
30 Шлунок
31 12-ти перстна кишка
32 Горизонт. відділ товстого кишечника
33 Тонкий кишечник
34 Висх. відділ товстого кишківника, апендикс
35 Нижній відділ товстого кишківника, пряма кишка
36 Підшлункова залоза
37 Глотка, стравохід
38 матка
39 Сечовий міхур
40 яєчники П
41 яєчники Л
42 Нирка, Сечовід П
43 Нирка, Сечовід Л
44 Суглоби рук П
45 Суглоби рук Л
46 Суглоби ніг П
47 Суглоби ніг Л

Рис.13.92. Скріншот значень показників загального стану пацієнта А., історія хвороби № 260 до і після проведеного лікування

За стереолітографічною моделлю верхньої щелепи було виготовлено часткові стрічкові підокіскові імплантати з кобальтохромового сплаву з вуглецевим алмазоподібним покриттям із двома голівками кожен.

Встановлення субперіостального імплантату проводили за одноетапним методом. Під місцевою анестезією на беззубій ділянці альвеолярного відростка викроїли і відшарували слизово-надкіскові клапті. На підготовлене ложе за допомогою шаблону встановили частковий стрічковий субперіостальний імплантат і фіксували за допомогою мікровінтів із вестибулярного і піднебінного боків (рис. 13.93).

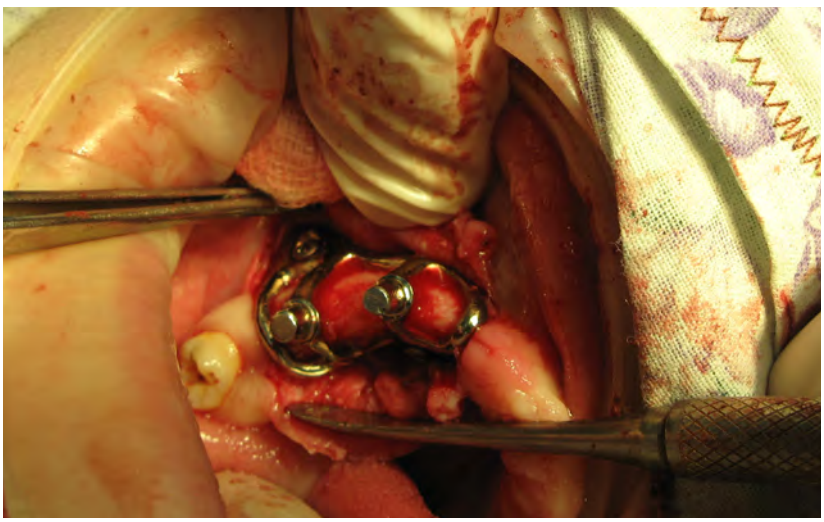


Рис. 13.93. Пацієнтка А., історія хвороби № 260. Частковий стрічковий субперіостальний імплантат, встановлений на кістковому ложі та фіксований мікровінтами

Рани ушили. Післяопераційний перебіг без особливостей. Шви знято на 10-ту добу. Попередньо виготовлені тимчасові акрилові протези фіксували на головки субперіостальних імплантатів після зняття швів.

Через місяць клінічне обстеження виявило відсутність негативних неприємних відчуттів у ділянці імплантатів, больової перкусії, показники ступеня рухливості імплантатів перебували в межах від -5 до -4 од., що свідчило про добру фіксацію імплантату. Слизова оболонка, прилегла до шийок імплантату, блідо-рожевого кольору, без ознак запалення. Індекс гігієни за Федоровою Володкіною — 1,2. Основні контрольовані параметри стану органів і систем, а також опорно-рухового апарату перебували в межах вікової норми.

Через три місяці після імплантації було виявлено оголення перекидної петлі в ділянці дистальної голівки часткового субперіостального імплантату зліва. Показники рухливості субперіостального імплантату залишалися на значеннях від -4 до -3 одиниць, основні контрольовані параметри по органах і системах також перебували в межах вікової норми. Було проведено протезування незнімним

мостоподібним металокерамічним протезом з опорою на головки субперіостального імплантату (рис. 13.94, 13.95).

Рис. 13.94. Пацієнтка А., історія хвороби №260. Порожнина рота до фіксації незнімного мостовидного металокерамічного мостовидного протеза з опорою на головки субперіостального імплантату

Рис. 13.95. Пацієнтка А., історія хвороби №2 60. Естетичний вигляд виготовленої роботи

Пацієнтка з'явилася на контрольний огляд через 15 років. Скарг немає. Об'єктивно: протези щільно фіксовані на субперіостальних імплантатах. Слизова блідо-рожевого кольору, гігієна протеза задовільна. На ортопантомограмі ознак розрідження кісткової тканини в ділянці субперіостальних імплантатів немає (рис. 13.96). Пацієнтка результатом лікування задоволена.

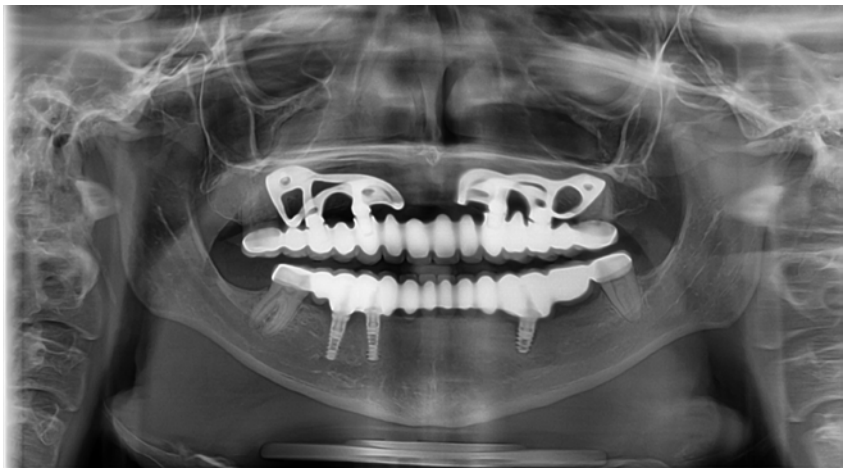


Рис. 13.96. Пацієнтки А., історія хвороби № 260. Ортопантомограма через 15 років після імплантологічного лікування з установки субперіостальних імплантатів

