

УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ  
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису


**КАПЛУН ДМИТРО ВОЛОДИМИРОВИЧ**

УДК 617.51/53:611.77-003.92-079.4

**ОПТИМІЗАЦІЯ МЕТОДИКИ ПІДЙОМУ ТА МОБІЛІЗАЦІЇ  
СЛИЗОВИХ ТА СЛИЗОВО-ОКІСТНИХ КЛАПТІВ ПРИ ПРОВЕДЕННІ  
КЛАПТЕВИХ ОПЕРАЦІЙ В ПОРОЖНИНІ РОТА**

221 – стоматологія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело  Д.В. Каплун.

Науковий керівник: Аветіков Давид Соломонович, доктор медичних наук,  
професор

Полтава – 2020

## АНОТАЦІЯ

*Каплун Д.В.* Оптимізація методики підйому та мобілізації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій в порожнині рота. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 221 – стоматологія. – Українська медична стоматологічна академія, Полтава, 2020.

У зв'язку з розвитком сучасної хірургічної стоматології, проблема оптимізації закриття ран слизової оболонки в порожнині рота залишається актуальною. Не зважаючи на велику кількість робіт, присвячених питанням відшарування слизових клаптів, видам і методикам вертикальної та горизонтальної аугментації альвеолярного відростка, профілактики атрофій кісткової тканини, на сьогодні не існує єдиної домінантної думки, щодо послідовності алгоритму виконання певних дій лікаря та особливостей проведення кожного конкретного етапу.

На нашу думку, одним з найважливіших етапів є розріз на слизовій оболонці й відшарування слизово-окістного клаптя перед підготовкою альвеолярного відростка до його аугментації. Після аналізу даних літератури нами не знайдено робіт, присвячених саме цим питанням, зокрема біомеханіки слизових та слизово-окістних клаптів, що і обумовило актуальність обраного напрямку досліджень.

Згідно зі встановленими задачами, створено математичну модель деформації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій в порожнині рота на першому етапі аугментації альвеолярного відростка. Одним з факторів, який впливає на вертикальну та горизонтальну атрофію альвеолярного відростка є порушення мікроциркуляції саме в слизових клаптях. На підставі цього, нами зроблена спроба біомеханічного обґрунтування пластичного розтягнення та встановлення фізіологічної межі звуження просвіту судини з метою збереження їх функції транспортування крові на післяопераційному етапі. Також нами

застосовано закон Гука для вивчення лінійних співвідношень між компонентами напружень та деформацій. Математична модель має форму у вигляді паралелепіпеда з гранями, паралельними координатним осям, схильним до дії нормальної напруги, але на відміну від шкірно-жирових клаптів, рівномірно розподіленої по обох протилежних гранях при поступовому розтягненні. На відміну від інших авторів, залежність між деформацією та напруженням нами вивчалася за допомогою двох фізичних констант: модуля пружності при розтягуванні та коефіцієнтом Пуассона, який, на відміну від цифрових констант шкіри, складає 0,012-0,016. Саме цей факт, на нашу думку, і впливає на неможливість розтягнення слизового клаптя у межах більших ніж 4-6% від його початкової довжини, що в подальшому було підтверджено морфологічними дослідженнями.

Вивчено гістологічні препарати з тканин слизової оболонки порожнини рота 10 лабораторних кролів середнього біологічного віку. Матеріалом для дослідження гістотопографії були слизові клапті, які були отримані після їх підйому та мобілізації зі свіжих трупів тварин. Для дослідження бралися зразки слизових клаптів з медіальних та дистальних відділів альвеолярних відротів нижньої щелепи ротової порожнини тварин. Було отримано 40 прямокутних зразків, які забарвлювали за методиками ван Гізона та гематоксилін-еозином.

Вивчення мікропрепаратів, виготовлених з клаптів слизової оболонки отриманих з нижнього альвеолярного відростка, забарвлених гематоксиліном і еозином при малих збільшеннях світлового мікроскопа, дозволило встановити, що морфологічні структури слизової оболонки досліджуваного відділу ротової порожнини експериментальних тварин у цілому відповідає такій у людини. Це дозволило нам надалі зіставляти отримані експериментальні дані з клінічною практикою.

Після вивчення особливостей будови слизового клаптя нами підтверджено дані літератури, про те, що в ньому чітко визначається багат шаровий плоский епітелій та підлягаюча власна пластинка. Але звертає на

себе увагу той факт, що у власній пластинці слизової оболонки, незалежно від її топографічного розташування, візуалізується значна кількість кровоносних судин різного типу. На відміну від деяких авторів, нами встановлено, що в глибоких відділах сітчастого шару виявляються судини, здебільш орієнтовані повздовжньою з анастомозуванням з аналогічними судинами в апікальних відділах сітчастого шару, що має велике значення в якості кровопостачання підсосочкового сплетіння.

При вивченні особливості будови препаратів слизової оболонки при розтягуванні клаптя в межах 5% від початкової довжини нами встановлено досить мінімальні відмінності від інтактної слизової оболонки, а саме: в покривному епітелії розрізняється базальний, проміжний та поверхневий шари без видимих відмінностей в структурі, з незначним збільшенням інтраепітеліальних лімфоцитів в базальному та нижніх відділах проміжного шарів, що, на нашу думку, є певною реакцією на механічне навантаження.

На відміну від попереднього експерименту, при розтягненні слизового клаптя в межах 7% від початкової довжини патоморфологічні зміни стають більш очевидними особливо у власній пластинці, на відміну від покривного епітелію. У проміжному шарі візуальзуються клітини з ознаками гідропічної дистрофії, а в 15% випадків спостерігається пікнотичне зморщування ядер. Звертає на себе увагу зміна форми сполучнотканинних сосочків, які візуалізуються з усіченим конусом. У 20% випадків спостерігається згладжування межі між епітелієм та власною пластинкою, що фіксує чітке зменшення висоти сосочків з певним сплющенням їх форми.

При розтягненні клаптів на 10% від початкової довжини, спостерігається посилення зміни морфологічної структури усіх шарів: в епітелії відзначаються збільшення кількості епітеліоцитів з ознаками дистрофічної гідропії, у 60% яких візуалізуються вакуолі з цитоплазматичною рідиною. На нашу думку, це свідчить про розвиток балонної дистрофії, яка є патогномонічною ознакою фокального некрозу.

Таким чином, результати біомеханічних та морфологічних досліджень дозволили сформулювати обґрунтовану доказову базу для розробки та клінічної апробації авторської методики відшарування слизових клаптів.

Зважаючи на той факт, що на сучасному стані розвитку хірургічної стоматології досить часто аугментація альвеолярного відростка проводиться з одночасною дентальною імплантацією, нами вважалось за доцільне провести розподіл пацієнтів на чотири клінічних групи, серед них перша та третя – це контрольні, у яких були створені умови для спрямованої кісткової регенерації за допомогою тільки титанової сітки та спрямованої кісткової регенерації за допомогою титанової сітки з одночасною дентальною імплантацією за класичною методикою відшарування слизово-окістного клаптя. Групи 2 та 4 були представлені як основні, у яких аугментація альвеолярного відростка та аугментація з одночасною дентальною імплантацією проводилося за авторською методикою.

У всіх клінічних групах на післяопераційному етапі оцінювалися такі клінічні показники як: гіперемія, набряк, інтенсивність больових відчуттів, наявність некротичних змін на 1, 3, 7 та 14 добу. Проводилися термометрія в зоні накладення швів та інтактною слизовою оболонкою, рентгенологічні дослідження. За допомогою КПКТ вивчалася висота аугментату від нативної кістки, параметри зменшення його об'єму та щільність новоутвореної кістки. Рентгенографію проводили до, та після оперативного втручання, на шостий і дванадцятий сім'яці.

Загалом проведено 107 оперативних втручань. При зіставленні результатів встановлено, що набряк обличчя та гіперемія слизової в ділянці рани у пацієнтів груп контролю були більш вираженими та тривали на 2,1 доби довше, ніж в основних клінічних групах. Також зафіксовано дещо менші температурні показники по лінії розрізу в основних клінічних групах порівняно з аналогічними термінами в контрольних групах в середньому на  $0,41 \pm 0,21^\circ\text{C}$ . Ускладнення у вигляді експозиції титанової сітки в групах

контролю становили 12-16% випадків, в основних - 8-11%, відповідно до попереднього розподілу. На зрізах конусно-променевих комп'ютерних томограм відзначалася втрата об'єму кісткового аугментату через 6 місяців спостережень на 16% в групах спостережень та 19% в групах контролю. На 12 місяць в групах спостережень втрати були в середньому  $0,8 \pm 0,1\%$ , і  $0,4 \pm 0,1\%$  - в групах контролю.

Таким чином, проведені нами біомеханічні, гісто-топографічні, клінічні і рентгенологічні дослідження та ретельне вивчення тестових показників із попереднім створенням відповідної доказової експериментальної бази, дають можливість стверджувати ефективність запропонованої авторської методики відшарування слизово-окістного клаптя як одну з альтернативних, що може увійти до протоколу хірургічного етапу дентальної імплантації. За таких умов у найближчому та віддаленому післяопераційних періодах створюються оптимальні умови для інтеграції аугментату, що в подальшому сприятимуть ортопедичній реабілітації пацієнтів із вторинними адентіями.

**Ключові слова:** слизовий клапоть, розтягнення слизового клаптя, кістковий аугментат, дентальний імплантат, титанова сітка.

**ABSTRACT**

*Kaplun D.V.* Improvement of the procedure of lifting and mobilization of periodontal flaps when performing dental surgeries. – Qualifying research paper as a manuscript.

Given the development of modern surgical dentistry, the problem of optimizing the closure of wounds of the mucous membrane in the oral cavity remains relevant. Despite a large number of works devoted to the issues of lifting back the flaps of gum tissue, types and methods of vertical and horizontal augmentation of the alveolar process, and prevention of bone atrophy, there is still no single dominant opinion regarding an algorithm for performing certain actions by the doctor and distinctive features of each specific stage.

We believe that one of the most important stages is the incision of the mucous membrane and the tactic of lifting back the flaps of gum tissue before preparing the alveolar process for its augmentation. Analyzing the literature data, we did not find any works regarding this issue, especially considering the biomechanics of mucosal flaps, which caused the relevance of the chosen line of research.

Based on the designated tasks, we have created a mathematical model of the deformation of mucosal flaps during flap surgeries in the oral cavity during the first stage of the alveolar process augmentation. Given the fact that one of the factors which affect the vertical and horizontal atrophy of the alveolar process is a violation of microcirculation of the mucous flap, we have performed an attempt of biomechanical substantiation of the plastic stretching and physiological limits of narrowing of the vessels with the purpose of preserving their function of transporting blood at the postoperative stage. Along with that, we have applied Hooke's law to study linear relationships between stress and strain components. The mathematical model was constructed in the form of a parallelepiped with faces that are parallel to the coordinate axes and are prone to the action of normal stress, but in contrast to skin and fat flaps, this stress is evenly distributed over two opposite faces with gradual stretching. Unlike other authors, we studied the relationship between strain and stress using two physical constants: the modulus of elasticity under tension and the Poisson's ratio, which, in

contrast to the digital constants of the skin, is 0.012-0.016. In our opinion, this fact affects the impossibility of stretching the mucosal flap within greater ranges than 4-6% of its initial length, which was later confirmed by morphological studies.

The study involved the analysis of the histologic specimens from the tissues of the oral mucosa of 10 laboratory rabbits. The material for the histological topography study was mucosal flaps that were obtained after their lifting and mobilization in fresh rabbit corpses. Samples of mucosal flaps were taken from the medial and distal sections of both sides of the lower jaw of the oral cavity of animals for the study. 40 rectangular samples of material were obtained to perform analysis. To achieve this goal, the tissues were prepared using Van Gieson's staining and hematoxylin and eosin staining.

The study of microslides of flaps of the mucous membrane of the lower alveolar process stained with hematoxylin and eosin at low magnifications of the light microscope allows us to conclude that the mucous membrane of the studied oral cavity of experimental animals generally corresponds to the same tissue in humans. This allows us to apply the obtained experimental data further in clinical practice.

By studying the structure of the mucosal flap, we have confirmed the literature data, which clearly define the multilayer flat epithelium and the underlying deep mucosa. However, it is noteworthy that in the deep mucosa itself, regardless of its topographical location, a significant number of blood vessels of different types are visualized. In contrast to some authors, we have found that in the deep parts of the reticular layer, the vessels are mostly oriented along with the anastomoses with similar vessels in the apical parts of the reticular layer, which is of great importance in the blood supply of the subpapillary plexus.

When studying the structure of the specimens of the mucosa when the flap is stretched within 5% of the initial length, we found quite minimal differences from the intact mucosa, namely: basal, intermediate and upper layers in the surface epithelium are observed without visible differences in structure, with a slight increase in intraepithelial lymphocytes in the basal and lower areas of the intermediate layer. In



our opinion, it may be a certain reaction to mechanical load without changes in the function of these cells.

In contrast to the previous experiment, when the mucosal flap is stretched within 7% of the original length, pathomorphological changes become more obvious, especially in the deep mucosa, as opposed to the surface epithelium. In the intermediate layer, cells with signs of hydropic degeneration are visible, and in 15% of cases, pycnotic shrinking of the nuclei is observed. It should be noted that by changing the shape of connective tissue papillae, which are seen with a truncated cones compared to cylindrical ones in the intact mucosa, there is a smoothing of the border between the epithelium and the deep mucosa in 20% of cases, which suggests a clear decrease in the height of the papillae with some flattening of their shape.

When the mucosa sample is stretched by 10% of the original length, an increase in pathological processes in all layers becomes more obvious: in the epithelium, an increase in epithelial cells with hydropic degeneration is observed, in 60% of which vacuoles with cytoplasmic fluid are visible. We suggest that this indicates the development of balloon degeneration, which is a morphological analog of focal necrosis.

Thus, the results of biomechanical and morphological studies provided a reasonable evidence base for the development and clinical approval of the author's method of mucosal flap detachment.

Given the fact that at the present stage of development of surgical dentistry, alveolar process augmentation is often performed with simultaneous dental implantation, we considered it relevant to divide patients into four clinical groups, among which the first and third group were control groups in which guided bone regeneration was performed using a titanium mesh and directed bone regeneration using a titanium mesh with simultaneous dental implantation using the classic method of mucosal flap detachment. Groups 2 and 4 were the main clinical observation groups, where an augmentation of the alveolar process and augmentation with simultaneous dental implantation was performed according to the author's method.

At the postoperative stage, such clinical indicators as hyperemia, edema, pain, the presence of necrotic changes on day 1, 3, 7 and 14 were evaluated in all clinical groups, thermometry was performed in the area of suturing and intact mucosa, and x-ray studies were performed, during which the height of the graft from the native bone, parameters of reduction of the volume of the graft and the density of the newly formed bone were studied on CBCT scans.

In total, 107 surgeries were performed. When comparing the results, it can be observed that facial edema and wound hyperemia were more pronounced in patients of the control groups, and they lasted on average 2.1 days longer than in the main clinical groups. We have also recorded slightly lower temperature indicators along the incision line in the main clinical groups compared to similar periods in the control groups by an average of 0.41 °C. Necrotic complications were observed in 12-16% of cases in the control groups, and 8-11% of cases in the main groups. On sections of cone-beam computed tomograms, there was a loss of bone augmentation volume on month 6 of observation, which comprised on average 18% in the observation groups and 17% in the control groups. For month 12, the loss was on average 0.8% in the observation groups and 0.4% in the control groups.

Thus, the conducted biomechanical, histological and topographical, clinical and radiological studies and a thorough study of qualitative and quantitative indicators with the creation of an appropriate evidence base make it possible to assert the effectiveness of the proposed technique of mucosal flap detachment as an addition to the protocol of the surgical stage of dental implantation, which will in the near and distant future create optimal conditions for further orthopedic rehabilitation of patients with secondary adentia.

**Keywords:** mucosal flap, mucosal flap stretching, bone graft, dental implant, titanium mesh.

#### **Список публікацій здобувача за темою дисертації:**

1. Каплун Д.В., Скрипник В.М., Ставицький С.О. Порівняльний аналіз

тканинного напруження слизових клаптів порожнини рота різних ступенів. Український стоматологічний альманах. 2018. № 2. С. 5–8.

2. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Вакуленко К.Н., Бойко І. В., Гаврильєв В.М. Порівняльна характеристика результатів клінічних досліджень слизових клаптів на ранніх етапах спостережень при проведенні кісткової аугментації нижньої щелепи з використанням титанової сітки. Світ медицини та біології. 2019. № 4 (70). С.87–90.

3. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Іваницька О.С., Бойко І. В., Гаврильєв В.М. Рентгенологічні зміни у кісткових аугментатах при проведенні направленої кісткової регенерації з використанням титанової сітки за класичною та авторською методиками відшарування слизових клаптів. Світ медицини та біології. 2020. № 1 (71). С.63–68.

4. Mathematical modeling of the elastic properties of the mucous flaps in conducting patchwork operations of the oral cavity. / Davyd S. Avetikov , Dmytro V. Kaplun , Iryna A. Golovanova , AndriiM. Yunda , Margaryta G. Skikevych. Wiadomosci Lekarskie. 2019. Vol. 72 (11). P. 2089–2093.

5. Каплун Д.В., Скрипник В.М., Ставицький С.О. Порівняльний аналіз фіброархітектоніки слизових клаптів різного ступеню натягу при проведенні клаптевих операцій в порожнині рота. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2018. Т.18, №2 (62). С. 155-160.

6. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Локес К.П., Бойко І. В., Соколова Н.А. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окісних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку. Експериментальна та клінічна стоматологія. 2018. №1(2). С.40-43.

7. Каплун Д.В., Аветіков Д. С. Особливості морфологічної будови слизових клаптів порожнини рота в стані спокою і при їх розтягуванні. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2019. Т. 19, вип. 2 (66). С.113–118.

8. Спосіб оптимізації методики підйому та мобілізації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій в порожнині рота: патент України на корисну модель №141477 МПК А61В 17/00 Д.С. Аветіков, Д.В. Каплун, К.П. Локес; заявл. 30.09.2019; опубл. 10.04.2020; Бюл. №7. 4 ст.

9. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Гаврильєв В.М., Бойко І. В. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окісних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку. Ternopil Dental Summit : матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю, присвяч. 60-річчю ДВНЗ «ТДМУ». – Тернопіль, 2017. С. 83–85.

10. Аветіков Д. С., Каплун Д.В., Гаврильєв В.М. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окісних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку. Матеріали Всеукр. наук.-практ. конф. з міжнародною участю «Стоматологічна наука і практика на Слобожанщині: історія, надбання і перспективи розвитку» - Харків, 2017. С. 18-20.

11. Аветіков Д. С., Каплун Д.В., Бойко І. В. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окісних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку з урахуванням показників тканинної напруги ясен. Сучасна стоматологія та щелепно-лицева хірургія : матер. міжнарод. наук.-практ. конф. присвяч. 25-річч. створення Нац. академії мед. наук України та 40-річчю відновлення дент. імплантації в Україні, Київ, 11 травня 2018 р. – Київ, 2018. С. 109–111.

12. Каплун Д.В., Гаврильєв В.М., Локес К.П. Совершенствование методики подъема и мобилизации слизистых и слизисто-надкостничных лоскутов в полости рта на этапах аугментации альвеолярного отростка. Перспективные решения в прогнозировании, диагностике, лечении и реабилитации заболеваний черепно-челюстно-лицевой области и шеи. Сбор. Трудов Нац. конгресса с междунар. участием «Паринские чтения 2018», Минск 3–4 мая 2018 г. – Минск : Изд. центр МГУ, 2018. С. 223–226.

13. Каплун Д.В., Аветіков Д. С. Особливості регенерації слизової оболонки порожнини рота при виконанні параборозткових розрізів на етапах дентальної імплантації. Матеріали Всеукр. наук.-практ. конф. молодих вчених «Медична наука - 2018»– Полтава, 2018. С. 10-11.

14. Каплун Д.В. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окісних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку. Матеріали Всеукр. наук.-практ. конф. молодих вчених «Медична наука в практику охорони здоров'я»– Полтава, 2017. С. 11-12.

15. Каплун Д.В. Відшарування слизово-окістних клаптів альвеолярного паростка щелеп, враховуючи їх біомеханічні особливості. Матеріали VI з'їзду Української асоціації челюпно-щелепно-лицевих хірургів, Київ, 2019 – С.66-67.

## ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ .....	2
----------------	---

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....	17
ВСТУП.....	18
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	25
РОЗДІЛ 2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	39
2.1 Методи клінічних та рентгенологічних досліджень .....	39
2.2 Опис авторської методики підйому та мобілізації слизових клаптів альвеолярного відростка нижньої щелепи .....	43
2.3 Методи математичних досліджень.....	46
2.4 Методи морфологічних досліджень.....	47
2.5 Методи статистичної обробки даних.....	49
РОЗДІЛ 3. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЗМІН ВЛАСТИВОСТЕЙ СЛИЗОВИХ КЛАПТІВ У ДИСТАЛЬНОМУ ВІДДІЛІ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЩОДО ЇХ ДЕФОРМАЦІЇ .....	51
3.1 Математичне моделювання пружних властивостей слизових клаптів при проведенні клаптевих операції в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи .....	51
3.2 Вплив пластичного розтягнення на звуження просвіту капілярів у слизовому клапті.....	58
3.3 Особливості геометричної конфігурації слизових клаптів на різних етапах їх відшарування та натягу.....	61
РОЗДІЛ 4. ОСОБЛИВОСТІ МОРФОЛОГІЧНОЇ БУДОВИ СЛИЗОВОЇ ОБОЛОНКИ ПОРОЖНИНИ РОТА У ДИСТАЛЬНОМУ ВІДДІЛІ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ НА ЕТАПАХ ЇЇ ДЕФОРМАЦІЇ .....	73
4.1 Особливості морфологічної будови інтактного клаптя слизової оболонки в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи .....	73

4.2 Особливості морфологічної будови слизової оболонки в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи після розтягування.....	80
4.2.1 Структурні зміни в слизовій оболонці після розтягування її в межах 5% .....	80
4.2.2 Структурні зміни в слизовій оболонці після розтягування її в межах 10% .....	83
4.2.3 При мікроскопічному вивченні препаратів слизової оболонки після розтягування в межах 10% .....	87
<b>РОЗДІЛ 5. ДИНАМІКА КЛІНІЧНИХ ЗМІН У ДІЛЯНЦІ МОБІЛІЗОВАНИХ СЛИЗОВИХ КЛАПТІВ ПІСЛЯ ПРОВЕДЕННЯ КІСТКОВОЇ АУГМЕНТАЦІЇ В ДИСТАЛЬНИХ ВІДДІЛАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ВИКОРИСТАННЯМ ТИТАНОВОЇ СІТКИ .....</b>	<b>92</b>
5.1 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень у пацієнтів після спрямованої кісткової регенерації за допомогою титанової сітки із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя.....	92
5.2 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень у пацієнтів після спрямованої кісткової регенерації за допомогою титанової сітки із застосуванням авторської методики відшарування слизового клаптя .....	99
5.3 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень у пацієнтів після спрямованої кісткової регенерації з одночасною дентальною імплантацією за допомогою титанової сітки із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя.....	106
5.4 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень після спрямованої кісткової регенерації з одномоментною імплантацією із	

застосуванням авторської методики відшарування слизового клаптя .....	112
АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	121
ВИСНОВКИ.....	143
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	145
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	146
ДОДАТКИ .....	166



## СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

СКР - спрямована кісткова регенерація.

КПКТ – конусно-променева комп'ютерна томограма.

HU - одиницю вимірювання іонізуючого випромінювання Хаунсфілд.

КД - компоненти деформації

ПТ - ізотропне пружне тіло

КФР - клітини фібробластичного ряду

ФСТЯ - фіброархітектоніка сполучної тканини ясен

ВПСО - власна пластинка слизової оболонки

ТВКФ - тинкторіальні властивості колагенових фібрил

КМВ - класичної методики відшарування

АМВ – авторська методики відшарування

## ВСТУП

**Актуальність теми.** У зв'язку з розвитком сучасної хірургічної стоматології, проблема оптимізації закриття ран слизової оболонки різної локалізації порожнини рота залишається актуальною. У практиці все частіше піднімається питання стосовно допомоги пацієнтам з вторинною адентією із застосуванням хірургічного етапу дентальної імплантації з подальшою ортопедичною реабілітацією. Разом з тим цей діагноз нерідко супроводжується втратою обсягу кісткової тканини, що унеможлиблює використання дентальних імплантатів [18]. Саме при проведенні хірургічного лікування пацієнтів з первинною та вторинною адентією на етапах аугментації альвеолярного відростка закриття операційної рани проводиться емпірично та залежить переважно від досвіду хірурга-стоматолога. Практичних рекомендацій щодо врахування довжини та напрямку розрізів слизової оболонки, меж відшарування, сили натягу слизово-окістних клаптів у дистальних відділах альвеолярного відростка нижньої щелепи в літературі нами не знайдено.

Сьогодні існують методики, що дозволяють хірургам-стоматологам відновлювати втрачений об'єм кісткової маси, але кількість ускладнень при проведенні кісткової аугментації залишається стабільно високим. Для спрямованої кісткової регенерації переважно використовуються резорбуючі і нерозчинні мембрани. Реконструкція кістки щелеп по вертикалі й горизонталі за допомогою кістковопластичних матеріалів в комбінації з раніше згаданими мембранами передбачає ізоляцію кісткового регенерату від м'яких тканин, але при цьому не створюються умови для збереження його об'єму. Цей недолік можна усунути шляхом застосування мембран з титановим каркасом, однак оголення кісткового аугментату та його інфікування в результаті виникнення ішемічних порушень в ділянці слизово-окістного клаптя, що прикриває

аугментат, найчастіше являються наслідками його надмірної деформації [12, 15, 24, 30, 66].

На нашу думку, це пов'язано з відсутністю чітких практичних рекомендацій відносно ролі біомеханічних властивостей слизово-окістних клаптів, їх оптимальних меж відшаровування та величин натягнення, що безпосередньо впливає на характер гемодинаміки в регіонарному мікросудинному руслі, особливо після накладення швів. Сила натягу слизових та слизово-окістних клаптів під час ушивання операційних ран формує тканинну напругу, яка в подальшому є вирішальним фактором при їх заживленні [8,17].

Таким чином, встановлення показників тканинної напруги ясен при різних техніках відшарування та мобілізації слизових, слизово-окістних клаптів, характеру їх морфологічної перебудови при різних ступенях натягу, порушень мікроциркуляції в напружених клаптях, а особливо ознаки клінічної та рентгенологічної картини на ранньому та пізньому післяопераційному періодах представляє значний інтерес, що і обумовлює актуальність обраного напрямку досліджень.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Робота є фрагментом науково-дослідної роботи Української медичної стоматологічної академії, що виконується на кафедрі хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії з пластичною та реконструктивною хірургією голови та шиї: «Діагностика, хірургічне та медикаментозне лікування пацієнтів з травмами, дефектами та деформаціями тканин, запальними процесами щелепно-лицевої ділянки» (державний реєстраційний №: 0119U102862). Автор є виконавцем окремого фрагмента.

**Мета роботи:** покращення умов інтеграції кісткового аугментату при лікуванні вторинної адентії в дистальних відділах альвеолярного відростку нижньої щелепи, за рахунок удосконалення методики підйому та мобілізації слизових клаптів з урахуванням їх біомеханічних можливостей.

*Завдання досліджень:*

1. Створити математичну модель деформації під час розтягненні слизових клаптів дистальних відділів альвеолярного відростку нижньої щелепи при проведенні клаптевих операцій в порожнині рота на підставі визначення їх біомеханічних особливостей.

2. Встановити особливості гістотопографії слизових клаптів дистальних відділів альвеолярного відростку нижньої щелепи на різних етапах їх деформації.

3. Удосконалити методику підйому та мобілізації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій в дистальних відділах нижньої щелепи

4. Встановити закономірності динаміки клінічних змін у рубцевозмінених тканинах, оцінити й порівняти післяопераційні результати при проведенні спрямованої кісткової регенерації із застосуванням титанової сітки за класичною та авторською методиками підйому та мобілізації слизових клаптів в дистальних відділах альвеолярного відростку нижньої щелепи.

5. Визначити рентгенологічні зміни кісткових аугментатів при проведенні направленої кісткової регенерації титановою сіткою із застосуванням різних методик підйому та мобілізації слизових клаптів в дистальних відділах альвеолярного відростку нижньої щелепи.

*Об'єкт дослідження:* слизові клапті дистальних відділів альвеолярного відростку нижньої щелепи.

*Предмет дослідження:* ефективність застосування авторської методики підйому та мобілізації слизових клаптів при проведенні кісткової аугментації титановою сіткою в дистальних відділах нижньої щелепи.

**Методи дослідження:**

1. Клінічні: оцінка динаміки клінічних змін у рубцевозмінених тканинах у ранньому та пізньому післяопераційному періоді.

2. Морфологічні дослідження: забарвлення за Хартом та ван Гізон, виготовлення тривимірних гістотопографічних реконструйованих препаратів.

3. Біомеханічне дослідження: випробування слизово-окістних клаптів дистальних відділів альвеолярного відростку нижньої щелепи методом кінцевих елементів.

4. Рентгенологічний аналіз конусно-променевих комп'ютерних томограм пацієнтів на різних етапах спостережень.

5. Статистичні методи обробки отриманих даних.

**Наукова новизна отриманих результатів.** Уперше проведене біомеханічне комп'ютерне моделювання для вивчення можливостей пластичних деформацій слизових клаптів методом кінцевих елементів. Отримані дані дозволяють визначити межі розрізу та визначити оптимальний варіант відшарування слизових клаптів для отримання необхідних розмірів, ще на етапі планування операції. Вивчені параметри внутрішнього стискаючого напруження в напрямку осей координат з урахуванням сили розтягування, початковий повздовжній розмір слизового клаптя, його видовження та початкову й кінцеву товщину, що дало змогу встановити мінімальні та максимальні межі розтягнення, які після релаксації клаптя не призведуть до порушень мікроциркуляції. Тому отриманий коефіцієнт  $\varepsilon_x = 0.133 \pm 0.05$  можна вважати стандартом для складання алгоритму лікування, достовірного попереднього обчислення оптимальних меж як відшарування, так і натягнення слизового клаптя.

Установлено особливості гістотопографії слизових клаптів, при яких розтягнення клаптів у межах 5% має досить мінімальні відмінності від інтактної слизової оболонки. Саме це є оптимальною межею їх біомеханічного навантаження при проведенні подібних втручань. При розтягненні слизово-окістних клаптів у межах 7-10 % від початкової довжини, спостерігалися

патологічні зміни у вигляді гідропічної дистрофії, що вказує на велику ймовірність виникнення ускладнень в післяопераційному періоді.

Отже, розтягнення слизових клаптів в межах до 5%, від початкової довжини, являється оптимальним і морфологічно обґрунтованим.

Отримано нові дані щодо закономірностей залежності типу розрізу слизової оболонки порожнини рота, його довжини та глибини відшарування, меж пластичної деформації клаптя без виникнення ішемічних та деструктивних процесів у ньому. Удосконалено методику підйому та мобілізації слизових та слизово-окістних клаптів при проведенні клаптевих операцій у дистальному відділі нижньої щелепи, конкретно, для проведення кісткової аугментації за допомогою титанової сітки, та доведено ефективність її застосування. При виконанні оперативних втручань за класичною методикою позитивна динаміка загоювання оперативних ран спостерігалась у 92% пацієнтів, при авторській - 96%. Статистично доведено, що рівень ускладнень різного характеру знизився з 19% (при виконанні класичної методики) до 13% (при виконанні авторської методики).

