

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ім. О.О. БОГОМОЛЬЦЯ**

**СЕННИКОВ ОЛЕГ МИКОЛАЙОВИЧ**

УДК 616.716.8 – 018 – 072- 089.843

**КЛІНІКО-МАТЕМАТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ  
КОНСТРУЮВАННЯ СУБПЕРІОСТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ**

14.01.22 – Стоматологія

**АВТОРЕФЕРАТ**

дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата медичних наук

**Київ – 2001**

Дисертацією є рукопис

Робота виконана на кафедрі хірургічної стоматології Одеського медичного державного університету ім. Н.И. Пирогова та у відділі ортопедичної стоматології і матеріалознавства Інституту стоматології АМН України.

**Науковий керівник** – доктор медичних наук, професор **Семенченко Григорій Іванович**

Одеський медичний державний університет Н.И. Пирогова, МОЗ України, завідувач кафедрою хірургічної стоматології;

доктор медичних наук, старший науковий співробітник

**Лабунець Василь Аксентійович** завідувач відділом ортопедичної стоматології і матеріалознавства Інституту стоматології АМН України

**Офіційні опоненти:**

доктор медичних наук, професор **Куцевляк Валерій Ісайович**,

Харківський державний медичний університет МОЗ України,

завідувач кафедрою стоматології дитячого віку та дитячої щелепно-лицьової хірургії;

доктор медичних наук, професор **Павленко Олексій Володимирович**,

Київська медична академія післядипломного утворення ім. П.Л.Щупика, МОЗ України,

завідувач кафедрою стоматології

**Провідна установа:**

Українська медична стоматологічна академія МОЗ України, м. Полтава, кафедра пропидевтики ортопедичної стоматології

Захист відбудеться «\_\_\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2001 р. у \_\_\_\_\_ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.003.05 при Національному медичному університеті ім. акад.

О.О. Богомольця за адресою: 03057, м. Київ – 57, вул. Зоологічна 1, стоматологічний корпус.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Національного медичного університету ім.

О.О. Богомольця за адресою: 03057, м. Київ – 57, вул. Зоологічна, 1

Автореферат розіслано «\_\_\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2001 року.

Вчений секретар

спеціалізованої вченої ради

А.М. Політун

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність проблеми.** Повна і часткова відсутність зубів є однією з найбільш розповсюджених форм патології зубо-щелепної системи. Серед різноманітності її видів - однобічні, двосторонні дистально необмежені, дефекти великої довжини і повні дефекти зубних рядів, на думку деяких авторів, недостатньо сприятливі для традиційних видів протезування, що не завжди задовольняють усе зростаючі вимоги пацієнтів [Лось В.В., 1985; Суоров О.М., 1993; Линков Л., 1933; Бекренев Н.В., 1995; Жусев А.И., 1999; Попов Н.И., 1999; Babbush A., 1980; Branemark I., 1985].

При рішенні даної проблеми, основний акцент дослідників звичайно звернений на застосування внутрікісткових імплантатів [Суоров О.М., 1993; Банченко Г.В., 1997; Лясникова В.М., 1997; Попов Н.И., 1999; Tetsch P., 1984; Albrektsson T., 1986; Babbush C.A., 1986; Adell R., 1990; Aldeghery A., 1996]. Однак клінічне використання їх часто обмежено та утруднено через близькість гайморової пазухи, носової порожнини, судинно-нервового пучка на нижній щелепі, таке анатомічне розташування спостерігається в 30-35% випадків [Олесова В.М., 1986; Суоров О.М., 1993; Параскевич В.Л., 1998; Соловйов М.М., 1999; Babbush C.A., 1985; Branemark P.I., 1986; Albrektsson T., 1990; Shankland W.E., 1991]. Поряд з цим застосування внутрікісткової імплантації далеко не завжди приводить до стійкого і гарантованого успіху. При цьому відсоток незадовільних результатів її застосування за даними різних авторів коливається від 7% до 50% [Параскевич Л.В., 1992; Суоров О.М., 1998; Пинтсон Ю., 1998; Зубков Ю.М., 1998; Гветадзе Р.Ш., 1999; Перова М.Д., 1999; Соловйов М.М., 1999; Zarb G.A., 1990; Warrer K., 1995].

Одним зі способів рішення зазначеної проблеми є використання субперіостальних імплантатів, яким приділене обмежене число досліджень.

Згідно даним ряду дослідників [Линков Л., 1993; Суоров О.М., 1993, 1998; Wallace L.M., 1990; Stevenson A.R., 1993; Benjamin L.C., 1994], основними причинами недостатнього застосування субперіостальних імплантатів у клінічній практиці варто вважати: відсутність детальних даних про анатомо-топографічні особливості будівлі щелеп і навколишніх їхніх м'яких тканин при різних видах дефектів зубних рядів зумовлюючих застосування субперіостальних імплантатів, результатів порівняльної оцінки обґрунтованості вибору конструкцій імплантатів у залежності від різних клінічних умов сприятливих стабілізації субперіостальних імплантатів. Поряд з цим, недостатньо обґрунтована побудова математичної моделі взаємодії субперіостального імплантату і підлягаючої кісткової тканини. Вимагають подальшого роз'яснення й уточнення ряд дискусійних питань, щодо наступності хірургічних і ортопедичних втручань.

Складності конструкційного плану викликані значним різноманіттям клінічних проявів вторинної часткової і повної адентий. Наявність супутніх невдач у післяопераційному періоді і зв'язаним з цим розчаруванням деяких клініцистів, виникає часом через відсутність чітких показань, помилок у плануванні і виборі методів лікування, не розроблено діючі достовірні практичні способи дозованого розподілу функціонального навантаження між опорними тканинами. У зв'язку з чим процес конструювання субперіостальних імплантатів проводиться без належного наукового обґрунтування, на підставі лише практичного досвіду. З огляду на вищевикладене, у даний час виникла нагальна потреба у всебічному науковому обґрунтуванні застосування субперіостальних імплантатів з метою їх більш широкого клінічного використання, що і з'явилося безпосередньо предметом дослідження в дійсній роботі .

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційна робота виконана в контексті наукової тематики відділу ортопедичної стоматології Інституту стоматології АМН України, відповідно до комплексної науково-дослідної роботи рекомендованої МОЗ України: «Адаптаційно-трофічні системи організму в патогенезі і терапії основних стоматологічних захворювань», державний реєстраційний номер 0196U001807. Дисертант в комплексній темі виконував окремі фрагменти.

**Метою** роботи з'явилося підвищення якості зубного протезування шляхом використання удосконаленої методики імплантації.

Для досягнення мети дослідження були поставлені **задачі**:

1. Провести порівняльну характеристику анатомо-топографічної відповідності альвеолярного відростка в області дефектів зубних рядів зоні імплантаційного кісткового ложа.
2. Обґрунтувати і розробити математичну модель взаємодії субперіостального імплантату з підлягаючою кістковою тканиною.
3. Скласти автоматизовану програму чисельної реалізації математичної моделі і провести чисельні експерименти для оптимізації конструкційних розмірів субперіостальних імплантатів.
4. Удосконалити методику субперіостальної імплантації в залежності від типу дефекту зубного ряду і топографії сприймаючого кісткового ложа.
5. Вивчити ступінь зміни адаптаційних процесів у різний термін після протезування на субперіостальних імплантатах.

**Об'єкт дослідження** – хворі з різними дефектами зубних рядів.

**Предмет дослідження** – клініко-математичне конструювання субперіостальних імплантатів і механізми його реалізації.

**Методи дослідження:**

клінічні – для вивчення анатомо-топографічних особливостей стану альвеолярних відростків щелеп до імплантації;

математичні і фізико-механічні - для створення математичної моделі взаємодії субперіостальних імплантатів з кістковою тканиною;

рентгенологічні – для порівняльного аналізу отриманих даних про стан зони імплантації до і після імплантації;

електроміографічні - для оцінки змін у функціональній активності жувальної мускулатури до і після імплантації;

статистичні - для оцінки вірогідності результатів дослідження.