У всіх оперованих пацієнтів ранній післяопераційний період протікав без ускладнень. Через 3 і 6 місяців після субперіостальної імплантації виконували клініко-рентгенологічне обстеження пацієнтів. Під час клінічного спостереження і рентгенологічного обстеження пацієнтів відзначали відсутність ознак запалення навколоімплантатних тканин, відсутність рухливості імплантатів і протезів. Не спостерігалися рентгенологічні ознаки прогресуючої резорбції кістки в ділянці субперіостального імплантату.

Однак у 2-х пацієнтів через 3 місяці мали місце локальне оголення стрічок субперіостального імплантату, що ми пов'язуємо з тонким фенотипом слизової оболонки цієї ділянки, імплантати продовжують функціонувати. Спостереження за станом імплантатів, періімплантатних тканин засвідчили їхнє хороше функціонування як клінічно, так і рентгенологічно. Скарг пацієнти не пред'являли.

Виходячи з цього, результати лікування оцінювали як позитивні. На момент контрольного обстеження всі встановлені імплантати і протези виконували свою функцію від 1 до 15 років.

ВСНОВКИ

Для відновлення зубних рядів нами в клініці використовували субперіостальні імплантати з КХС із вуглецевим алмазоподібним покриттям. Під нашим наглядом перебувало 125 пацієнтів без супутньої патології з різними дефектами зубних рядів зі значною атрофією кісткової тканини, І група з двосторонніми кінцевими дефектами зубних рядів (1-й клас за Кеннеді); з односторонніми кінцевими дефектами зубних рядів (2-й клас за Кеннеді); із ввімкненими дефектами зубних рядів (3-й і 4-й клас за Кеннеді); ІІ група - пацієнти з повною вторинною адентією на нижній і верхній щелепі.

Усім пацієнтам проведено ортопедичне лікування з використанням субперіостальних імплантатів. Усього було введено 245 субперіостальних імплантатів, з них часткових з однією голівкою 82, часткових із двома голівками 144, тотальних субперіостальних імплантатів на верхню щелепу 7, тотальних субперіостальних імплантатів на нижню щелепу 12.

Основна маса пацієнтів була віком від 21 до 60 років. Проведені спостереження показали, що всі імплантати стійкі та продовжують виконувати функцію опори мостоподібного протеза. Під час огляду порожнини рота і мостоподібних протезів патологічних змін у періімплантатній ділянці не виявлено у всіх випадках. Рухливість імплантатів, яку визначали за допомогою приладу «Periotest» (фірма «Siemens»), фіксувала показники від -3 до -2 одиниць на всіх етапах спостережень, що відповідало добрій фіксації субперіостальних імплантатів.

Загалом зафіксовано 245 незнімних мостоподібних протезів з опорою на субперіостальні імплантати і зуби. Жоден імплантат не був видалений після періоду інтеграції. У двох пацієнтів відзначалося оголення окремих металевих фрагментів «сот» субперіостальних імплантатів. Причиною такого оголення ми вважаємо розташування фрагмента субперіостального імплантату на гребені альвеолярного відростка на ділянці атрофованих ясен із невираженим фенотипом. Пацієнти з подібним ускладненням уже понад 7 і 10 років відповідно ефективно користуються незнімними мостоподібними протезами з опорою на субперіостальні імплантати і це не позначається на якості їхнього життя. Віддалені результати нами простежено від п'яти до 15 років.

За досягнутими результатами лікування можна зробити такі висновки:

1. Застосування «стільникових» субперіостальних імплантатів розширює показання до проведення операції імплантації та дає змогу уникнути досить трудомістких методів передімплантаційної підготовки (синусліфтинг, аугментація, латералізація) за виражених атрофічних процесів у кістковій тканині.

2. Доведено ефективність застосування схеми ведення пацієнтів із застосуванням біорезонансної діагностики, яка дає змогу контролювати стан пацієнта до, на етапах і після імплантації, а також ступінь інтеграції імплантатів у кісткову тканину.

3. Клінічна апробація різних конструкцій субперіостальних імплантатів засвідчила, що використання вуглецевого алмазоподібного покриття на субперіостальних імплантатах дає змогу досягти остеоінтеграції практично всією поверхнею, яка прилягає до кісткової тканини, що відкриває можливості впровадження у практику практичної охорони здоров'я конструкцій з великою площею опорної поверхні, яка знижує загальний тиск імплантату і протеза на альвеолярний відросток.

Глава XIV

УСКЛАДНЕННЯ СУБПЕРІОСТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

Як будь-яка стоматологічна операція, встановлення субперіостального імплантату може спричинити як безпосередні, так і віддалені ускладнення.

14.1. Безпосередні ускладнення

Ускладнення під час проведення субперіостальної імплантації за двоетапною та одноетапною методиками, коли було встановлено 215 імплантатів, представлено в таблиці 14.1.