На конусно-променевих комп'ютерних томограмах, при виконанні операцій з направленої кісткової регенерації титановою сіткою із застосуванням авторської методики, порівняно з класичною методикою, зафіксовано покращення структури та ущільнення аугментату, зменшення резорбції кістково-пластичного матеріалу на 3%. Визначено кількісні та якісні показники кінцевих результатів направленої кісткової регенерації з використанням титанової сітки в дистальних відділах нижньої щелепи, варіанти виникнення можливих ускладнень, розроблено алгоритм їх планування та техніку виконання із систематизацією даних щодо показань та методик.

**Практичне значення отриманих результатів.** Запропонована авторська методика підйому та мобілізації слизових клаптів може слугувати доповненням до техніки проведення направленої кісткової регенерації з використанням титанової сітки в дистальних відділах нижньої щелепи, що дозволить

мінімізувати виникнення післяопераційних ускладнень, пов'язаних з надмірною пластичною деформацією слизових клаптів. Завдяки проведенню біомеханічних та морфологічних досліджень і розрахункам меж відшарування та висічення тканин, а також визначення кутів натягнення, можна суттєво знизити ризики післяопераційних ускладнень та отримати оптимальні результати операцій.

Запропоновані методики дозволяють суттєво зменшити тривалість післяопераційного періоду з отриманням оптимального функціонального ефекту.

**Особистий внесок здобувача.** Робота є самостійним науковим дослідженням. Автором особисто проведений моніторинг відомих фундаментальних та періодичних наукових видань із досліджуваної теми, систематизовано інформаційно-патентний пошук.

Дисертантом, за участі наукового керівника було проведено повний аналіз основних теоретичних та практичних положень власної наукової роботи, набір клінічних груп пацієнтів та ведення медичної документації. Був аргументований вибір методик обстеження та лікування, проведені клінічні та лабораторні методи дослідження.

Самостійно написані всі розділи роботи. Розділи «Аналіз і узагальнення результатів дослідження», «Висновки» та «Практичні рекомендації» написані разом із науковим керівником.

**Апробація матеріалів дисертації.** Результати дисертації апробовані на міжнародних, всеукраїнських науково-практичних форумах, конференціях, зокрема на Обласній науково-практичній конференції «Сучасні досягнення та перспективи розвитку хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії» (Полтава, 2016); Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Досягнення та перспективи розвитку стоматології дитячого віку» (Полтава, 2016); Обласній науково-практичній конференції «Сучасні досягнення та перспективи розвитку хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії» (Полтава, 2017); Всеукраїнській науково-практичній конференції «Медична наука в практичну охорону здоров'я» (Полтава, 2017); Науково-практичній

конференції з міжнародною участю «Стоматологічна наука і практика на Слобожанщині: історія, надбання і перспективи розвитку» (Харків 2017); Всеукраїнській науково-практичній конференції молодих учених «Медична наука 2018» (Полтава, 2018); науково-практичній інтернет - конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми сучасної клінічної анатомії та оперативної хірургії», присвяченій 135-річчю створення кафедри клінічної анатомії і оперативної хірургії (Полтава, 2018); VI з'їзді Української асоціації черепно-щелепно-лицевих хірургів, присвяченому 100-річчю кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії НМУ (Київ, 2019); Всеукраїнській науково-практичній конференції молодих учених «Медична наука в практику охорони здоров'я» (Полтава, 2019).

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертація викладена на 165 сторінках і складається з анотації, вступу, огляду літератури, опису матеріалів і методів, трьох розділів власних досліджень, аналізу та узагальнення отриманих результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, який містить 161 найменувань (із них 120 кирилицею та 41 латиницею). Дисертація ілюстрована 38 рисунками і 11 таблицями.

**Публікації.** Матеріали дисертаційної роботи опубліковані в 15 наукових працях, з яких 5 статті у фахових виданнях рекомендованих МОН України; 1 стаття, що входять до наукометричної бази Scopus, 2 статті, що входять до наукометричної бази Web of science, 1 з яких – надрукована у державі Європейського Союзу; 2 – у вітчизняних та закордонних наукових журналах; 7 тез у матеріалах науково-практичних конференцій; отримано 1 патент України на корисну модель.



## РОЗДІЛ 1

### ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

#### **1.1 Проблема нестачі альвеолярного кісткового об'єму з точки зору використання дентальних імплантатів**

При плануванні дентальної імплантації необхідно враховувати кількісні та якісні параметри альвеолярної кісткової тканини щелеп. Необхідними умовами остеоінтеграції дентальних імплантатів є їх первинна стабільність і максимально можливий контакт поверхні з кісткою. Оптимальне позиціонування імплантатів при недостатності обсягу альвеолярної кістки є проблематичним, оскільки велика ймовірність формування тонкої вестибулярної стінки з подальшою її резорбцією, оголенням поверхні імплантатів, порушенням їх стабільності, із чим пов'язана більшість випадків з незадовільними, а часом неприйнятними естетичними і функціональними результатами [97].

Регенерація - це процес оновлення структурних елементів організму і відновлення їх кількості, спрямований на збереження необхідного рівня функціональної активності в нормальних умовах. Тому процес безперервного поновлення структур організму слід визначати поняттям – «фізіологічна регенерація». Регенерація при втраті або зменшенні частини органу, у тому числі кістки, наявності ранового дефекту, коли відбувається заповнення чи загоєння шляхом розмноження клітин, отримала назву – «репаративна регенерація» [74].

Загоєння хірургічних ран протікає в ході процесів репаративної регенерації і визначається в тому числі швидкістю репопуляції детермінованих й індукційних клітин, термінами, якісними й кількісними показниками ремоделювання тканинних структур.

У кістковій тканині простежується найбільш чітке клітинне диференціювання, і якому представлені в тому числі стовбурові і транзиторні клітини. Останні через стадію преостеобластів стають остеобластами. Життєвий цикл остеобластів становить близько 40 днів. Остеобласти, давши паростки для матриксу нової кістки, трансформуються в тривало живучі остеоцити [43].

Атрофія - процес, який характеризується зменшенням об'єму, розмірів і загальної маси органа через недостатнє навантаження або через недостатнє кровопостачання тканин [38]. Грунтуючись на досвіді й клінічних спостереженнях, виділили 5 типів будови альвеолярних відростків щелеп залежно від їх атрофії:

А - добре виражений альвеолярний відросток;

В - помірна атрофія альвеолярного відростка;

С - повна атрофія альвеолярного відростка;

Д, Е - атрофія базального відділу щелеп.

Шредер виділив три типи верхньої беззубої щелепи [30].

1-ий тип характеризується високим альвеолярним відростком, який рівномірно покритий щільною слизовою оболонкою, добре вираженим гребнем, глибоким піднебінням, відсутністю або слабовираженим піднебінним валиком (торусом);

2-ий тип відрізняється середнім ступенем атрофії альвеолярного відростка, маловираженими гребнем, середньої глибини піднебінням, вираженим торусом;

3-ий тип - повна відсутність альвеолярного відростка, різко зменшені розміри тіла верхньої щелепи, слабо розвинені альвеолярні гребні, плоске піднебінням, широкий торус. Відносно протезування найбільш сприятливий перший тип беззубих верхніх щелеп.

Дойніков до класифікації Шредера додав ще два типи щелеп [30]:

4-ий тип, для якого характерний добре виражений альвеолярний відросток в передній ділянці і значна атрофія в бічних ділянках;

5-ий тип - виражений альвеолярний відросток в бічних ділянках і значна атрофія в передньому відділі.

Келлер розрізняє чотири типи беззубих нижніх щелеп [30].

1-ий тип - щелепу з різко вираженою альвеолярною частиною, перехідна складка розташована далеко від альвеолярного гребеня;

2-ий тип - рівномірна різка атрофія альвеолярної частини, рухома слизова оболонка розташована майже на рівні альвеолярного гребеня;

3-ий тип - альвеолярна частина добре виражена в ділянці передніх зубів і різко атрофована в ділянці жувальних;

4-ий тип - альвеолярна частина різко атрофована в області передніх зубів і добре виражена в ділянці жувальних.

За характером атрофії альвеолярного кісткового об'єму щелеп розглядають такі варіанти будови:

Горизонтальна атрофія - зменшення товщини альвеолярної кісткової тканини, яка перетворюється в тонку пластинку, зберігши при цьому достатню висоту.

Вертикальна атрофія - призводить до втрати висоти альвеолярної кісткової тканини, зберігаючи при цьому свою ширину.

Поєднана атрофія - трапляється найчастіше, коли є одночасне зменшення як товщини, так і висоти альвеолярно кісткової тканини [92].

Таким чином, тактика й хірургічний підхід при відновленні втраченого обсягу альвеолярної кісткової тканини повинні відповідати конкретній анатомічній формі. Вертикальна й поєднана атрофії альвеолярного кісткового об'єму є найбільш складними проблемами реконструктивних хірургічних втручань на щелепах з найменш прогнозованим результатом.

## **1.2 Роль методу спрямованої кісткової регенерації у відновній хірургії порожнини рота**

Натепер дентальна імплантація займає одне з провідних місць у сукупності методів лікування стоматологічних пацієнтів. Використання дентальних імплантатів для заповнення відсутніх зубів дозволило на якісно новому рівні підійти до проблеми відновлення зубних рядів.

З розвитком загальної медицини показання до дентальної імплантації істотно розширюються, що пов'язано з досягненнями в лікуванні загальносоматичних захворювань, які вважалися раніше абсолютними протипоказаннями до імплантологічного стоматологічного лікування.

Як наслідок, лікування стоматологічних пацієнтів методом дентальної імплантації в багатьох клінічних ситуаціях дозволяє досягти стабільного і довгострокового клінічного результату. Однак, незважаючи на широке поширення методу стоматологічної імплантації, часто доводиться стикатися з різними за походженням і формою деформаціями щелеп, що є істотним обмеженням для застосування дентальних імплантатів [37].

На сучасному етапі розвитку хірургічної стоматології проблема реабілітації пацієнтів з різними дефектами й деформаціями альвеолярної кісткової тканини щелеп, що виникли в результаті атрофії, лікування запальних захворювань, доброякісних новоутворень і травматичних пошкоджень, зберігає свою актуальність. У певних клінічних ситуаціях деформація щелепних кісток не дозволяє забезпечити належну фіксацію звичайних видів знімних протезів і це призводить до відсутності функціональної оклюзії й виникнення синдрому больової дисфункції скронево-нижньощелепного суглоба.

У ході онтогенезного розвитку в кістковій тканині відбуваються виражені зміни біохімічного й структурно-морфологічного характеру. Протягом усього життя відбувається постійна перебудова кісткової тканини в організмі людини, у тому числі й щелепних кісток. Природна втрата кісткової маси щелеп

починається приблизно з 25 років і проявляється зниженням альвеолярної висоти в середньому 0,1-0,2 мм на рік. Збільшення швидкості атрофії є патологією, викликаной ендо- або екзогенними факторами, такими, що порушують баланс між резорбцією та остеогенезом в процесі структурної перебудови кістки. До ендогенних факторам прискореної атрофії щелепи (до 0,4 мм на рік) можна віднести зміну гормонального фону і порушення обміну речовин. До екзогенних факторів - гострі й хронічні захворювання пародонту, порушення оклюзії і функціональні перевантаження пародонту, нераціональне протезування, використання знімних зубних протезів, відсутність зубів [110].

Втрата зубів неминуче призводить до зменшення альвеолярного кісткового об'єму щелеп зі зменшенням параметрів по ширині і висоті, що значно ускладнює позиціонування стоматологічних імплантатів в оптимальному просторовому положенні щодо планованої реставрації. Найбільш виражена резорбція альвеолярної кістки відзначається в перші 6 місяців після видалення зуба, що призводить до втрати 40% висоти і 60% товщини кісткового гребеня [12].

Серйозна втрата альвеолярного кісткового об'єму щелепних кісток може викликати труднощі в пацієнтів, що носять звичайні знімні протези, а також неможливість відновлення зубних рядів за допомогою дентальних імплантатів або використання коротких імплантатів і/або їх свідомо неправильне позиціонування. Тому в більшості випадків пацієнти з втратою альвеолярної висоти кістки або ширини потребують реконструктивних втручаннях в порожнині рота.

На ранньому етапі розвитку стоматологічного імплантологічного лікування вся увага акцентувалася на процесі остеointegraції і подальшого протезування, зважаючи на єдино можливу позицію імплантата, унаслідок уже наявного альвеолярного кісткового об'єму щелеп, що часто не задовольняло естетично й не дозволяло досягти стабільного й довгострокового клінічного результату. Така проблема так само унеможливила встановлення дентальних

імплантатів при атрофії кістки в дистальних відділах щелеп, поблизу нижньо-альвеолярного нерва й верхньощелепної пазухи привели до активного розвитку методів реконструктивної хірургії для збільшення альвеолярного кісткового об'єму щелеп [23].

Розширення показань до імплантологічного лікування в стоматології супроводжується збільшенням числа реконструктивних втручань, спрямованих на збільшення альвеолярного об'єму кісткової тканини з метою встановлення імплантатів в оптимальному просторовому положенні.

Методами реконструктивних втручань у ділянці альвеолярної кісткової тканини щелеп є: трансплантація кісткових блоків (вільна кісткова пластика), сегментоутворювальна остеотомія («сендвіч»-пластик), міжкортикальна остеотомія, спрямована кісткова регенерація (СКР), дистракційний остеоситез. Кожен з перерахованих методів характеризують: показання, ступінь операційної травми, певний відсоток ускладнень, кількість яких, наприклад, при вільній кістковій пластичі може доходити до 50% [14, 33, 68, 72, 74, 101].

В експериментальних дослідженнях Melcher A.H. (1976) висунув теорію швидкої апікальної проліферації епітелію, що сприяли загоєнню пародонтальної рани за рахунок утворення довгого з'єднувального епітелію, який перешкоджає регенерації інших тканин у ділянці дефекту. Він довів, що швидко регенерують тканини пародонта (ясенний епітелій і грануляційна тканина) заповнюють пародонтальний дефект швидше, ніж тканини, що повільно регенерують (кістка, пародонтальна зв'язка, цемент кореня). Саме на підставі цієї теорії типоспецифічними репопуляції було сформульовано біологічне обґрунтування спрямованої тканинної регенерації (СТР).

Концепція СТР полягала в спробі запобігти апікальній проліферації епітелію на користь інших клітин, що збільшує ймовірність регенерації кісткової тканини і зв'язок пародонту. Ці дослідження викликали інтерес учених і сприяли подальшому розвитку цієї теорії [16].

У 1982 році Nyman і співавторів представили дані, що свідчать про здатність періодонта і цементу кореня зуба позитивно впливати на репарацію альвеолярної кісткової тканини в зоні пародонтального дефекту, за умови відмежування останнього від м'яких тканин за допомогою ізоляційного матеріалу із целюлози. В експерименті на мавпах вони видаляли періодонтальну зв'язку, цемент і альвеолярну кістку з вестибулярного боку іклів, відмежовували дефект шляхом використання целюлозного фільтра. Гістологічні дослідження, проведені через 6 місяців, показали утворення нового цементу з прирослими до нього волокнами періодонтальної зв'язки, а також регенерацію альвеолярної кістки. Дане дослідження дало початок розвитку методу спрямованої тканинної регенерації (СТР).

Різні терміни загоєння навколозубних м'яких і твердих тканин були описані в рамках феномену «біологічної гонки», коли периферійний ріст альвеолярної кістки «запізнювався» на 2-3 тижні. Таким чином, ізоляційні матеріали усували тимчасовий дисонанс в реалізації регенераторного потенціалу різних тканин, включених у ділянці хірургічної рани.

У 1988 році Dahlin С. з групою дослідників провів експеримент на щурах, яким встановив імплантати в умовах недостатнього обсягу кісткової тканини і відмежував їх від м'яких тканин нерозчинною мембраною з політетрафторетилену. Серія проведених ними експериментів довела можливість відновлення кісткової тканини в даних умовах. Надалі нерозчинні мембрани почали застосовуватися не тільки при реконструкції з одномоментним встановленням імплантатів, але й на етапі підготовки формування об'єму кісткової тканини. За результатами даної серії досліджень був запропонований метод спрямованої кісткової регенерації (СКР). Згодом метод СКР знайшов широке застосування в дентальній імплантології, оскільки він дозволяє відновити обсяг кісткової тканини при будь-якої геометрії дефекту [43, 77]. У рамках методу СКР стали активно вдосконалюватися різні за походженням і призначенням ізоляційні матеріали, названі мембранами. У результаті цього СКР

стала тим методом, який дозволяє створити умови для встановлення імплантату відповідно до плану лікування, і, як наслідок, розширює показання до дентальної імплантації [106].

Натепер існують різні мембрани, які за своїми властивостями діляться на дві групи: резорбуючі або розчинні і нерозчинні.

Резорбуючі мембрани за своєю біологічною будовою складаються з колагену високого очищення (не містять додаткових хімічних домішок), завдяки якому мембрана піддається резорбції. Колаген для виготовлення розчинної мембран отримують від великої рогатої худоби і свиней з сухожиль і перикарда. Існують так само резорбуючі мембрани, що складаються з молочної кислоти.

Неспроможність швів, розбіжність країв рани й оголення резорбуючої мембрани призводить до її біодеградації і скорочення термінів резорбції.

Розчинні мембрани зручні в роботі: вони пластичні, легко адаптуються до контурів сприймаючого ложа, будучи свого роду «амортизатором» для м'яких тканин, не потребують видалення, що скорочує число хірургічних втручань. Найчастіше розчинні мембрани не вимагають фіксації мікрогвинтами і пінами, оскільки після просочування мембрани кров'ю або фізіологічним розчином у неї з'являються адгезивні властивості до навколишніх тканин, що дуже добре можна побачити при закритті перфорації мембрани Шнейдера під час проведення операції синус-ліфтингу. Поряд із цими якостями існують і недоліки: неможливість використання колагенових мембран при алергічних реакціях на колаген тваринного походження; вони не в змозі утримати заданий обсяг регенерату через відсутність жорсткості, і тому можуть бути використані для отримання незначного збільшення кісткової тканини або як м'який прошарок при значних реконструктивних втручаннях із застосуванням титанових сіток, титанових міні- і мікропластин, нерозчинних мембран з титановим посиленням, а так само при пластиці аутокістковими блоками.

Нерозчинні мембрани за своїм хімічним складом є з'єднанням політетрафторетилену, який має властивість напівпроникності, що дозволяє



забезпечувати трофіку регенерату шляхом плазмової дифузії до утворення мікроциркуляторного русла всередині нього. Вони здатні надовго захистити зону регенерації кісткової тканини від м'якотканного компонента й створити оптимальні умови для репаративної регенерації. Нерозчинні мембрани випускаються двох видів: безкаркасні і посилені титановим каркасом, що надає мембрані жорсткість, а отже, і можливість її використання при реконструкції значного по висоті й ширині обсягу альвеолярної кісткової тканини [49].

Для СКР використовуються так само титанові сітки у вигляді модельованих пластин товщиною 0,1 до 0,4 мм з макроотворами. За допомогою каркаса титанових сіток створюється планована форма реконструкції кістковопластичними матеріалом. Каркас титанових сіток (конструкцій) задає форму і в змозі забезпечити жорсткий механічний захист для кістковопластичного матеріалу й регенерату, що дозволяє забезпечувати оптимальні умови для повноцінного неоостеогенезу, поліпшити прогноз, розширити можливості й оптимізувати результат реконструктивних втручань, проведених у ділянці альвеолярного гребеня щелеп.

Отже, перевага використання титанових сіток для реконструкції щелепних кісток полягає в можливості іншої швидкої адаптації для усунення будь-якого дефекту альвеолярного гребеня щелеп. Створення необхідного кісткового об'єму розширює показання до імплантологічного лікування й дозволяє на сучасному рівні підійти до проблеми відновлення дефектів і деформацій зубощелепної системи [30].

### **1.3 Вивчення біомеханічних та морфологічних особливостей слизової оболонки порожнини рота**

Ясна - слизова оболонка порожнини рота, що закриває шийку зубів і покриває альвеолярні відростки верхньої і нижньої щелеп [8].

Топографічно розрізняють прикріплені, вільні і міжзубні ясна. Прикріплені ясна щільно з'єднані з окістям, їх ширина варіює від 1 до 9 мм, а товщина становить у середньому 1,41 мм [88]. Ширина прикріплених ясен впливає на стан зубів у щічно-язичному напрямку й визначає висоту прикріплення м'язів і вуздечок [75]. У склад прикріплених ясен входить зроговілий епітелій. У 40% випадків здорові ясна рота мають вигляд апельсинової кірки, так званий стіплінг [90]. Однак розглядати відсутність стіплінгу як ознаки патології пародонту слід тоді, коли він був наявний на попередніх оглядах [79]. Мала ширина й тонкий шар прикріплених ясен є сприятливими факторами до розвитку захворювань пародонта [52]. Вільні ясна не прикріплюються до зуба. Їх нижня частина зазвичай збігається з базисом гінгівальної щілини. Епітелій вільних ясен – багат шаровий, зроговілий. Причому епітелій верхнього краю - зроговілий і частково паракератинізований, а епітелій, що прилягає до зуба, не піддається кератинізації [19]. Вільні ясна «армовані» колагеновими волокнами, які утримують їх навколо зуба. Вони поділяються на 5 основних і 6 допоміжних груп [22]. Найважливішою є дентагінгівальна група, волокна якої починаються від цементу кореня зуба, йдуть під дном ясенної борозни і закінчуються у власній пластинці ясен. Альвеолярно-гінгівальна група починається від періоста альвеолярного відростка щелепи і так само влітається у власну пластинку ясен. Третя група колагенових волокон - це циркулярні волокна, четверта-трансептальні, п'ята- періостальні волокна, що йдуть від цементу зуба до окістя альвеолярного відростка щелепи [79].

Сполучна тканина вільних і прикріплених ясен включає в себе волокна, клітини й базальну субстанцію. Базальна субстанція формує з'єднувальний і фіксувальний матрикс, у якому розміщені колагенові волокна й клітини. Основний матрикс сполучної тканини утворений макромолекулами протеогліканів і глікопротеїнів і становить 35% об'єму тканин ясен. Основним глікопротеїном є фібронектин, що забезпечує з'єднання білків з клітинним

матриksom. Другий тип глікопротеїну - ламінін, забезпечує приєднання епітеліоцитів до базальної мембрани [19].

У клітинному складі ясен переважають фібробласти, нейтрофільні гранулоцити, макрофаги, лімфоцити і плазмоцити [90].

Фібробласти є преобладаючими клітинами ясен. Їх гетерогенність значна, і вони можуть по-різному реагувати на екстремальні впливи. Різні субпопуляції фібробластів беруть участь і в розвитку запалення, і процесі регенерації. Колагенові волокна, які продукують фібробластами, складають приблизно 60-65% тканини ясен. За даними літератури [16], фібробласти мають високу синтетичну активність і впливають на протікання запальної реакції в них шляхом зміни експресії міжклітинної адгезивної молекули (JGAN-1), ФНП,  $\alpha$ ,  $\beta$  - інтерферону, пов'язаного з функцією лімфоцитарного антигену ( $\alpha$  FA-1) і (CD44) [53]. Надзвичайно високий вміст внутрішньоепітеліальних нейтрофільних гранулоцитів і в меншій кількості моноцитів є особливістю зубоясенного з'єднання. Їх настільки багато, що в окремих зонах з'єднання вони складають до 60% її об'єму [52]. Нейтрофільні гранулоцити мігрують крізь епітелій, виходять в просвіт ясенної борозни і надходять у слину.

Швидкість міграції нейтрофілів в ротову порожнину становить близько 30.000 клітин в хвилину, а за добу -  $4,3 \times 10^7$  клітин, тобто близько 1/500 частини всіх нейтрофільних гранулоцитів, що циркулюють у крові.

При об'ємі всієї крові умовно дорослої людини 5,2 л і загальному середній кількості в 1 л крові  $3,5 \cdot 10^9$  нейтрофілів [78], загальна кількість нейтрофілів, циркулюючих складе  $1,7 \cdot 10^{10}$ . При цьому період напіввиведення нормальних гранулоцитів, що циркулюють в тканини і в порожнині тіла, становить 19 годин [22]. Разом з тим даних про те, яким чином така величезна кількість нейтрофілів виявляється в мікросудинах ясен, у літературі нами не знайдено.

Ясна постійно отримують механічні навантаження (при акті жування, під знімними протезами, зміні та прорізуванні зубів). З огляду на викладене, опис

гістотопографії слизової оболонки ясен, на наш погляд, необхідно вести в тісному зв'язку з її біомеханічними властивостями.

Натепер існує концепція структурно біомеханічних кореляцій у формуванні сполучнотканинних утворень. Тому необхідно розглянути, як взаємопов'язані біомеханічні властивості слизової оболонки ясен з її фіброархітектонікою. З огляду на викладене, нами проведено інформаційний пошук з теми: «Біомеханічні властивості слизової оболонки ясен».

Слід зазначити, що багато авторів описують регіонарні особливості, користуючись методами теоретичної і прикладної механіки. Ця наука досліджує деформацію структурних елементів тіла людини, стійкість і керованість рухів, та інші питання, доступні зазначеним методам [20]. На основі цих досліджень можуть бути складені біомеханічні характеристики тканин, органів і систем організму, знання яких є найважливішою передумовою для вивчення процесів регуляції. Облік і подальше дослідження біомеханічних характеристик дає можливість будувати математичні моделі систем, що керують фізіологічними функціями [32].

Математичне моделювання складних біологічних об'єктів є аналітичний та чисельний опис ідеалізованих процесів і систем. Ідеальних систем і процесів у природі не існує, однак отримані в результаті моделювання результати в певних межах можна застосувати до реальних процесів і систем життєдіяльності людини. Математичні моделі будують або на основі експериментальних даних, або використовуючи гіпотезу або відому закономірність будь-якого явища [52].

При цьому в літературі сформувався концепція, яка об'єднує структурну організацію і біомеханічні властивості тканин. Біологічна тканина являє собою складну композиційну структуру з анізотропними властивостями, які відмінні від властивостей окремих її компонентів і залежать від функцій тканини. Основу біотканини складають колаген, еластин і зв'язувальні речовини [13].

Колаген - головний компонент сухожиль, дерми та інших сполучнотканинних структур, у тканинах людини представлений цілий ряд

різних типів колагену, які утворюють сімейство молекул з багатьма загальними властивостями, головними з яких є: трьохспіральною структурою всіх типів молекул колагену; граничне відносне подовження молекул колагену не перевищує 10%. Колагенові фібрили утворюють подовжені зигзагоподібні структури, які мають нелінійні механічні властивості. Модуль пружності колагену становить від  $1 \times 10^7$  до  $1 \times 10^8$  Па [16].

Еластин - пружний білок. Це типовий еластомер: він дуже сильно розтягується (витримує відносне подовження, що досягає 200-300%), має яскраво вираженими нелінійними механічними властивостями і змінним модулем пружності, значення якого змінюється від  $1 \times 10^5$  до  $6 \times 10^5$  Па.

Кожен з названих біополімерів діє в складі структури більш високого порядку. Кількісне співвідношення й спосіб взаємодії еластинових і колагенових волокон визначають властивості міцності біологічної тканини [53].

Вивчати механічні властивості біологічних тканин значно складніше, ніж властивості традиційних конструкційних матеріалів. Крім механічних чинників (вид випробування, швидкість деформування, тривалість навантаження, орієнтація зразка щодо своєї анізотропії, форма і розміри зразка, температура й вологість) при випробуванні біологічних зразків необхідно враховувати й біологічні функції (расу, стать, вік, ступінь активності фізіологічних функцій, вид і ступінь патологічних змін) [22]. На жаль, більшість біомеханічних параметрів тканин людини можна визначити тільки після її смерті. Вивчення параметрів, що в повній мірі відображають напружений і деформований стан біологічної тканини, допоможе виявити закономірності між розвитком патології і динамікою обраного показника [102].

Представлені літературні дані біомеханічних властивостей різних сполучнотканинних утворень, зокрема ясен, дозволяють зробити наступні висновки:

- одним з факторів морфогенезу сполучнотканинних структур є - механічний; вектори направлених сил і характер деформації тканин значною мірою визначають просторову архітектоніку волокнистих структур [66];

- існує взаємозв'язок між фіброархітектонікою різних форм волокон сполучної тканини і їх пружнодеформативними властивостями;

- інтегративним показником біомеханічних властивостей є тканинна напруга, яку можна розглядати як непрямий показник модуля пружності.

Таким чином, з розвитком стоматології показання до дентальної імплантації істотно розширюються, що пов'язано як з досягненнями в лікуванні загальносоматичних захворювань, які вважалися раніше абсолютними протипоказаннями до імплантологічного стоматологічного лікування, так і виникненням нових методик і технік відновлення втраченого кісткового об'єму щелепи, але на сьогодні більшість з них пов'язані з високим ступенем ризику післяопераційних ускладнень та невдач.

При проведенні хірургічного лікування пацієнтів з первинною та вторинною адентією на етапах аугментації альвеолярного відростка закриття операційної рани проводиться емпірично та залежить від досвіду хірурга-стоматолога. Практичних рекомендацій щодо довжини та напрямку розрізів слизової оболонки, меж та напрямку відшарування, сили натягу клаптів у порожнині рота в літературі нами не знайдено.

## РОЗДІЛ 2

### ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

На підставі мети й завдань роботи були визначені основні напрямки досліджень:

- клінічні та рентгенологічні;
- математичні;
- морфологічні;
- статистична обробка даних.

#### 2.1 Методи клінічних та рентгенологічних досліджень

Після вивчення особливостей будови та деформативних властивостей слизових клаптів нами було визначене таке завдання – визначити можливі шляхи реалізації отриманих даних у хірургічній практиці при виконанні кісткової аугментації щелеп як етап підготовки до дентальної імплантації.

Для клінічних досліджень була вибрана група хворих з вторинною адентією та вертикальним характером резорбції кісток нижньої щелепи  $n=27$  (група 1), яким проводилося спрямована кісткова регенерація за допомогою титанової сітки із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя. Така ж група хворих з  $n=30$  (група 2), для якої застосовувалась авторська модифікована методика.

Також були відібрані хворі з вторинною адентією та вертикальним характером резорбції кісток нижньої щелепи, яким проводилося спрямована кісткова регенерація за допомогою титанової сітки із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя разом з одночасним встановленням

дентальних імплантів n=25 (група 3), та n=25 (група 4), де аналогічне втручання з одночасною дентальною імплантацією проводилось із застосуванням авторської методики відшарування та мобілізації слизового клаптя (табл. 2.1). Усі хворі в досліджуваних групах біли обох статей, віком від 30 до 40 років.

Таблиця 2.1.

### Розподіл хворих в групах

Операція	Направлена кісткова регенерація титановою сіткою		Направлена кісткова регенерація титановою сіткою з дентальною імплантацією		Всього
	Класична методика відшарування слизового клаптя	Авторська методика відшарування слизового клаптя	Класична методика відшарування слизового клаптя	Авторська методика відшарування слизового клаптя	
Кількість хворих	27	30	25	25	107

Клінічні дослідження проводилися на базі щелепно-лицевого відділення ПОКЛ ім. Скліфосовського.

Спостереження за хворими проводилися на 1, 3, 7, 14 добу після проведеного оперативного втручання.

У клінічних дослідженнях результатів кісткової пластики оцінювали такі ознаки слизової оболонки:

- гіперемію (виражена, помірна, незначна);
- набряк (виражений, помірний, незначний);
- больові відчуття (виражені, помірні, незначні);
- некротичні зміни (наявні, не наявні);
- рубцеві зміни(наявні, не наявні).



Рентгенологічне обстеження проводили за допомогою конусно-променевого комп'ютерного томографа «Veraviewerocs 3De» (J. Morita Manufacturing Corporation, Японія) до операції, на 1 день після операції, через 60 днів та через 180 діб. За допомогою програмного забезпечення, що надається разом із результатами обстеження (програма One Volume Viewer) було виміряно висоту, ширину та товщину кісткового аугментату. Площу кісткового аугментату також визначали за допомогою One Volume Viewer. Площа обчислювалась автоматично у мм<sup>2</sup>.