**Наукова новизна роботи.**

- вперше розроблена методика визначення геометричних параметрів субперіостального імплантату (СІ) у залежності від прикладеного жувального навантаження;
- вперше проведені чисельні експерименти для створення конструкцій СІ по математичній моделі для реальних випадків у клінічній практиці;
- вперше визначена процедура оптимізації геометричних параметрів СІ в залежності від міцності матеріалу конструкції і підлягаючої кісткової тканини;
- вперше виявлена величина коефіцієнта пружної отдачі підлягаючої кісткової тканини, що забезпечує вірогідність результатів комп'ютерного моделювання математичних моделей;
- вперше доведена можливість використання результатів математичного моделювання конструкційних параметрів СІ у клінічній практиці;
- вперше складені і реалізовані в сучасних операційних системах типу Windows програми розрахунку навантажувальних і переміщень у комплексі «протез - СІ - підлягаюча кісткова тканина»;
- вперше створена аналітична розрахункова формула системи «протез – СІ - кісткова тканина»;
- вперше виявлені особливості поведінки системи «протез – СІ – підлягаюча кісткова тканина», при можливих навантаженнях;
- вперше визначені граничні пружньо-деформаційні значення, при яких зберігаються міцність кісткової тканини і цілісність конструкцій імплантату.

На більш високому методичному рівні знайшло подальший розвиток:

- проведення субперіостальної імплантації при часткових дефектах зубних рядів, дефектах зубних рядів значної довжини, повній відсутності зубів у сукупності з клініко-математичними даними;
- визначення шляху оптимізації клініко-лабораторних етапів субперіостальної імплантації;
- обґрунтування можливості використання об'єктивної оцінки змін активності жувальної мускулатури за даними підрахунку інтеграла сумарної ЕМГ у різний термін після імплантації.

Пріоритетність отриманих результатів підтверджується Патентами України № 22612 А, № 22613 А, № 22614 А - від 17.03.98; № 22734 А, № 22735 А, № 22736 А, № 22737 А – від 07.04.98.

**Практичне значення отриманих результатів.** Впровадження в практичну охорону здоров'я розробленої в даній роботі методики визначення оптимальних параметрів конструкцій СІ, дозволить більш широко використовувати їх у клінічній практиці. Дані про особливості анатомо-топографічної будівлі альвеолярних відростків можуть бути основою для планування і проведення комплексної програми імплантації. Обґрунтована математично і клінічно випробувана комплексна програма субперіостальної імплантації, дозволяє її проводити при різних видах дефектів зубних рядів і ступеня атрофії альвеолярних відростків щелеп. Створена комп'ютерна програма розрахунку конструкційних параметрів імплантів забезпечує їхнє конструювання в кожному конкретному випадку. Запропоновані раціональні розрахунки конструкцій СІ і способи імплантації значно розширюють клінічні показання до їх використання. Отримано дані про адаптацію жувальної мускулатури після імплантації і розроблені критерії оцінки її ефективності. Результати дослідження застосовуються в практичній роботі відділу хірургічної стоматології Інституту стоматології АМН України, на кафедрах Львівського державного медичного університету, у клініці щелепно-лицьової хірургії Запоріжжя, у відділенні хірургічної стоматології Донецької обласної стоматологічної поліклініки, ряді приватних стоматологічних клінік Донецька і Луганська. Матеріали роботи включені в навчальний процес Київського, Львівського медичних університетів і факультетів післядипломної освіти.

**Особистий внесок здобувача.** Автором освоєні необхідні методики обстеження, проведена об'єктивна оцінка інформативності використаних методів обстеження перед і після проведення субперіостальної імплантації. Виконано аналіз і інтерпретація даних експериментально-клінічних досліджень і обґрунтована методика проведення субперіостальної імплантації в різних клінічних випадках. Обґрунтовано необхідність і доцільність клініко-математичного конструювання СІ. Вивчення ефективності розробленої методики в умовах чисельного експерименту і складання комп'ютерної його реалізації проведено разом із завідувачем кафедрою програмування Одеської державної академії холоду,

професором, доктором технічних наук Орбеєм В.Ф. Самостійно проведені хірургічні, ортопедичні і лабораторні етапи субперіостальної імплантації. Запропоновані методики, на які отримані патенти України, є результатом спільної роботи автора, та співавторів, які виконували в основному консультативну допомогу.

**Апробація результатів дисертації.** Основні результати дисертації були повідомлені на VI Конгресі Всесвітньої Федерації українських лікарських суспільств (Одеса,1996), на I Республіканської конференції лікарів-стоматологів (Київ,1998), на Українській науково-практичній конференції стоматологів (Одеса,1998), на II Міжнародної науково-практичної конференції (Львів,1999), на I (VIII) з'їзді Асоціації стоматологів України (Київ,1999), на III Міжнародної науково-практичної конференції (Львів,2000).

**Публікації.** За матеріалами дисертації опубліковано 22 наукові праці, з них 5 у виданнях рекомендованих ВАК України (1 – одноосібна, 4 – у співавторстві), 7 патентів України і 10 як статті у збірниках наукових праць, матеріалах наукових конференцій, з'їздів, конгресів, журнальних статей.

**Структура й обсяг роботи.** Дисертація складається з вступу, огляду літератури, розділу «Об'єкти і методи дослідження», трьох розділів власних досліджень, заключення, висновків, практичних рекомендацій. Основний текст роботи представлений на 180 сторінках машинопису, містить 27 малюнків та 6 додатків виконаних окремим томом на 43 сторінках, які включають 50 малюнків, 11 діаграм, 9 таблиць. Список використаних джерел складається з 370 джерел, з них вітчизняних і російськомовних – 107, іноземних – 263.

## **ЗМІСТ РОБОТИ**

**Матеріали і методи дослідження.** Дисертаційна робота виконана на основі результатів аналізу обстеження 43 пацієнтів після 60 операцій імплантації, у віці від 16 до 65 років (жінок – 37, чоловіків – 6), з наступним відновленням дефектів зубних рядів ортопедичними конструкціями фіксованими на СІ в різні проміжки часу – 1,3,6,12,24,36 місяців. Операції були проведені по розробленій нами методиці. Пацієнти диференційовані по класах дефектів зубних рядів, виду прикусу. Результати досліджень оцінювалися за даними чисельного експерименту і клінічних показників.

У зв'язку з тим, що вимір у порожнині рота функціональних напруг, що виникають у системі «СІ - кісткова тканина» не представляється можливим, для рішення поставлених задач зв'язаних з вивченням біомеханіки імплантіруємих конструкцій нами було проведено їхнє математичне моделювання в експерименті, що дозволив одержати аналітичну формулу, чисельною її реалізацією в матричній формі по відомому алгоритму рішення контактної задачі для лінійно-деформованої підстави, за допомогою відомих розрахункових схем. Чисельна

реалізація прийнятої моделі розрахунку виконувалася на персональному комп'ютері з процесором Pentium MMX згодом рахунка менш 1 секунди. Використовувалася також операційна система WINDOWS- 96,98,2000 компанії MICROSOFT розроблена на алгоритмічній мові DIGITAL VISUAL FORTRAN 6.0. Програма описувала блок-схему чисельної реалізації прийнятої моделі. СІ виготовлялися зі сплаву КХС МРТУ-42-5025-62.

Анатомо-топографічна і морфологічна будівля дефектів зубних рядів вивчалися на діагностичних моделях щелеп, а також шляхом безпосереднього клінічного обстеження на етапах операції. Було досліджено 172 моделі щелеп (88 - верхніх і 84 - нижніх).

З метою вивчення реакції кісткової тканини щелеп на інкорпорацію СІ було вивчено 301 ортопантомограма.

Для з'ясування характеру динамічних зрушень стану жувальної мускулатури у хворих з дефектами зубних рядів у процесі проведених ортопедичних заходів, була використана методика електроміографічного (ЕМГ) дослідження власне жувальних і скроневих м'язів (м'язи - синергісти). Обстежено 73 особи з яких: контрольна група склала – 30 осіб. Із симетричними дистально необмеженими частковими дефектами зубних рядів – 17 осіб. З асиметричними дистально необмеженими дефектами зубних рядів – 16 осіб. 10 пацієнтів були з повною вторинною адентією і дефектами зубних рядів значної довжини. Дослідження проводили до і через 1,3,6 місяців після протезування на імплантатах.