Таблиця 14.1

Ускладнення під час субперіостальної імплантації

Ускладнення	Двоетапна субперіо-сталева імплантація		Одноетапна субперіо-сталева імплантація	
	од.	%	од.	%
I. Безпосередні ускладнення				
Кровотеча, що потребувала додаткової допомоги	1	3,3	—	—
Недостатня щільна первинна фіксація під час операції	2	6,7	—	—
Розходження країв рани		—	—	—
Періімплантити	2	6,7	4	2,2
Усього	5	16,7	4	2,2
II. Віддалені ускладнення				
Відколи облицювання протеза	—	—	5	2,7
Оголення металевих елементів імплантатів	3	10,0	12	6,5
Рецементування протеза	3	10,0	5	2,7
Перелом опорного зуба	1	3,3	2	1,1
Усього	10	23,3	24	13,0
Усього по пункту 1 и 2	15	40	28	15,2

14.2. Віддалені ускладнення

Прорізування субперіостальних стрічок через слизову

Прорізування металевих елементів через слизову можна вважати ускладненням, яке спостерігається найчастіше. Оголення субперіостальної конструкції може носити одномоментний і прогресуючий (такий, що збільшується) характер. Анатомічно схильне прорізання субперіостальних елементів з вестибулярного боку альвеолярного відростка на верхній щелепі, і з орального боку на нижній щелепі. Незначне оголення імплантату, як правило, не позначається на його ефективному функціонуванні (рис. 14.1).

Рис. 14.1. Прорізування субперіостальних стрічок імплантату на верхній щелепі

Однак у такій ситуації самостійний гігієнічний догляд за імплантатом має бути ще ретельнішим, на що слід звернути увагу пацієнта. Помилковим слід вважати створення субперіостальних стрічок у формі кламерів, тобто, субперіостальні стрічки повинні мати закруглений малюнок. Одним зі способів запобігання подальшому прорізуванню імплантату є його відсікання нижче рівня слизової оболонки (рис. 14.2).

Рис. 14.2. Незначне оголення субперіостальної стрічки імплантату з верстибулпрного боку верхньої щелепи

Балансування субперіостального каркаса під впливом механічного навантаження

Балансування імплантату може спостерігатися як безпосередньо в момент його встановлення, так і у віддалені терміни. Тому нам видається актуальним тимчасове шинування встановлених імплантатів. У терміни від 7-14 днів іммобілізація шиною забезпечує формування щільної періостальної капсули в умовах відносного функціонального спокою. Атрофія кісткової тканини під субперіостальним каркасом.

Темпи, динаміка, локалізація й особливості атрофічних процесів у кістці, зміни її морфології, безумовно, залежатимуть від перерозподілу функціонального навантаження в системі протез — імплантат — кістка.

Рис. 14.3. Прискорений спад кісткової тканини в ділянці видаленого 43 зуба, що призвів до балансування і просідання протеза

Поломка металевих частин імплантату;

Причини поломки субперіостального імплантату можна розділити на доклінічні та біомеханічні. До першої групи належать помилки на етапі планування конструкції, моделювання занадто тонких елементів у воску, неякісне проливання виробу, надмірне механічне оброблення відлитого імплантату.

До клінічних чинників можна віднести спроби зігнути литий каркас під час операції з метою кращої адаптації до кістки і неадекватні циклічні механічні навантаження на каркас.

Незважаючи на літературні згадки про подібні ускладнення, в нашій роботі випадків поломок субперіостальних імплантатів відзначено не було.

Симптоми запалення слизової оболонки над субперіостальними елементами

Симптоми асептичного посттравматичного запалення, як правило, повністю купіруються до 7-го дня після встановлення імплантату за умови лікарської підтримки антибіотиками широкого спектра дії та повноцінного гігієнічного догляду.

Відчуття дискомфорту, біль під час пальпації та під час натискання на імплантат, гіперемія та припухлість слизової оболонки над імплантатом, виділення

гнійного вмісту з періімплантатної щілини, утворення періімплантатної нориці, збільшення регіонарних лімфатичних вузлів, підвищення температури тіла, - усе це ознаки так званого періімплантиту.

Умовно можна виділити дві основні причини загострення запальних процесів у зоні проведеної імплантації. Перша причина - зниження загальної резистентності організму, на тлі якої активізується умовно-патогенна мікрофлора, друга причина - біомеханічна, внаслідок функціонального подразнення м'яких тканин металевими субперіостальними стрічками, особливо в разі екскурсії імплантату.

Лікування періімплантиту залежить від вираженості симптоматики та стадії запалення (Д. М. Король, 2008).

14.3. Порівняльний аналіз ускладнень пацієнтів з ендоосальними і субперіостальними імплантантами провів Д. М. Король

Загальна кількість пацієнтів з ендоосальними і субперіостальними імплантатами становила 125 осіб, яким імплантацію проводили з подальшим протезуванням. З ендоосальними імплантатами пацієнти входили до 2-ї групи, а з субперіостальними - до 3-ї групи. Загальний термін контролю за результатами лікування становив 7 років. Ускладнення, що виникли в період від дня імплантації до дати оголошення отриманих результатів, були нами умовно розділені на до- і післяпротетичні.

Ми враховували ускладнення, врешті-решт не змінили попереднього плану лікування, наслідки яких були ліквідовані, і це забезпечило подальше користування результатами реабілітації. При цьому не розглядали ускладнення запального характеру як можливі наслідки зниження реактивності та інших впливів.

Загальна кількість ускладнень, пов'язаних із проведенням ендооссальної та субперіостальної імплантації, становила 78 (100 %) випадків. Розподіл ускладнень між другою і третьою дослідницькими групами становив 46 (58,97 %) проти 32 (41,03 %) випадків відповідно. Серед випадків ускладнень під час операції переважають ті, що виникли під час проведення ендоосальних імплантацій.

Їхня кількість становила 23 (29,49 %) проти 5 (6,41 %) випадків у третій дослідній групі. 15 випадків (19,23 %) допротетичних ускладнень у другій дослідній групі становили випадки відламування кісткового фрагмента, що змушувало змінювати місце імплантації і застосовувати прийоми кісткової пластики. Відсутність препарування кістки пояснює повну відсутність аналогічних ускладнень у третій дослідній групі.