Щільність кісткової тканини вимірювали в зоні аугментації та в інтактних ділянках визначали за КПКТ за допомогою програмного забезпечення One Volume Viewer, що надається разом з результатами обстеження. За одиницю вимірювання приймали ослаблення іонізуючого випромінювання Хаунсфілда (HU).

При включених дефектах зубного ряду, оцінювати протяжність дефекту по КПКТ, на нашу думку, вимірювати який доцільно в двох місцях: у ділянці шийок і коренів зубів, що обмежують дефект. Вимірювання цих двох параметрів обумовлено тим, що осі зубів можуть нахилитися в бік дефекту, через що розміри кістки зменшуються у напрямку від верхівок коренів до шийок зубів. У всіх досліджених нами пацієнтів довжина кістки була недостатньою для встановлення внутрішньокісткового імплантату.

Усі виконані КПКТ дозволяли визначити ширину альвеолярних відростків щелеп альвеолярного відростка, у центральному відділі і в зоні нижньощелепного каналу.

В експерименті взяли участь пацієнти, у яких, за даними томографії, висота альвеолярного відростка була недостатньою для імплантації, за даними томографії, висота альвеолярного відростка була менше 8 мм.

Нами було проаналізовано КПКТ пацієнтів після проведення кісткової аугментації нижньої щелепи. До уваги брали висоту аугментату від нативної

кістки, параметри зменшення об'єму кісткового аугментату в результаті осифікації, щільність новоутвореної кістки, швидкість осифікації.

Для визначення площинних параметрів аугментатів, дослідження змін об'єму було використано комп'ютерну програму 3D Slicer 4.10.2 (програма, що підтримує роботу з багатомодальними зображеннями, включаючи дані МРТ, КТ, ядерну медицину та мікроскопію), багатовимірне розширення даних дозволило створювати та візуалізувати багатовимірні набори даних, за допомогою цієї програми, за отриманими КПКТ створювались 3D моделі щелеп пацієнтів, програмним методом проводилось точне визначення кісткового краю, краю титанової сітки та аугментату (рис. 2.1). Після чого в комп'ютерній програмі Blender (об'єктно-орієнтована програма для створення тривимірної комп'ютерної графіки) у визначених точках проводився точний підрахунок площі сагітального зрізу секції 3D-моделі, та отримувались чисельні дані площі конкретного зрізу щелепи, де проводилось оперативне втручання.

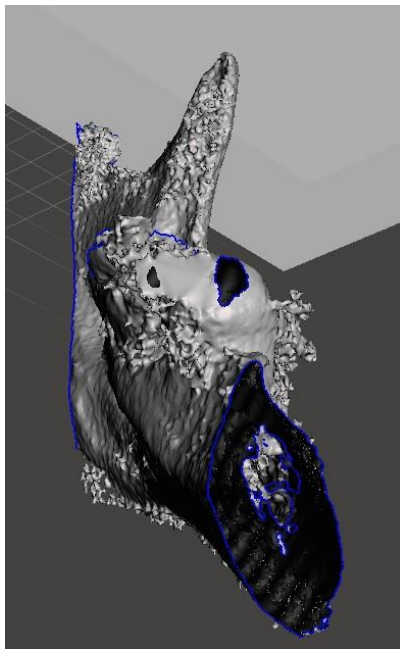


Рисунок 2.1. Вигляд 3D моделі нижньої щелепи пацієнта, на етапі обчислення площі зрізу щелепи перед оперативним втручанням.

## 2.2 Опис авторської методики підйому та мобілізації слизового клаптя порожнини рота

Як відомо, після видалення зубів кровопостачання м'яких тканин погіршується, що веде до утворення так званої білої лінії (*mucosa linea alba*), що розміщена в межах кератинізованої частини ясен і є оптимальною для проведення розрізу. Після виконання місцевої анестезії проводять оцінку топографії анатомічних структур, що пролягають вздовж лінії розрізу, та визначають приблизну ширину та позицію майбутнього аугментату. Проводять розріз на всю глибину слизово-окістного клаптя посередині вершини альвеолярного відростка зони адентії на нижній щелепі (біла лінія), та параборозтковий розріз навколо зубів що потрапляють у зону оперативного втручання. Параборозткові розріз, як і розріз по білій лінії, не викликають помітного рубцювання. Таким чином зберігаються умови для проведення повторної операції на етапі видалення титанової сітки. Крім того, описаний вид розрізу пришвидшує заживлення рани шляхом зменшення загальної довжини лінії розрізу порівняно з класичною методикою. Для досягнення адекватної візуалізації, а в майбутньому оптимального ушивання, довжина розрізу вираховується простою формулою  $x * 1,4$ , де  $x$  – це довжина титанової сітки. Розріз планується таким чином, щоб титанова сітка позиціонувалась по середині оголеної ділянки щелепи. Вертикальний розріз обмежує ділянку операції з медіального боку й проходить під кутом 55 градусів відносно крайніх зубів у ділянці хірургічного втручання. Цей розріз повинен виходить на 3 мм в ділянку рухомої слизової, і повинен бути виконаний на всю товщину, до кістки, щоб забезпечити адекватну мобілізацію слизового клаптя (рис 2.2).

Після відшарування та відкидання повношарового слизово-окістного клаптя (рис 2.3) з вестибулярного та язичного боку, проводять кісткову аугментації з використанням титанової сітки за загальноприйнятою методикою.

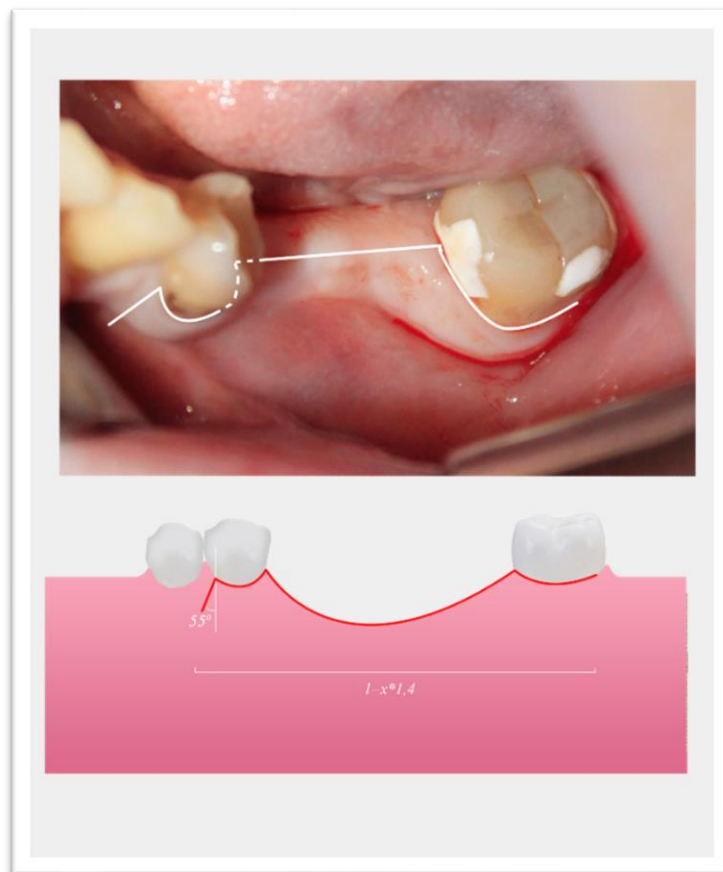


Рис. 2.2 Схематичне зображення лінії розрізу при виконанні авторської методики в дистальних відділах нижньої щелепи.

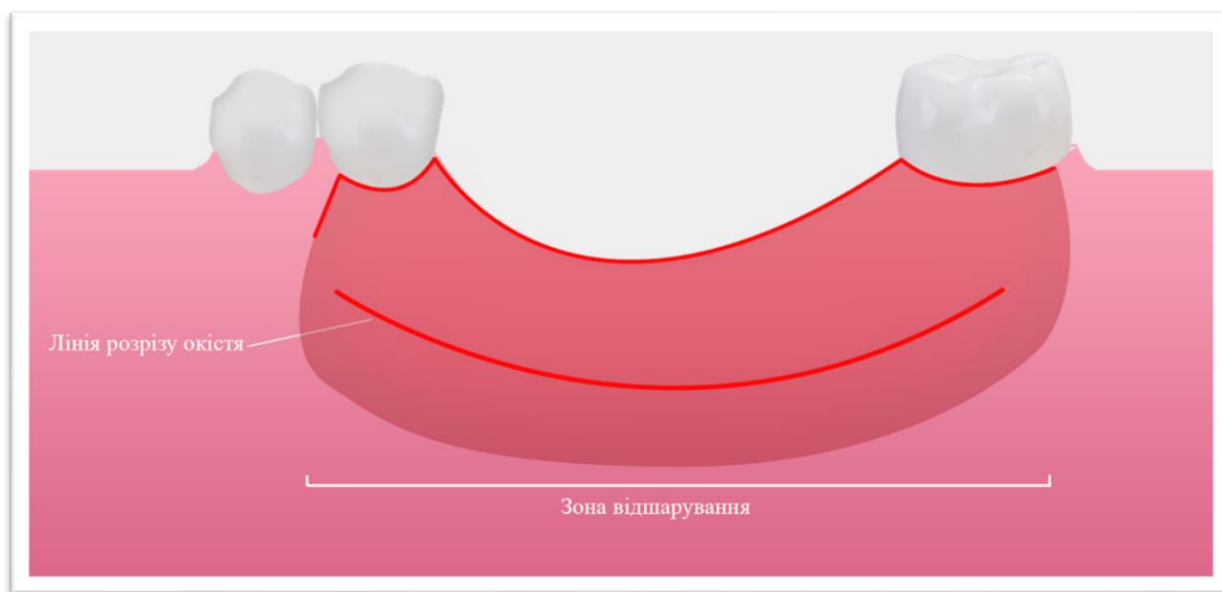


Рисунок 2.3 Схематичне зображення лінії розрізу при виконанні авторської методики та зони відшарування слизово-окістного клаптя.

На етапі ушивання оперативної рани, для ліквідації дефіциту довжини слизово клаптя, у зв'язку з наявністю аугментату та титанової сітки, проводять апікальні горизонтальні послаблюючі розрізи окістя на відстані 20 мм від краю клаптя з обох боків, намагаючись не порушити кровоносні судини (Рис.2.3).

Після достатньої мобілізації слизових клаптів, для попередження ускладнень та зменшення тканинного натягу в ділянці розрізу, проводять накладання спрямовуючих «П»-подібних швів (рис. 2.4), точка першого вколу голки розташовується на відстані (6 – 9) мм апікальніше від краю клаптя, голка повністю проходить як щічний так і язиковий слизові клапті та виходить зворотно, ширина шва має становити від 7 до 10 мм, відстань між «П»-подібними швами має становити (8-10) мм. Для вимірювання відстані рекомендується використовувати стерильний парадонтальний зонд. Таким чином проводиться зближення країв рани, їх адаптація та формування вільних країв слизових клаптів з нульовим тканинним напруженням в зоні розрізу з подальшим ушиванням їх вузловими швами.

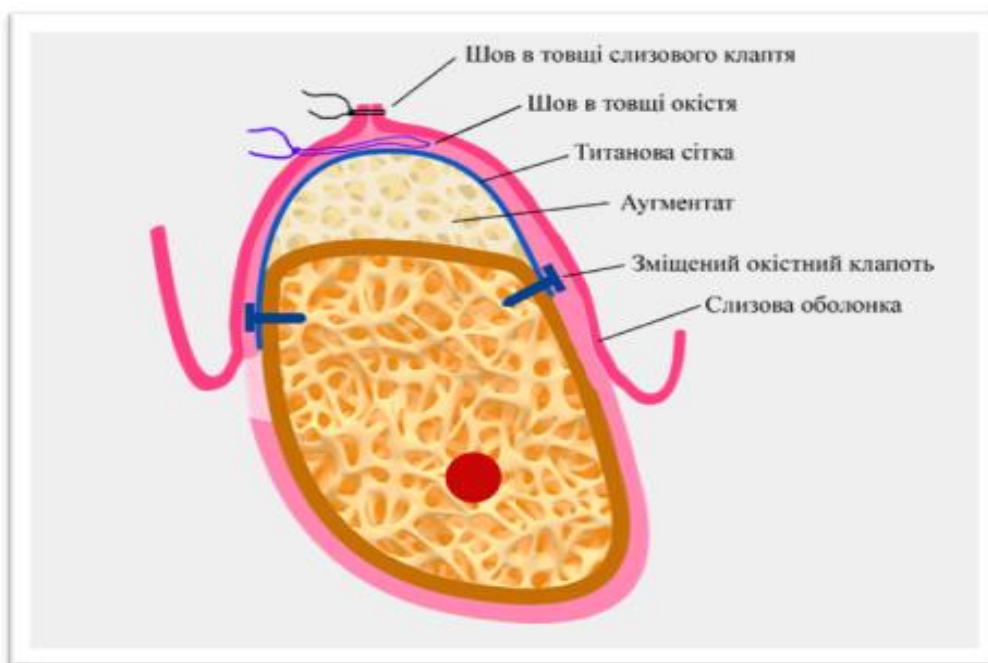


Рис. 2.4 Схематичне зображення ушивання країв рани при виконанні оперативного втручання заавторською методикою в дистальних відділах нижньої щелепи.

### 2.3 Методи математичних досліджень

Для обґрунтування оптимальних меж відшарування, механізмів деформації та релаксації нами було проведено математичне моделювання пружних властивостей слизових клаптів. У якості методу дослідження була обрана двокомпонентна модель Муні–Рівліна, що враховує показники пружності та статичної міцності з плоскими зразками на розтяг та дозволяє проаналізувати їхню гіперпружну поведінку на малих та помірних деформаціях. Для комп'ютерного моделювання процесу деформації клаптя багатошарового епітелію під час операції обрано метод скінченних елементів, що програмувався за допомогою програмного середовища ANSYS.

Ми припускали, що тіло слизового клаптя ізотропне – його пружні характеристики в усіх напрямках однакові.

При розгляді деформацій пружного тіла припускали, що є достатня кількість зв'язків, які перешкоджають руху тіла як жорсткого цілого, наслідок чого переміщення частинок тіла неможливі без його деформації.

Для визначення деформації судин у слизовому клапті, переміщення частинок деформованого тіла розкладаються на компоненти  $u$ ,  $v$ ,  $w$ , паралельні відповідно координатним осям  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Вважали, що ці компоненти є досить малими величинами, мінливими безперервно за обсягом тіла. Подовження елемента в напрямку осі  $x$  супроводжується звуженням у поперечному напрямку (стисненням), що визначаються компонентами деформацій за формулою:

$$\varepsilon_y = -\nu \sigma_x E, \varepsilon_z = -\nu \sigma_x E$$

де за  $\nu$  використовувалась константа - коефіцієнтом Пуассона.

Коефіцієнт Пуассона для м'яких тканин, у зв'язку із великим вмістом води, яка, як відомо, нестислива рідина, дорівнював 0,5.

Лінійні співвідношення між компонентами напружень і компонентами деформацій визначали за законом Гука.

Компонент напруження в окружному напрямку  $\sigma_{\theta}$ , яке виникає в стінці судини внутрішнім радіусом  $r_i$  під дією внутрішнього  $p_i$  та зовнішнього тисків  $p_o$ , визначали за законом Лапласа, формула:

$$\sigma_{\theta} = \frac{p_i r_i - p_o r_o}{h}$$

де  $h = r_o - r_i$  – товщина стінки судини, а  $r$  відповідно її зовнішній радіус.

Моделювання методом кінцевих елементів розтягування клаптя епідермісу використовували розмір (ширина  $\times$  висота  $\times$  товщина) = (30  $\times$  20  $\times$  0,5) мм. Клапоть натягувався на розмір (ширина  $\times$  висота) = 30мм  $\times$  25мм. Таким чином, моделювали усунення необхідного дефіциту тканини шириною 5 мм в напрямку осі Y (вертикальна вісь). Відносне подовження при цьому становило  $\lambda = 25/20 = 1,25$ . Натяг клаптя відбувся в напрямку Y.

## 2.4 Методи морфологічних досліджень

Отримання гістологічних препаратів із тканин слизової оболонки порожнини рота 10 лабораторних кролів було проведено на базі віварію Української медичної стоматологічної академії. Морфологічні дослідження проводились на кафедрі патоморфології з секційним курсом Української медичної стоматологічної академії.

Матеріалом для дослідження гістотопографії були слизові клапті, які були отримані після їх хірургічного висічення зі свіжих трупів кролів. Для дослідження бралися зразки слизових клаптів дистальних відділів альвеолярного відростка з обох сторін нижньої щелепи ротової порожнини тварин. Було отримано 40 прямокутних зразків матеріалу для досліджень.

Для досягнення поставленої мети тканини забарвлювали за методиками, ван Гізона та гематоксилін-еозином.

З метою припинення аутолізу та запобігання денатурації білків тканини, що досліджувався, були зафіксовані в абсолютному 96° спирті. Відомо, що

абсолютний 96° спирт є універсальним фіксатором і знімає необхідність у застосуванні додаткових заходів, зокрема послідовна промивка та зневоднення гістологічного матеріалу перед заливкою.

В умовах патоморфологічної лабораторії досліджуваний матеріал був поміщений у заздалегідь заготовлений жовтий парафін. Десять зразків не зазнали механічного впливу. Десять отриманих клаптів перед фіксацією в парафін були розтягнені в одному напрямку (розтягнення проводилось в бік довшої сторони) на 5%, 7% - 10 зразків та 10 зразків на 10% від їхньої початкової довжини. Розтягнення зразків проводилося за допомогою гітарного кілкового механізму для натягнення струн, де слизовий клапоть фіксувався шовковим шовним матеріалом і в розтягнутому вигляді заливався парафіном.

За допомогою пінцета якісні зрізи знімалися із спинки ножа мікротома. Для забезпечення кращого розподілення та фіксації препарату на поверхні скла матеріал переносили на краплі 10% розчину ацетону з дистильованою водою.

З метою покращення якості адгезії зрізів до поверхні покривного скла предметні скельця зі зрізами перед забарвленням поміщали на 24 години і термостат при температурі 45-50 °С. (термостат сухо-повітряний ТС-80, Мізма)

Для забарвлення еластичних волокон використовували фукселін із дофарбуванням пікрофуксином.

Запропонований спосіб здійснювався так: тканина фіксувалась в абсолютному спирті, для фарбування нами використовувався заздалегідь профільтрований 5% розчин фуксиліну на 0,5% розчині соляної кислоти. Фукселін готували у великій керамічній склянці, розчиняли в 200 мл дистильованої води 2 г лужного фуксину та 4 г резорцину. Рідину доводили до кипіння та додавали 25 мл офіціального розчину півторахлористого заліза. Розчин кип'ятили протягом 5 хв, потім фільтрували. Спиртовий розчин фарби охолоджували та повторно фільтрували у градуйований циліндр, додавати до 200 мл 96% спирту та 2 мл міцного розчину соляної кислоти.



Зрізи фарбували протягом 12–16 годин. Після промивання водою зневоднювали в 96% та абсолютному спирті, просвітлювали в креолі.

Препарати дофарбовувати пікрофуксином (сумішшю ван Гізон), але не за стандартною методикою протягом 3 хвилин, а тримати гістологічний препарат не більше 1 хвилини у відповідному розчині відомої концентрації.

Пікрофуксин готувався з концентрованого водного розчину пікринової кислоти та 1% водного розчину кислого фуксину. Обидва розчини змішували з розрахунку 10 мл пікринової кислоти на 1 мл фуксину.

## **2.5 Методи статистичної обробки даних**

Отримані дані оброблялися методом варіаційної статистики. Для досягнення вищезазначеного складали варіаційні ряди, враховуючи середню арифметичну ( $M$ ), середнє квадратичне відхилення, середньої квадратичної помилки ( $m$ ). Усі перераховані параметри визначалися із використанням електронної таблиці Excel і пакета програм Microsoft Excel.

Для статистичного аналізу отриманих у результаті власних досліджень даних також використовували непараметричні методи стандартних статистичних пакетів програми (STATISTICA 10.0), які дозволяють безпосередньо оцінювати генеральну сукупність, її загальні властивості та перевіряти гіпотези щодо неї. Статистичний підхід обрано, на основі потужності непараметричних методів при невеликих обсягах вибірок, можливості його застосування для дослідження півкількісних і порядкових сукупностей. Непараметричні методи звільняють від знання закону розподілу досліджуваних сукупностей та обчислення їхніх основних параметрів, що аргументує їх значну перевагу над параметричними.

Із непараметричних методів при визначенні вірогідності показників дослідження нами було використано  $U$ -критерій Уїлкоксона-Манна-Уїтні. Відмінності вважались за вірогідні при  $p \leq 0,05$

Таким чином, на підставі вищенаведеного, можна зробити висновок, що лише поєднання біомеханічних, морфологічних та клінічних методів досліджень може привести до достовірних результатів щодо оптимізації методик відшарування та мобілізації слизових клаптів порожнини рота.

## РОЗДІЛ 3

### МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЗМІН ВЛАСТИВОСТЕЙ СЛИЗОВИХ КЛАПТІВ В ДИСТАЛЬНОМУ ВІДДІЛІ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЩОДО ЇХ ДЕФОРМАЦІЇ

**3.1 Математичне моделювання пружних властивостей слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи.**

Майже всі матеріали мають якоюсь мірою пружні властивості. У тому числі це стосується біологічних тканин. Якщо зовнішні сили, що викликають деформацію, не перевищують деякої межі, то після зняття цих сил деформація зникає. У подальшому ми будемо передбачати, що тіла, які відчувають дію зовнішніх сил, є ідеально-пружними, тобто вони повністю відновлюють свою первісну форму після зняття навантаження.

Будемо вважати також, що матеріал пружного тіла однорідний і безперервно розподілений по всьому об'єму тіла, так що найменший елемент, вирізаний з тіла, має ті ж фізичними властивостями, що і все тіло. Для спрощення міркувань будемо припускати, що тіло ізотропне – його пружні характеристики в усіх напрямках однакові.

На рисунку 3.1 зображене тіло, що перебуває в стані рівноваги. Під дією зовнішніх сил  $F_1, F_2, \dots, F_6$  між частинами тіла виникають внутрішні сили взаємодії. Щоб дослідити величину цих сил у довільній точці  $O$ , уявімо, що тіло розділене на дві частини  $A$  і  $B$  поперечним перерізом  $mn$ , які проходять через цю точку. Розглядаючи одну із цих частин, наприклад частина  $A$ , можемо стверджувати, що вона знаходиться в рівновазі під дією зовнішніх сил  $F_4, F_5, F_6$  і

внутрішніх сил, розподілених по поперечному перерізі  $mm$ , та ілюструють дію матеріалу частини  $B$  на матеріал частини  $A$ . Припустимо, що ці сили безперервно розподілені по площі перетину  $mm$  подібно до того, як розподіляються по поверхні, на яку вони діють, гідростатичний тиск або тиск вітру. Величини таких сил зазвичай визначаються їх інтенсивністю, тобто величиною сили, віднесеної до одиниці площі, на яку вона діє. Інтенсивність внутрішніх сил називається *напруженням*.

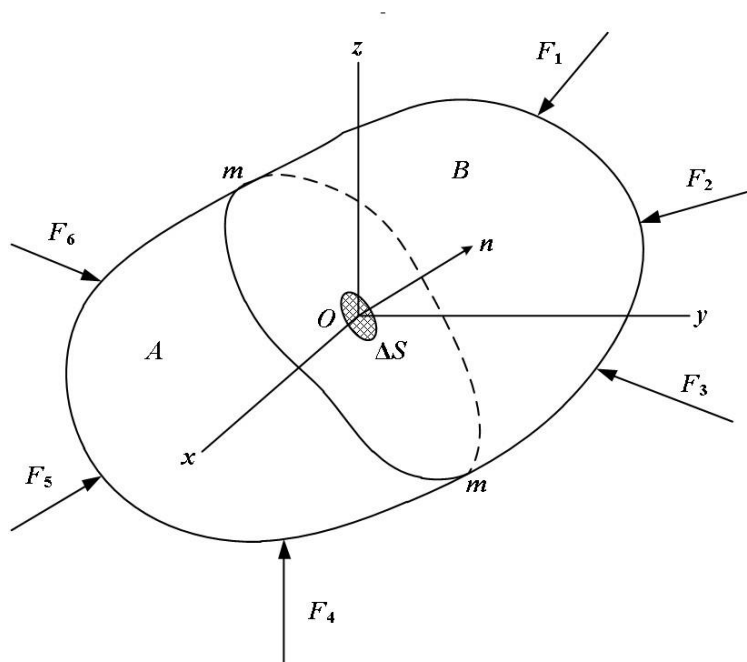


Рис. 3.1 Схематичне зображення математичної моделі ізотропного пружного тіла в стані рівноваги.

У загальному випадку напруження розподілено по поперечному перетину нерівномірно (рис. 1, переріз  $mm$ ). Щоб отримати величину напруги на деякій малій ділянці  $\Delta S$ , вирізаній з поперечного перерізу  $mm$  в точці  $O$ , перш за все відзначимо, що сили, які діють на цю елементарну ділянку з боку частини тіла  $B$  на частину тіла  $A$ , можна звести до результуючої  $\Delta F$ . Якщо ми будемо тепер безперервно зменшувати площу елементарної ділянки  $\Delta S$ , то граничне значення відношення  $\Delta F/\Delta S$  дасть нам величину напруження, що діє в поперечному

перерізі  $mn$  в точці  $O$ . Граничний напрям результуючої  $\Delta F$  є напрямом напруження в даній точці. У загальному випадку вектор напруження нахилений до ділянки  $\Delta S$ , на яку воно діє, і його можна розкласти на дві компоненти: на нормальне напруження, перпендикулярне ділянці, і на дотичне напруження, що діє в площині ділянки  $\Delta S$ .

Існує два види зовнішніх сил, які можуть впливати на тіло. Сили, розподілені по поверхні тіла, такі, як тиск одного тіла на інше або гідростатичний тиск, називаються поверхневими силами. Сили, розподілені по масі тіла, такі, як сили тяжіння, магнітні сили або (в разі руху тіла) сили інерції, називаються масовими силами. Поверхневі сили, віднесені до одиниці площі та масові сили, віднесені до одиниці об'єму, звані об'ємними силами, розкладаються на три компоненти, паралельні декартовим координатним осям  $x, y, z$ .

Буквою  $\sigma$  позначається нормальне напруження, а буквою  $\tau$  – дотичне. Щоб вказати орієнтацію площині, по якій діє напруга, до цих букв додаються індекси. Розглянемо дуже малий кубічний елемент (рис. 3.2) з гранями, паралельними координатним осям. Позначення для компонент напружень, що діють по гранях цього елемента, а також напрямки, які вважаються позитивними, показані на рис. 3.2. Наприклад, для граней елемента, перпендикулярних осі  $y$ , нормальні компоненти напружень, що діють на цих гранях, позначаються через  $\sigma_y$ . Індекс  $y$  показує, що напруги діють на ділянці, перпендикулярній осі  $y$ . Нормальна напруга вважається позитивним, коли воно викликає розтягнення елемента, і негативним, коли воно викликає стиснення.

Дотичні напруження розкладаються на дві компоненти, паралельні координатним осям. У цьому випадку використовуються вже два індекси, з яких перший показує напрямок нормалі до даної площини, а другий – напрямок компоненти напружень. Наприклад, якщо знову розглянути грані, перпендикулярні осі  $y$ , то компонента в напрямку  $x$  позначається через  $\tau_{yx}$ , а

компонента в напрямку  $z$  – через  $\tau_{yz}$ . Позитивні напрямки компонент дотичних напружень на межі кубічного елемента приймаються співпадаючими з позитивними напрямками координатних осей, якщо напруження розтягування для тієї ж границі збігається з позитивним напрямком відповідної осі.

Якщо напруження розтягування мають напрямок, протилежний позитивному напрямку осі, то позитивні напрямки компонент дотичного напруження змінюються на зворотні. Відповідно до цього правила позитивні напрямки всіх компонент напруження на правій грані кубічного елемента (рис. 3.2) збігаються з позитивними напрямками координатних осей. Якщо ж розглядається ліва грань того ж елемента, то позитивні напрямки змінюються на зворотні.

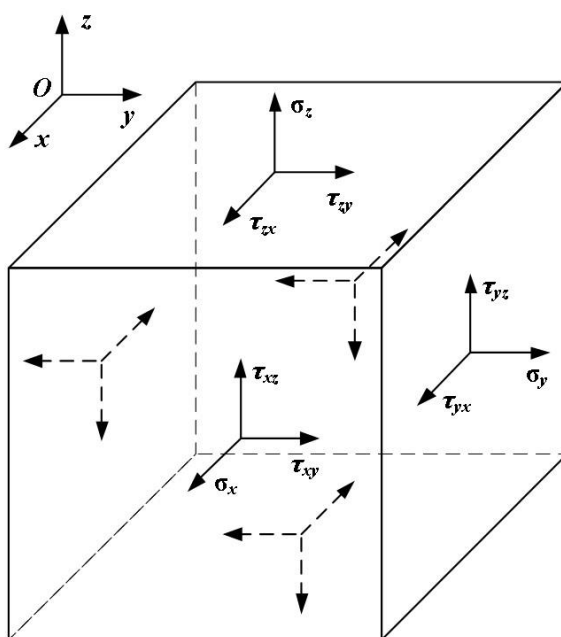


Рис. 3.2 Схематичне зображення математичної моделі кубічного елемента з гранями, паралельними координатним осям.

Щоб позначити напруги, що діють на шести гранях елемента, буде потрібно три символи  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  для нормальних напружень і шість  $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yx}, \tau_{yz}, \tau_{zx}, \tau_{zy}$  для дотичних. З умови рівноваги елемента щодо моментів сил, які діють на елемент, слідує, що на двох перпендикулярних один одному гранях кубічного елемента компоненти дотичного напруження, перпендикулярні лінії перетину цих граней, рівні між собою:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{xz} = \tau_{zx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}.$$

Таким чином, для опису напруг, що діють на координатних площинах, що проходять через будь-яку точку, досить шести величин  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ . Вони називаються компонентами напружень у цій точці.

При розгляді деформацій пружного тіла будемо припускати, що є достатня кількість зв'язків, які перешкоджають руху тіла як жорсткого цілого, в результаті чого переміщення частинок тіла неможливі без його деформації.

Переміщення частинок деформованого тіла розкладаються на компоненти  $u, v, w$ , паралельні відповідно координатним осям  $x, y, z$ . Вважається, що ці компоненти є досить малими величинами, мінливими безперервно за обсягом тіла.

Через  $\varepsilon$  позначається відносне подовження, а через  $\gamma$  – відносна деформацію зсуву. Для вказівки напрямків деформації використовуються ті ж індекси, що і для компонент напруження. Шість величин  $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}$  називаються компонентами деформації:

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \right], \\ \varepsilon_y &= \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial y} \right)^2 \right], \\ \varepsilon_z &= \frac{\partial w}{\partial z} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial z} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \right],\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\gamma_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \cdot \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} \cdot \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial w}{\partial y} \cdot \frac{\partial w}{\partial x}, \\ \gamma_{xz} &= \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \cdot \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial z} \cdot \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial w}{\partial z} \cdot \frac{\partial w}{\partial x}, \\ \gamma_{yz} &= \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial z} \cdot \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \cdot \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \cdot \frac{\partial w}{\partial y}.\end{aligned}$$

У випадку малих деформацій квадратичними членами можна знехтувати.