ЕМГ- дослідження проводилися на чотирьохканальному електронейроміографі МГ-440 угорської фірми «Medicor». Реєстрація показників здійснювалася в приміщенні з постійною температурою 22-24 °С, звукоізоляцією і мінімальним висвітленням, після 15 хвилинного відпочинку. Відведення потенціалів проводилося поверхневими хлорсрібними електродами площею 0,65 см<sup>2</sup>. Для поліпшення електричного контакту поверхня електродів змазували спеціальною електропровідною пастою. Шкіру в місцях фіксації електродів попередньо обробляли медичним етиловим спиртом для зниження імпедансу й усунення поверхневого межелектродного опору. Смуга пропускання частот обмежувалася вбудованими фільтрами діапазоном від 0,05 Гц до 5 КГц і дозволяла реєструвати весь частотний спектр коливань сумарної електроміограми. Чутливість пристрою була 5 мкВ - 20 мВ із дискретним регулюванням у 12 режимах. Рівень власних шумів не перевищував паспортних даних оснащення. Міограми піддавалися експертній оцінці і підлягали первинній комп'ютерній обробці за допомогою спеціальних уніфікованих програм по С.Н. Радимову. У процесі виконання дослідження використовувався ІВМ-сумісний персональний комп'ютер (АТ386/387) зі смугою ефективних частот від аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) до 50 КГц і мінімальним рівнем сигналу - 1 мкВ. Статистична обробка отриманих даних проводилася комп'ютерними програмами STATISTICA 5.0 і MS EXCEL 97. Числові дані



середніх величин представлені як  $M \pm \delta$ . При кількісному аналізі ЕМГ визначали наступні тимчасові показники: тривалість жуваального періоду, час жуваального руху - ДЦ, час біоелектричної активності - БЕА і час біоелектричного «спокою» - БЕП у фазі жуваального руху, загальна кількість ДЦ, а також потужнісні характеристики. Особливістю застосовуваних статистичних методів обробки міограм було комп'ютерне обчислення інтеграла сумарної ЕМГ (ІЕМГ), що найбільше повно відбиває енергетичні витрати м'язів у процесі статичної і динамічної роботи. Усього зареєстровано і досліджено 380 електроміографічних записів.

**Результати дослідження і їхнє обговорення.** Математичні дослідження взаємодії субперіостального імплантату з кістковою тканиною представлено у виді контактної задачі балки з пружною одношаровою підставою, що описується системою інтегро-дифференціальних рівнянь виду:

$$V_{(x)}^{oc} = kp(x) + \theta \int_{-a}^a \ln \frac{1}{|t-x|} p(t) dt + const; \theta = \frac{2(1-\mu_{oc}^2)}{\pi E_{oc}}; \quad (1)$$

$$\frac{d^4 W(x)}{dx^4} = \frac{1}{E_{\sigma} J} [q(x) - p(x)]$$

і граничних умов:  $W''(\pm a) = W''''(\pm a) = 0$ , де  $V_{(x)}^{oc}$  - прогин крапки підстави під балкою;  $k$  – коефіцієнт характеризуючий твердість підстави;  $P(x)$  – контактна напруга;  $W(x)$  – поперечний прогин балки;  $E_{\sigma} I$  – поперечна твердість балки;  $q(x)$  – поперечне навантаження на балку;  $\theta$  – константа пружної основи;  $C$  – довільна постійна.

Рішення системи рівнянь (1) отримано у виді нескінченного ряду по косинусах.

$$P_{(x)} = \varphi_{(\tau)} = \frac{P}{a} \left[ 2\delta e^{\tau^3} + T_0 - \sum_{m=1}^{\infty} T_m \cos \frac{m\tau}{2} \tau \right]; \quad (2)$$

де  $\tau$  – відносна координата;  $P$  – навантаження на балку;  $T_0, T_m$  – коефіцієнти ряду (2);  $\delta$  – пружна характеристика балки.

Точна модель контактної задачі (1) має визначених труднощів чисельної реалізації. У цьому зв'язку розглянута більш проста модель у виді вигину балки на пружній основі з одним коефіцієнтом постелі (модель Е. Винклера). Її диференціальне рівняння має вид:

$$V^{IV}(\xi) + 4V(\xi) = \frac{q(\xi)}{\lambda^4 EI}, \quad (3)$$

де  $\xi = \lambda x$  – безрозмірна перемінна;  $V(\xi)$  – поперечний прогин балки;  $\lambda = \sqrt[4]{\frac{kb}{4EI}}$  - коефіцієнт;

$k$ - коефіцієнт твердості основи;  $b$ - ширина подошви балки;  $EI$ - поперечна твердість балки

Рішення рівняння (3) з початковими параметрами  $EIV_{(0)}$ ;  $EI\varphi_{(0)}$ ;  $M_{(0)}$ ;  $Q_{(0)}$  представлено в

матрічній формі:

$$\begin{pmatrix} EIv(\xi) \\ EI\varphi(\xi) \\ M(\xi) \\ Q(\xi) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} & -A_{13} & -A_{14} \\ A_{21} & A_{11} & -A_{12} & -A_{13} \\ -A_{31} & -A_{21} & A_{11} & A_{12} \\ -A_{41} & -A_{31} & A_{21} & A_{11} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} EIv(0) \\ EI\varphi(0) \\ M(0) \\ Q(0) \end{pmatrix} + \int_0^\xi \begin{pmatrix} A_{14}(\xi-t) \\ A_{13}(\xi-t) \\ -A_{12}(\xi-t) \\ -A_{11}(\xi-t) \end{pmatrix} q(t) dt \quad (4)$$

Невідомі початкові параметри визначаються з рішення крайової задачі. Після визначення початкових параметрів можна обчислити максимальний згинальний момент і реакцію пружної основи по формулах:

$$\begin{aligned} \max M &= 2\lambda EIv(0)sh_{0,5\xi} \sin_{0,5\xi} + \lambda EI \varphi(0) (ch_{0,5\xi} \sin_{0,5\xi} - sh_{0,5\xi} \cos_{0,5\xi}) \\ \max q_0(\xi) &= kbv(\xi) = kb[v(0)ch_{0,5\xi} \cos_{0,5\xi} + (\varphi(0) (ch_{0,5\xi} \sin_{0,5\xi} + sh_{0,5\xi} \cos_{0,5\xi}) / 2\lambda)] \quad (5) \end{aligned}$$

Максимальні нормальні напруги в матеріалі імплантату і контактні напруги в кістці

$$\text{визначаються з виражень: } \max \sigma = \frac{\max M}{W_x}; \quad \max P = \frac{q_0(\xi)}{b} \quad (6)$$

Крайова задача моделі (3) для рівняння (4) зводиться до виключення вектора кінцевих параметрів  $Y(1)$ . У результаті виходить наступна система лінійних алгебраїчних рівнянь для визначення невідомих граничних параметрів:

$$\begin{matrix} 1 & 2 & 3 & 4 \\ \begin{matrix} 1 \\ 2 \\ 3 \\ 4 \end{matrix} \end{matrix} \begin{pmatrix} -A_{31} & -A_{21} & & \\ -A_{41} & -A_{31} & & \\ A_{11} & A_{12} & -1 & \\ A_{21} & A_{11} & & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} EIv(0) \\ EI\varphi(0) \\ EIV(1) \\ EI\varphi(1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_{31}(1/2) \\ B_{41}(1/2) \\ -B_{11}(1/2) \\ -B_{21}(1/2) \end{pmatrix} \quad (7)$$

Таким чином, чисельна реалізація прийнятої моделі розрахунку полягає в рішенні системи рівнянь (7) і обчисленні параметрів напружено-деформованого стану прийнятої моделі по формулах (5), (6).