Незважаючи на здавалося б більший об'єм хірургічного втручання, співвідношення кількості гострих кровотеч розподілилося не на користь ендоосальної методики: 4 (5,13%) випадки в другій дослідній групі проти 1 (1,28%) випадку в третій. Однакова кількість випадків екскурсії імплантатів або недостатньо щільна первинна фіксація під час операції (в обох дослідних групах по 4 випадки (5,13

%) мають різну природу. У другій дослідній групі, на нашу думку, мало місце неадекватне розширення імплантаційного ложа в умовах негативної архітектоніки кістки. У третій дослідній групі таке ускладнення пояснюється можливими похибками на всіх етапах субперіостальної імплантації (від зняття прямого хірургічного відбитка до посадки імплантату на кісткове ложе). У разі екскурсії ендооссального імплантату ми обирали варіант застосування імплантату більшого діаметра. Мікроекскурсія субперіостального імплантату, пов'язана з неповною відповідністю кісткового рельєфу, частково виправляється обережним згинанням окремих елементів. Кількість виготовлених конструкцій зубних протезів пацієнтам дослідницьких груп наведено в таблиці 14.2.

Таблиця 14.2

Зведена таблиця кількості виготовлених конструкцій зубних протезів у дослідних групах

Група	Конструкції зубних протезів														Усього	
	Коронки		Мостоподібні		Знімні		Метало-керамічні		Металоакрилові		Суцільнолиті		Покровні			
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
2	35	14,29	48	19,59	5	2,04	78	31,84	4	1,63	—	—	4	1,63	174	71,02
3	-	-	27	11,02	10	4,08	16	6,53	4	1,63	2	0,81	12	4,89	71	28,98
Усього	35	14,29	75	30,61	15	6,12	94	38,37	8	3,27	2	0,81	16	6,53	245	100

Як видно з таблиці, загалом було виготовлено 245 протезів. До загальної кількості протезів входять 35 окремих штучних коронок (14,29 %), 75 мостоподібних протезів (30,61 %), 15 знімних конструкцій (6,12 %) і 16 покривних протезів. Причому в другій дослідній групі виготовлено 174 протези (71,02 %), у третій групі — 71 протез (28,98 %). За матеріалом виготовлення незнімні протези розподілилися так: металокерамічних — 94 протези (38,37 %), металоакрилових — 8 протезів (3,27 %) і суцільнолитих — 2 протези (0,18 %).

У другій дослідній групі із загальної кількості виготовлених протезів 35 (14,29 %) припадають на штучні коронки, 48 (19,59 %) — на мостовидні протези, 5 протезів (2,04 %) були знімними та 4 (1,63 %) протези мали покривний характер.

У третій дослідній групі відсутні окремі штучні коронки, кількість мостоподібних протезів становить 27 (11,02 %), 10 знімних протезів (4,08 %) і 12 покривних протезів (4,89 %).

Статистичний розподіл ортопедичних конструкцій між дослідницькими групами ми вважаємо доволі передбачуваним, адже ендооссальні та субперіостальні імплантати мають специфічні місцеві показання та умови застосування. Наприклад, одне з головних показань до ендоосальних імплантацій - одиничний дефект зубного ряду - передбачає виготовлення штучної коронки, тоді як показаннями до застосування субперіостального імплантату є досить великі дефекти зубних рядів та повна адентія.

Крім того, великі ділянки вторинної адентії найчастіше супроводжуються атрофією, що вимагає застосування штучних ясен.

Саме тому в другій дослідній групі найпоширенішим варіантом протезування виявилися металокерамічні поодинокі штучні коронки — 35 (14,29 %) і мостовидні протези — 48 (19,59 %). Натомість виявили повну відсутність поодиноких штучних коронок у третій дослідній групі та переконливу перевагу кількості покривних протезів у третій дослідній групі — 12 (4,89 %) над кількістю таких протезів у другій дослідній групі — 4 (1,63 %).

Металокерамічний протез — найпоширеніший варіант створення незнімних протезів як на ендоосальних, так і на субперіостальних імплантатах. Це пояснюється поєднанням високих технологічних властивостей з безсумнівною точністю виготовлення і високою косметичністю. Отже, 38,37 % металокерамічних протезів від загальної кількості конструкцій — показник прогнозований і передбачуваний.

Загальна кількість післяпротетичних ускладнень становила 50 випадків, серед яких 23 (29,49 %) виникли в другій, а 27 (36,62 %) — у третій дослідних групах.

У той час як оголення внутрішньокісткової частини імплантату - це серйозний чинник, який демонструє порушення стану біомеханічної рівноваги та потребує негайної корекції; оголення окремих металевих фрагментів підокісних стрічок і балок не викликає тривоги, хоча й не є бажаним. Причиною такого «прорізування металевих стрічок» ми вважаємо розміщення досить масивних елементів (близько 1 мм завтовшки) у ділянках атрофічних ясен із невираженим фенотипом. Подібне ускладнення безумовно потребує постійного контролю, але досить тривалий час впливатиме на якість та ефективність користування імпластрукцією.

Майже однакова кількість розцементованих протезів в обох дослідних групах: 3 (3,85 %) і 5 (6,41 %) відповідно свідчить не про недоліки цементування, а власне про нестачу імплантаційної методики.

Два випадки (2,56 %) механічного руйнування природних опор (девіталізованих зубів) у пацієнтів третьої дослідної групи, що були пов'язані спільною ортопедичною конструкцією із субперіостальним імплантатом, на нашу думку, можна пояснити комплексом причин, головними з яких можна назвати недостатньо щільну первинну фіксацію субперіостального імплантата, яка спровокувала мікролюфт конструкції, недооцінку ергономічних параметрів і недостатню механічну міцність відпрепарованих зубів.