Тоді компоненти тензора напруження матимуть такий спрощений вигляд:

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x}, \\ \varepsilon_y &= \frac{\partial v}{\partial y}, \\ \varepsilon_z &= \frac{\partial w}{\partial z}, \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}, \\ \gamma_{xz} &= \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}, \\ \gamma_{yz} &= \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}.\end{aligned}$$

Лінійні співвідношення між компонентами напружень і компонентами деформацій називаються законом Гука. Уявімо елементарний прямокутний паралелепіпед з гранями, паралельними координатним осям, схильний до дії нормального напруги  $\sigma_x$ , рівномірно розподіленої по двох протилежних гранях, як це має місце в дослідженні на розтягнення. Тоді досягнення межі пропорційності відносно подовження елемента дається формулою

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E},$$

де  $E$  – модуль пружності при розтягуванні.

Таке подовження елемента в напрямку осі  $x$  супроводжується звуженням у поперечному напрямку (стисненням), що визначаються компонентами деформацій



$$\varepsilon_y = -\nu \frac{\sigma_x}{E}, \quad \varepsilon_z = -\nu \frac{\sigma_x}{E},$$

де  $\nu$  – константа, яка називається коефіцієнтом Пуассона. Для багатьох матеріалів коефіцієнт Пуассона можна прийняти рівним 0,25. Для конструкційних сталей він зазвичай вважається рівним 0,3.

Якщо розглянутий елемент піддається одночасному дії нормальних напружень  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $\sigma_z$ , рівномірно розподілених по його гранях, то шляхом накладення компонент деформацій, викликаних кожним з трьох напружень, можна отримати співвідношення:

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)], \\ \varepsilon_y &= \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)], \\ \varepsilon_z &= \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)]. \end{aligned} \quad (1)$$

Ці співвідношення, підтверджуються численними експериментальними вимірюваннями.

У співвідношеннях (1) залежності між деформаціями і напруженнями повністю визначаються двома фізичними константами  $E$  і  $\nu$ . Ті ж константи використовуються і для визначення залежності між деформацією зсуву і дотичним напруженням:

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G}, \quad \gamma_{xz} = \frac{\tau_{xz}}{G}, \quad \gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G},$$

де  $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$  – модуль пружності при зсуві, або модуль зсуву.

Розв'язуючи рівняння (1) відносно  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $\sigma_z$ , можна знайти:

$$\begin{aligned} \sigma_x &= \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z] + \frac{E}{1+\nu} \varepsilon_x, \\ \sigma_y &= \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z] + \frac{E}{1+\nu} \varepsilon_y, \\ \sigma_z &= \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z] + \frac{E}{1+\nu} \varepsilon_z. \end{aligned} \quad (2)$$

Таким чином, при математичному моделюванні пружних властивостей слизових клаптів їх можна вважати за ізотропне пружне тіло в стані рівноваги та користуючись лінійними співвідношеннями між компонентами напружень і компонентами деформацій (закон Гука) розраховувати коефіцієнт допустимих границь тензора напруження.

### 3.2 Вплив пластичного розтягнення на звуження просвіту капілярів у слизовому клапті.

За законом Лапласа [91] нормальна компонента напруження в окружному напрямку  $\sigma_\theta$  яке виникає в стінці судини внутрішнім радіусом  $r_i$  під дією внутрішнього  $p_i$  та зовнішнього тисків  $p_o$  визначається за формулою:

$$\sigma_\theta = \frac{p_i r_i - p_o r_o}{h}, \quad (3)$$

де  $h = r_o - r_i$  – товщина стінки судини, а  $r_o$  відповідно її зовнішній радіус. Напруження розтягування  $\sigma_z$  направлене вздовж осі судини удвічі менше, ніж окружне напруження (рис.3.3).

В такому випадку зовнішній тиск  $p_o$  буде

$$p_o \geq \frac{p_i r_i}{r_o}, \quad (4)$$

окружне напруження  $\sigma_\theta$  в стінці судини буде від'ємним, тобто воно буде стискаючим, і відповідно, до цього переріз судинного русла буде зменшуватися. Це саме відбувається при вимірюванні артеріального тиску за методом М.С. Короткова: коли тиск повітря, що нагнітається у манжету, вищий за систолічний (максимальний), тиск в артерії повністю припиняється кровотік.

Аналогічний процес відбувається при розтягуванні слизового клаптя (рис. 3.4), але в цьому випадку роль тиску повітря у манжеті тонометра відіграє внутрішнє стискаюче напруження у напрямку  $u$ .

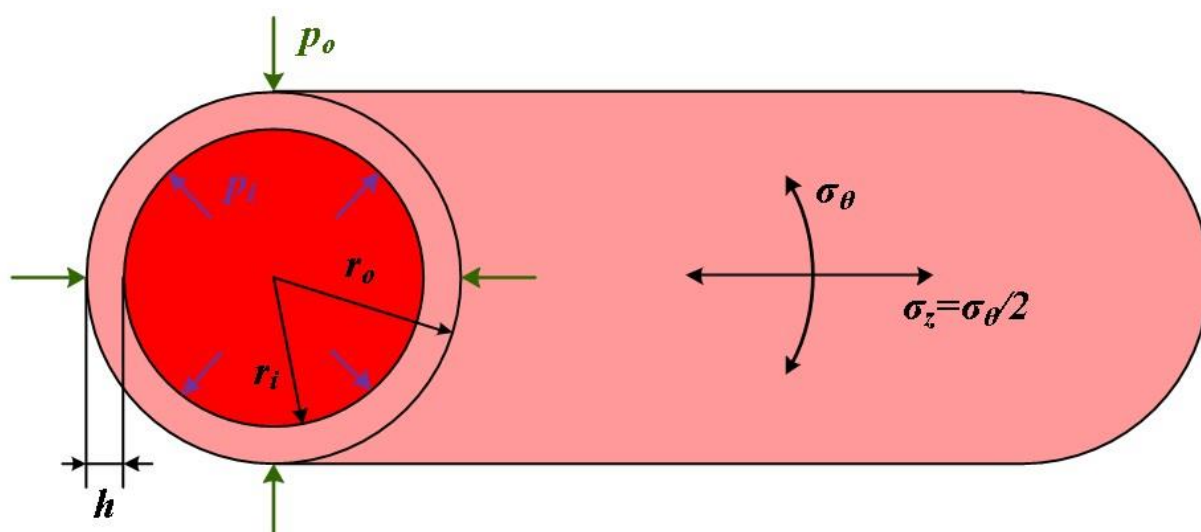


Рис. 3.3 Графічне зображення стінки судини з векторами дії внутрішнього та зовнішнього тиску.

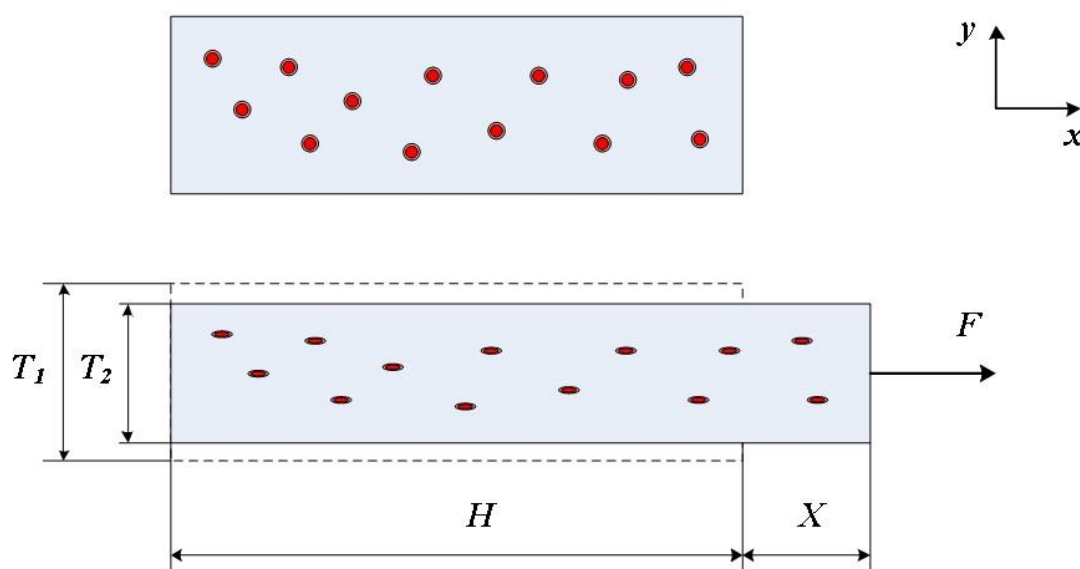


Рис. 3.4 Схематичне зображення перерізу фрагмента слизового клаптя при витягуванні у напрямку осі  $x$ .  $F$  – сила розтягування,  $H$  – початковий поздовжній розмір клаптя,  $X$  – поздовжнє видовження,  $T_1$  та  $T_2$  – початкова та кінцева товщина клаптя.

Оцінимо спочатку величину стискаючого напруження у напрямку осі  $y$ , при якому відбувається звуження капілярного русла, за даними, наведеними для капіляру [2] у таблиці 1 за формулою (4):

$$\sigma_y = \frac{p_i r_i}{r_o} \approx 3 \text{ кПа.}$$

Таблиця 1

**Таблиця залежності тиску крові на стінку капіляра від його внутрішнього діаметра**

Судина	Внутрішній діаметр, мкм	Товщина стінки, мкм	Тиск крові, мм рт.ст.
Капіляр	6	1	30

Далі оцінимо, якій деформації у напрямку осі  $x$  відповідає стискаюче напруження у напрямку осі  $y$ . Зробимо це за формулою:

$$\varepsilon_x = -\nu \frac{\sigma_y}{E}.$$

Коефіцієнт Пуассона для м'яких тканин, у зв'язку із великим вмістом води, яка, як відомо, нестислива рідина, близький до 0,5 [63]. Значення коефіцієнта Пуассона для слизової оболонки ротової порожнини частіше приймається рівним 0,45. Складніше питання з модулем пружності  $E$ , його величина варіюється в дуже широких межах від 0,01 до 20 МПа [57]. Найчастіше трапляються дані про значення модуля пружності від 1 до 5 МПа [57]. Візьмемо для оцінки середнє значення модуля пружності 3 МПа. Оцінка деформації дає:

$$\varepsilon_x = 0,135.$$

Таким чином, якщо дефіцит розміру  $X$  складає 3 мм то поздовжній розмір слизового клаптя  $H$  (величина відшарування) дорівнює 22,2 мм.

Ця оцінка досить приблизна, для більш точних розрахунків треба розв'язувати рівняння (1) і (2) використовувати чисельні методи, а саме метод скінченних елементів. Це і є метою наших подальших досліджень.

Отже, нормальна компонента напруження в окружному напрямку яке виникає в стінці судини під дією внутрішнього та зовнішнього тисків, з урахуванням стискаючого напруження у напрямку осі прикладення сили, складатиме коефіцієнт близький 0,135.

### **3.3 Особливості геометричної конфігурації слизових клаптів на різних етапах їх відшарування та натягу.**

Білки являють собою природні органічні полімери і відносяться до еластомерів або гіперпружних матеріалів, які можуть зазнавати великих (скінченних) деформацій (200-300%) і при цьому зберігати здатність до повного відновлення своєї первинної форми.

Поведінка гіперпружних матеріалів з точки зору механіки деформованого тіла описується нелінійними законами зв'язку напруження–деформація. Загальне трактування зв'язку напруження–деформація для гіперпружних матеріалів було надано Рівліним [11], основний зміст якого полягає у знаходженні залежності пружного потенціалу від деформації. При цьому пружний потенціал має відповідати двом вимогам: по-перше, він повинен бути однорідною квадратичною функцією компонент тензора деформації; по-друге, для ізотропного тіла вид пружного потенціалу як функції деформацій не повинен залежати від вибору напрямів осей координат (це означає, що пружний потенціал має бути функцією інваріантів деформації).

Існує три інваріанти деформації:

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2, \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2, \end{aligned}$$

де  $\lambda_1^2 = 1 + 2\varepsilon_x$ ,  $\lambda_2^2 = 1 + 2\varepsilon_y$ ,  $\lambda_3^2 = 1 + 2\varepsilon_z$ , тут  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  та  $\lambda_3$  – відносні подовження в напрямках, паралельних координатним осям.

Для ізотропного нестисливого тіла:

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1.$$

З урахуванням останнього перепишемо перші два інваріанти у вигляді:

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2,$$

$$I_2 = \frac{1}{\lambda_1^2} + \frac{1}{\lambda_2^2} + \frac{1}{\lambda_3^2}.$$

Таким чином пружний потенціал можна представити, як функцію двох інваріантів деформації:

$$U = f(I_1, I_2).$$

Пружний потенціал представляється у вигляді поліному від інваріантів  $I_1$  та  $I_2$ :

$$U = \sum_{i=0, j=0}^{\infty} C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j,$$

де  $C_{00} = 0$  – пружний потенціал дорівнює нулю за відсутності деформації.

У випадку лінійної залежності пружного потенціалу від інваріантів деформації отримаємо:

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3).$$

Це так звана двохкомпонентна модель Муні–Рівліна, яка широко використовується для деформацій до 100%.

У випадку однорідного простого розтягування компоненти напружень можна виразити через пружний потенціал:

$$\begin{aligned}\sigma_x &= 2 \left( \lambda_1^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_1^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \\ \sigma_y &= 2 \left( \lambda_2^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_2^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \\ \sigma_z &= 2 \left( \lambda_3^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_3^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p,\end{aligned}$$

де  $p$  – довільна стала, яка має зміст гідростатичного тиску.

Розглянемо випадок простого одновісного розтягування (рис. 3.5). У цьому випадку  $\lambda_1 = \lambda$ ,  $\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-1/2}$ ,  $\sigma_y = \sigma_z = 0$ . Виходячи з цих співвідношень знайдемо тиск  $p$ :

$$p = -2 \left( \frac{1}{\lambda} \frac{\partial U}{\partial I_1} - \lambda \frac{\partial U}{\partial I_2} \right).$$

Підставляючи в рівняння для  $\sigma_x$  отримаємо:

$$\begin{aligned}\sigma_x &= 2 \left( \lambda^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) - 2 \left( \frac{1}{\lambda} \frac{\partial U}{\partial I_1} - \lambda \frac{\partial U}{\partial I_2} \right), \\ \sigma_x &= 2 \left( \lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left( \frac{\partial U}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right).\end{aligned}$$

У випадку подовження зразка при простому одновісному розтягуванні площа його поперечного перерізу  $S$  зменшується на фактор  $\lambda$ . Тому напруження  $\sigma_x$ , яке виникає у зразку під дією розтягуючої сили  $F$  буде визначатися за формулою:

$$\sigma_x = \frac{\lambda F}{S} = 2 \left( \lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left( \frac{\partial U}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right),$$

або

$$\frac{F}{S} = 2 \left( \lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) \left( \frac{\partial U}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right).$$

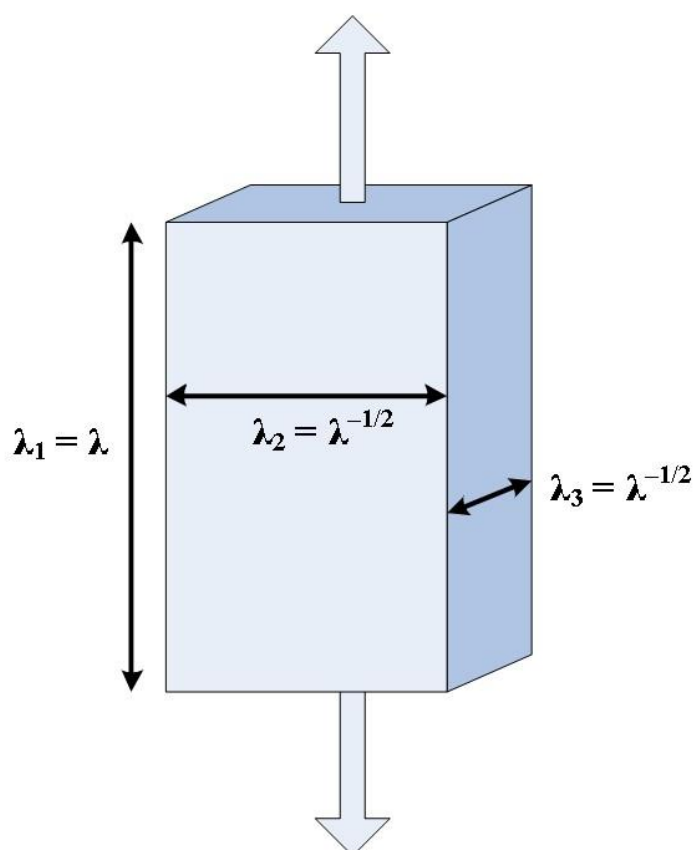


Рис. 3.5 Схематична модель простого одновісного розтягування.

Для двохкомпонентної моделі Муни-Рівліна отримаємо:

$$\frac{F}{2S \left( \lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right)} = C_{10} + \frac{1}{\lambda} C_{01}.$$

Для розрахунку коефіцієнтів моделі ми провели експеримент по простому розтягуванні слизового клаптя довжиною  $l_0 = 25$  мм, шириною  $w = 40$  мм та товщиною  $t = 1$  мм (рис. 3.6).



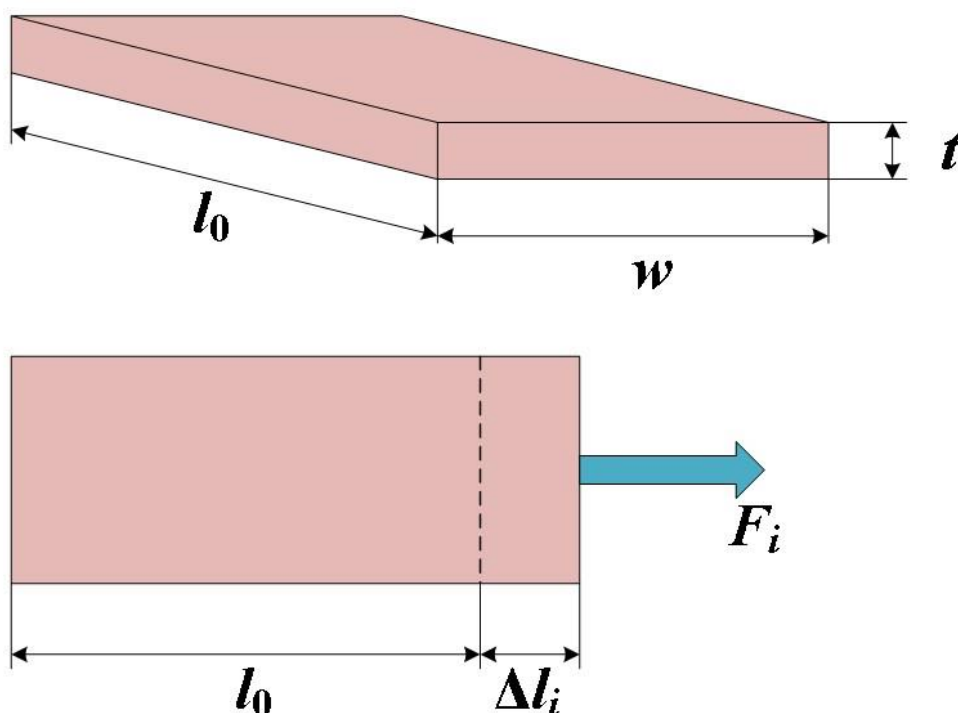


Рис.3.6 Графічне зображення геометричних розмірів зразка слизового клаптя та напрямку вектора при експериментальному розтягуванні.

Дані результатів експерименту представлені в таблиці 2.

Таблиця 2.

**Результати математичних розрахунків при експериментальному розтягуванні слизово клаптя**

$\Delta l$ , мм	$F$ , Н	$F/S$ , МПа	$\lambda$	$\lambda^{-1}$	$F/(2S(\lambda-\lambda^{-2}))$ , МПа
2	10	0,25	1,08	0,9259	0,5614
2,5	12,2	0,305	1,10	0,9091	0,5575
3	14,3	0,3575	1,12	0,8929	0,5537
3,5	16,4	0,41	1,14	0,8772	0,5533
4	18,3	0,4575	1,16	0,8621	0,5488
4,5	20,2	0,505	1,18	0,8475	0,5468
5	22	0,55	1,20	0,8333	0,5440

Тут  $S = w \cdot t$  – площа поперечного перерізу недеформованого зразка,  $\lambda =$

$$1 + \frac{\Delta l}{l_0}$$

На підставі отриманих експериментальних даних побудували графік залежності  $\frac{F}{2S(\lambda-\lambda^{-2})}$  від  $\lambda^{-1}$ , представлений на рисунку 3.7.

На рисунку 3.7 показана лінійна регресійна залежність, коефіцієнти якої визначені методом найменших квадратів з коефіцієнтом детермінації  $R^2 = 0,9847$ :  $C_{10} = 0.3920$  МПа,  $C_{01} = 0.1824$  МПа.

На рисунку 3.8 показано залежність напруження від деформації, побудована за обраною моделлю порівняно з експериментальними даними.

На основі коефіцієнтів двохкомпонентної моделі Муні-Рівліна, можна визначити модуль пружності і модуль зсуву за формулами [12]:

$$E = 6(C_{10} + C_{01}),$$

$$G = 2(C_{10} + C_{01}).$$

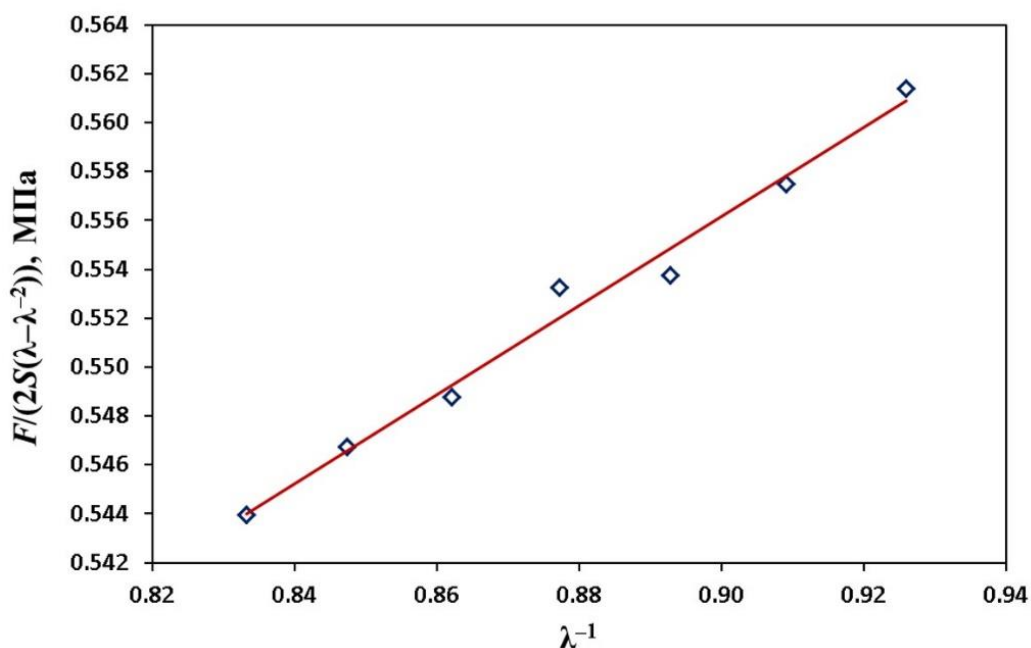


Рис. 3.7 Графік залежності  $\frac{F}{2S(\lambda-\lambda^{-2})}$  від  $\lambda^{-1}$ : точками позначені експериментальні значення, суцільна лінія – лінійна регресійна залежність, коефіцієнти якої визначені методом найменших квадратів.

У результаті отримали наступні значення модуля пружності  $E = 3.45$  МПа та модуля зсуву  $G = 1.15$  МПа. Значення модуля пружності відповідає інтервалу адекватних значень наведених у роботі [5].

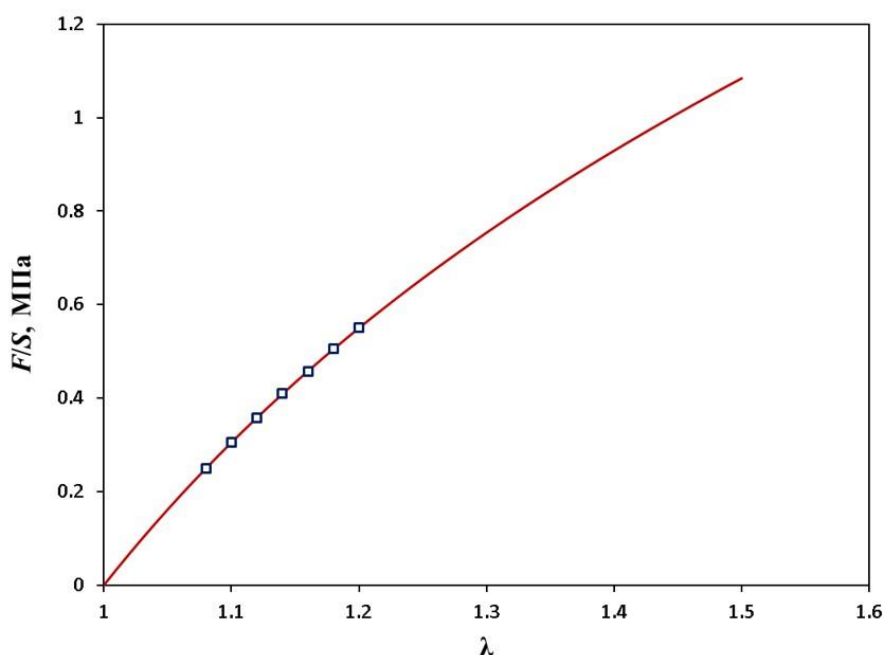


Рис. 3.8 Графік залежності напруження від деформації при простому одноосному розтягуванні, побудована за обраною моделлю Муні-Рівліна (суцільна лінія) у порівнянні з експериментальними даними (позначені точками).

Отримані розрахункові значення пружних матеріальних констант для епітелію, було використано для комп'ютерного моделювання процесу деформації слизового клаптя під час операції методом скінченних елементів за допомогою програмного середовища ANSYS (рисунок 3.10).

Далі представлені результати моделювання методом скінченних елементів розтягування слизового клаптя, форма і розміри якого представлені на рисунку 3.9.

Клапоть натягується таким чином, щоб усунути необхідний дефіцит тканини шириною 5 мм в напрямку осі Y (вертикальна ось). Відносне видовження при цьому складає  $\lambda = 30/25 = 1,2$ . Оскільки пружні сили потенційні, робота сил не залежить від шляху, тобто не має значення, як ми розтягували зразок, тягнули ми спочатку весь верхній край або тільки за середину. Відіграють роль тільки вихідний (початковий) і кінцевий стан зразка тобто його початкова та кінцева форми.

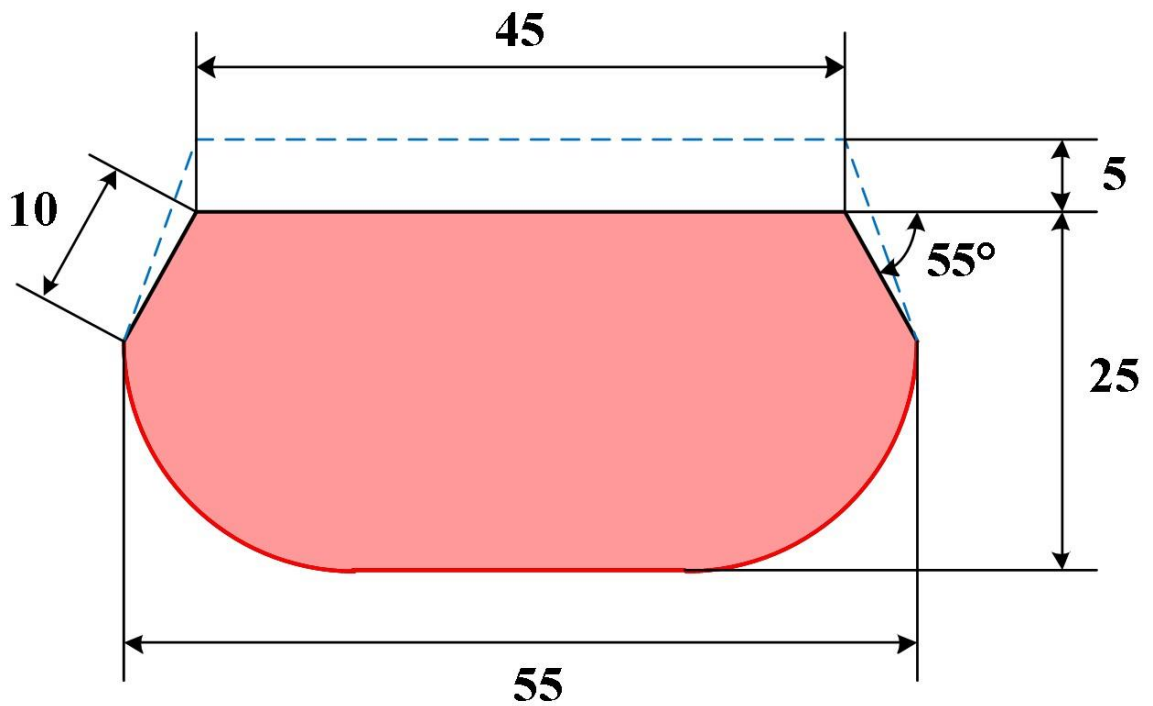


Рис. 3.9 Зображення початкової форми і розмірів (в мм) слизового клаптя до деформації. Границя елемента позначена червоною лінією та залишається нерухомою під час деформації. Пунктиром позначено положення рухомої границі клаптя після деформації.

Як можна бачити з рисунка 3.11 в силу не стисливості матеріалу зразка (збереження об'єму) при подовженні зразка в напрямку  $Y$  відбувається його потоншення в напрямках  $X$  і  $Z$ . Чисельні значення переміщень вузлів елементів вздовж відповідних осей наведені на рисунку 3.12.

З рисунка 3.12 слідує, що максимальне потоншення зразка в напрямку осі  $X$  складає  $2 \times 0,819 = 1,638$  мм. А в напрямку осі  $Z$  складає  $2 \times 0,152 = 0,304$  мм.

Напруження, які виникають при цьому у зразку наведені на рисунку 3.13. На рисунку 3.13 знак мінус компоненти напруження вказує на стискаюче напруження, а знак плюс на розтягуюче напруження. З рисунка 3.13 в видно, що  $Z$ -компонента напруження  $\sigma_z$  практично у всьому об'ємі зразка від'ємна ( $-29,17$  кПа).

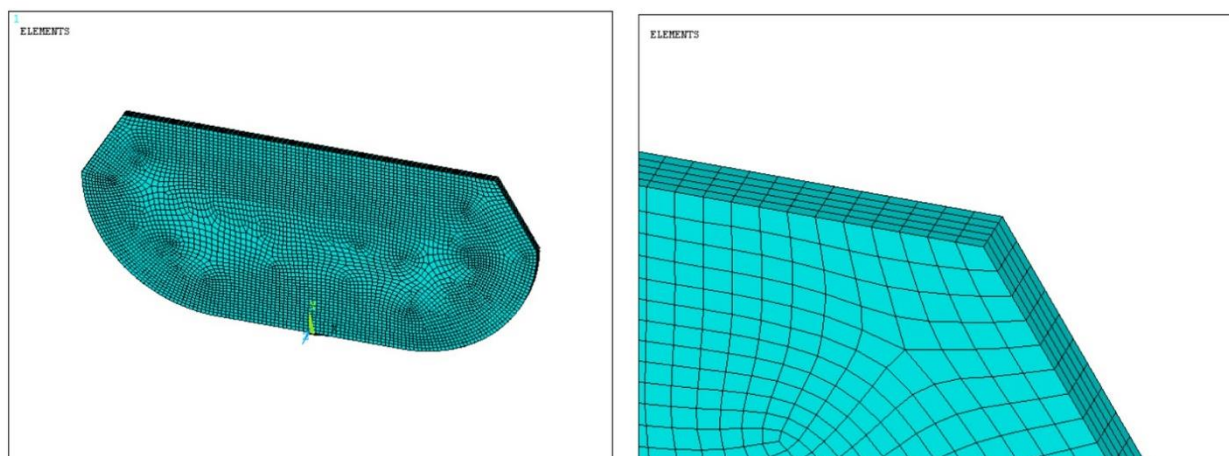


Рис. 3.10 Вигляд слизового клаптя після розбиття його на скінченні елементи.