Для чисельної реалізації прийнятої моделі на персональних комп'ютерах нами була складена програма алгоритмічною мовою високого рівня ФОРТРАН, що реалізовувалася на персональному комп'ютері з процесором Pentium MMX. Використовувалася також операційна система WINDOWS-96,98,2000 і алгоритмічна мова DIGITAL VISUAL FORTRAN 6.0 компанії MICROSOFT.

Результати дослідження вказали на високу точність і вірогідність прийнятої моделі і складеної програми. Погрішність по згинальному моменті склала 0,74%, а по реактивній відсічі підстави – 7,375%. Це дозволяє рекомендувати розроблену нами програму для розрахунку міцності матеріалу імплантату і контактних напруг в кістковій тканині. У зв'язку з чим були виконані прочностні розрахунки прийнятої моделі для реальних геометричних розмірів імплантату, результати яких представлені в таблиці 1.

Таблиця 1

Показники прочностних розрахунків системи «субперіостальний імплантат - кісткова тканина»

Ширина підшви імплантату, метр	Твердість імплантату, $\text{кНм}^2$ EI	Довжина балки (імплантата) L, метр	$\max M$ , $\text{кНм}$ ф-ла (4.4.13)	$\max \sigma$ , МПа ф-ла (4.4.15)	$\max q_0$ , $\text{кН/м}$ ф-ла (4.4.14)	$\max p$ МПа ф-ла (4.4.16)
$4,0 \cdot 10^{-3}$	$36,96 \cdot 10^{-5}$	$20 \cdot 10^{-3}$	$0,71438 \cdot 10^{-3}$	467,6	33,26	8,315
		$30 \cdot 10^{-3}$	$0,67130 \cdot 10^{-3}$	439,4	32,34	8,085
		$40 \cdot 10^{-3}$	$0,65330 \cdot 10^{-3}$	427,6	30,94	7,735
		$50 \cdot 10^{-3}$	$0,65490 \cdot 10^{-3}$	428,7	30,54	7,645
		$60 \cdot 10^{-3}$	$0,65580 \cdot 10^{-3}$	429,3	30,509	7,627
$3,0 \cdot 10^{-3}$	$11,69 \cdot 10^{-5}$	$20 \cdot 10^{-3}$	$0,56353 \cdot 10^{-3}$	368,9	41,07	13,69
		$30 \cdot 10^{-3}$	$0,52750 \cdot 10^{-3}$	345,3	38,73	12,91
		$40 \cdot 10^{-3}$	$0,52770 \cdot 10^{-3}$	345,4	37,90	12,63
		$50 \cdot 10^{-3}$	$0,528495 \cdot 10^{-3}$	345,9	37,855	12,62
		$60 \cdot 10^{-3}$	$0,52841 \cdot 10^{-3}$	345,9	37,852	12,62
$2,0 \cdot 10^{-3}$	$2,31 \cdot 10^{-5}$	$20 \cdot 10^{-3}$	$0,39225 \cdot 10^{-3}$	256,7	53,34	26,67
		$30 \cdot 10^{-3}$	$0,38944 \cdot 10^{-3}$	254,9	51,355	25,67
		$40 \cdot 10^{-3}$	$0,38989 \cdot 10^{-3}$	255,2	51,308	25,67
		$50 \cdot 10^{-3}$	$0,38985 \cdot 10^{-3}$	255,2	51,301	25,65
		$60 \cdot 10^{-3}$	$0,389855 \cdot 10^{-3}$	255,2	51,301	25,65

У процесі дослідження прийнятої моделі на персональному комп'ютері визначена величина коефіцієнта відсічі підстави (коефіцієнта постелі)  $k$  рівна  $200 \text{ кН/см}^3$ , що приводить до достовірних результатів. Аналіз отриманих даних (табл.1) свідчить про наступний напружено-деформований стан матеріалу імплантату і кісткової тканини. Міцність імплантату забезпечується в широкому діапазоні зміни його довжини і ширини (допустиме напруження сплаву КХС МРТУ – 42  $[\sigma] = 400\text{-}500 \text{ мПа}$ ). Контактні напруга і міцність кісткової тканини істотно залежать від ширини підшви (перекидної стрічки) імплантату, гранична ширина якої складає  $b = 2,0 \text{ мм}$  (напруга, що допускається, у кістковій тканині  $[\sigma] = 20\text{-}25 \text{ мПа}$ ). Чітко просліджується тенденція зниження напруженого стану в імплантаті і кістковій тканині одночасно при збільшенні як ширини ( $b$ ), так і його довжини ( $L$ ).

Приведені дані вказують на необхідність конструювання максимально можливим розміри підшви імплантату, що забезпечує значну міцність і довготривалість функціонування системи «імплантат-кісткова тканина». Достовірного зв'язку між площею підшви імплантату і товщиною підлягаючої кісткової тканини нами не встановлено. Модель працює при порівнянних величинах перекидних стрічок імплантату і підлягаючої кісткової тканини по типу ефекту «колеса на рейці». Проміжні опори рекомендуємо застосовувати тільки у випадку значних відстаней - 3 і більш сантиметри між опорами субперіостального імплантату.

Постановка проміжних точок опори істотно перерозподіляє внутрішні напруження, як у матеріалі імплантату, так і в кістковій тканині, створюючи при цьому сприятливе тло для полів напруг. У свою чергу зменшення рівня напруг підвищує довговічність конструкцій імплантатів і поліпшує характеристики післяопераційного періоду.

Анатомо-топографічні особливості стану тканин альвеолярного відростка щелеп пацієнтів були вивчені на 86 моделях верхньої і нижньої щелеп (верхніх - 44, нижніх – 42). Цілком беззубі щелепи розглядали по цікавлячим фрагментам.

Порівняльний аналіз отриманих даних дозволив нам виділити наступні загальні особливості будівлі альвеолярних відростків, позаалежністю від їхньої приналежності до щелеп, це:

- повна невідповідність будівлі кісткових структур альвеолярного відростка виявлені на робочих і діагностичних моделях;
- загальноприйнятий розподіл форми альвеолярних відростків на напівкруглу, трикутну – «гостру» і плоску є таким тільки для діагностичних моделей;
- покриваюча альвеолярні відростки слизувата оболонька, у силу особливостей своєї будівлі, може імітувати і ховати самі різні особливості кісткових структур;
- розташовуючись кнутри або кнаружи від щирого кісткового гребеня альвеолярного відростка і маючи на його вершині ділянки стовщення і істончення, слизувата оболонька може створити досить неправильне уявлення про структури, що залягають під нею - екзостозах, лунках вилучених зубів, місцях раніше перенесених травм і оперативних втручань;
- одноманітна форма альвеолярного відростка зустрічається вкрай рідко і найчастіше представлена різними за формою фрагментами перехідними друг у друга та без переходів;
- наявність поодинокі стоящих зубів збільшує зміни топографії альвеолярних відростків.

Поряд з цим нами виявлені деякі індивідуальні особливості будівлі альвеолярних відростків на верхній і нижній щелепах. Так, на верхній щелепі основним факториом визначальним її будівлі є те, що її кісткова частина, у більшості випадків, має гостру, лезвієподібну форму - 63,6% випадків. Причому, кут нахилу гребеня альвеолярного відростка найчастіше іде різко латерально і знаходиться в межах 155-160 градусів від перпендикуляра середньої лінії. Подібне розташування альвеолярних гребенів спостерігається у 57,1% випадків. При напівкруглій формі – 20,4%, найчастіше виявлялися сховані лунки раніше вилучених зубів покриті товстою слизуватою оболонкою. Відмітною її ознакою є наявність більш вузького його підстава, власне самого гребеня, особливо в піднебінному напрямку.

Виявлені на нижній щелепі особливості будівлі беззубих альвеолярних відростків носять більш виражений характер у порівнянні з верхньою, через наявність характерних анатомічних утворень - зовнішньої і внутрішньої косих ліній, ретромолярних трикутників і

їхніх ніжок, власне альвеолярного відростка. Стан цих структур після видалення зубів, атрофії, перенесених травматичних і післяопераційних деформацій обумовлює різноманіття анатомічних особливостей і має дуже істотне значення при проведенні імплантації.