ВИСНОВКИ

1. Погляди на субперіостальну імплантацію як на «ризиковану» процедуру неправомірні. Порівняння випадків ускладнень у другій і третій дослідних

групах демонструє їхній розподіл відповідно до особливостей етапів самої процедури ендооссальних або субперіостальних імплантацій.

2. Більшість ускладнень, зареєстрованих у групі пацієнтів із субперіостальними імплантатами, не є критичними або такими, що знижують якість та ефективність реабілітації.
3. Заходами профілактики відламування кісткових фрагментів під час проведення ендоосальної імплантації слід вважати суворе дотримання техніки препарування і правильний вибір діаметра інструментів.
4. З метою зменшення кількості випадків оголення металевих елементів субперіостальних імплантатів слід заздалегідь планувати їхнє розташування з урахуванням фенотипу ясен і анатомічних особливостей щелеп, а за потреби створювати додаткові заглиблення в щелепній кістці для занурення елементів субперіостальної конструкції.

Тривалість ортопедичної реабілітації підтверджена результатами багатьох досліджень (Homaly P., 2002), порівняльна кількість проблем у 10-річний період спостережень демонструє переконливу перевагу протезів з опорою на імплантатах. За даними Американської академії пародонтології, відсоток проблем у разі протезування на імплантатах становить 17 %, а в разі протезування на зубах кількість проблем сягає 81 %.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Імплантологія є вершиною стоматологічного мистецтва.
Субперіостальна імплантологія — найдорожчий діамант
у короні імплантології!

В. І. Куцевляк

ЛИТЕРАТУРА

1. Вортингтон Ф., Ланг Б., Лавелле В. Остеоинтеграция в стоматологии. Берлин: Квинтэссенция, 1994. С.6-14.
2. К.Вураки, А. Несмеянов. Имплантация искусственных зубов в России // Клиническая имплантология и стоматология. 1997. №1. С. 14-20.
3. Параскевич В.Л. Дентальная имплантация. Итоги века // Новое в стоматологии. 2000. №8. С.7-15.
4. Попов Н.И. Зъбопротезна имплантология. София: Индекс, 1999. 380 с.
5. Atilla G. A rare find in Anatolia. A tooth implant (midsixth century BC) // J. Oral Impiantol. 1993, vol. 19, p. 54-57.
6. Babbush Ch. Surgical Atlas of Dental Implant Techniques. WB. Saunders Co., Philadelphia, 1980, 187 p.
7. Becker W, Ericsson I. Single stage surgery today // The Nobel Biocare Global Forum. 1997, vol.I 1, N2, p. 6.
8. Branemark PI. et al. Intraosseous anchorage of Dental Prostheses // Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. 1969, vol.3, p. 81-93.
9. Branemark PI., Zarb G., Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ.Co.,Chicago, 1985, p. 14-43.
10. Chercheve R. Report on implants into bone // Rev. Fr. Odontostomatol. 1962, vol.9, p.621-638.
11. Cranin A., Gelbman J., Dibling J. Evolution of dental implants in the twentieth century // Alpha Omegan Scientific. 1987, vol.80, p.24-31.
12. Crubezy E., Murail G., Bernadou J.-R False teeth of the Roman world // Nature. 1998, vol.391:ix, p.29
13. Ericsson I. et al. Radiographical and histological characteristics of submerged and non-submerged titanium implants // Clin. Oral Implants Res. 1996, vol.6, p.20-26.
14. Fonseca R., Davis H. Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery. W.B.Saunders Co., Philadelphia, 1986, p. 167-299.
15. Formiggini M.S. Protesi dentaria a mezzo di infibulazione diretta endoalveolare // Riv. Ital. Stomatol. 1947. p. 193-196.
16. Fritz M. et al. Analysis of consecutively placed loaded root-form and plate-form implants in adult Macaca mulatta monkeys // J. Periodontol. 1996, Vol.67, p. 1322-1328.
17. GoldbergN.,Gershoff A. Implant lower denture// Dent. Digest. 1947, Vol.5, p. 11-13.
18. Grotowski T. Atlas wszczepow dentystycznych.Wyd. Bellona, Warszawa, 1992, 163 p.
19. Hartmann A.J. Gedanken uber die Implantation von kunstlichen Zahnen//Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 1891, p.371.
20. Hobo S.Jchida E.,Garcia L. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessense Publ. Co.,1990, p.23-30.
21. Kirsch A.,Ackermann K. Das IMZ-implantationssystem indikation-methode-langzeitsergebnisse // Dtsch. Zahnarzti.Z. 1983, vol.38, p. 106-112.
22. Meffert R., Langer B., Fritz M.. Dental Implants: A review// J. Periodontol.1992, vol.63, p.859-870.
23. Muratori G. Isotopia e multicorticalita. Due principi fondamentaii // Dental Cadmos. 1991, Vol. 8, p. 15-47.
24. Muratori G. Multi-type oral implantology. Marino Cantelli Publ. Co., Bologna, 1973. — p. 47-57.
25. Muratori G. The Gimlet Implant System and intra-oral welding// J Oral Impiantol. 1989, vol. 15, p. 194-197.
26. Perry S.G. Mehrere Falle von Implantationen // Korr. Zahnheilk. 1888, p.357.