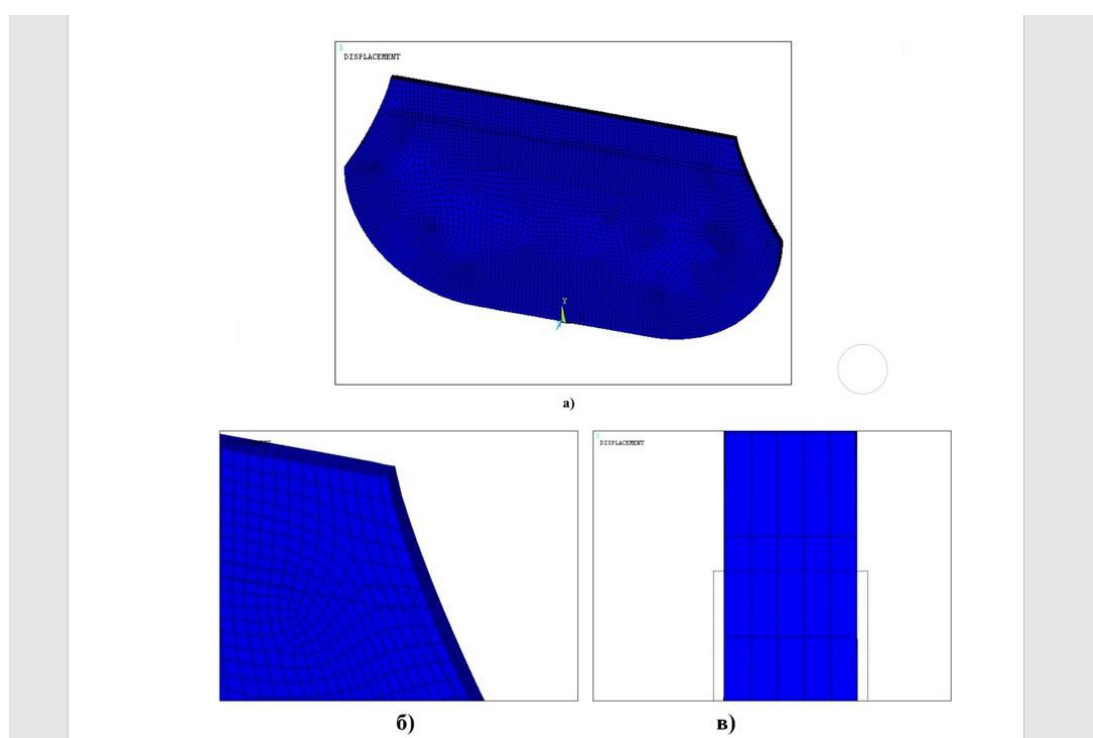


Рис. 3.11 Візуальне сприйняття змін первинної форми зразка слизового клаптя при розтягуванні. Пунктиром показаний вихідний розмір.

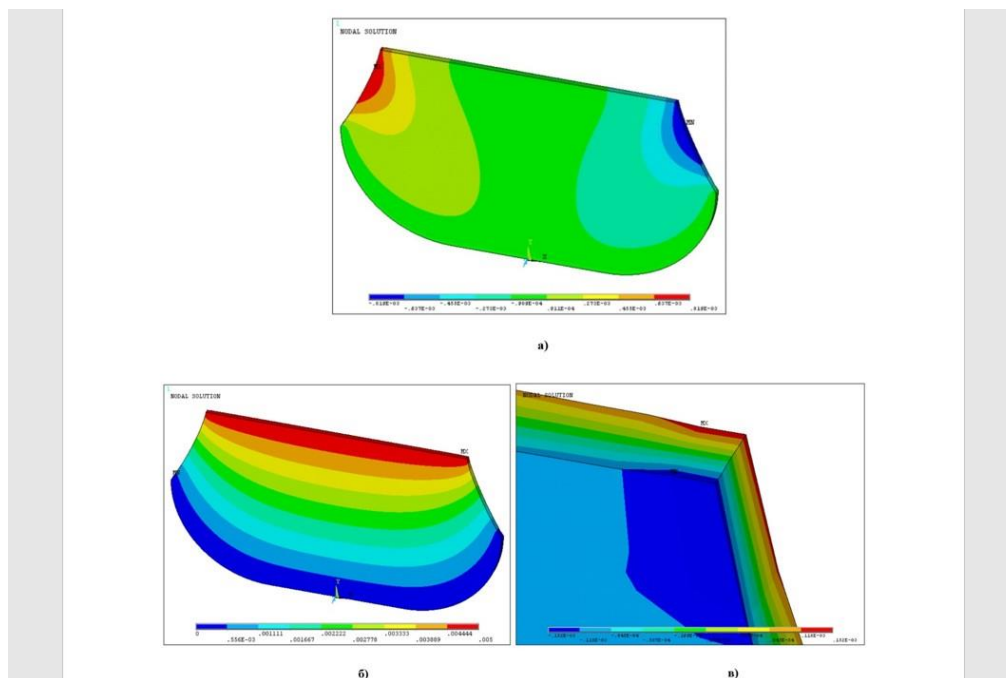


Рис. 3.12 Схематичне зображення переміщення вузлів елементів слизового клаптя в напрямках: а) X; б) Y; в) Z.

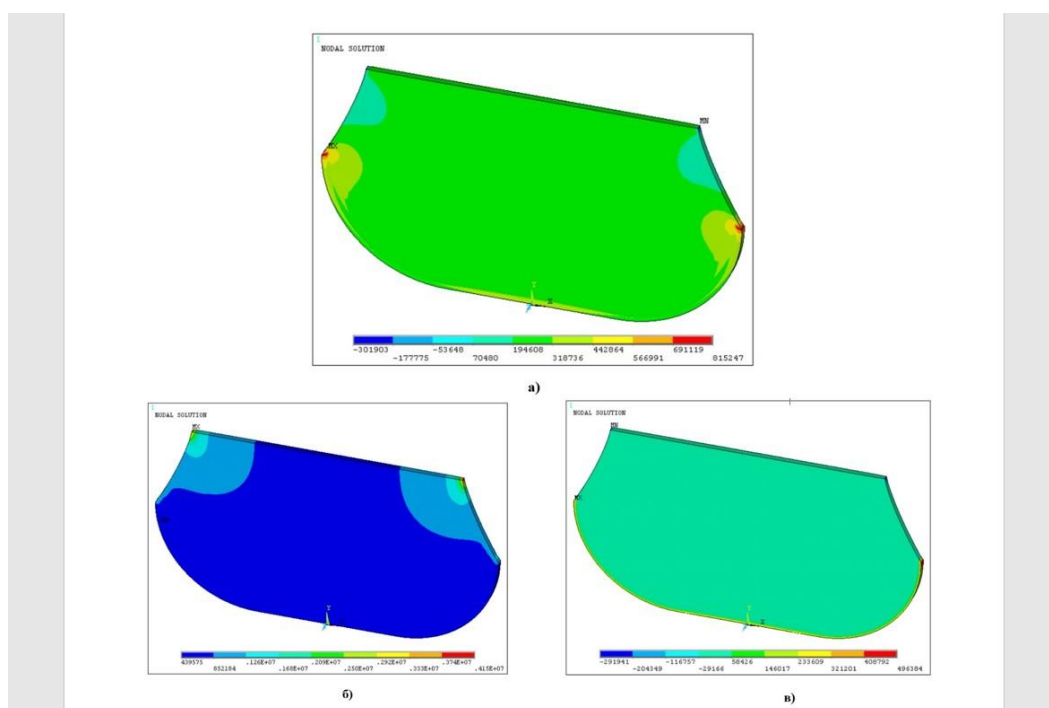


Рис. 3.13 Розподіл компонент напружень у зразку, що виникає в результаті деформацій: а)  $\sigma_x$ ; б)  $\sigma_y$ ; в)  $\sigma_z$ .

По розподілу компонент напружень  $\sigma_x$  та  $\sigma_y$  у зразку (рис. 3.13), можна оцінити кут під яким повинна бути направлена розтягуюча сила, прикладена до

кутів зразка. Очевидно, що даний кут буде змінюватися в залежності від геометрії вихідного зразка та його геометрії після деформації.

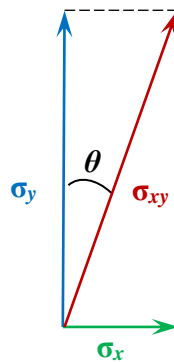


Рис. 3.14. Діаграма, що засвідчує напруження в площині ХОУ для верхніх кутів зразка.

З рисунка 3.14 випливає, що:

$$\operatorname{tg} \theta = \frac{\sigma_x}{\sigma_y}.$$

Звідки знаходимо кут  $\theta$ :

$$\theta = \operatorname{arctg} \left( \frac{\sigma_x}{\sigma_y} \right).$$

Значення компонент напружень дорівнюють відповідно:  $\sigma_x = 302$  кПа,  $\sigma_y = 3,33$  МПа. Розрахунок дає:

$$\theta = \operatorname{arctg} \left( \frac{3,02 \times 10^5}{3,33 \times 10^6} \right) = \operatorname{arctg}(0,091) = 5,2^\circ.$$

Отже, при вивченні процесу, що відбувається в тканинах епітелію, нами вивчені параметри внутрішнього стискаючого напруження у напрямку осей координат з урахуванням сили розтягування, початковий повздовжній розмір клаптя епітелію, його повздовжнє видовження та початкова і кінцева товщина,

що дало нам змогу встановити мінімальні та максимальні межі розтягнення які після релаксації клаптя не призведуть до порушень мікроциркуляції. Тому отриманий коефіцієнт  $\varepsilon_x = 0.133 \pm 0.05$ , що дозволяє на етапі складання алгоритму лікування, достовірно попередньо вирахувати оптимальні межі як відшарування так і натягнення слизового клаптя.

Матеріали розділу висвітлені в наступних наукових публікаціях :

1. Каплун Д.В., Скрипник В.М., Ставицький С.О., Порівняльний аналіз тканинного напруження слизових клаптів порожнини рота різних ступенів. *Український стоматологічний альманах*. 2018. № 2. С. 5–8.
2. Mathematical modeling of the elastic properties of the mucous flaps in conducting patchwork operations of the oral cavity. / Davyd S. Avetikov, Dmytro V. Kaplun , Iryna A. Golovanova , AndriiM. Yunda , Margaryta G. Skikevych. *Wiadomosci Lekarskie*. 2019. Vol. 72 (11). P. 2089–2093.



## РОЗДІЛ 4

### ОСОБЛИВОСТІ МОРФОЛОГІЧНОЇ БУДОВИ СЛИЗОВОЇ ОБОЛОНКИ ПОРОЖНИНИ РОТА У ДИСТАЛЬНОМУ ВІДДІЛІ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ НА ЕТАПАХ ЇЇ ДЕФОРМАЦІЇ

#### **4.1 Особливості морфологічної будови інтактного клаптя слизової оболонки в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи**

Вивчення мікропрепаратів клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка, забарвлених гематоксиліном і еозином при малих збільшеннях світлового мікроскопа, дозволяє дійти висновку, що слизова оболонка досліджуваного відділу ротової порожнини експериментальних тварин у цілому відповідає такій у людини [66]. Дана обставина дозволить нам надалі співставляти отримані експериментальні дані в клінічну практику.

Так, в складі слизової оболонки альвеолярного відростку чітко визначається покривний (багатошаровий плоский) епітелій і підлягаюча власна пластинка. Багатошаровий плоский епітелій має значну товщину, яка коливалася, в середньому, в межах 150-200 мкм, у той же час на деяких ділянках товщина його досягала 300 мкм. У самому покривному епітелії розрізнялися три шари, клітини яких помітно відрізнялися між собою. Безпосередньо над підлягаючою основою розміщений, відмежовуючись від останньої базальною мембраною, однойменний шар, клітини якого розташовувалися в один ряд, мали кубічну, рідше призматичну форму. Цитоплазма базальних епітеліоцитів базофільна, ядро подовжене або овальне, характеризувалося інтенсивним забарвленням ядерними барвниками (рис. 4.1). Періодично в клітинах базального шару виявляються мітотичні фігури, які свідчать про проліферативну активності даних клітин, що, як відомо, сприяє підтримці клітинної популяції всього

епітеліального пласта. Досить часто в базальному шарі нам траплялися окремі дрібні округлі клітини з відносно великим ядром, оточеним вузьким обідком цитоплазми - інтраепітеліальні лімфоцити, що мігрували в епітеліальний пласт, подолавши базальну мембрану з підлягаючої сполучної тканини. Наявність останніх у епітеліальному пласті в незначній кількості, за даними сучасних досліджень, може бути наслідком хронічної травматизації слизової порожнини рота фрагментами грубої їжі і в такому разі не розцінюється як патологічний процес.

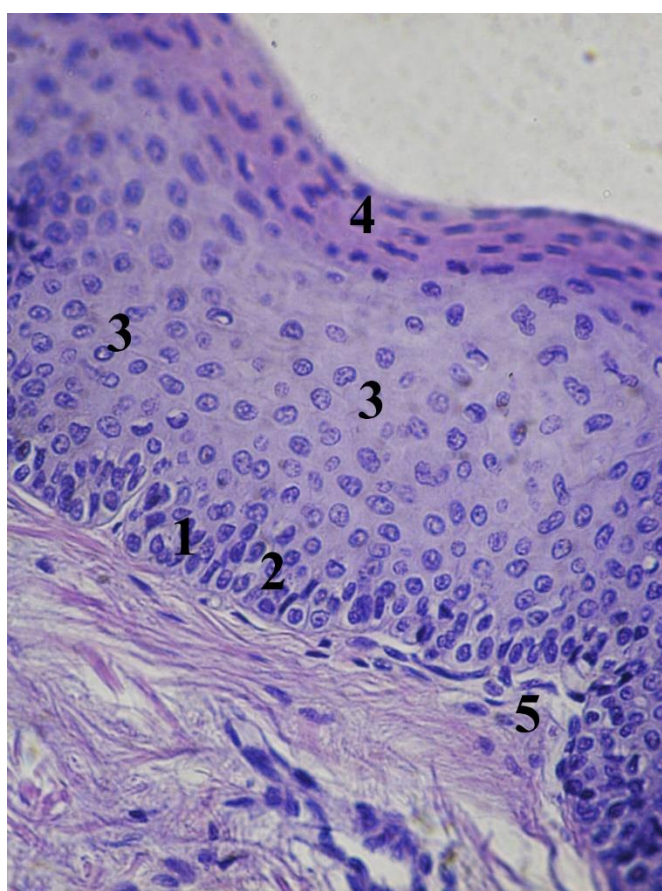


Рис. 4.1 Фрагмент клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка. Забарвлення гематоксилін-еозином. Об. 25х., Ок. 7х. Визначаються:

- 1 - базальний шар покривного епітелію;
- 2 - меланоцит;
- 3 - проміжний шар покривного епітелію;
- 4 - поверхневий шар покривного епітелію;
- 5 - сполучнотканинний сосочок конічної форми.

У той же час збільшення кількості таких клітин може свідчити про наявність імунної реакції або запального процесу [39]. Крім перерахованих клітинних елементів, у базальному шарі зрідка виявлялися округлі або овальні клітини, цитоплазма яких характеризувалася блідим забарвленням порівняно з епітеліоцитами (рис. 4.1). Дані клітинні елементи являють собою меланоцити, які постійно в тій або іншій кількості трапляються як в епідермісі всіх ділянок тіла людини, так і в слизових оболонках.

В окремих випадках в інтактній слизовій оболонці ми знаходили ділянки, незначні за протяжністю, на яких клітини подібні базальним, розташовувалися в декілька (2-3) рядів. Мабуть, на даних ділянках мало місце явище активної проліферації базальних клітин, яке імовірно пов'язане з посттравматичною регенерацією покривного епітелію, пошкодження якого може настати як при механічній обробці їжі, так у ряді випадків і при акті жування [41].

Над базальним шаром розташовується проміжний шар, у якому кількість клітинних рядів на різних ділянках, коливалася в досить широких межах, досягаючи максимальної кількості на кордоні зі слизовою оболонкою щік, де в описуваному шарі налічувалося до 15-17 клітинних рядів. У середньому ж у проміжному шарі клітинні елементи розташовувалися в 5-8 рядів, межа між якими була виражена не завжди чітко. Клітинні елементи проміжного шару відрізнялися від базальних епітеліоцитів великими розмірами, менш інтенсивним забарвленням.

Форма клітин описуваного шару досить різноманітна. Так в нижніх, прилеглих до базального шару рядах вони мають переважно округлу або призматичну форму, у середніх рядах форма їх нагадувала шестигранник, а в верхніх - ущільнюється. Цитоплазма клітин проміжного шару базофільна, гомогенна, з чіткими межами. Ядра великі, бляшкоподібні, бідні хроматином, з добре вираженим ядерцем. У периферичних відділах досліджуваної ділянки, на межі зі слизовою оболонкою щік, дані клітинні елементи відрізнялися дещо

більшими розмірами, окремі з них містили прозорі округлі вакуолі, які відтісняють ядра в периферичні відділи цитоплазми. Остання обставина ілюструє явища гідропічної дистрофії, які періодично спостерігаються в клітинах шипуватого шару дерми й епітеліоцитах слизових оболонок.

Клітини поверхневого шару покривного епітелію слизової оболонки розташовувалися зазвичай в 5-7 рядів, мали сплющену форму, витягнуті, орієнтовані поздовжньо ядра. У найбільш поверхнево розташованих епітеліоцитах періодично спостерігалися дегенеративні зміни, зрідка виявлялися явища десквамації клітинних пластів (рис. 4.2).

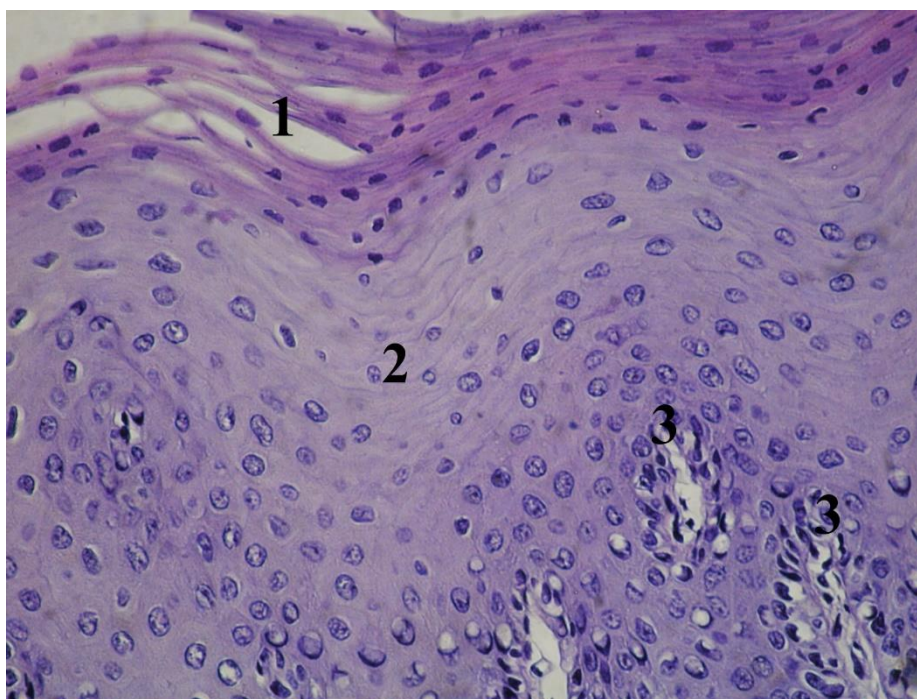


Рис. 4.2 Фрагмент клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка. Забарвлення гематоксилін-еозином. Об. 40х., Ок. 7х.

1 - дегенеративні та десквамативні зміни в поверхневому шарі покривного епітелію;

2 - епітеліоцити проміжного шару покривного епітелію;

3 - сполучнотканинні сосочки другого порядку.

Покривний епітелій клаптя слизової оболонки верхнього альвеолярного відростка мав будову, подібну описаному вище, і відрізнявся лише деякими

метричними характеристиками. Так, в більшості спостережень у проміжному шарі епітеліального пласта налічувалося до 8-10 клітинних рядів, при цьому, як і на нижньому альвеолярному відростку кількість останніх зростала від проксимального в дистальному напрямку. В епітеліюцитах дещо частіше мали місце явища гідропічної дистрофії, проте кількість дистрофічно змінених клітин було не настільки велике, щоб розглядати дане явище як патологічний процес. Дещо більше клітинних рядів (7-10) спостерігалось і в поверхневому шарі, за рахунок чого епітеліальний покрив клаптя слизової оболонки верхнього альвеолярного відростка, у багатьох спостережень, мав трохи більшу товщину (рис. 4.3).

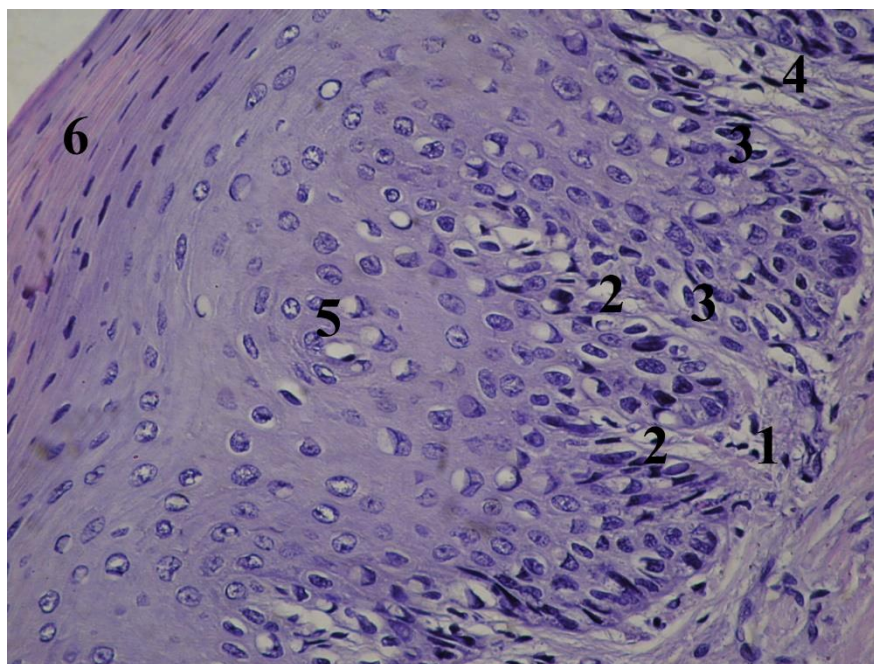


Рис. 4.3 Фрагмент клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка. Забарвлення гематоксиліном і еозином. Об. 40х., Ок. 7х.

- 1 - сполучнотканинний сосочок циліндричної форми;
- 2 - сполучнотканинні сосочки другого порядку;
- 3 - меланоцити;
- 4 - сполучнотканинний сосочок конічної форми;
- 5 - епітеліюцити проміжного шару покривного епітелію з явищами гідропічної дистрофії;

б - поверхневий шар покривного епітелію.

Власна пластинка клаптя слизової оболонки як нижнього, так і верхнього альвеолярних відростків представлена пухкою волокнистою сполучною тканиною, у якій при фарбуванні пікрофуксином по ван Гізон визначається значна кількість товстих пучків колагенових волокон, які в інтактній слизовій зростаються з окістям. Поверхневий шар власної пластинки утворює численні вирости - сосочки, що влітаються в покривний епітелій, у зв'язку з чим, він отримав однойменну назву. Висота сосочків, коливається в досить широких межах, досягаючи, за окремими спостереженнями, 100 мкм.

Більшість сосочків мали конічну форму (в подібних утвореннях поздовжній розмір основи значно перевищує такий вершини) або циліндричну форму, при якій відсутнє помітне звуження від основи до вершини (рис. 4.1, 4.2). Досить часто неможливо спостерігати розгалуження сосочків, що мало в типових випадках дихотомічний характер, у результаті якого утворювалися сосочки другого порядку. Останні найчастіше мали конічну форму, іноді при поперечному або дотичній перетині на гістологічних зрізах створювали хибне враження відокремлених, оточених епітелієм сполучнотканинних структур (рис. 4.2).

Більш детальне вивчення будови сполучнотканинних сосочків дозволило виявити в них незначну кількість клітинних елементів, серед яких домінували клітини фібробластичного ряду і лімфоцити; дещо рідше виявлялися плазматичні клітини. Лімфоцити і плазматичні клітини розташовувалися переважно вздовж в апікальних і крайових відділах сосочків безпосередньо під базальною мембраною, забезпечуючи тим самим реалізацію захисних функцій. Клітини фібробластичного ряду були представлені практично лише зрілими фібробластами, для яких характерна витягнута, веретеноподібна форма, базофільна цитоплазма зі світлим овальної форми ядром.

На гістологічних зрізах, забарвлених за методикою ван Гізона, стало можливим виявити особливості будови фібрилярного компонента описуваних сосочкових структур. Так, у сосочках виявлялися численні зрілі колагенові волокна, які фарбуються пікрофуксином у яскраво-червоний колір, що формують добре виражені пучки. Останні мали переважно поздовжній, щодо вертикального розміру сосочка, напрямок і, доходячи до його вершини, у ряді випадків змінювали напрямок на перпендикулярний, забезпечуючи тим самим формування фібрилярного каркаса вторинних сосочків.

Застосування специфічного забарвлення дозволило в складі сполучнотканинних сосочків виявити окремі тонкі еластичні волокна, що не утворюють пучків, напрямок яких, в цілому збігався з такими ж, як у колагенових волокон. При цьому загальна кількість еластичних волокон у сполучнотканинних сосочках істотно менша, ніж колагенових. Безпосередньо під сосочковим шаром розташовується сітчастий шар власної пластинки, чітка межа між ними відсутня. Відмінною рисою сітчастого шару слід вважати особливості розташування фібрилярних структур. В останньому, на відміну від сосочкового, більшість колагенових волокон утворюють товсті пучки, які орієнтовані переважно у двох напрямках. Велика частина з них розташовується паралельно поверхні, дещо менше пучків мають косий напрямок, завдяки чому утворюється своєрідна мережа.

Еластичні волокна, як і в сосочковому шарі, у цілому повторюють хід колагенових, при цьому загальна кількість їх помітно менша. Найбільше число еластичних волокон виявляється в апікальних відділах сітчастого шару, на межі з сосочковим.

Як і в сосочковому, у сітчастому шарі дерми серед нечисленних клітинних елементів переважають фіброцити. Значно рідше нам трапляються поодинокі лімфоцити і макрофаги. У безпосередній близькості від кровоносних судин зрідка візуалізувались мастоцити з характерною базофільною зернистістю.

У власній пластинці слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка розташовується значна кількість різнотипних кровоносних судин. Так, в глибоких відділах сітчастого шару візуалізувались орієнтовані поздовжньо артерії, гілочки яких анастомозували з аналогічними судинами в апікальних відділах сітчастого шару і постачають кров'ю велике капілярне (підсосочковое) сплетіння. Від останніх також відходять перпендикулярно орієнтовані кінцеві артеріоли, які направляються в сосочки, піднімаються практично до самих верхівок останніх. У апікальних відділах сполучнотканинних сосочків кінцеві артеріоли розпадаються на капіляри, які мають форму шпильок, які опосередковано забезпечують трофіку покривного епітелію і формують сосочкові сплетіння. Капілярні мікросудини переходять у венозні, які в цілому повторюють хід артеріальних. Як в сосочковому, так і в сітчастому шарах є численні анастомози, що забезпечують можливість кровотоку безпосередньо з артеріол у венули, минаючи капіляри.

## **4.2 Особливості морфологічної будови слизової оболонки в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи після розтягування**

**4.2.1 Структурні зміни в слизовій оболонці після розтягування її в межах 5%** нами були виявлені мінімальні, відмінності від інтактної слизової оболонки відповідної анатомічної ділянки. Так, до покривного епітелію розрізнялися розташовані один над одним базальний, проміжний і поверхневий шари, структурна організація яких практично не відрізнялася від описаної раніше. Однак місцями спостерігалось незначне збільшення інтраепітеліальних лімфоцитів у базальному і нижніх відділах проміжного шарів, переважно в дистальних відділах клаптя, що, мабуть, є реакцією на механічний вплив. Дещо частіше, ніж у нормі, в епітеліоцитах проміжного шару виявлялися розташовані переважно перинуклеарні «оптично порожні» вакуолі, що засвідчують явища



гідропічної дистрофії. Однак кількість їх була не така значна, щоб розцінювати дане явище як патологічний процес (рис. 4.4).

Як і в інтактній слизовій, при розтягуванні останньої на 5% у власній пластинці виявлялося можливим розрізнити поверхневий сосочковий і розташований під ним шипуватий шар. У поверхневому (сосочковому) шарі найбільш часто траплялися сосочки конусоподібної і циліндричної форми які в цілому не відрізнялися від таких у інтактній слизовій (рис. 4.4). Слід, однак, відзначити наявність незначних за площею крововиливів, які періодично виявляються біля основи сосочків дистальних відділів клаптя слизової нижнього альвеолярного відростка.

Серед клітинних елементів сосочкового шару поряд зі зрілими фібробластами виявлялися лімфоцити і плазматичні клітини, кількість яких дещо перевищувало аналогічний показник в інтактній слизовій, при цьому в окремих випадках лімфоїдні клітини мали тенденцію до формування групових дрібновогнищевих скупчень, більш чітко виражених у периферичних відділах слизового клаптя (рис.4.4).

Також навколо крововиливів досить часто виявлялися нечисленні макрофаги, які, мабуть, беруть участь в утилізації геморагічного вмісту.

На препаратах, забарвлених пікрофуксином по ван Гізону, не виявляється помітних змін у будові і компоновці колагенових волокон сполучної тканини сосочкового шару власної пластинки слизової оболонки. Колагенові волокна мали тенденцію до формування тонких пучків, розташованих переважно поздовжньо. Еластичні волокна, які виявляються при специфічному забарвленні, були знайдені в сосочках у відносно невеликій кількості і в основному повторювали хід колагенових, проте на відміну від останніх не формували пучків.