Згідно отриманим даним середина верхівки клінічного альвеолярного відростка і його рентгенологічне відображення є досить різними утвореннями. Так, у більшості випадків гребінь альвеолярного відростка нижньої щелепи має косий напрямок або зміщений у язичну, чи в щічну сторони, у той час як її рентгенологічне зображення помилково розраховується по сукупності наявності “корисної” кісткової тканини, що можливо використовувати для імплантації. Щира ж верхівка гребеня альвеолярного відростка фактично знаходиться набагато нижче і залишається перекритою зовнішньою косою лінією, або накладається на внутрішню косу лінію. Різного ж ступеня атрофії гребеня в медіальному і дистальному відділах беззубої частини щелепи збільшують сприйняття і інтерпритацію стану кісткових структур по рентгенівському знімку.

Анатомічно виявляються кілька варіантів альвеолярного гребеня - косий, прямий, ламаний і сочетаний. Розташування косого може носити різний характер - починаючись від зуба обмежуючого дефект, гребінь може йти як до зовнішньої косої лінії так і до внутрішньої. Прямий, як правило, роздвоюється або медіально або дистально, з визначеним ступенем різниці висоти ділянок гребеня, що роздвоїлися. При цьому найчастіше один вище іншого. При ламаному - напрямок гребеня міняється зі сторони убік протягом усієї довжини від медіального до дистального відділів. Сочетаний варіант представляється різноманіттям своєї будівлі з наявністю екзостозов, лунок вилучених зубів, вибоїн, коли зустрічаються класичні його види - напівкруглий, трикутний – «вузький» і плоский, відповідно. Останні три варіанти згідно нашим даним більш рідко зустрічаються в чистому виді і виражаються в основному ступенем атрофії у визначеній ділянці беззубого альвеолярного відростка - передньому, середньому і задньому відділах рівномірно на всьому протязі.

Для досягнення повної реабілітації даної категорії хворих нами були об'єднані хірургічні й ортопедичні заходи в єдиний взаємозалежний і взаємообумовлений комплекс, названий - програмою імплантації, виконаної на всіх клінічних етапах одним фахівцем - врачом-имплантологом.

Варто помітити, що методики проведення імплантації при різних видах дефектів зубних рядів на різних щелепах мають ряд індивідуальних особливостей. Так, практичний досвід і клінічні спостереження показують, що важливою умовою успішного проведення субперіостальної імплантації є попереднє виготовлення індивідуальної відбиткової ложки, що дозволяє максимально точно відтворювати особливості будівлі сприймаючого кісткового

ложа. З огляду на це, нами розроблена і клінічно апробована оригінальна методика виготовлення індивідуальної відбитної ложки. (Патент України 22734 А (А 61 С8/00)).

Субперіостальну імплантацію при повних дефектах зубних рядів проводили по запропонованій нами методиці (Патент України 22614 А (А61С 8/00)), а при дефектах зубних рядів значної довжини відповідно до методики закріпленій Патентом України 22735 А (А61С 8/00).

Запропоновані способи імплантації з використанням заздалегідь виготовлених протезів дозволяють максимально задовольнити естетичні побажання пацієнтів до імплантації. Використовувати раніше виготовлені протези як маркери для визначення місця розташування опор імплантату. Скоротити в післяопераційному періоді кількість клінічних етапів протезування - зняття відбитків, припасування воскових окклюзійних валиків, визначення центрального співвідношення щелеп і висоту прикусу. Використовувати в післяопераційному періоді фіксований тимчасовий протез терміном до 3 років. Скоротити робочий час лікаря, зубного техника і заощаджувати матеріал на всіх етапах імплантації. Застосовувати раніше виготовлені протези як наступну ланку на всіх етапах імплантації. Створюють можливість іммобілізації щелеп і досягнення відносного спокою в післяопераційному періоді. Дозволяють використовувати раніше фіксовані на імплантатах тимчасові протези для визначення індивідуальних окклюзійних кривих і виготовлення по них постійних протезів.

Операції субперіостальної імплантації при часткових дистально необмежених дефектах зубних рядів проводили по розробленій нами методиці (Патент України 22735 А (А61 С 8/00)), що створює можливість відтворення необхідних анатомічних структур щелеп у положенні центральної оклюзії. (Патент України 22613 А (А61С 8/00)), (Патент України 22737 А (А 61 С8/00)).

Результати ЕМГ досліджень в облич контрольної групи показали, що тривалість жувального періоду складає  $12,27 \pm 1,98$  сек., при кількості жувальних рухів  $13,3 \pm 2,28$  і усередненому коефіцієнті асиметрії близькому до 1,02. ЕМГ жувальних м'язів при довільному жуванні характеризується чергуванням «залпів» біоелектричної активності (БЕА) з періодами відносного біоелектричного спокою (БЕП). Енергетична ємність (ІЕМГ) для обох груп жувальних м'язів склала по  $0,82 \pm 0,1$  мв/сек.

Аналіз електроміограм в облич з частковим кінцевим дефектом зубних рядів, отриманих у стані «спокою» показав, що біоелектрична активність представлена одиничними біопотенціалами з амплітудою 10-15 мкВ і тривалістю 7-11 мсек. Біоелектрична активність довільного скорочення жувальних м'язів виявлялася більш рідкої, у порівнянні з контрольною групою.

Спостерігається відсутність симетричності і чергування сторін жування. При цьому в плині всього періоду жування здійснювався, як правило, на одній, що стала звичній стороні.

Кількісний аналіз тимчасових ЕМГ показників в обличч з частковим кінцевим дефектом зубних рядів показав, що час одного динамічного циклу при довільному жуванні укорочене і дорівнює для скроневих м'язів  $0,64 \pm 0,04$  сек у пацієнтів з асиметрією і  $0,63 \pm 0,03$  без асиметрії, а для власне жувальних -  $0,65 \pm 0,04$  сек і  $0,64 \pm 0,03$  з асиметрією і без неї, відповідно.

Звертає на себе увага і зміна відносини періодів БЕА до БЕП. У пацієнтів з дефектами зубних рядів його значення відповідало для скроневих м'язів  $0,87 \pm 0,01$ , власне жувальних  $0,88 \pm 0,01$ , що вказує на переважне скорочення періодів БЕА в порівнянні з БЕП. Крім цього, відзначається характерне збільшення, як тривалості жувального періоду, так і кількості зроблених жувальних рухів більш ніж у 2 рази.

При аналізі інтегралів сумарних ЕМГ у хворих з латералізацією дефектів зубних рядів КА знаходився в межах  $1,12-1,67$  і  $1,34-1,77$ , відповідно для скроневих і власне жувальних м'язів. Усереднений коефіцієнт асиметрії (УКА) енергетичної ємності для м'язів обох сторін коливався в межах від  $1,24$  до  $1,68$  у пацієнтів з наявністю асиметрії зубних рядів.

Показники ЕМГ в обличч з повної вторинної адентією були наступними. Для скроневих м'язів тривалість жувального періоду –  $24,2 \pm 3,9$  сек., кількість ДЦ –  $36,0 \pm 6,75$ , період ДЦ –  $0,63 \pm 0,03$  сек., відношення БЕА до БЕП –  $0,86 \pm 0,01$ , потужність за весь період жування –  $0,90 \pm 0,27$  мв/сек. У жувальних м'язів період ДЦ –  $0,65 \pm 0,03$  сек., відношення БЕА до БЕП –  $0,88 \pm 0,01$ , потужність за весь період жування –  $0,98 \pm 0,24$  мв/сек.

В обличч з дефектами значної довжини показники ЕМГ у скроневих м'язів склали - тривалість жувального періоду –  $23,5 \pm 2,87$  сек., кількість ДЦ  $35,23 \pm 3,40$ , для скроневих м'язів період ДЦ –  $0,63 \pm 0,04$ , відношення БЕА до БЕП –  $0,88 \pm 0,02$ , потужність за весь період жування –  $0,83 \pm 0,22$ , а в жувальних м'язів - період ДЦ –  $0,64 \pm 0,04$  сек., відношення БЕА до БЕП –  $0,88 \pm 0,02$ , потужність за весь період жування –  $0,90 \pm 0,21$  мв/сек.