27. Schroeder A. et al. Gewebsreaktion auf ein Titan- Hohlzilinder impiantat mit Titan-Spritzoberflache // Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 1976, vol.86, p. 713-718.
28. Scialom J. Die «Nadel-Implantate» // Zahnarztl. Welt. 1962, vol. 16, p. 565-567.
29. Sindet-Pedersen J. Textbook of oral surgery. Lea & Febiger, Philadelphia., 1992, p.142-143.
30. Strock A.E. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus// Amer. J. Orthodont. Oral Surg. 1939, vol. 25, p. 467-471.
31. F. Takeshita, H. Akedo, A. Kihara, K. Morimoto, T. Suetsugu. A quantitative study on the interface between bone tissue and blade-vent implants using the image processing system // J. Oral Impiantol. 1989, vol. 15, n.3, p. 154-159.
32. Takeshita E et at. Fracture of Hydroxyapatite-Coated Blade Implants Connected With Natural Teeth. A Histological Study Using SEM, Light Microscopy, and an Image Processing System // J. Periodontol. 1996, vol.67, N2, p.86-92.
33. Tramonte S. L'implanto endosseo razionale. Lusy, Milano, 1967, 108 p.
34. U.S. Department of Health and Human Services. Dental implants: benefit and risk// NIH Publ. N81-1531. Harvard Consensus Development Conference. Dec., 1980.
35. Weiss Ch. Tissue integration of dental endosseous implant: Description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration system//J. Oral Impiantol. 1986, vol.12, 169-214.
36. Zarb G. et al. Proceedings of the Toronto conference on osseointegration in clinical dentistry. Morsby: St. Louis. 89 p.
37. Параскевич В. Л. Дентальная имплантация. Введение в специальность // Стоматологический журнал. 2000. Окт. С. 8-21.
38. Параскевич В. Л. Дентальная имплантология. Основы теории и практики. минск : ООО «Юнипресс». 2002. — 368 с.
39. Чертов С. О. Розробка і обґрунтування одно етапної субперіостальної дентальної імплантації на верхній щелепі. Автореф. дис. канд.. мед. наук. Полтава. 2009.
40. Ревеля П.А. Патология кости.М.: Медицина, 1993. 368 с.
41. Рожинская Л.Я. Системный остеопороз. М.: Издатель Макеев, 2000. 196 с.
42. Терапия. / Пер. с англ., доп. (под ред. акад. РАМН А.Г. Чучалина). М.: ГЭОТАР «Медицина», 1998. 1026 с.
43. Branemark PL. Tolman D.E, (ed). Osseointegration in Craniofacial Reconstruction Chicago, Quintessence Publ. Co., 1998.337 p.
44. Cranin N.A., Klein M., Simons A. Atlas of Oral implantology. Second edition. St. Louis, Morsby, 1999, p. 10-26.
45. Dao T.T., Anderson J.D., Zarb G.A. It's Osteoporosis a Risk Factor for Osseointegration of Dental Implants?// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1993, vol.8. p. 137-144.
46. Eder A.. Watzek G. Treatment of a patient with severe osteoporosis and chronic polyarthritis with fixed implant-supported prosthesis: A case report// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1999, vol. 14. p.587-590.
47. Esser E., Wagner W Dental implants following radical oral cancer surgery and adjuvant radiotherapy// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1997, vol. 12. p. 552-557.
48. Fonseca R., Davis H. (ed) Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery, W.B.Saunders Co., Philadelphia,1986, 507 p.
49. Franzen L., Rosenquist J.B., Rosenquist K.I., Gustafsson I. Oral implant rehabilitation of patients with oral malignancies treated with radiotherapy and surgery without adjunctive hyperbaric oxygen// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1995, vol.10. p.183-187.

50. Granstrum G.. Bergstrum K-, Tjelistrum A., Branemark P. A Detailed analysis of titanium implants lost in irradiated tissues// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1994, vol.9. p.653-662.
51. Hobo S., Ichida E., Garcia L. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessense Publ.Co., Chicago, 1990, 448 p.
52. isidorF, Brondum K.. Hansen J. H., Jensen J., Sindet- Pedersen S. Outcome of treatment with implant- retained dental protheses in patients with Sjogren syndrome// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1999, vol.14. p.736-743.
53. Linquist L.W, Carlsson G.E., Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: A 10-year follow-up study// J. Dent. Res. l997,vol.76, p.1667-1674.
54. Oechslin C, K., Zimmerman A.P, Gratz K.W., Sailer H.F Histologic evidence of osseointegration in the radiated and reconstructed mandible: A case report// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1999, vol. 14, p. 1 13-117.
55. Olson J.W.. Shernoff A.P., Tariow J.L., Colwell J.A., Schfieiz-J.R, Bingham S.F. Dental endosseous implant asessments in a type 2 diabetic population: A prospective study// Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2000, vol. 15, p.811-818.
56. Renouard F, Rangert B. Risk factors in implant dentistry. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1999, 176 p.
57. Вильямс Д. Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии // Пер. с англ.— М.: Медицина, 1978. — 552 с.
58. Дыдыкин В. Ф., Трофимов В. В., Воробьев В. Л. Применение чрес- I/ кожных имплантатов при протезировании у больных с полным отсутствием зубов на нижней челюсти // Внутрикостные имплантаты в стоматологии.— Кемерово, 1988.— С. 77–80.
59. Суров О. Н. Изготовление имплантатов из титанового и кобальтохромового сплава // Стоматология. — 1986. — № 1, — С. 58–61.
60. Суров О. Н., Черникис А. С., Безруков В. М. и др. Применение имплантатов в стоматологии: Методические рекомендации. — М., 1986,—35 с.
61. Суров О. Н. Эндосубпериостальный имплантат. — Каунас, 1987.— 16 с.
62. Суров О. Н., Черникис А. С., Черулис С. П. Способ изготовления поднадкостничных имплантатов из сплава КХС и применение их в клинике // Профилактика, диагностика и лечение стоматологических болезней.— Минск, 1987.— С. 129—131.
63. Суров О. Н. Возможности применения эндооссально-субпериостального имплантата в стоматологической практике // Организация стоматологической помощи и вопросы ортопедической стоматологии.— М., 1987.— С. 255—256.
64. Суров О. Н. Зубное протезирование на имплантатах. — М. : Медицина, 1993. — 207 с.
65. Todopов И. В. Причины пути патологического действия металлов в полости рта на организм// Стоматология. (София).—1971.— № 4,— С. 269—275.
66. Федоров Ю. А. Гигиенические средства для ухода за полостью , рта.— М.: Медицина, 1984.— 96 с.
67. Штанько В. М., Карязин П. П. Электрохимическое полирование металлов.— М., 1979.
68. Энгель Jl., Клингель Г. Растровая электронная микроскопия. Разрушение: Справочник: Пер. с нем.— М.: Металлургия, 1986.— 230 с.
69. Albretsson T., Jansson T., Lekholm U. Osseintegrated dental implants // Dent. Clin, amer.— 1986,—Vol. 30, N 1,—P. 151 — 174.
70. Albretsson T., Zarb Ph., 'X'oґiЬiпdioп P., Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and prorosed criteria of success // Int. J. Oral.—1986.— Vol. 1, N 1,— P. 11—25.
71. Atwpod D. A personal perspective of implant dentistry // J. Prosth. Dent.—Vol. 51, N 6.— P. 801 — 803.
72. Babush Ch. A. Surgical atlas of dental implant techniques.— Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1980.