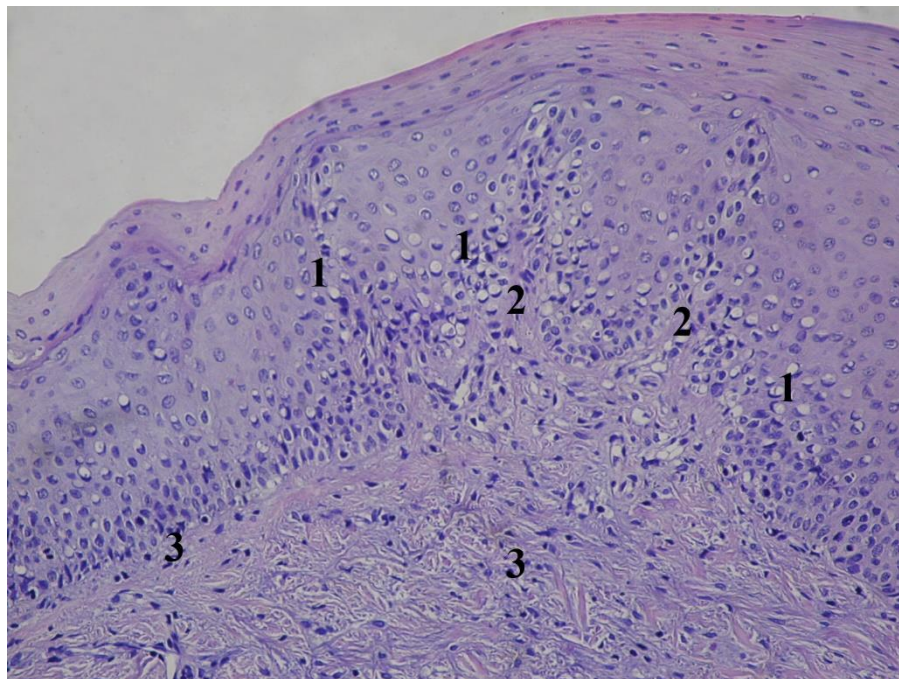


Рис. 4.4 Фрагмент клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка (розтягнення в межах 5%). Забарвлення гематоксиліном і еозином. Об. 10х., Ок. 7х. Визначаються:

- 1 - епітеліоцити з явищами гідропічної дистрофії;
- 2 - сполучнотканинні сосочки конічної форми;
- 3 - лімфоцитарні інфільтрати у власній пластинці слизової оболонки.

У сітчастому шарі власної пластинки при фарбуванні пікрофуксином виявлялися оформлені в пучки колагенові волокна, розташовані як паралельно поверхні, так і в косому напрямку.

Якісний і кількісний склад клітинних елементів сітчастого шару власної пластинки при розтягуванні на 5% не відрізнявся від такого в інтактному клапті.

Деякі зміни були виявлені нами з боку кровоносних мікросудин як сосочкового, так і сітчастого шарів власної пластинки слизової оболонки. Останні виявлялися помірним повнокров'ям венозних судин, переважно в дистальних відділах клаптя, розвитком в окремих мікросудинах стазів, складж-феноменів.

**4.2.2 Структурні зміни в слизовій оболонці після розтягування її в межах 10%** патоморфологічні зміни стають більш очевидними порівняно з описаними вище експериментальними групами. При цьому прояви патологічних процесів у покривному епітелії помітно менш виражені порівняно з власною пластинкою. Усе ж слід відзначити збільшення в описуваній групі тварин у проміжному шарі клітин з ознаками гідропічної дистрофії, у ряді випадків в епітеліоцитах мало місце пікнотичне зморщування ядер.

З огляду на значну кількість пошкоджених клітинних елементів, описану морфологічну картину правомірно розцінювати як патологічний процес, в основі якого лежить порушенням трофіки епітеліальних клітин, що в свою чергу може бути наслідком механічного впливу.

В окремих випадках епітеліальні клітини з дистрофічними змінами візуалізувалися не тільки в проміжному, але і базальному шарах. Найбільша кількість епітеліоцитів з дистрофічними змінами виявлялися нами в дистальних відділах клаптя слизової нижнього альвеолярного відростка, найменше - в передніх відділах клаптя слизової оболонки верхнього альвеолярного відростка.

Докладне вивчення поверхневого шару власної пластинки слизової оболонки дозволяє виявити зміни, що стосуються форми сполучнотканинних сосочків. Так порівняно з інтактною слизовою в попередній експериментальній групі спостерігається збільшення відносної кількості сосочків, що мають форму усіченого конуса (порівняймо: при розтягуванні в межах 5% - циліндричної). Періодично на окремих ділянках клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка мало місце згладжування межі між покривним епітелієм і власною пластинкою, внаслідок чого висота сполучнотканинних сосочків помітно зменшувалася і вони мали сплющену форму (рис.4.5).

Пояснення цій обставині ми знаходимо, вивчаючи при великих збільшеннях світлового мікроскопа мікропрепарати, пофарбовані пікрофуксином. При такому забарвленні спостерігається витончення пучків колагенових волокон, а в попередніх експериментальних групах, завжди

зберігався поздовжній. Проте в поодиноких випадках в базальних відділах сосочків нам траплялися пучки колагенових волокон, які мали тангенціальний напрямок. Зрідка в апікальних відділах сосочків, форма яких була змінена порівняно зі слизовою інтактною групою тварин, нам траплялися пучки колагенових фібрил, розташованих під гострим кутом вздовж сосочка. Слід також відзначити деяку набряклість окремих фібрилярних пучків і зміну тинкторіальних властивостей останніх, які проявляються менш вираженою фуксинофілією, унаслідок чого колагенові волокна набували помаранчевого забарвлення. Остання обставина свідчить про розвиток в окремих пучках колагенових волокон мукоїдного набухання - оборотного дистрофічного процесу.

Еластичні волокна, які виявляються в сполучнотканинних сосочках, при забарвленні спеціальною методикою за своєю структурою не відрізнялися від таких у попередніх експериментальних групах і в більшості випадків були орієнтовані відповідно до ходу колагенових волокон, особливості розташування яких у даній експериментальній групі було описано нами вище.

Таким чином, у даній експериментальній групі мають місце зміни в характері компонування і топографії фібрилярного компонента в сполучнотканинних сосочках власної пластинки слизової оболонки, який, як відомо, виконує формоутворюючу функцію і забезпечує механічні властивості.

Описане вище зумовлює деякі зміни форми сосочків і сплющення, на окремих ділянках межі між покривним епітелієм і власною пластинкою слизової оболонки.

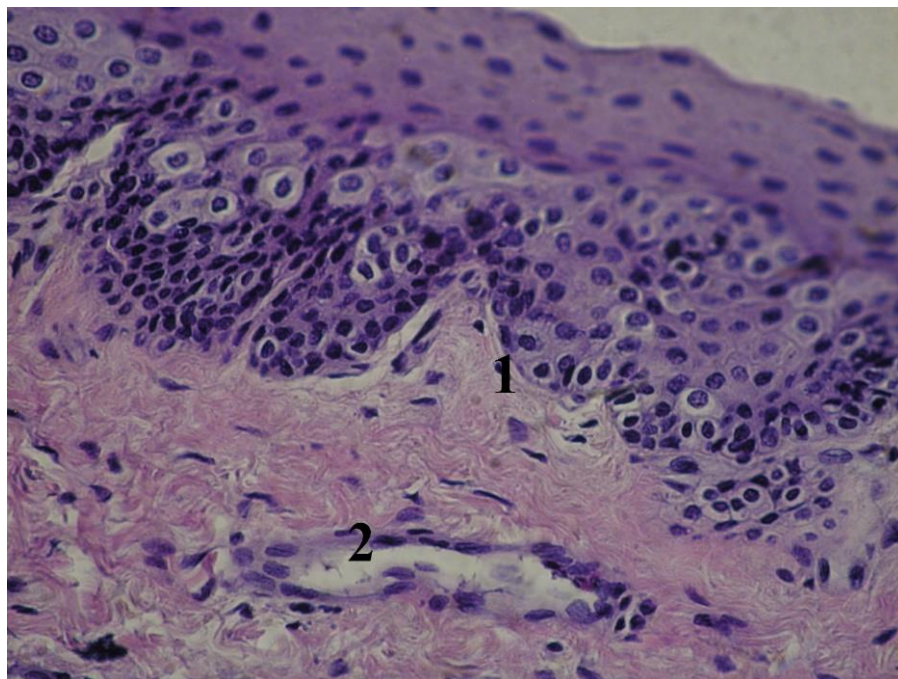


Рис. 4.5 Фрагмент клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка (розтягнення в межах 7%). Забарвлення гематоксиліном і еозином. Об. 25х., Ок. 7х. Визначається:

- 1 - сплющений сполучнотканинний сосочок;
- 2 - відсутність формених елементів в просвіті артеріоли.

При цьому морфологічні зміни в окремих колагенових волокнах свідчать про початкові етапи розвитку дистрофічних процесів.

У той же час помітної зміни в клітинному складі сполучнотканинних сосочків ми не спостерігаємо. Поряд з клітинними елементами фібробластичного ряду у всіх спостереженнях траплялися лімфоцити і плазматичні клітини, розташовані у ділянці межі з покривним епітелієм, які формують дрібновогнищеві інфільтрати переважно в периферичних відділах клаптя.

У сітчастому шарі власної пластинки нами були виявлені деякі зміни будови пучків колагенових волокон, розташованих паралельно поверхні слизової. Вони характеризувалися більшою товщиною порівняно з пучками фібрил сосочкового шару яка незначно змінювалася на всій видимій на препараті протяжності. У той же час досить часто переважно в клапті нижнього альвеолярного відростка виявлялися пучки, що мають помітно меншу товщину і

пучки колагенових волокон, що характеризувалися нерівномірною товщиною на всій протяжності.

Також слід зауважити, що пучки колагенових волокон, що мають косий щодо поверхні напрямок, не зазнавали помітних змін, при цьому їх відносна кількість також помітно не змінювалося. Тинкторіальні властивості колагенових волокон сітчастого шару не зазнавали помітних змін.

Більш виражені, порівняно з попередньою експериментальною групою зміни були виявлені нами з боку кровоносного русла. При цьому помітні відмінності від норми мали місце у всіх структурних компонентах останнього. Так, для багатьох артеріол сосочкового, а в окремих спостереженнях і сітчастого шару слизової було характерне звуження просвіту і практично повна відсутність у ньому формених елементів (рис. 4.5). В окремих артеріолах і дрібних артеріях мало місце набухання і часткове відшарування ендотеліальних клітин. Подібні зміни побічно можуть свідчити про розвиток в тканині слизової оболонки недокрів'я, внаслідок звуження кровоносних мікросудин, що виникає при розтягуванні клаптя. Капілярні мікросудини характеризувалися нерівномірним кровонаповненням і досить варіабельною шириною просвіту. Венозні мікросудини містили надмірну кількість формених елементів і часто були помітно розширеними.

Крім описаних раніше складжування і крайового стояння формених елементів у просвіті венул зрідка візуалізувалися гіалінові тромби. У навколосудинних просторах досить типовими були дрібновогнищеві незначні за площею крововиливи, явища підвищеної гідратації, збільшення кількості мастоцитів, у деяких з яких спостерігалися явища дегрануляції. Періодично траплялися також групові скупчення лімфоцитів і поодинокі макрофаги. Найвиразніше описані зміни були виражені в дистальних відділах клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка.

**4.2.3. При мікроскопічному вивченні препаратів слизової оболонки після розтягування в межах 10%** дозволяє виявити подальше поглиблення патологічних процесів, як у покривному епітелії, так і у власній пластинці слизової оболонки. У покривному епітелії слизової оболонки описуваної експериментальної групи, в проміжному шарі мало місце прогресивне збільшення епітеліоцитів з явищами гідропічної дистрофії, при цьому в деяких з них візуалізувалися вакуолі з цитоплазматичної рідиною, що займають практично весь простір цитоплазми. Подібна морфологічна картина свідчила про крайню міру гідропічної дистрофії - розвитку балонної дистрофії, яка, як відомо, є морфологічним еквівалентом фокального некрозу. Також досить часто виявлялися епітеліоцити з пікнотичним зморщенням ядра.

Періодично у периферичних відділах клаптя трапляються ділянки вогнищевого потовщення епітеліального пласту, утворені за рахунок збільшення кількості клітинних рядів проміжного шару (рис. 4.6, 4.7).

У цих же відділах клаптя слизової оболонки виявлялися незначні за протяжністю зони, де над поверхневим шаром епітеліальних клітин мало місце утворення дещо подібне роговому шару, при цьому в останньому виявлялися так звані паракератотичні клітини, що містять пікнотично змінені паличкоподібні ядра. Даний процес у клінічній практиці отримав назву - лейкоплакія і являє собою утворення вогнищ зроговіння в багатошаровому плоскому незроговілому епітелії, що може бути результатом дії цілого ряду патогенних факторів. У нашому випадку описаний патологічний процес є, мабуть, наслідком порушення трофіки епітеліального пласту, пов'язаного з патологічними процесами в підлягучій тканині.

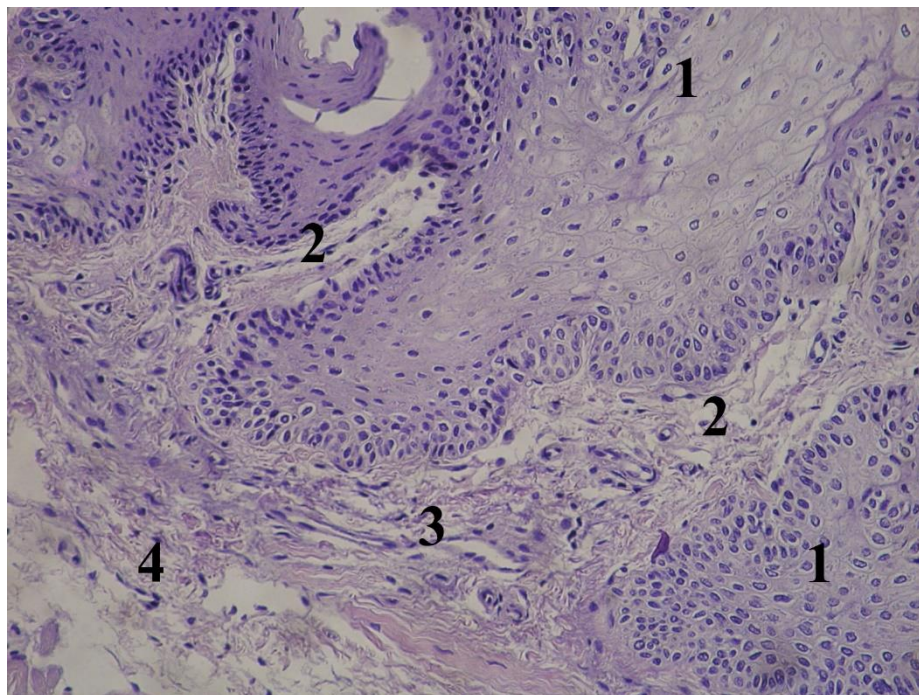


Рис. 4.6 Фрагмент клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка (розтягнення в межах 10%). Забарвлення гематоксиліном і еозином. Об. 25х., Ок. 7х. Визначаються:

- 1 - потовщений багат шаровий плоский епітелій;
- 2 - сполучнотканинні сосочки атипові форми з вираженим набряком;
- 3 - кровоносні мікросудини без формених елементів;
- 4 - деструктивні зміни в сітчастому шарі власної пластинки слизової оболонки.

Найчастіше нам доводилося виявляти злущені епітеліоцити, що також є, мабуть, наслідком описаних вище процесів.

У базальному шарі покривного епітелію поряд з дистрофічно зміненими клітинами і наявністю інтраепітеліальних лімфоцитів слід зазначити помітне зменшення кількості мітотичних фігур, що побічно може засвідчити зниження регенераторної здатності епітеліального пласту, що є наслідком патологічних процесів, які розвиваються в підлягаючій тканині (рис. 4.6).

Зміни структурної організації сполучнотканинних сосочків у цілому були ідентичні таким в попередній експериментальній групі і проявлялися збільшенням відносної кількості сосочків, що мають форму усіченого конуса і



приймають форму, близьку до прямокутної. Досить часто виявлялися сплюснені сосочки, сосочки прямокутної форми, а також сполучнотканинні сосочки, які мають змінену, неправильну, поліморфну форму, що істотно відрізняються один від одного за метричними параметрами (рис.4.7).

Періодично у всіх частинах слизового клаптя нижнього альвеолярного відростка візуалізувалися ділянки, на яких межа з покривним епітелієм втрачала звивистий, хвилястий характер.

Вивчення сполучнотканинних сосочків при великих збільшеннях світлового мікроскопа із застосуванням забарвлення пікрофуксином дозволило виявити дегенеративні зміни, що стосуються в першу чергу колагенових волокон.

Так, можна говорити про більш значне, ніж у попередній експериментальній групі витончення пучків колагенових волокон і наявність більшої кількості ділянок, де зони стоншування колагенових фібрил чергувалися з ділянками потовщення. При цьому в останніх мали місце явища набряку. Подібні зміни мали місце як в апікальних, так і в базальних відділах сосочків.

Слід також відзначити більш значну зміна тинкторіальних властивостей колагенових фібрил, що виявляється прогресивним зниженням фуксинофільних властивостей, у результаті чого збільшувалася кількість пучків колагенових волокон, пофарбованих у блідо-рожевий колір, а в окремих спостереженнях переважно в сосочках дистальних відділів клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка візуалізувалися фібрили жовтого кольору. Остання обставина свідчить про розвиток в сполучній тканині тяжких незворотних деструктивних процесів - фібриноїдного набухання. Також непрямим свідченням розвитку незворотного дистрофічного процесу слід вважати вогнищеві скупчення клітинних елементів макрофагально-моноцитарного ряду на ділянках, де мали місце описані вище зміни тинкторіальних властивостей колагенових волокон (рис.4.7). Еластичні волокна сполучнотканинних сосочків характеризувалися нерівномірним діаметром, багато яких були фрагментовані.

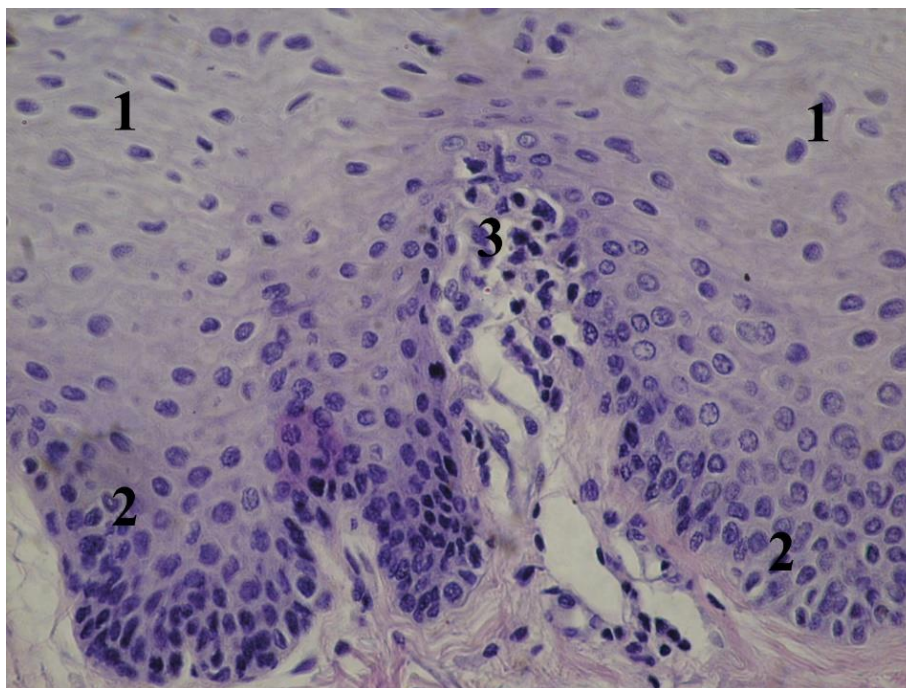


Рис. 4.7 Фрагмент клаптя слизової оболонки верхнього альвеолярного відростка (розтягнення в межах 10%). Забарвлення гематоксиліном і еозином. Об. 40х., Ок. 7х. Виявлялися:

- 1 - потовщений багат шаровий плоский епітелій;
- 2 – базальний шар покривного епітелію;
- 3 - сполучнотканинний сосочок з запальною інфільтрацією.

У сітчастому шарі власної пластинки слизової оболонки зміни мали місце як у поздовжньо розташованих колагенових волокнах, так і в тих, які мали косий, тангенціальний напрямок і характеризувалися наявністю досить значних за протяжності ділянок стоншування і ділянок, що мають нерівномірну товщину. Досить часто нам траплялися колагенові волокна, які фарбуються пікрофуксином у рожевий колір, що підтверджує розвиток мукоїдного набухання, про що вже було сказано вище. В окремих спостереженнях переважно в дистальних відділах клаптя слизової оболонки нижнього альвеолярного відростка виявлялися зміни колагенових волокон, характерні для фібриноїдного набухання.

Зміни з боку кровоносних мікросудин мало відрізнялися від таких у попередній експериментальній групі і свідчили в основному про процеси ішемізації, бідності кровотоку і перерозподілу крові в мікроциркуляторному руслі. Наслідком описаних порушень були явища периваскулярного набряку, осередкові крововиливи, периваскулярні скупчення лімфоцитів і макрофагів. Однак слід зазначити, що описані зміни, на відміну від попередніх експериментальних груп, спостерігалися нами практично повсюди.

Таким чином методом світлової мікроскопії встановлено, що розтягнення слизових клаптів ясен в межах 5% від їх вихідної довжини не спричиняє ішемії і значущих патологічних процесів. Дані, отримані в результаті дослідження, дозволяють стверджувати, що розтягнення слизових клаптів ясен при виконанні клаптевих операцій порожнини рота в межах до 5% від початкової довжини морфологічно обґрунтовано і воно може бути виконане без ускладнень у клінічній практиці.

Матеріали розділу висвітлені в наступних наукових публікаціях автора:

1. Каплун Д.В., Скрипник В.М., Ставицький С.О. Порівняльний аналіз фіброархітектоніки слизових клаптів різного ступеня натягу при проведенні клаптевих операцій у порожнині рота. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*. 2018. Т.18, №2 (62). С. 155-160.

2. Каплун Д.В., Скрипник В.М., Ставицький С.О., Порівняльний аналіз тканинного напруження слизових клаптів порожнини рота різних ступенів. *Український стоматологічний альманах*. 2018. № 2. С. 5–8.

3. Каплун Д.В., Аветіков Д.С. Особливості морфологічної будови слизових клаптів порожнини рота в стані спокою і при їх розтягуванні. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2019. Т19. № 2(66). С. 113-118.

## РОЗДІЛ 5

### **ДИНАМІКА КЛІНІЧНИХ ТА РЕНТГЕНОЛОГІЧНИХ ЗМІН У МОБІЛІЗОВАНИХ СЛИЗОВИХ КЛАПТЯХ ПРИ ПРОВЕДЕННІ КІСТКОВОЇ АУГМЕНТАЦІЇ В ДИСТАЛЬНИХ ВІДДІЛАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ З ВИКОРИСТАННЯМ ТИТАНОВОЇ СІТКИ**

#### **5.1 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень у пацієнтів після спрямованої кісткової регенерації за допомогою титанової сітки із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя**

Нами було проведено 27 хірургічних втручань спрямованої кісткової регенерації на нижній щелепі з використанням титанової сітки за класичною методикою відшарування трапецієподібного слизового клаптя, з метою усунення вертикальної атрофії альвеолярного відростка. У всіх випадках спрямована кісткова регенерація проводилась в дистальних відділах альвеолярного відростка.

Після проведення оперативного втручання нами оцінювались такі клінічні показники в післяопераційній зоні як: гіперемія, набряк, біль, температура, наявність некротичних змін.

У першу добу після операції в контрольній групі огляд виявив, що має місце значна гіперемія в зоні операції, набряк різного ступеня, помірна болючість при інструментальному дослідженні (табл. 5.1). У зоні швів на краях слизових клаптів відзначалося випадання світлого фібринового нальоту. У чотирьох випадках відзначалося побіління слизового клаптя, що, можливо, підтверджує відсутність трофіки.

Таблиця 5.1

**Динаміка клінічних змін у пацієнтів першої клінічної групи в різні терміни після проведення оперативного втручання**

<b>Ознака</b>	<b>Доба 1</b>	<b>Доба 3</b>	<b>Доба 7</b>	<b>Доба 14</b>
<b>Гіперемія:</b>				
- Виражена	25	14	4	4
- Помірна	2	13	20	2
- незначна	0	0	3	12
<b>Набряк:</b>				
- виражений	24	16	4	2
- помірний	3	11	7	1
- незначний	0	0	16	1
<b>Больові відчуття:</b>				
- виражені	19	12	3	2
- помірні	7	8	1	1
- незначні	1	7	22	1
<b>Некротичні зміни</b>	0	4	3	0
<b>Наявність рубців</b>	0	0	0	4

На третю добу спостережень у більшості пацієнтів цієї групи зменшилась гіперемія, відчутно зменшився набряк в оперованій зоні, також хворі відзначали зменшення больових відчуттів. У всіх хворих стан швів мав задовільний вигляд, лише у чотирьох пацієнтів відзначалася некротизація певних ділянок слизового клаптя, що дає підстави стверджувати про надмірне його напруження в наслідок перерозтягнення слизової оболонки й порушення живлення. Навколо ділянок некрозу спостерігались яскраво гіперемовані ділянки слизової з великою кількістю грануляційної тканини на краях.

Сьома доба спостережень характеризувалася завершенням регенеративного процесу та активною фазою епітелізації країв рани. У більшості хворих відзначався перехід гіперемії з вираженого степеня в помірний, а в деяких пацієнтів гіперемія взагалі мала незначний характер. Відзначалось різке зменшення набряку і характеризувалося як незначне в більшості хворих. Больові відчуття майже всі хворі характеризували як незначні, та лише хворі з некротичними ускладненнями в цьому періоді відзначали під час дотику значні больові відчуття.

На чотирнадцяту добу спостережень, більшість хворих не відзначають больових відчуттів в оперованій зоні, гіперемія та набряк відсутні. Спостерігається завершення епітелізації та повне відновлення слизової оболонки. У чотирьох пацієнтів групи контролю, у яких на попередніх термінах відзначались ускладнення, на 14 добу ми фіксували значну гіперемію, незначні больові відчуття, незначний набряк, спостерігались невеликі зони, виповнені фібриновим нальотом, в окремих ділянках – грануляційна тканина, при зондування ми відчували під фібриновим нальотом тверду титанову сітку (рис 5.1). Загалом 14 доба характеризувалась повним загоєнням оперованих ран, пацієнти не відчували дискомфорту.

Одним з основних параметрів, які визначають стан біологічних тканин, є температура. Вона характеризує вираженість та характер запальних та репаративних явищ в післяопераційній рані.

При виконанні кісткової аугментації з використанням класичної методики відшарування трапецієподібного слизового клаптя на першу добу спостережень, по всій довжині розрізу ми спостерігали підвищення температури, що ілюструє початок запально-регенеративних процесів в рані. Цифрові показники збільшення температури сягали в середньому  $1,52 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$  порівняно з поряд розташованими інтактними ділянками слизової (табл. 5.2), що вказує на порушення судинно-обмінних процесів у слизовому клапті і відповідає картині першої некротичної фази раньового процесу.

На третю добу після операції в ділянці вимірювань нами відзначалося збільшення температури в середньому на  $1,2 \pm 0,2$  °С, вона складала  $37,8 \pm 0,2$ °С. Процес підтверджує початок регенеративних процесів та відповідає другій, проліферативній, фазі раньового процесу.



Рис. 5.1 Вигляд фрагменту нижньої щелепи та рани зони операції пацієнта О., 36 років, абुляторна карта №170932, на 14 добу. Визначається експозиція титанової сітки, явища запалення слизової оболонки навколо.

На сьому добу спостережень в ділянці накладених швів продовжила зменшуватись температура в напрямку до субфібрільних показників, на цій стадії загоєння установилась температура в середньому  $37,19 \pm 0,2$  °С, це на  $0,59$  °С вище від поряд розташованих ділянок слизової.

На 14 добу спостережень температурних змін у ділянці оперативних втручань у більшості хворих не відзначалось. Середній показник склав  $36,69$  °С. Окремо слід відзначити чотири клінічних випадки, що характеризувались підвищеними температурними показниками ( $37,1 - 37,5$  °С), та подовженими термінами гіпертермії. У цих хворих раніше клінічно спостерігалися явища

ішемії та некрозу, у цілому температурна картина відповідає такій, що характерна для загоєння рани вторинним натягом.

*Таблиця 5.2*

**Динаміка термометричних змін в ділянці рани у пацієнтів першої клінічної групи у різні терміни після проведення оперативного втручання**

	<b>1 доба, °C</b>	<b>3 доба, °C</b>	<b>7 доба, °C</b>	<b>14 доба, °C</b>
Середнє значення	38,12 ±0,25	37,8 ±0,21	37,19 ±0,24	36,69 ±0,19

Після проведення операції для подальшого порівняння був зафіксований об'єм кісткового аугментату отриманого на конусно-променевих комп'ютерних томограм відразу після спрямованої кісткової регенерації із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя.

Аугментат являв собою гомогенну зону без пустот та ущільнень з однаковим рентгенологічним малюнком, до якого щільно прилягає різко контрастна плоска перфорована титановою сітка з гвинтами-фіксаторами по периферії. Кісткова тканина щелепи та аугментат чітко відмежовані. Найбільша товщина введеного кісткового матеріалу відзначається в серединній зоні сітки та плавно стоншується в напрямку країв сітки (рис. 5.2). Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали 389 Нц. Порівняно: кортикальний шар кістки щелепи складав 1400-1900 Нц, спонгіозний шар коливався в діапазоні від 240 до 700 Нц.

На шостий місяць спостережень аугментат отриманий на конусно-променевих комп'ютерних томограмах, являв собою гомогенну зону без пустот та ущільнень з однаковим рентгенологічним малюнком. Відзначається зменшення об'єму аугментата. З'явилась чітка відмежована зона не контрастного простору між титановою сіткою та аугментатом. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата. Зона переходу кісткової тканини



щелепи та аугментату не визначається. Фіксувальні гвинти по периферії не змінили своє розташування. Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали 913 Hu.

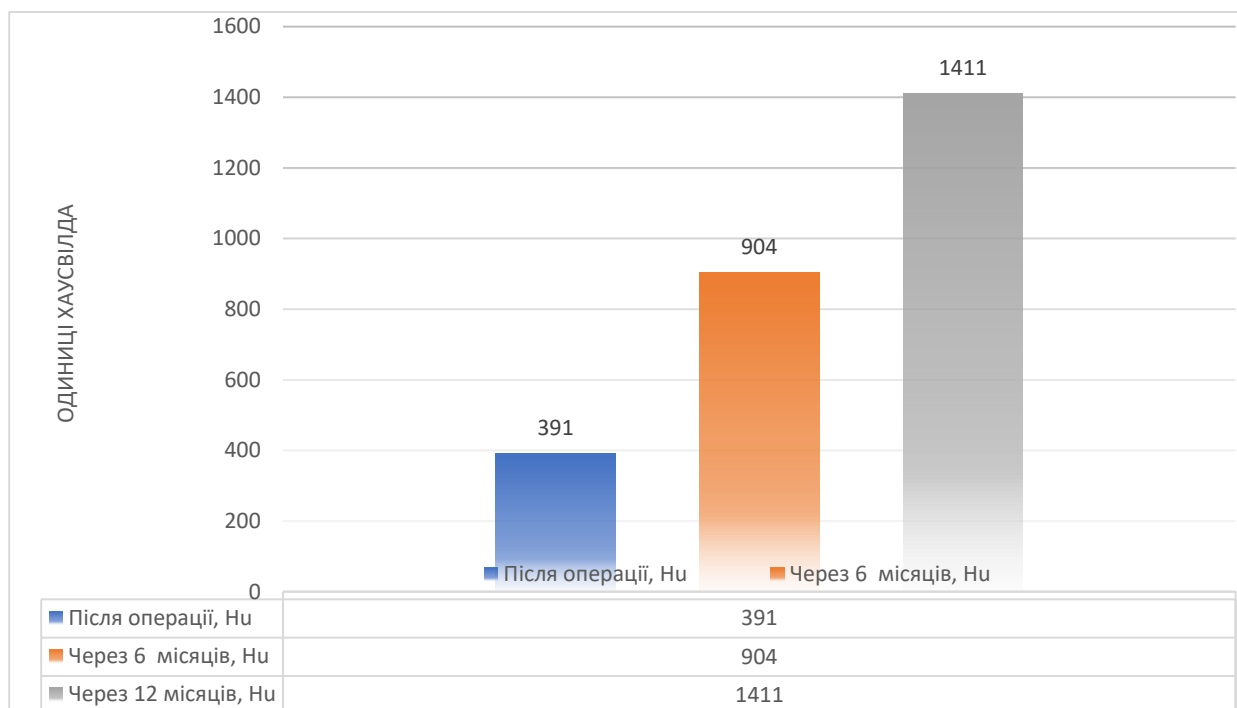


Рис. 5.2 Діаграма динаміки змін щільності аугментата у пацієнтів першої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

У результаті проведення аналізу КПКТ встановлено, що в 4 пацієнтів контрольної групи об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки, через 6 місяців – зменшився в середньому на  $24 \pm 0,4\%$ , у решти досліджуваних об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки через 6 місяців зменшився в середньому на  $14,83 \pm 0,4\%$ ,

На дванадцятий місяць спостережень межі аугментату на КПКТ не відзначаються, у зоні, де був аугментат, спостерігається формування кортикального та спонгіозних шарів. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата в порівнянні з попереднім спостереженням, що вказує на продовження ущільнення кісткової тканини в цій зоні. Показники щільності в

центрі ділянки, де був аугментат, у середньому становили 1350-1450 Нu. Кісткова тканина навколо встановлених імплантатів не відрізняється від такої на периферійних ділянках.