Кількісний і якісний аналіз електроміограм отриманих через місяць після протезування на СІ, дозволив встановити ряд істотних закономірностей. Насамперед з отриманих даних видно, що тривалість жувального періоду зменшилася в середньому в  $1,48-1,5$  рази в обох групах хворих, а кількість жувальних рухів - у  $1,38-1,56$  рази в порівнянні з такими до лікування. Збільшився також період ДЦ, що склав  $0,67 \pm 0,04$  сек для скроневих і  $0,69 \pm 0,04$  сек для власне жувальних м'язів. Істотні зміни виявлені й у структурі ДЦ. Так, відношення періодів БЕА до БЕП збільшилося в  $1,05$  рази і склало  $0,90 \pm 0,01$  і  $0,91 \pm 0,01$  для скроневих і власне жувальних м'язів, відповідно. У структурі ЕМГ довільного жування виявляється

тенденція до збільшення числа високоамплітудних біопотенціалів і насиченості інтерференційної ЕМГ.

У хворих з повною адентією і з дефектами значної довжини по витіканню місяця адаптаційного періоду, були зареєстровані деякі зміни. Так, характер основних ЕМГ-показників вказав на значну і значиму позитивну динаміку, що виразилася в нормалізації, як показників жування в цілому (час жування, кількість жувальних рухів), так і в структурі жувального руху (зміна відносини БЕА/БЕП, збільшення часу ДЦ).

Дані електроміограм через 3 місяці після протезування на субперіостальних імплантатах показали, що тимчасові параметри ЕМГ перетерплюють подальші зміни. Зокрема, зберігається тенденція до зменшення тривалості жувального періоду (у 1,7 - 1,78 рази) і кількості динамічних циклів (у 1,75-1,81 рази). Продовжував збільшуватися також період ДЦ, що склав 0,7 сек. для скроневих м'язів і 0,71 сек. для власне жувальних м'язів. У структурі ДЦ продовжувалася намітившаяся через місяць після протезування на СІ динаміка змін ЕМГ-показників. Зокрема, збільшився період БЕА і його відношення до БЕП, що склав 0,91 для скроневих і 0,92 для власне жувальних м'язів.

Дуже істотні дані, із клінічної точки зору, були виявлені при аналізі інтегрованих ЕМГ. Так, зниження усередненого коефіцієнта асиметрії зменшилося з 1,49 до 1,2, що свідчить про включення в акт жування жувальних м'язів раніше балансууючої сторони. Динаміка ж основних ЕМГ-показників протягом 3 місяців реабілітаційного періоду продовжувала наближатися до нормальних показників, однак її швидкість була нижче чим у перший місяць. Продовжували змінюватися загальний час жування, кількість жувальних рухів. Поліпшувалися показники структури жувального руху (зміна відносини БЕА/БЕП, збільшення часу ДЦ). Досягнуті результати зберігали статистичну вірогідність.

Електроміографічні дослідження жувальних м'язів через 6 місяців після протезування на СІ виявили деяку стабілізацію досліджуваних показників. Так, тривалість жувального періоду зменшилася в 1,89-1,92 рази з вихідної її величини і практично наблизилася до середньостатистичної норми. Кількість же жувальних рухів зменшилося в 1,97-2,02 рази. Структура ДЦ подальших істотних перебудов не перетерпіла. Стабілізувалася динаміка відносини періодів БЕА до БЕП ( $0,91 \pm 0,01$  для скроневих і  $0,92 \pm 0,01$  для власне жувальних м'язів). Тривалість динамічного циклу для скроневих і власне жувальних м'язів також наблизилася до показників середньостатистичної норми ( $0,71 \pm 0,03$  сек. і  $0,72 \pm 0,03$  сек., відповідно). У хворих з латералізацією дефектів зубних рядів показники КА й УКА значно зменшилися в порівнянні з вихідним. І в 1,3 рази подальша динаміка зміни інтегралів фази БЕА відзначалася зменшенням асиметрії з протилежних сторін, що можна розцінювати як симетричний перерозподіл навантаження між протилежними сторонами. Відзначено



подальше збільшення приросту інтегралів ЕМГ жувальних м'язів (на 7,8% від вихідних даних). У хворих із симетричними дефектами зубних рядів показники КА й УКА істотно не змінилися, хоча динаміка основних ЕМГ-показників через 6 місяців чітко просліджувалася. Однак вона не була вже настільки стрімкої як у перші місяці після протезування. У цілому, досягнуті ЕМГ-критерії за 6 місяців реабілітації можна охарактеризувати як цілком задовільні.

## ВИСНОВКИ

За рахунок удосконалення методики імплантації субперіостальних конструкцій вирішена актуальна стоматологічна задача по підвищенню якості зубного протезування.

1. Результати вивчення анатомо-топографічної будівлі альвеолярних відростків, в області дефектів зубних рядів, вказують на повну їх невідповідність зоні імплантаційного кісткового ложа.

2. Обґрунтовано і розроблена математична модель навантаження і деформування субперіостального імплантату у виді прямолінійної балки на суцільній пружній основі з одним коефіцієнтом відсічі підлягаючої кісткової тканини, рівним  $200 \cdot 10^6$  кН/м<sup>3</sup>.

3. Складена автоматизована програма з алгоритмічною мовою Visual Digital Fortran під операційну систему Windows 96, 98, 2000, дозволяє визначати з високою точністю показники напруги і деформації використовуваного нами робочого матеріалу – сплав КХС МРТУ – 42-5025-62, що придатний і для інших матеріалів, застосовуваних у імплантології.

4. Отримані епюри розподілу згинальних моментів і деформацій кісткової тканини дозволили установити, що основним елементом передачі жувального навантаження по усіх векторах є перекидна стрічка імплантату з несущою опорною голівкою, а інші елементи конструкції субперіостального імплантату перешкоджають несприятливим бічним навантаженням граничної величини. Граничним розміром довжини і ширини перекидної стрічки варто вважати 15мм і 1,5мм, відповідно.

5. Розроблена нами методика субперіостальної імплантації являє собою комплексну програму, що поєднує деякі відомі, удосконалені і розроблені нами нові (Патенти України 226 13А (А61 С8/00), 226 14А (А61 С8/00), 227 34А (А61 С8/00), 227 35А (А61 С8/00), 227 36А (А61 С8/00), 227 37А (А61 С8/00)) ортопедичні і хірургічні її етапи, що дозволяє скоротити терміни протезування до 21 дня. При цьому, рекомендовані нами маркерні протези доцільно використовувати на всіх етапах імплантації як сполучна ланка.

6. Аналіз даних електроміографічних досліджень після проведення 60 операцій субперіостальної імплантації і безпосереднього протезування 43 пацієнтів дозволяє позначити, що адаптація жувального апарата настає до 3 місяцю після проведеного втручання. До 6 місяця змінюються лише на незначні показники і закінчується незалежно від величини дефекту зубного ряду.