73. Babbush C. A., Endosteal Blade-vent Implants // Dent. Clin. N. Amer. — 1986.— Vol. 3, N 1, — P. 97—115.
74. Baier R. E. Surface preparation//J. Oral Implant.— 1986.—Vol. 12, N 3.— P. 389—396.
75. Branemark I., Zarb G. A., Albretsson T. Tissue-integrated Prostseses osseintegration in clinical dentestry//Quintessent Book.—Publ. Co. Incorporation, 1985.— 350,p.
76. Brinkmann E. Prothetische Grundsatze bei der enossalen Implantation und des implantatgelagerten Ersatzes // Dtsch. zahnarztl. Z.— 1978,— Bd 33,— S. 470—473.
77. Brune D. Metal release from dental biomaterials // Biomaterials.—1986.— Vol. 7.— P. 173—175.
78. Granin A. N.. Rabkin M. F., Garfinkel L. A. statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans//J. Amer. Dent. Ass.—1977.— Vol. 94, N 2,—P. 315—320.
79. Dahl G. Osseoiutegration vs. fibro-osseous integration biomechanical considerations//J. Implant.—1987,—Vol. 13, N 3,— P 53.1- 535.
80. Fagan M. J. The Fagan endosseous stabilizer (FES) implant: A four-year progress report //Oral Implant.—1980.— Vol. 9, N 2.— P. 172— 177.
81. Grafelmann H. Modern concerts of implant prosthetics for reconstruction with removable superstructures. Telescopic swing/lock system// J.'Oral implant.— 1974.— Vol. 4, N 4.— P. 386—402.
82. Izikowitz L. A long-term prognosis' for the 'ixed saddle-bridge// J. Oral Implant. — 1977, — Vol. 7, N 1, — P. 33-51.
83. Juillei J.-M. Three diensional implants-development and evaluation // J. Oral. Implant. —1974. — Vol. 4, N 4.—P. 527—533.
84. Lemons J. E. Surface conditions for surgical implants and biocompatibility //J. Oral Implant.—1977, —Vol. 7, N 3,—P. 362—374.
85. Linkow L. 1. Statistical analyse of 173 implant patients//J. Oral Implant.—1974.— Vol. 4, N 4. — P. 540—562.
86. Linkow L. I., Kohen P. A. Benefits and risks of the endosteal blade implant (Harvard Conference, June 1978) // J. Oral. Implant.— 1980,— Vol. 9, N 1.— P. 9—45.
87. Lunkow L. Tuber Blades//J. Oral Inplant.—1980.—Vol. 9, N 2.— P. 190—216.
88. Muratori G. Multi-tyre oral implantolory.— Bologna: The Marino Cantelli Publishing Co., 1973. — 303 p.
89. Nelson R. E. The ramus frame implant for stabilizing impossible mandibular dentures // J. Oral Implant.—1974.—Vol. 4.—P. 475—503.
90. Perel M. L. Dental implantology and prosthess.— Philadelphia: J. B. Lip- pincott Co.—1977, — 226 p.
91. Stein S. Pontic-residual ridge relationship: arresearsh report//J. Prost- het. Dent.— 1966,—Vol. 16, N 2.— P. 251—285.
92. Viscido A. J. Telescopic crowns and fixed restorations for implants// J. Oral. Implant.—1978, — Vol. 7, N 4,—P. 530—543.
93. Weiss C. M., Judy K. W., Chiarenza A. R. Precompacted, coined titanium endosteal blade, implants // J. Oral implant.—1973.— Vol. 3, N 4, —P. 238—257.
94. Амхадова М.А. Применение субпериостальных имплантатов для реабилитации пациентов со значительной атрофией костной ткани челюстей// Стоматология. -2004. - №3. -С.72-74.
95. Амхадова М.А., Кулаков А.А. Отдаленные результаты и возможные осложнения при применении субпериостальных имплантатов у пациентов со значительной атрофией челюстей // Стоматология. — 2005. — № 2. — С. 44-45.
96. Амхадова М.А., Рабухина Н.А., Кулаков А.А. Использование компьютерной томографии на этапах планирования субпериостальной имплантации // Российский стоматологический журнал. — 2004. — № 2. — С. 31-32.