У середньому аугментат у цьому періоді зменшився ще на  $6,9 \pm 0,1\%$ , (рис. 5.3), відносно попереднього терміну спостережень.

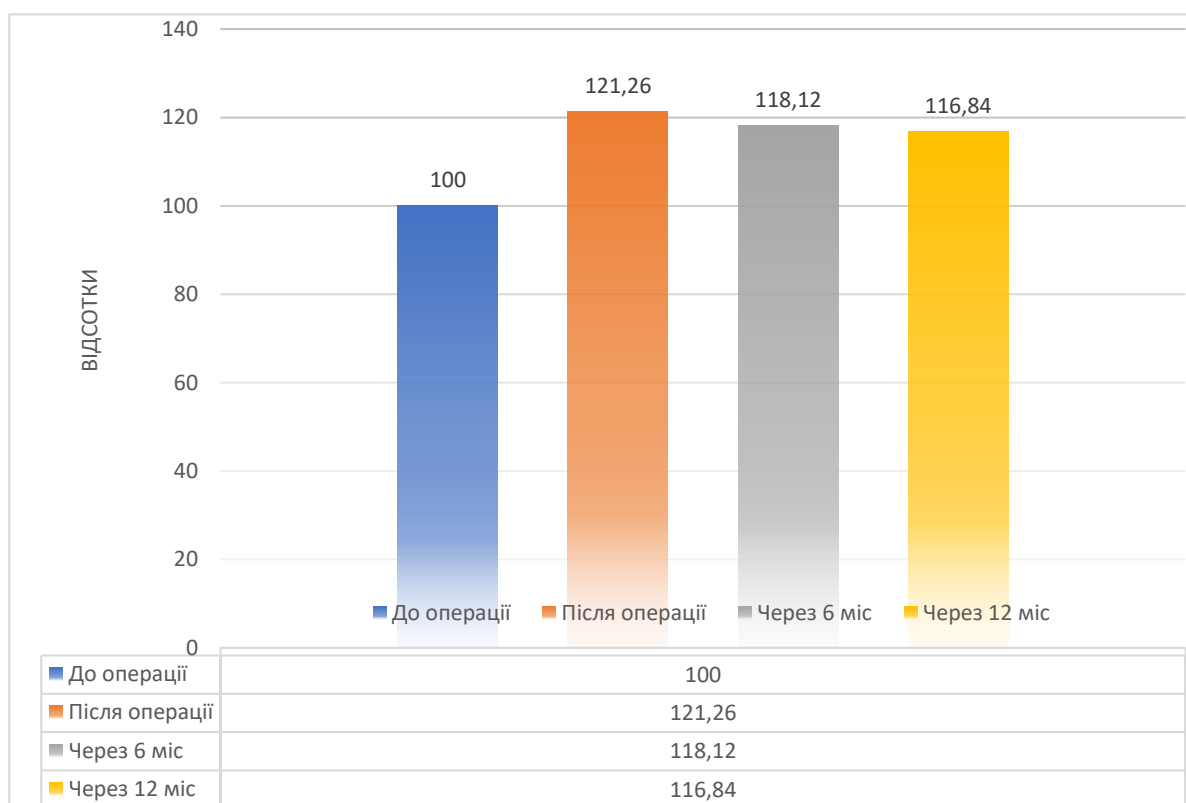


Рис. 5.3 Діаграма динаміки змін площі поперечного зрізу тіла нижньої щелепи на КПКТ у пацієнтів першої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

Отже, у даній клінічній групі ми фіксували виражені післяопераційні явища, високі температурні показники в рані. Щільність кісткового аугментата по шкалі Хаунсфілда відразу після операції становила від 381 до 401 Нu. На різних контрольних термінах показники були такими: через 6 місяців – щільність збільшилась на 232,3% і в середньому становила  $904 \pm 6$  Нu, через 12 місяців – збільшилась на 156% від попереднього терміну й становила 1411 Нu.

Показники об'єму демонстрували зворотню динаміку, у середньому на 6 місяць спостережень аугментат зменшився на  $14,83 \pm 0,4\%$ , а на період з 6 по 12 місяць спостерігалось зменшення ще на  $6,9 \pm 0,1\%$ .

## **5.2 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень у пацієнтів після спрямованої кісткової регенерації за допомогою титанової сітки із застосуванням авторської методики відшарування слизового клаптя**

Нами було виконано 30 хірургічних втручань спрямованої кісткової регенерації з використанням титанової сітки за авторською методикою відшарування та мобілізації слизового клаптя.

На першу добу спостережень у 2 групі виявлена значна гіперемія та набряк у зоні операції, болючість різного ступеня вираженості, значний фібриновий наліт. Порівняно з групою контролю відзначалось побіління слизово-окістного клаптя за рахунок погіршення трофіки лише в одного хворого (таб. 5.3).

Загалом клінічна картина першої доби спостережень була цілком характерна для першої, некротичної фази раньового процесу.

На третю добу спостережень у більшості пацієнтів відзначалось зменшення набряку та гіперемії, дещо зменшились больові відчуття. Слід відзначити дещо меншу вираженість симптомів запалення порівняно з групою контролю.

Сьома доба спостережень характеризувалася значним зменшенням набряку слизової оболонки, зменшенням гіперемії та больової чутливості. В більшості хворих фіксували незначні показники запального процесу. Візуально було помітне швидке відновлення операційних ран, відбувалась епітелізація. Порушення трофіки зафіксовано у 2 пацієнтів, визначається побіління незначного клаптя слизової оболонки та оголення фіксуючого гвинта (рис.5.4).

Станом на чотирнадцяту добу майже всі хворі не відчують больових відчуттів в оперованій зоні, гіперемія та набряк відсутні. Ми відзначали завершення епітелізації й остаточне відновлення слизової оболонки. Лише в двох випадках другої клінічної групи фіксувалася незначна гіперемія та набряк по лінії накладення швів, а також рана виповнена фібриновим нальотом, яка прогресує до зменшення. Больові відчуття, ексудація чи виділення гною не відзначалися.



Рис. 5.4 Вигляд фрагменту нижньої щелепи пацієнта М., 47 років, амбулаторна карта №181020. Стан рани на 7 добу, часткова некротизація крайової частини слизового клаптя, експозиція титанового гвинта-фіксатора гвинта (пояснення в тексті).

Загалом стан пацієнтів на 14 добу цілком задовільний, порівняно з контрольною групою репаративні процеси протікали дещо швидше, з менш вираженим запальним характером.

При виконанні кісткової аугментації з використанням авторської методики відшарування слизових клаптів станом на першу добу, ми спостерігали підвищення температури в середньому до  $37,72 \pm 0,2$  °C, що на 1,12 °C вище

порівняно з поряд розташованими інтактними ділянками слизової оболонки. Це вказує на те, що протікає перша некротична фаза раньового процесу (таб. 5.3).

На третю добу спостережень в ділянці вимірювань ми фіксували зменшення температури в середньому на  $0,31 \pm 0,1$  °C ( $36,91 \pm 0,3$  °C).

На сьому добу в групі експерименту температура в ділянці швів продовжувала знижуватися. Ми фіксували показники 36,82 - 36,85 °C, ці дані підтверджують успішне завершення регенерації в рані й про початок фази епітелізації.

На чотирнадцяту добу спостережень температурні відмінності спостерігалися лише в одного хворого.

*Таблиця 5.3*

**Динаміка клінічних змін у пацієнтів другої клінічної у різні терміни після проведення оперативного втручання**

<b>Ознака</b>	<b>Доба 1</b>	<b>Доба 3</b>	<b>Доба 7</b>	<b>Доба 14</b>
<b>Гіперемія:</b>				
-Виражена	23	13	2	2
-Помірна	7	17	13	1
-незначна	0	0	15	27
<b>Набряк:</b>				
-виражений	24	15	2	2
-помірний	6	14	9	1
-незначний	0	1	19	27
<b>Больові відчуття:</b>				
-виражені	17	14	2	0
-помірні	11	6	5	1
-незначні	2	10	18	2
<b>Некротичні зміни</b>	0	2	2	0
<b>Наявність рубців</b>	0	0	0	2

Слід відзначити два випадки, що характеризувалися дещо підвищеними температурними показниками ( $37,24 \pm 0,2^\circ\text{C}$ ) та подовженим термінами гіпертермії. В цих випадках клінічно спостерігались явища ішемії та некрозу, в цілому температурна картина цих хворих відповідає такій, що характерна для загоєння рани вторинним натягом.

Таблиця 5.6

**Динаміка термометричних змін у пацієнтів другої клінічної групи у різні терміни після проведення оперативного втручання**

	<b>1 доба, °C</b>	<b>3 доба, °C</b>	<b>7 доба, °C</b>	<b>14 доба, °C</b>
Середнє значення	$37,72 \pm 0,31$	$36,91 \pm 0,23$	$36,84 \pm 0,19$	$36,7 \pm 0,21$

Відразу після проведення операції був зафіксований об'єм кісткового аугментату, отриманого на конусно-променевих комп'ютерних томограм відразу після спрямованої кісткової регенерації із застосуванням авторської методики відшарування слизового клаптя.

Аугментат являв собою гомогенне утворення без порожнин та ущільнень з однаковим рентгенологічним візерунком, до якого щільно прилягає різко контрастна плоска перфорована титановою сітка з гвинтами-фіксаторами по периферії. Найбільша товщина введеного кісткового матеріалу відзначається в серединній зоні сітки та плавно стоншується в напрямку країв сітки. Кісткова тканина щелепи і аугментат чітко відмежовані. Поперечна площа сагітального зрізу, тобто частка аугментата, у середньому збільшилась на  $19,17 \pm 0,6\%$  (рис. 5.5). Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали  $379 \pm 8\text{Hu}$ , а кортикальний шар кістки нативної кістки щелепи складав  $1400-1900\text{Hu}$ , спонгіозний шар коливався в діапазоні від 240 до 700 Hu. Шостий місяць спостережень показав, що аугментат, отриманий на конусно-променевих

комп'ютерних томограмах, являв собою гомогенну зону без порожнин та ущільнень з однаковим рентгенологічним малюнком. Відзначалося зменшення об'єму аугментата.

З'явилась чітка відмежована зона не контрастного простору між титановою сіткою та аугментатом. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата. Зона переходу кісткової тканини щелепи візуалізувалася слабо. Гвинти-фіксатори по периферії не змінили своє розташування. Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали  $913 \pm 6$ Hu (рис. 5.5; 5.6), втрати об'єму аугментату в середньому становили  $11,78 \pm 0,2\%$  відносно до попередньо зафіксованого об'єму.

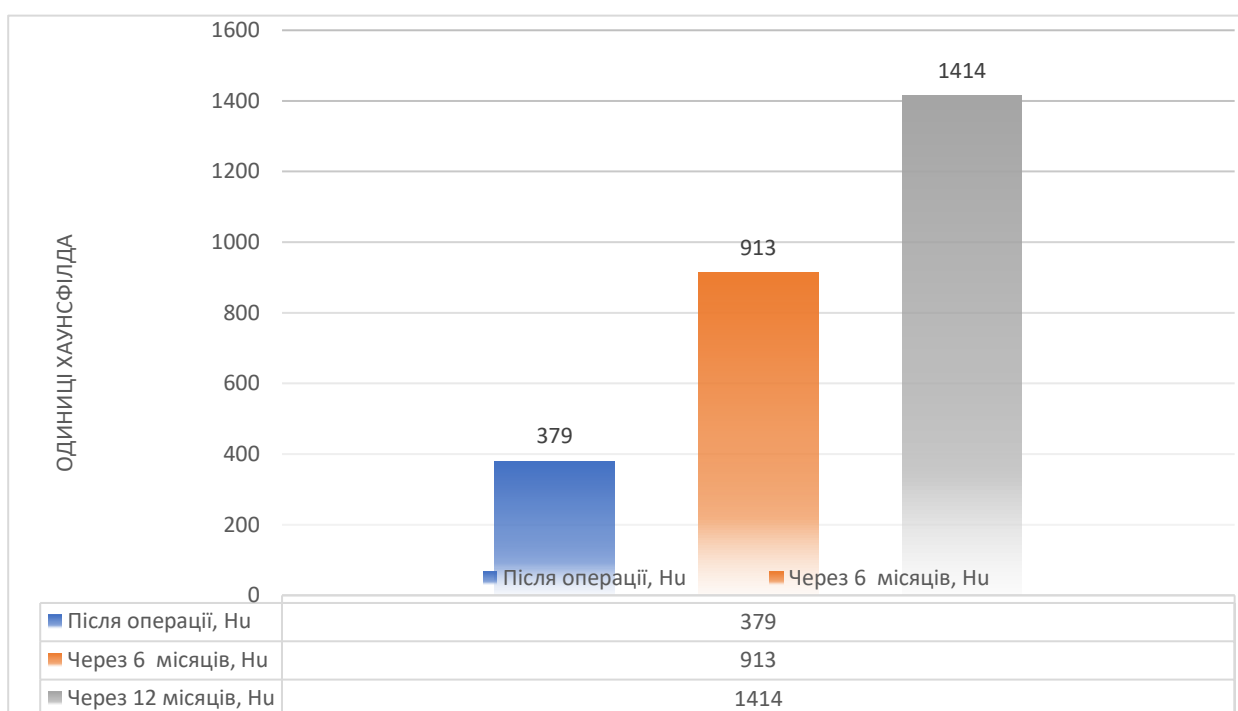


Рис. 5.5 Діаграма динаміки змін щільності в центрі кісткового аугментату по шкалі Хаунсфілда в пацієнтів другої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

На дванадцятий місяць спостережень межі аугментату на КПКТ не відзначалися, у зоні, де був аугментат, спостерігалось формування

кортикального та спонгіозних шарів. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата порівняно з попереднім спостереженням, що вказує на продовження ущільнення кісткової тканини в цій зоні. Показники щільності в центрі ділянки, де був аугментат, у середньому становили 1350-1450 Hu. Кісткова тканина, навколо встановлених імплантатів не відрізняється від такої на периферійних ділянках.

У результаті проведення аналізу КПКТ встановлено, що в 1 пацієнта другої групи об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки через 6 місяців зменшився на 21%, та в 1 пацієнта зменшився на 17%; у решти досліджуваних об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки через 6 місяців зменшився від 9 до 13% (в середньому 11,78%).

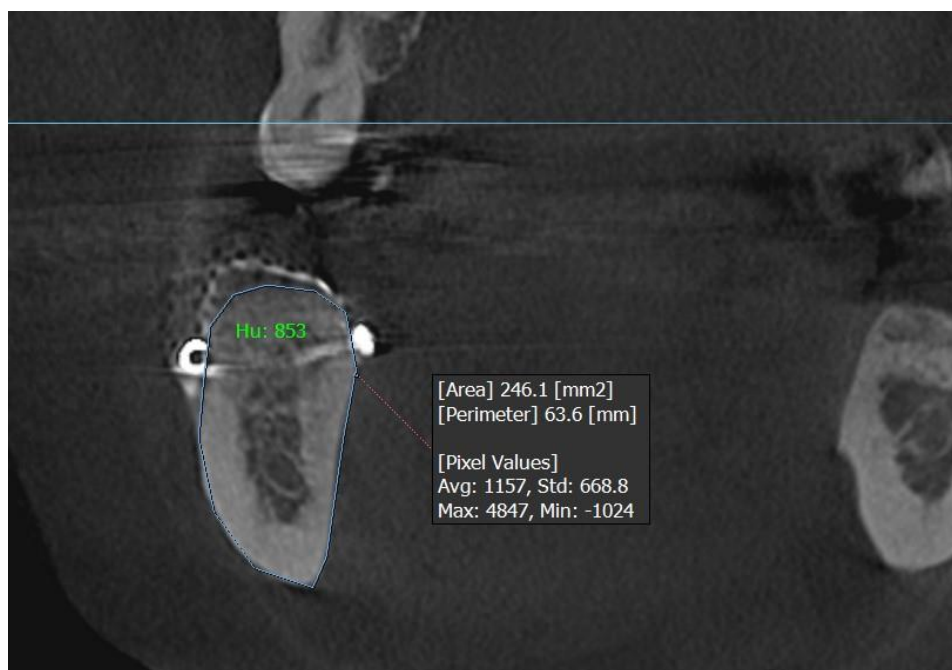


Рис. 5.6 Вигляд поперечного зрізу ділянки нижньої щелепи за даними конусно-провеневої комп'ютерної томограми пацієнта Ю., 47 років, №171013, другої клінічної групи, через 6 місяців після оперативного втручання (пояснення в тексті).



У середньому поперечна площа сагітального зрізу на 12 місяць спостережень частка аугментата зменшилась ще на  $5,67 \pm 0,2\%$  (рис. 5.7), відносно попереднього терміну спостережень.

Отже, під час клінічних спостережень, термометрії та аналізу КПКТ, відзначалася меншу вираженість післяопераційних ефектів, зменшення строків епітелізації рани та менша кількість ускладнень, а також дещо жвавіші показники набуття щільності кістки та менші втрати об'єму в результаті перебудови штучного графту.

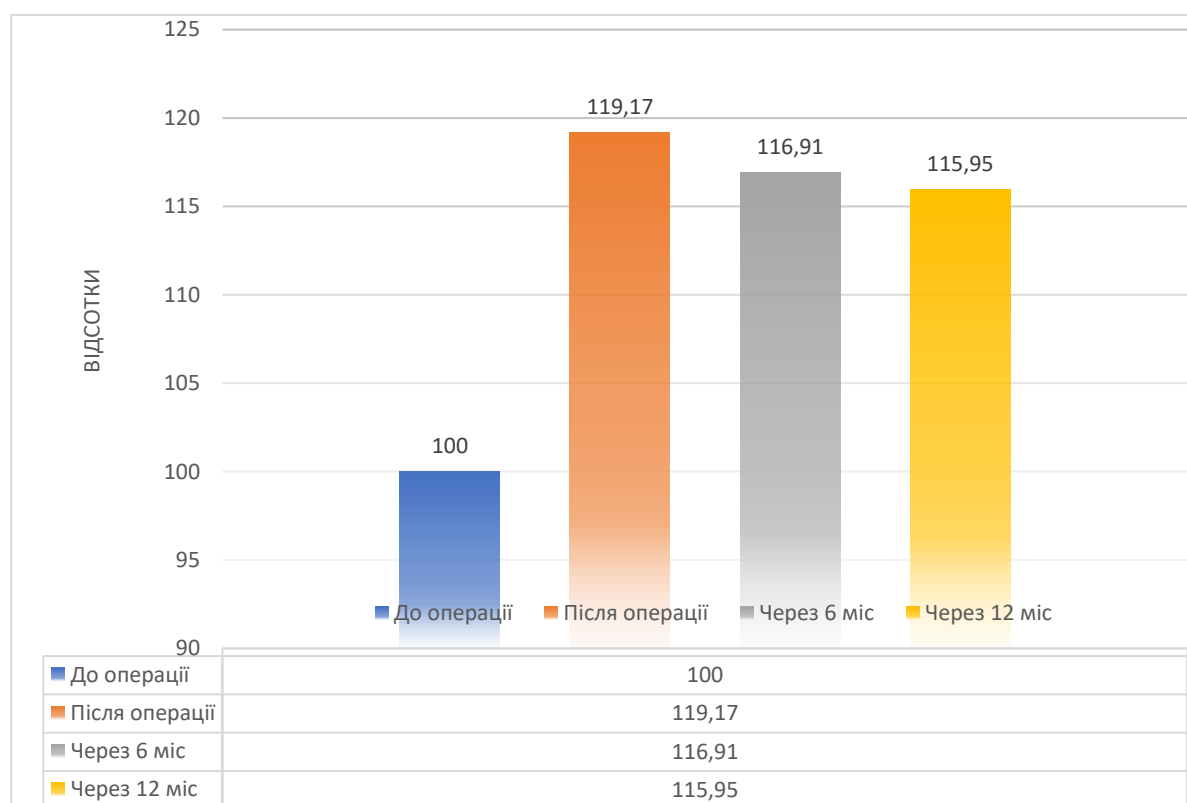


Рис. 5.7 Діаграма динаміки змін площі поперечного зрізу тіла нижньої щелепи на КПКТ у пацієнтів другої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

### 5.3 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень у пацієнтів після спрямованої кісткової регенерації з одночасною дентальною імплантацією за допомогою титанової сітки із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя

Нами було проведено 25 хірургічних втручань спрямованої кісткової регенерації на нижній щелепі з використанням титанової сітки з одномоментною імплантацією за класичною методикою відшарування трапецієподібного слизового клаптя, з метою усунення вертикальної атрофії в дистальному відділі альвеолярного відростка нижньої щелепи.

У першу добу після операції в третій клінічній групі огляд виявив, що має місце значна гіперемія в зоні операції, набряк різного ступеня, помірна болючість при інструментальному дослідженні. У зоні швів, на краях слизових клаптів відзначається випадання світлого фібринового нальоту. У трьох випадках відзначалося побіління слизового клаптя, що, можливо, підтверджує відсутність трофіки (таб. 5.7).

Таблиця 5.7

#### Динаміка клінічних змін у пацієнтів третьої клінічної групи протягом двох тижнів після проведення оперативного втручання

Ознака	Доба 1	Доба 3	Доба 7	Доба 14
Гіперемія:				
- Виражена	23	13	4	3
- Помірна	2	12	19	3
- незначна	0	0	2	17
Набряк:				
- виражений	22	15	5	4
- помірний	3	10	6	1
- незначний	0	0	14	2
Больові відчуття:				
- виражені	18	11	3	5
- помірні	6	8	1	1

- незначні	1	6	21	7
Некротичні зміни	0	6	2	0
Наявність рубців	0	0	0	6

На третю добу спостережень у більшості пацієнтів цієї групи зменшилась гіперемія, відчутно зменшився набряк в оперованій зоні, також хворі відзначали зменшення больових відчуттів. У всіх хворих стан швів має задовільний вигляд, лише у п'яти пацієнтів відзначалася незначна некротизація певних ділянок слизового клаптя. Навколо ділянок некрозу спостерігались яскраво гіперемовані ділянки слизової з великою кількістю грануляційної тканини на краях.

Сьома доба спостережень характеризувалася завершенням регенеративного процесу та активною фазою епітелізації країв рани. У більшості хворих відзначася перехід гіперемії з вираженого степеня в помірний, а в деяких пацієнтів гіперемія взагалі мала незначний характер. Відзначалося різке зменшення набряку і характеризувалось як незначне в більшості хворих. Больові відчуття майже всі хворі характеризували також як незначні, лише хворі з некротичними ускладненнями в цьому періоді відзначали значні больові відчуття під час дотику.

На чотирнадцяту добу спостережень, більшість хворих не відзначають больових відчуттів в оперованій зоні, гіперемії та набряку немає. Спостерігається завершення епітелізації та повне відновлення слизової оболонки. У шести пацієнтів даної групи, у яких на попередніх термінах відзначались ускладнення, на 14 добу ми фіксували гіперемію різних ступенів, незначні больові відчуття, незначний набряк, спостерігалися невеликі зони, виповнені фібриновим нальотом, в окремих ділянках – грануляційна тканина, при зондуванні ми відчували під фібриновим нальотом тверду титанову сітку. Загалом 14 доба характеризувалася завершенням загоєння оперованих ран, пацієнти не відчували дискомфорту.

При виконанні кісткової аугментації з використанням класичної методики відшарування трапецієподібного слизового клаптя з одномоментною імплантацією на першу добу спостережень по всій довжині розрізу спостерігалось підвищення температури, цифрові показники збільшення температури сягали в середньому  $2,47 \pm 0,2$  °С, порівнянно з поряд розташованими інтактними ділянками слизової оболонки, та становили  $38,05 \pm 0,4$ °С. Температурні відмінності ділянок слизової оболонки характеризували вираженість та характер запальних та репаративних явищ у післяопераційній рані.

На третю добу після операції в ділянці вимірювань ми фіксували збільшення температури в середньому на  $1,02 \pm 0,2$ °С, що складала  $37,62 \pm 0,2$ °С (таб. 5.8). Процес підтверджує початок регенеративних процесів та відповідає другій, проліферативній, фазі раньового процесу.

На сьому добу спостережень в ділянці накладених швів продовжила зменшуватись температура в напрямку до субфібрильних показників, на цій стадії загоєння встановилась температура в середньому  $37,18$  °С, це на  $0,58$  °С вище від поряд розташованих ділянок слизової.

На 14 добу спостережень температурних змін в ділянці оперативних втручань не фіксувалось у більшості хворих. Середній показник склав  $36,67 \pm 0,2$ °С. Окремо слід відзначити шість клінічних випадків, що характеризувались підвищеними температурними показниками ( $37,11 - 37,52$  °С) та подовженими термінами гіпертермії. У цих хворих раніше клінічно спостерігались явища ішемії та некрозу, у цілому температурна картина відповідає такій, що характерна для загоєння рани вторинним натягом.

Протягом першого тижня після проведення оперативного втручання був зафіксований об'єм кісткового аугментату, отриманого на конусно-променевих комп'ютерних томограмах після спрямованої кісткової регенерації із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя з одночасним встановленням дентальних імплантатів.

Таблиця 5.8

**Динаміка термометричних змін у пацієнтів третьої клінічної групи  
протягом двох тижнів після проведення оперативного втручання**

	<b>1 доба, °С</b>	<b>3 доба, °С</b>	<b>7 доба, °С</b>	<b>14 доба, °С</b>
Середнє значення	38,05±0,2	37,62±0,2	37,18±0,2	36,67±0,2

Кістковий аугментат являв собою гомогенне утворення без порожнин та ущільнень з однаковим рентгенологічним візерунком, до якого щільно прилягає різко контрастна плоска перфорована титановою сітка з гвинтами-фіксаторами по периферії. У середині зони спостереження візуалізується циліндрична порожнина в кістці щелепи з чітким контрастним контуром дентальних імплантатів із заглушкою, поверхня якого в заглибленнях різьби не контактувала з тканиною кістки. Найбільша товщина введеного кісткового матеріалу відзначається в серединній зоні сітки та плавно стоншується в напрямку країв сітки. Кісткова тканина щелепи та аугментат чітко відмежовані. У середньому поперечна площа сагітального зрізу, тобто з урахуванням аугментата, площа поперечного зрізу щелепи збільшилась на 20,58%. Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали  $379 \pm 4$  Нн. Порівнчно з нативною кісткою щелепи, кортикальний шар кістки щелепи складав 1400-1900 Нн, спонгіозний шар коливався в діапазоні від 240 до 700 Нн.

Шостий місяць спостережень показав, що аугментат, отриманий на конусно-променевих комп'ютерних томограмах, являв собою гомогенну зону без порожнин та ущільнень з однаковим рентгенологічним малюнком. Відзначається зменшення об'єму аугментата. З'явилася чітка відмежована зона неконтрастного простору між титановою сіткою та аугментатом. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата. Зона переходу кісткової тканини щелепи візуалізується слабо. Гвинти-фіксатори по периферії не змінили своє

розташування. Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали  $913 \pm 6$  Нu (рис. 5.8). В апікальній зоні навколо дентальних імплантатів спостерігається рівномірне вrostання кісткової тканини в різьбоподібний силует поверхні імплантата. Рентгенологічних змін в аугментаті навколо імплантату не відзначалося.

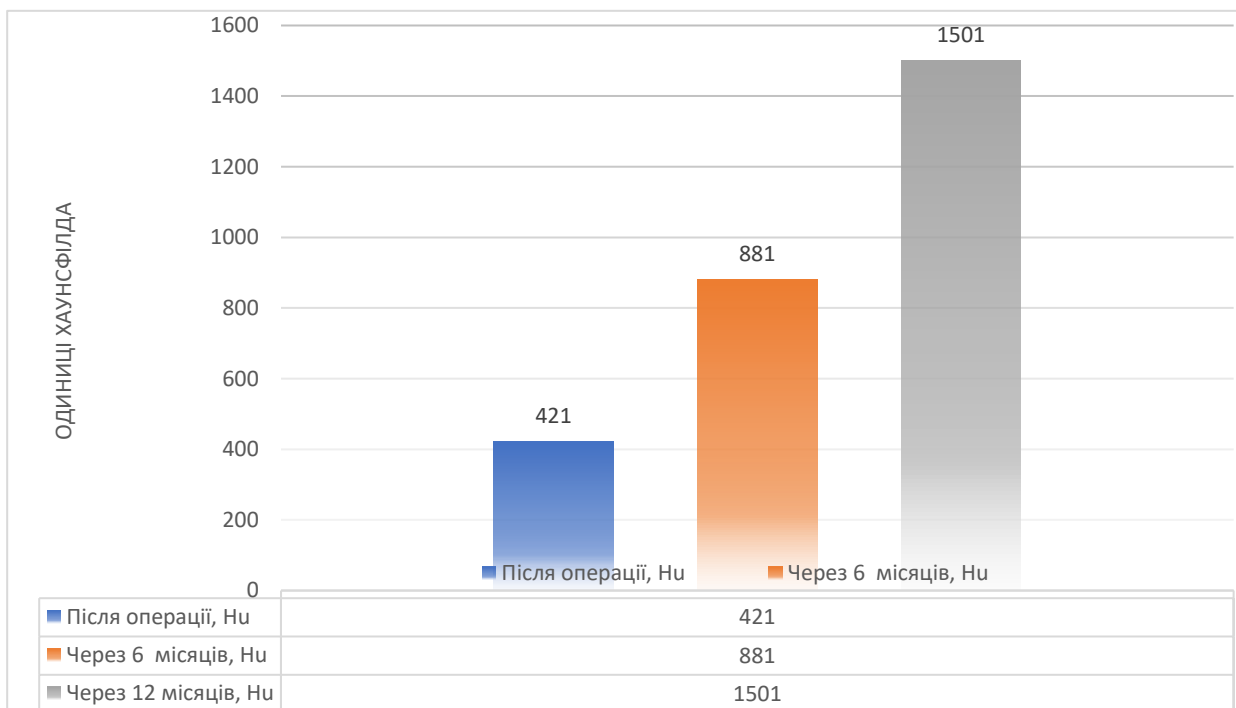


Рисунок 5.8. Діаграма динаміки змін щільності в центрі кісткового аугментату по шкалі Хаунсфілда у пацієнтів другої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

На дванадцятий місяць спостережень межі аугментату на КПКТ не відзначаються, у зоні, де був аугментат, спостерігається формування кортикального та спонгіозних шарів. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата порівнянно з попереднім спостереженням, що вказує на продовження ущільнення кісткової тканини в цій зоні. Показники щільності в центрі ділянки, де був аугментат, становили 1350-1450 Нu. Кісткова тканина, навколо встановлених імплантатів не відрізняється від такої на периферійних ділянках.