## **ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ**

1. При проектуванні конструкції СІ рекомендуємо проведення паралелометрії з метою виявлення екваторної лінії в зоні сприймаючого кісткового ложа, що дозволяє розподілити необхідну кількість опорних голівок у залежності від раціональних геометричних параметрів опорних перекидних стрічок імплантатів, поліпшити фіксацію і визначити найбільш простий шлях введення імпантируємих конструкцій.
2. Розпіркові опорні плечі СІ необхідно розташовувати на природних контрфорсах щелеп, конструюючи їх як мінімум рівновеликими стосовно висоти протезної конструкції фіксованої на опорну голівку.
3. Для оптимізації геометричних параметрів імплантатів у конкретних клінічних ситуаціях, рекомендуємо застосовувати розроблені нами методики фізико-математичного розрахунку їхніх параметрів, що дозволяють ефективно і з високою точністю визначати максимальні напруги в матеріалі імплантату і підлягаючої кісткової тканини.
4. При проектуванні конструкцій СІ доцільно застосовувати проміжні опори, що знижують несприятливі напруги і деформації на 75% при довжині дефекту зубного ряду більш 3-х см.
5. У конструкцію імплантатів при повних дефектах зубного ряду необхідно вводити 4-6 опор.
6. Для досягнення найбільш точного прилягання СІ до тканин кісткового ложа, рекомендуємо використовувати розроблену нами методику безпосереднього зняття відбитка і виготовлення робочої гіпсової моделі, що дозволяють відобразити, як кісткові структури, так і товщину слизово-окістного лиску

### **Список опублікованих робіт з теми дисертації**

1. Сенніков О.М. “Досвід застосування субперіостальних імплантатів для заміщення повних та часткових дефектів зубних рядів.” // VI Конгрес Світової Федерації Українських лікарських товариств. Тезиси доповіді. – Одеса, 1996 – С.199.
2. Сенніков О.М. “Динамика електроміографічних показників функціонального стану жувальних м’язів у процесі протезування хворих з односторонніми кінцевими дефектами зубних рядів на субперіостальних імплантатах.” // Вісник стоматології. – 1997 - № 1 – С. 108-111.
3. Семенченко Г.И., Сенников О.Н. «Методика субпериостальной имплантации при субтотальных дефектах зубных рядов.» // Вісник стоматології. – 1997 - № 3 – С.391-393.  
Здобувачу належить розробка методикі та проведення клінічного її впровадження.
4. Сенніков О.М. “Безпосереднє протезування тотальних дефектів зубних рядів незнімними мостоподібними протезами, фіксованими на субперіостальних імплантатах.” // Питання ортопедичної стоматології: Збірник наукових праць. – Полтава, 1997. – С.105.

- 5.Крыкляс Г.Г., Лабунец В.А., Сенников О.Н. «Анатомо-топографическое состояние костной ткани альвеолярных отростков челюстей до проведения на них субпериостальной имплантации» // Сборник тезисів І Республіканська конференція. – К., 1998 – С.159-161.
- 6.Лабунец В.А., Сенников О.Н., Семёнов Е.И., Диева Т.В. «Структура дефектов зубных рядов у взрослого городского населения Украины по данным стоматологических осмотров» // Перспективы, - 1998. - №2 додаток №3. – С. 23-26.
- 7.Лабунец В.А., Оробей В.Ф., Сенников О.Н. «Изучение биомеханического взаимодействия субпериостальных имплантатов и кости методом математического моделирования.» // Перспективы – 1998.- №2, додаток №3 – С.30-34.
- 8.Патент на винахід 22612 А А 61 С 8/00. Спосіб визначення ефективності субперіостальної імплантації / Курако Ю.Л., Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Ганчо В.П., Сенніков О.М., Семенов Є.І., ЗапорожецьС.О. – 1998. Авторів належать клініко-лабораторні дослідження та проведення хірургічних та ортопедичних втручань при імплантації.
- 9.Патент на винахід 22613 А А 61 С 8/00. Спосіб виготовлення моделі щелепи з відсутністю зубів / Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Сенніков О.М. – 1998. Авторів належать ідея та впровадження способу в клінічну практику.
- 10.Патент на винахід 22614 А А 61 С 8/00. Спосіб субперіостальної імплантації на беззубих щелепах / Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Сенніков О.М. – 1998. Авторів належать ідея та впровадження способу в клінічну практику.
- 11.Патент на винахід 22734 А А 61 С 8/00. Спосіб моделювання індивідуальної відтискної ложки для проведення субперіостальної імплантації / Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Сенніков О.М. – 1998. Авторів належать ідея та впровадження способу в клінічну практику.
- 12.Патент на винахід 22735 А А 61 С 8/00. Спосіб субперіостальної імплантації при субтотальних дефектах зубних рядів / Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Сенніков О.М. – 1998. Авторів належать ідея та впровадження способу в клінічну практику.
- 13.Патент на винахід 22736 А А 61 С 8/00. Спосіб субперіостальної імплантації при дістально необмежених дефектах зубного ряду / Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Сенніков О.М. – 1998. Авторів належать ідея та впровадження способу в клінічну практику.
- 14.Патент на винахід 22737 А А 61 С 8/00. Спосіб визначення центральнооклюзійних взаємовідношень моделей щелепів при проведенні дентальної імплантації / Крикляс Г.Г., Коваленко А.Ф., Сенніков О.М. – 1998. Авторів належать ідея та впровадження способу в клінічну практику.
- 15.Лабунец В.А., Сенніков О.М. “Електроміографічні показники функціонального стану жувальних м’язів у процесі протезування хворих з однобічними кінцевими діфектами зубних

рядів на субперіостальних імплантатах.” // Матеріали I (VIII) з’їзду Асоціації стоматологів України – К.: 1999. – С.405-406.

16.Лабунець В.А., Сенніков О.М. “Клінічне обґрунтування щодо використання імплантів за даними стоматологічних оглядів.” // Матеріали I (VIII) з’їзду Асоціації стоматологів України – К.: 1999. – С.469-471.

17.Лабунець В.А., Сенніков О.Н. «К вопросу о субпериостальной имплантации.» // Вісник Асоціації стоматологів України – 1999. – № 2-4 (7-9) - С.12.

18.Сенніков О.Н., Лабунець В.А., Оробей В.Ф. «Математическое моделирование биомеханических параметров субпериостальных имплантатов.» // Клиническая имплантология и стоматология – С.-Петербург, 1999. - № 2-3 – С.57-60.

19.Лабунець В.А., Сенніков О.Н. «Способ изготовления индивидуальной ложки для субпериостальной имплантации.» // Вісник стоматології – 1999. - № 1 – С.52-53. Автору належать клініко-лабораторні дослідження.

20.Хамула В.В., Зейдан Х.Ю., Притула О.М., Параскева В.С., Сенніков О.М., Мохамед А.А., Лабунець В.А. “Імплантаційна технологія – проект “СПАЛАХ” ЕМ-99. Версія – “дентальна імплантація”. Окремі клінічні та техніко-конструктивні аспекти втілення *in vivo*.” // Практична медицина. – 1999. - №7-8 (19-20). – С. 51-55. Авторів належать окремі дослідження в межах клінічної та техніко-конструктивної роботи.

21.Лабунець В.А., Сенніков О.М. “Клініко-лабораторні аспекти субперіостальної імплантації.” // Матеріали II міжнародної науково-практичної конференції – Львів, 1999. – С.23-25.

22.Сенніков О.М., Лабунець В.А., Оробей В.Ф.“Клініко-математичні аспекти субперіостальної імплантації.” // Матеріали III міжнародної науково-практичної конференції - Львів, 2000. – С.30-31.

## АНОТАЦІЯ

Сенніков О.Н. Клініко-математичне обґрунтування конструювання субперіостальних імплантів. Дисертація на змагання ученого ступеня кандидата медичних наук за фахом 14.01.22 – стоматологія.–Рукопис. Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, 2001 р.

Робота присвячена питанням підвищення ефективності лікування хворих з різними дефектами зубних рядів за рахунок розробки раціональних конструкцій СІ. Для досягнення мети було проведено математичне моделювання взаємодії СІ з підлягаючою кістковою тканиною яке представлено ввиде контактної задачі - балки з пружною одношаровою підставою і системою інтегро-дифференціальних рівнянь, що дозволили одержати аналітичну формулу рішення проблеми. У процесі дослідження прийнятої моделі визначена величина

відсічі кісткової тканини  $k=200 \text{ кН/см}^3$ , яка дозволила укласти, що основним елементом передачі жувального навантаження на кісткову тканину є перекидна стрічка СИ, що несе опорну голівку. Чисельний експеримент дозволяє чітко простежити тенденцію зниження напружно-деформованого стану одночасно в імплантаті і кісткової тканини при збільшенні значень величини довжини  $L$  і ширини  $b$  перекидної стрічки імплантату. Складена комп'ютерна програма алгоритмічною мовою Fortran 6,0 з використанням операційної системи Windows-96,98,2000 дозволяє не тільки визначити необхідні конструкційні параметри в кожному конкретному випадку, але і провести перевірку отриманих даних.