97. Бессонов В.И., Российский П.В. Отдаленные результаты и возможные осложнения при лечении больных с применением субпериостальных имплантатов // Материалы первого Украинского международного конгресса по проблемам дентальной имплантологии. — Киев. — 2004. — С. 11.
98. Дахно Л.А., Мангов А.В. Спиральная компьютерная томография в предоперационном планировании хирургического вмешательства в челюстно-лицевой области // Материалы первого Украинского международного конгресса по проблемам дентальной имплантологии. — Киев. — 2004. — С. 80.
99. Король Д. М., Павлиш И. В., Стрюк Э. В. Возможности и перспективы субпериостальной имплантации в повседневной клинической практике // Український стоматологічний альманах, — 2005. — №1. — С.57–62.
100. Кортезе Джанкарло. Повернення до підокісних імплантаційних технік з використанням найновіших досягнень технології. Шестирічний досвід застосування підокісно-внутрішньоокісних титанових імплантатів із структурою медових стільників // І мплантологія, пародонтологія, остеологія, 2007,— №4(8). — С. 25-40.
101. Кулаков А. А., Амхадова М. А., Хамраев Т. К. Хирургическая реабилитация пациентов со значительной атрофией верхней челюсти с применением субпериостальных имплантагов. // Материалы второго Всероссийского конгресса по дентальной имплантологии. — Самара. — 2002. — С. 70.
102. Король Д. М. Клініко-патологічне обґрунтування лікування вторинної часткової і нової адентії із застосуванням дентальніх субперіостальніх та ендооссальніх імплантатів. Автореф. докт. дис. … мед. наук, 2009.
103. Лабунец В.А., Сенников О.Н., Бабов Е.Д., Сенникова А.М., Миняйло М.И. Клинический опыт применения костнозамещающих материалов животного происхождения при субпериостальной имплантации // Материалы первого Украинского международного конгресса по проблемам дентальной имплантологии. — Киев. — 2004. — С. 82
104. Линков Л.И. Без зубных протезов. Чудо зубных имплантатов. Теперь Вы можете жевать и говорить с удобством и уверенностью: Пер. с англ. И.А. Щевинскош. — СПб: Комета, 1993. — 288 с.
105. Макарьевский И.Г., Добрин В.И. Субпериостальный имплантат і как альтернатива синуслифтингу и альвеоло-пластике // Клиническая имплантология .— 2003. — №1–2. —С.13–19.
106. Семенченко Г.И., Сенников О.Н. Применение субпериостальных имплантатов при замещении полных и частичных дефектов зубных рядов // Вісник стоматології. — 1995. — № 4. — С. 267–270.
107. Сенников О.Н. Клинико-математическое обоснование конструирования субпериостальных имплантатов: Автореферат дис. канд. мед. наук: 14.01.22, — 0десса. — 2001.
108. Тимофеев А.А., Горобец Е.В., Дмитренко Л.Н. Стереолитография в челюстно-лицевой хирургии. // Современная стоматология. — 2003. — №3. — С.47-50.
109. Чертов С.А., Мосейко А.А., Кищенко М.А. Опыт применения дентальных субпериостальных имплантатов из титана // Український стоматологічний альманах. — 2006. — № 2. — С. 60–64.
110. Шутурмінський В.Г. До питання про терміни протезування на субперіостальних імплантатах // Новини стоматології. — 1996. — №4(9). — С.43–45.
111. Aro H., Kallionemi H., Aho A. J., Lehtien P. Ultrasonic device it cutting. ActaOrthop. Stand. — 1981, — Vol .52, №1, — P. 5–10.
112. Cortese G., Linkow L. I.: Survival of a subperiosteal tantalium from 1955 to 2004, still in situ and well perfonning in 2004. His-report. Br. J. Oral Maxillofac. Surg. (under press).
113. Davis D.M. Крепление съемных протезов // Новое в стоматологии. — 2005.— № 6(130). — С. 52–53.

114. Klar Andreas Съемные или несъемные? Возможности протезирования с опорой на имплантаты // Новое в стоматологии для зубных техников. Специальный выпуск. — 2002. — № 8 (24). — С. 70–73.
115. Куцевляк В.І., Старіков В.В., Старкова С.Jl. Ендоосально-субперіостальний імплантат. Патент № 35002 Україна, МПК(2006) A61C 8/00, і № 2008 05111; Заявл. 21.04.08; Опубл. 26.08.08. Бюль. №16
116. Куцевляк В. И., Старикова С. Л. Морфометрические исследования костной ткани животных при применении углеродных алмазоподобных покрытий на субпериостальных имплантатах. / В.И. Куцевляк// Інновації в стоматології. — 2014. — №3(5). — С. 28–31.
117. Куцевляк В.І., Старіков В.В., Старікова С.Л. Спосіб виготовлення субперіостального імплантату зі знімною головкою. Пат. 98511 Україна, МІЖ (2015.01) A61C 8/00, A61C 13/00, №и 2014 13149; Заявл. 08.12.14; Опубл.27.04.15. Бюль. №8
118. Куцевляк В.І., Старіков В.В., Старікова С.Л. Спосіб одноетапної субперіостальної імплантації. Пат. 97280 Україна, МПК (2015.01) A61C 8/00, № u 2014 08922; Заявл. 07.08.14; Опубл. 10.03.15.Бюль.№5

Монографія

КУЦЕВЛЯК Валерій Ісайович
СТАРІКОВА Світлана Леонідівна
ЛЮБЧЕНКО Олександр Володимирович
СТАРІКОВ Владислав Вадимович
СТАРІКОВ Вадим Володимирович

СУБПЕРІОСТАЛЬНА ІМПЛАНТОЛОГІЯ

Верстка *Карпенко Н. В.*
Технічний редактор *Максимов А. Є.*

Підписано до друку 30.01.2025
Друк офсетний. Папір крейдований.
Гарнитура Newton. Формат 70x100 $^{1}/_{16}$.
Умов. друк. арк. 20,22. Тираж 500 экз.
Зак. 253001/02.

Видавництво «НТМТ»
61072, м. Харків, вул. Дерев'янка, 16, к. 83
тел.: (095) 249-39-93; e-mail: jornal_2016@ukr.net

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру
суб'єктів видавничої справи ДК №1748 від 15.04.2004 р.