Вивчення анатомо-топографічної будівлі сприймаючого імплантаційного ложа дозволило виділити деякі особливості будівлі альвеолярних відростків на верхній щелепі. У більшості випадків вони мають гостру лезвиеподобную форму. На нижній щелепі анатомічно виявлені наступні варіанти будівлі альвеолярного відростка: косе, пряме, ламане і сочетане. Класичні ж варіанти будівлі - гострий, напівкруглий, плоский нами в чистому виді практично не виявлені.

Розроблено оригінальні способи проведення субперіостальної імплантації при різних типах дефектів зубних рядів.

Вивчення адаптаційних процесів у жувальній мускулатурі після проведення субперіостальної імплантації за даними ЕМГ-исследований дозволило установити, що основні регистрируемые зміни відбуваються в плинні 1 місяця після проведення імплантації і практично закінчуються до 3 місяцю, притерпевая лише незначні зміни до 6 місяця. Причому настання адаптаційних процесів відбувається в основному в ті самі терміни незалежно від типу дефекту зубного ряду. Оцінка результатів проведення субперіостальної імплантації за даними ЕМГ дозволила нам розробити і запропонувати досить об'єктивний спосіб визначення ефективності субперіостальної імплантації.

**Ключові слова:** субперіостальна імплантація, математичне моделювання, біомеханіка, конструювання дентальних імплантатів, топографія альвеолярного гребеня, кісткове ложе, електроміографія.

## АННОТАЦИЯ

Сенников О.Н. Клинико-математическое обоснование конструирования субперіостальных имплантатов. Диссертация на соискание учёной степени кандидата медицинских наук по специальности 14.01.22 – стоматология.. – Рукопись. Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев, 2001 г.

Работа посвящена вопросам повышения эффективности лечения больных с различными дефектами зубных рядов за счёт разработки рациональных конструкций СИ. Для достижения цели было проведено математическое моделирование взаимодействия СИ с

подлежащей костной тканью которое представлено в виде контактной задачи - балки с упругим однослойным основанием и описывающей системой интегро-дифференциальных уравнений, позволивших получить аналитическую формулу решения проблемы. Формула решения, т.е. численная реализация аналитической формулы расчёта упруго-деформируемых состояний в системе «СИ – костная ткань», представляет собой максимальные нормальные напряжения в материале имплантата и контактные напряжения в костной ткани. В процессе исследования принятой модели определена величина отпора костной ткани  $k=200 \text{ кН/см}^3$ , приводящая к достоверным результатам и позволившая заключить, что основным элементом передачи жевательной нагрузки на костную ткань является перекидная лента СИ, несущая опорную головку. Прочность СИ обеспечивается в широком диапазоне изменениями длины и ширины перекидной ленты СИ при допусках напряжений сплава КХС МРТУ – 042 [6] = 400-500 МПа. Контактные напряжения и прочность кости существенно зависят от ширины перекидной ленты имплантата, которая равна  $b=2,0 \text{ мм}$ , достоверно позволяющая обеспечить целостность костной ткани. Численный эксперимент позволяет чётко проследить тенденцию снижения напряжённо-деформируемого состояния одновременно у имплантата и костной ткани при увеличении значений величины длины  $L$  и ширины  $b$  перекидной ленты имплантата. Составленная компьютерная программа на алгоритмическом языке Fortran 6,0 с использованием операционной системы Windows- 95,98,2000 позволяет не только определить необходимые конструкционные параметры в каждом конкретном случае, но и провести проверку полученных данных. Погрешность рассчитываемой модели по изгибающему моменту составила 0,74%, а по реактивному отпору основания – 7,375%, что свидетельствует о высокой степени достоверности.

Изучение анатомо-топографического строения воспринимающего имплантационного ложа позволило выделить некоторые особенности строения альвеолярных отростков на верхней челюсти. В большинстве случаев они имеют острую лезвиеподобную форму – 63,6%. Если альвеолярный отросток имел полукруглую форму, то на нём выявлялись скрытые лунки удалённых зубов. В 20,4% случаев его основание было более узкое, чем сам гребень особенно, с нёбной стороны. На нижней челюсти анатомически выявлены следующие варианты строения альвеолярного отростка: косое, прямое, ломанное и сочетанное. Косое расположение может носить различный характер. Начинаясь от зуба ограничивающего дефект, гребень может идти либо к наружной, либо к внутренней косым линиям. При прямом, как правило, гребень раздваивается в медиальную или дистальную стороны, причём один выше другого. При ломанном - направление гребня меняется из стороны в сторону на протяжении всей длины от медиального до дистального отделов. Сочетанное расположение включает в себя перечисленные варианты строения с наличием экзостозов, лунок удалённых зубов и

поднутрений. Классические же варианты строения - острый, полукруглый, плоский нами в чистом виде практически не выявлены.

Разработаны оригинальные способы проведения субпериостальной имплантации при различных типах дефектов зубных рядов закреплённые Патентами Украины № 22613 А А 61 С 8/00, № 22614 А А 61 С 8/00, № 22734 А А 61 С 8/00, № 22735 А А 61 С 8/00, № 22736 А А 61 С 8/00, № 22737 А А 61 С 8/00.

Изучение адаптационных процессов в жевательной мускулатуре после проведения субпериостальной имплантации по данным ЭМГ-исследований позволило установить, что основные регистрируемые изменения происходят в течении 1 месяца после проведения имплантации и практически заканчиваются к 3 месяцу, притерпевая лишь незначительные изменения к 6 месяцу. Причём наступление адаптационных процессов происходит в основном в одни и те же сроки независимо от типа дефекта зубного ряда. Оценка результатов проведения субпериостальной имплантации по данным ЭМГ позволила нам разработать и предложить достаточно объективный «Способ определения эффективности субпериостальной имплантации» (Патент Украины № 22612 А А 61 С 8/00 ).

**Ключевые слова:** субпериостальная имплантация, математическое моделирование, биомеханика, конструирование дентальных имплантатов, топография альвеолярного гребня, костное ложе, электромиография.

#### ANNOTATION

Sennikov O.N. Clinical and mathematical substantiation of designing of subperiosteal implants. - The manuscript.

Dissertation on competition of a scientific degree of the candidate of medical sciences on a speciality 14.01.22 - Dentistry.- National Medical University named after O.O. Bogomolets, Kyev, 2001.

The work is devoted by a question increase of efficiency treatment of the patients with different defects of tooth lines at the expense of development of rational designs subperiosteal implant (SI). For achievement of the purpose the mathematical modeling of interaction SI with subject bone by a fabric which submitted as of a contact task - beam with elastic monoslice by the basis and system integro-differential of the equations was carried out which have permitted to receive the analytical formula of the decision of a problem. During research of the accepted model the certain size bon's rebuff of a fabric  $k=200$  кН/см<sup>3</sup>, which has permitted to conclude, that by a basic element of transfer of chewing loading on bone the fabric is transfer a tape SI. The numerical experiment permits precisely to look after the tendency of reduction stress-deformation of a status simultaneously in implants and bone of a fabric at increase of values of size of length L and width b transfer of a tape of implants. The made computer program by an algorithmic language Fortran 6,0 with use of

operational system Windows-96,98,2000 permits not only to determine necessary constructional parameters in each concrete case, but also to inspect the received data.

Study of an anatomical and topographical building perceiving implant's box has permitted to allocate some features of a building alveolar bone on the top jaw. In most cases they have sharp blade-went the form. On the bottom jaw anatomical the revealed following variants of a building alveolar bone: slanting, direct, bearing and combination.

The original ways of realization subperiosteal are developed at different types of defects of tooth lines.

The study of adaptation processes in chewing muscles after realization subperiosteal behind the data EMG-researches has permitted to establish, that the basic registered changes occur during 1 month after realization implantation and practically about 3 month, changed only insignificant changes per 6 months comes to an end. And the approach adaptation of processes occurs basically in the same terms irrespective of a type of defect of a tooth line. The rating of results has permitted realization subperiosteal implantation behind the data EMG to us to develop and to offer a rather objective way of definition of efficiency subperiosteal implantation.

**Key words:** subperiosteal implants, mathematical modeling, biomechanics, designing dental implants, topography of alveolar crest, box of a bone , EMG- investigation.