У результаті проведення аналізу КПКТ встановлено, що в 1 пацієнта контрольної групи об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки, через 6 місяців – зменшився на 21%, та в 1 пацієнта зменшився на 17%, у решти досліджуваних об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки через 6 місяців зменшився від 12 до 15% (в середньому 13,72%).

На дванадцятий місяць спостережень, поперечна площа сагітального зрізу в цьому періоді, тобто доля аугментата, зменшилась ще на  $6,02 \pm 0,2\%$  (рис. 5.9), відносно попереднього терміну спостережень.

Таким чином, отримані дані про зміни об'єму кісткового аугментату, та збільшення його рентгенологічної щільності, дозволяють нам достовірно оцінити швидкість процесу осифікації. При застосуванні авторської методики кісткова маса в період перших шести місяців після оперативного втручання дещо втрачає свій об'єм, але збільшує щільність, що, на нашу думку, обумовлено активізацією остеокластів, побудовою кісткової матриксу на тлі поступового відновлення мікроциркуляції. На 12 місяць щільність поступово наближається до показників кісткової тканини в інтактних ділянках.

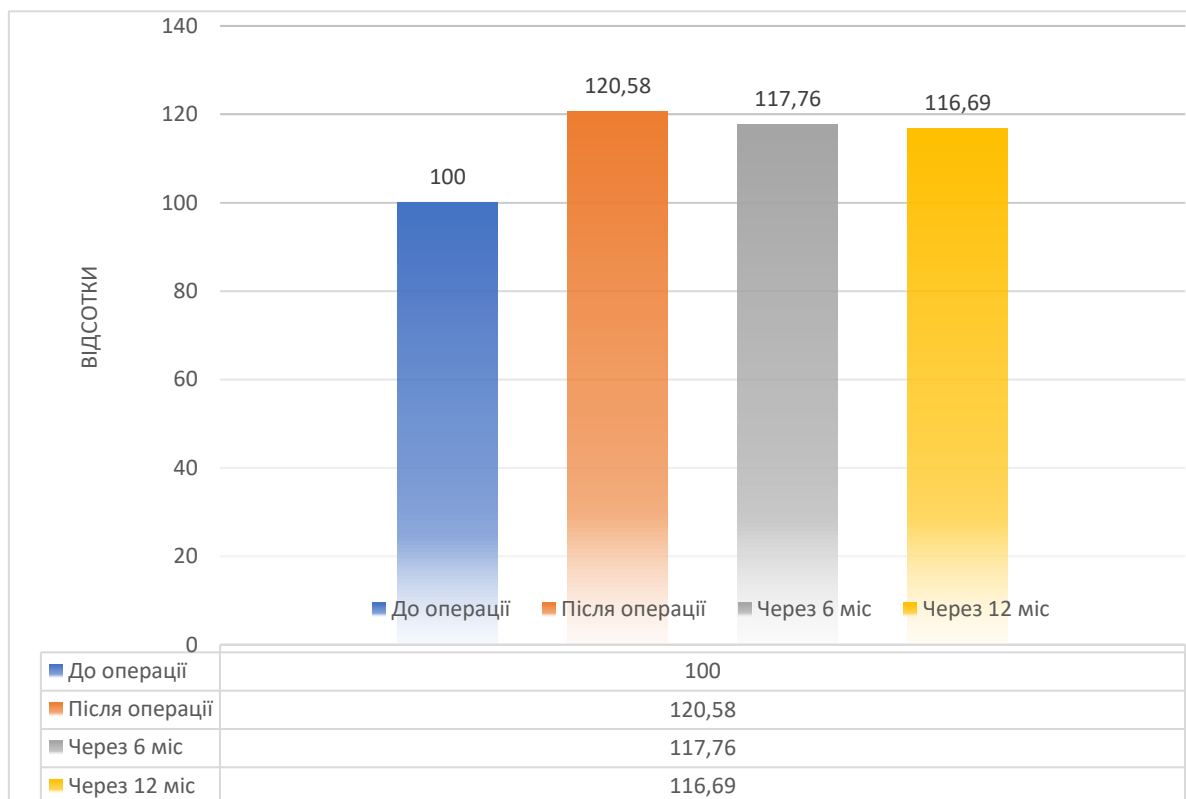


Рисунок 5.9. Діаграма динаміки змін площі поперечного зрізу тіла нижньої щелепи на КПКТ у пацієнтів третьої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

#### **5.4 Результати клінічних та рентгенологічних досліджень після спрямованої кісткової регенерації з одномоментною імплантацією із застосуванням авторської методики відшарування слизового клаптя**

За запропованою нами авторською методикою, нами було виконано 25 хірургічних втручань спрямованої кісткової регенерації з використанням титанової сітки з одномоментною імплантацією. У результаті операцій нами були оцінені в зоні втручання: больові відчуття, набряк, температура, гіперемія, некротичні зміни та рубцеві деформації (таб. 5.9).

На першу добу спостережень у 4 клінічній групі виявлена значна гіперемія та набряк у зоні операції, болючість різного ступеня вираженості,



значний фібриновий наліт. Порівняно з групою контролю відзначалось ускладнення трофіки та побіління слизового клаптя лише у двох хворих.

Загалом клінічна картина першої доби спостережень була цілком характерна для першої, некротичної фази раньового процесу.

На третю добу спостережень у більшості пацієнтів відзначалось зменшення набряку та гіперемії, дещо зменшились больові відчуття. Слід відзначити дещо меншу вираженість симптомів запалення порівняно з групою контролю. В одного хворого спостерігалось явище порушення трофіки з побілінням незначної ділянки.

Сьома доба спостережень характеризувалась значним зменшенням набряку слизової оболонки, зменшенням гіперемії та больової чутливості. У більшості хворих фіксували незначні показники запального процесу. Візуально було помітне швидке відновлення операційних ран, відбувалась епітелізація. В одного хворого спостерігалось оголення титанової сітки.

Станом на чотирнадцяту добу, майже в усіх хворих в оперованій зоні гіперемії, набряку та больових відчуттів не відзначалось. Спостерігалось завершення епітелізації й остаточне відновлення слизової оболонки. Лише в одному клінічному випадку експериментальної групи фіксувалася незначну гіперемія та набряк по лінії накладення швів. Виявлений дефект: рана виповнена фібриновим нальотом, що прогресує в бік зменшення; больових відчуттів ескудації чи виділення гною не зафіксовано.

Загалом стан пацієнтів на 14 добу цілком задовільний, порівняно з контрольною групою репаративні процеси протікали дещо швидше, з менш вираженим запальним характером.

Таблиця 5.9

**Динаміка клінічних змін у пацієнтів четвертої клінічної групи  
протягом двох тижнів після проведення оперативного втручання**

<b>Ознака</b>	<b>Доба 1</b>	<b>Доба 3</b>	<b>Доба 7</b>	<b>Доба 14</b>
<b>Гіперемія:</b>				
- Виражена	21	11	3	1
- Помірна	4	14	11	1
- Незначна	0	1	14	23
<b>Набряк:</b>				
- виражений	20	10	2	1
- помірний	4	12	7	1
- незначний	1	3	16	23
<b>Больові відчуття:</b>				
- виражені	18	11	2	1
- помірні	6	12	6	1
- незначні	1	2	17	2
<b>Некротичні зміни</b>		1	1	0
<b>Наявність рубців</b>	0	0	0	1

При виконанні кісткової аугментації з використанням авторської методики відшарування слизових клаптів станом на першу добу спостерігалось підвищення температури в середньому на  $1,26 \pm 0,2$  °С, порівняно з поряд розташованими інтактними ділянками слизової оболонки, що засвідчує першу некротичну фазу раньового процесу (таб. 5.10).

На третю добу спостережень у ділянці вимірювань фіксувалось зменшення температури на  $0,5$ °С. Вона становила  $37,01 \pm 0,1$ °С. Зниження температури демонструє початок проліферативних процесів у рані.

На сьому добу в групі експерименту температура в ділянці швів продовжила зниження. Фіксувалися показники  $36,7-36,8^{\circ}\text{C}$ , ці дані підтверджували успішне завершення регенерації в рані й про початок фази епітеліції.

На чотирнадцяту добу спостережень температурні відмінності в ділянці операції та в поряд розташованих інтактних ділянках фіксувалися лише у двох хворих.

Слід відзначити один випадок, що характеризувався дещо підвищеними температурними показниками ( $37,1^{\circ}\text{C}$ ), та подовженим терміном гіпертермії. У цьому випадку клінічно спостерігались явища ішемії.

*Таблиця 5.10*

**Динаміка термометричних змін у пацієнтів четвертої клінічної групи протягом двох тижнів після проведення оперативного втручання**

	<b>1 доба, °C</b>	<b>3 доба, °C</b>	<b>7 доба, °C</b>	<b>14 доба, °C</b>
Середнє значення	$37,86 \pm 0,2$	$37,01 \pm 0,2$	$36,72 \pm 0,2$	$36,68 \pm 0,2$

Після проведення операції для подальшого порівняння був зафіксований об'єм кісткового аугментата, отриманого на конусно-променевих комп'ютерних томограм відразу після спрямованої кісткової регенерації із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя.

Аугментат являв собою гомогенну зону без порожнин та ущільнень з однаковим рентгенологічним малюнком, до якого щільно прилягає різко контрастна смужка, перфорована титановою сіткою з гвинтами-фіксаторами по периферії. Кісткова тканина щелепи та аугментат чітко відмежовані. Найбільша товщина введеного кісткового матеріалу відзначається в серединній зоні сітки та плавно стоншується в напрямку країв сітки. У середньому поперечна площа

сагітального зрізу, тобто доля аугментата, збільшилась на  $22,73 \pm 0,2\%$ . Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали  $389 \pm 4$  Нн. Порівняно з нативною кісткою щелепи, кортикальний шар кістки якої складав 1400-1900 Нн, спонгіозний шар коливався в діапазоні від 240 до 700 Нн (рис. 5.10).

На шостий місяць спостережень аугментат отриманий на конусно-променевих комп'ютерних томограмах, являв собою гомогенну зону без порожнин та ущільнень з однаковим рентгенологічним малюнком. Відзначалося зменшення об'єму аугментату. З'явилась чітка відмежована зона неконтрастного простору між титановою сіткою та аугментатом. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата. Зона переходу кісткової тканини щелепи та аугментата не визначалася. Гвинти-фіксатори по периферії не змінили своє розташування. Показники щільності в центрі аугментата в середньому дорівнювали  $913 \pm 4$  Нн.

За результатами КПКТ встановлено, що в 1 пацієнта контрольної групи об'єм кісткового аугментата на момент видалення титанової сітки зменшився на 15%, у решти досліджуваних об'єм кісткового аугментату на момент видалення титанової сітки через 6 місяців зменшився від 8 до 13% (у середньому  $11,23 \pm 0,2\%$ ).

На дванадцятий місяць спостережень межі аугментата на КПКТ не відзначалися, у зоні, де був аугментат, спостерігалися формування кортикального та спонгіозних шарів. Збільшилась рентгенологічна контрастність аугментата порівняно з попереднім спостереженням, що вказує на продовження ущільнення кісткової тканини в цій зоні. Показники щільності в центрі ділянки, де був аугментат, становили 1350-1450 Нн. Кісткова тканина навколо встановлених імплантатів не відрізнялася від такої на периферійних ділянках. У середньому, поперечна площа сагітального зрізу в цьому періоді, тобто частка аугментата, зменшилась ще на  $5,41 \pm 0,2\%$  (рис.5.11) відносно попереднього терміну спостережень.

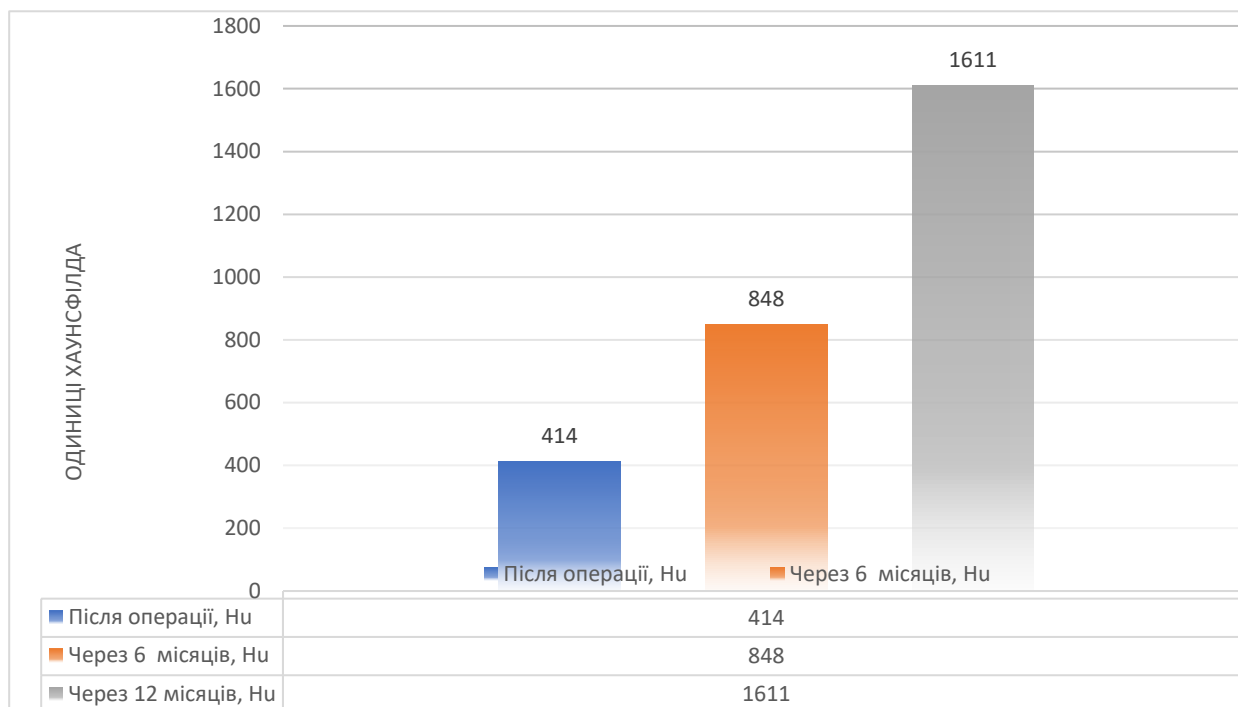
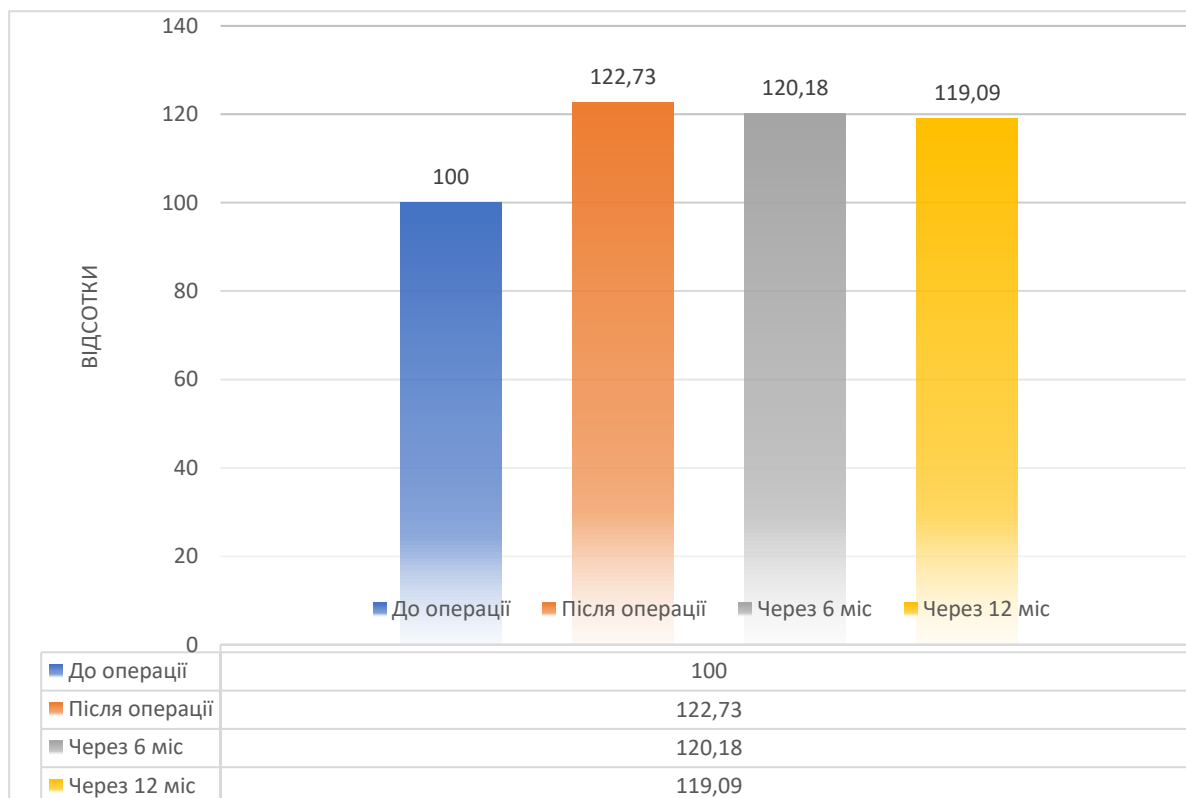


Рисунок 5.10. Діаграма динаміки змін щільності в центрі кісткового аугментата по шкалі Хаунсфілда у пацієнтів четвертої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

Отже, щільність кісткового аугментата по шкалі Хаунсфілда у 94% випадках становила від 381 до 401 Hu відразу після операції. А новоутвореної кістки складала на різних термінах наступні показники: через 6 місяців – збільшилась на  $232,3 \pm 2\%$  та в середньому становила  $904 \pm 4$  Hu, через 12 місяців – збільшилась на  $156 \pm 1\%$  від попереднього терміну й становила  $1411 \pm 4$  Hu. Показники об'єму демонстрували зворотню динаміку, в середньому на бий місяць спостережень площа поперечного зрізу тіла нижньої щелепи зменшилась на  $11,23 \pm 0,2\%$ , а на період з 6 по 12 місяць спостерігалось зменшення ще на  $5,41 \pm 0,1\%$ .



Таблиця 5.11. Відсоткова динаміка змін площі поперечного зрізу тіла нижньої щелепи на КПКТ у пацієнтів четвертої клінічної групи протягом дванадцяти місяців спостережень.

Отже, у даній роботі висвітлюються обґрунтовані результати досліджень, за якими вдалося встановити закономірності динаміки клінічних змін у рубцевозмінених тканинах та оцінити післяопераційні результати при проведенні направленої кісткової регенерації титановою сіткою із застосуванням класичної та авторської методик підйому та мобілізації слизових клаптів порожнини рота. Наявні дані доводять ефективність застосування авторської методики підйому та мобілізації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій у порожнині рота, конкретно для проведення кісткової аугментації за допомогою титанової сітки. При виконанні оперативних втручань за класичною методикою позитивна динаміка спостерігалась у 92% пацієнтів, при модифікованій у 96%. Статистично доведено, що рівень ускладнень різного

характеру знизився з 19% (при виконанні класичної методики) до 13% (при виконанні авторської методики). Стало очевидно, що сила натягу слизових та слизово-окістних клаптів під час ушивання операційних ран напряму впливає на тканинну напругу, яка в подальшому є вирішальним фактором при їх заживленні.

Рентгенологічні зміни, що фіксували в кісткових аугментатах на різних етапах спостережень при проведенні спрямованої кісткової регенерації титановою сіткою із застосуванням різних методик підйому та мобілізації слизових клаптів порожнини рота підтверджують тезу авторів про залежність техніки відшарування та мобілізації слизового клаптя й швидкість перебудови кісткового графту в нативну кісткову тканину щелепи.

Матеріали розділу висвітлені в наступних наукових публікаціях автора:

16. Аветіков Д. С., Яценко І. В., Локес К.П., Ставицький С.О., Каплун Д.В. Сучасні підходи до хірургічного лікування рецесій ясен. *Вісник проблем біології і медицини*. 2015. Т.5, № 2 (119). С. 9–11.

17. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Гаврильєв В.М., Бойко І. В. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окістних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку. *Ternopil Dental Summit* : матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю, присвяч. 60-річчю ДВНЗ «ТДМУ». – Тернопіль, 2017. С. 83–85.

18. Аветіков Д. С., Каплун Д.В., Бойко І. В. Вдосконалення методики підйому та мобілізації слизових і слизово-окістних клаптів у порожнині рота на етапах аугментації альвеолярного відростку з урахуванням показників тканинної напруги ясен. *Сучасна стоматологія та щелепно-лицева хірургія* : матер. міжнарод. наук.-практ. конф. присвяч. 25-річч. створення Нац. академії мед. наук України та 40-річчю відновлення дентальної імплантації в Україні, Київ, 11 травня 2018 р. – Київ, 2018. С. 109–111.

19. Каплун Д.В., Гаврильєв В.М., Локес К.П. Совершенствование методики подъема и мобилизации слизистых и слизисто-надкостничных лоскутов в полости рта на этапах аугментации альвеолярного отростка. *Перспективные решения в прогнозировании, диагностике, лечении и реабилитации заболеваний черепно-челюстно-лицевой области и шеи*. Сбор. Трудов Нац. конгресса с междунар. участием «Паринские чтения 2018», Минск 3–4 мая 2018 г. – Минск : Изд. центр МГУ, 2018. С. 223–226.

20. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Вакуленко К.Н., Бойко І. В., Гаврильєв В.М. Порівняльна характеристика результатів клінічних досліджень слизових клаптів на ранніх етапах спостережень при проведенні кісткової аугментації нижньої щелепи з використанням титанової сітки. *Світ медицини та біології*. 2019. № 4 (70). С. 87-90.

21. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Вакуленко К.Н., Бойко І. В., Гаврильєв В.М. Порівняльна характеристика результатів клінічних досліджень слизових клаптів на ранніх етапах спостережень при проведенні кісткової аугментації нижньої щелепи з використанням титанової сітки. *Світ медицини та біології*. 2019. № 4 (70). С.87–90.

22. Каплун Д.В., Аветіков Д. С., Іваницька О.С., Бойко І. В., Гаврильєв В.М. Рентгенологічні зміни у кісткових аугментатах при проведенні спрямованої кісткової регенерації з використанням титанової сітки за класичною та авторською методиками відшарування слизових клаптів. *Світ медицини та біології*. 2020. № 1 (71). С.63–68.



## АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

Сьогодні проблема хірургічної та ортопедичної реабілітації пацієнтів з вторинною адентією залишається особливо актуальною в колі як медичних, так і соціальних проблем. Не зважаючи на велику кількість робіт, присвячених питанням відшарування слизових клаптів і видам і методикам вертикальної та горизонтальної аугментації альвеолярного відростка, методів профілактики атрофій кісткової тканини, сьогодні не існує єдиної домінантної думки, щодо послідовного алгоритму виконання певних дій лікаря та особливостей проведення кожного конкретного етапу [1, 4, 62, 13].

На нашу думку, перед підготовкою альвеолярного відростка до його аугментації, одним з найважливіших етапів є розріз слизової оболонки й тактика відшарування слизових клаптів. Після аналізу даних літератури нами не знайдено робіт, присвячених саме цим питанням, зокрема біомеханіці слизових клаптів [2]. Це й обумовило актуальність обраного напрямку досліджень.

На першому етапі дослідження згідно з встановленими задачами нами створено математичну модель деформації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій порожнини рота на першому хірургічному етапі аугментації альвеолярного відростка.

Можуть вважатися аксіомою дані багатьох авторів про те, що всі, навіть тверді матеріали, зокрема біологічні тканини мають різною мірою пружні властивості [83]. Нами підтримується думка більшості авторів, які підкреслюють той факт, що коли зовнішні сили, що викликають деформації, не перевищують певної межі, то після припинення дії цих сил деформація та її наслідки зникають [111]. Тому за норму стану слизової оболонки порожнини рота взято ідеально-пружне тіло.

При відшаруванні та натягненні клаптя нами врахована дія двох видів зовнішніх сил які мають гідростатичний тиск та сили тяжіння (інерційні масові сили). Для побудови математичної моделі всі поверхневі сили нами віднесені до

одиниць площі, масові сили - до одиниць об'єму з розкладанням їх на три компоненти, згідно з Декартовими координатами.

Кожне дотичне напруження розкладено на дві компоненти, що паралельні осям розтягнення. Нами, як і іншими авторами [2,34], використовуються два індекси з візуалізацією напрямку нормалі до даної площини та напрямку компоненти напружень. На відміну від досліджень біомеханіки шкіри [1], напрямки всіх компонентів напруження правої грані графічного об'єкта збігаються з напрямком координат осей, а ліва грань змінює напрямок на зворотній, що, на нашу думку, є принциповим моментом дії та прикладення сил на етапі первинної деформації клаптя.

Нами застосовано закон Гука для вивчення лінійних співвідношень між компонентами напружень та деформацій [98]. Побудована математична модель у вигляді паралелепіпеда з гранями, паралельними координатним осям, схильним до дії нормальної напруги, але, на відміну від шкірно-жирових клаптів [103], рівномірно розподіленої по обох протилежних гранях при поступовому розтягненні. На відміну від інших авторів [97], залежність між деформацією та напруженням нами вивчалася за допомогою двох фізичних констант: модуля пружності при розтягуванні та коефіцієнтом Пуассона, який відмінно від цифрових констант шкіри складає 0,012-0,016. Саме цей факт, на нашу думку і впливає на неможливість розтягнення слизового клаптя у межах більших ніж 4-6% від його початкової довжини, що в подальшому було підтверджено морфологічними дослідженнями.

З урахуванням того, що одним із факторів, який впливає на вертикальну та горизонтальну атрофію альвеолярного відростка, є порушення мікроциркуляції слизових клаптів, що повернуті на реципієнтну ділянку та ушиті, нами створена спроба біомеханічного обґрунтування пластичного розтягнення та фізіологічної межі звуження просвіту судини з метою збереження їх функції транспортування крові в післяопераційному етапі. Для вирішення цього завдання нами використовувався закон Лапласа [110], який регламентує

поведінку компоненти напруження в окружному напрямку, що виникає у лінії, яка характеризує внутрішній радіус стінки судини. Нами вивчено й поведінку цієї компоненти під дією не лише внутрішнього, а й зовнішнього тиску та створенно математичну модель окружного напруження в стінці судин. Тиск у межах пластичної деформації буде від'ємним або стискувальним із зменшенням просвіту судинного русла, на кшталт поведінки судин при вимірюванні артеріального тиску за методом Короткова.

При вивченні процесу, що відбувається в тканинах епітелію нами вивчені параметри внутрішнього стискаючого напруження у напрямку осей координат з урахуванням сили розтягування, початковий повздовжній розмір слизового клаптя, його повздовжнє видовження та початкова й кінцева товщина, що дало нам змогу встановити мінімальні та максимальні межі розтягнення, які після релаксації клаптя не призведуть до порушень мікроциркуляції. Тому отриманий коефіцієнт  $\varepsilon_x = 0.133 \pm 0.05$  для нижньої щелепи дозволяє на етапі складання алгоритму лікування, достовірно попередньо вирахувати оптимальні межі як відшарування, так і натягнення слизового клаптя.

Нами підтверджено думку Муні-Рівліна [95], який уперше надав характеристику зв'язку пружності та деформації для гіперпружних матеріалів, яка чітко встановлює залежність пружного потенціалу від деформації. Нами враховано як одноосне розтягнення, при якому пружний потенціал слизового клаптя має складати однорідну квадратичну функцію компонент тензора деформації, так і двоосне розтягнення, при якому пружний потенціал слизового клаптя повинен залежати від вибору напрямку осей координат, тобто має бути функцією інваріації деформації, що є дещо відмінним від двоосного напрямку натягнення шкіри [27].

Нами отримані розрахункові значення пружних матеріальних констант розтягнення епітелію та окремо для сітчастого й сосочкового шару, які використані для створення комп'ютерної моделі процесу деформації слизового клаптя під час оперативного втручання методом скінчених елементів за

допомогою програмного пакета Ansis. Результатом цього стало отримання геометричної моделі клаптів, розділених на скінченні елементи (названі нами квандрантами) з визначенням відносного видовження пружних потенційних сил, залежно від точок прикладення сил всередині або по краях клаптів, що дає можливість застосовувати різні методологічні підходи до проведення розрізів та механізму відшарування слизової оболонки за різних анатомічних умов.

На останньому етапі біомеханічних досліджень нами проведено вивчення корелятивних зв'язків компоненти напруження зі стискувальним та розтягувальним напруженням. На нашу думку, саме це має велике практичне значення, оскільки за розподілом компонент напружень можна оцінити кут, під яким повинна бути направлена сила розтягнення, що прикладена до середини та дистальних країв клаптів, та встановлено залежність зміни даного кута від геометрії вихідного зразка та його змін при деформації, що було цілком підтверджено при вивченні гістологічних сполучнотканинних елементів клаптя та їх співвідношень на етапах деформації та релаксації.

З урахуванням того, що при розтягненні слизових клаптів із різною силою можуть змінюватися як гістологія, так і функціональні особливості сполучнотканинних та інших елементів слизової оболонки, на другому етапі дослідження нами зроблено спробу створення доказової бази з метою визначення оптимальних меж розтягнення слизових клаптів.

Отримані гістологічні препарати з тканин слизової оболонки порожнини рота 10 лабораторних кролів, де матеріалом для дослідження гістології були слизові клапті, які були отримані після їх хірургічного висічення зі свіжих трупів. Для дослідження брали зразки слизових клаптів з дистальних відділів обох сторін нижньої щелепи ротової порожнини тварин. Було отримано 40 прямокутних зразків матеріалу для досліджень.

Для досягнення поставленої мети тканини забарвлювали за методиками Ван-Гізона та гематоксилін-еозином.

Вивчення мікропрепаратів, при малих збільшеннях світлового мікроскопа дозволяє дійти до висновку, що слизова оболонка досліджуваного відділу ротової порожнини експериментальних тварин у цілому відповідає такій у людини [55]. Дана обставина дозволить нам надалі впроваджувати отримані експериментальні дані в клінічну практику.

Під час вивчення особливостей будови слизового клаптя нами підтверджено дані літератури, у яких чітко визначається багатошаровий плоский епітелій та підлягаюча власна пластинка [48]. Під час спостережень нами виявлено три шари, клітини яких помітно відрізняються між собою, при цьому цитоплазма базальних епітеліоцитів спостерігається більш базофільна, з подовженим ядром та інтенсивним забарвленням ядерними барвниками. Слід зазначити й те, що в цьому шарі трапляються окремі лімфоепітеліальні лімфоцити, що мігрують в епітеліальний пласт, на нашу думку та думку інших авторів [25], це є наслідок хронічної травматизації слизової оболонки порожнини рота і не відноситься до патологічного стану.

Нами встановлено, що над базальним шаром розташований проміжний шар, у якому спостерігається різна кількість клітинних рядів, де на межі зі слизовою оболонкою щоби їх нараховується до сімнадцяти, а в проміжному шарі – до восьми.

Як і в зареферованих нами даних, у нашому дослідженні власна пластинка слизової оболонки представлена пухкою волокнистою сполучною тканиною і значною кількістю товстих пучків колагенових волокон, які в інтактній частині зростаються з окістям. Більшість оцінює висоту сосочків, які вдаються до покривного епітелію, до 80-85 мкм, а в нашому дослідженні зафіксовано препарати з висотою сосочків до 100 мкм.

Морфологічне вивчення сосочків дозволило виявити в них домінування клітин фібробластичного ряду та лімфоцитів з дещо меншою візуалізацією плазматичних клітин, що не суперечать даним літератури [108].

Клітини фібробластичного ряду представлені зрілими фібробластиками з витягнутою веретеноподібною формою, зі світлим овальним ядром та базофільною цитоплазмою. На гістотопографічних тривимірних реконструкціях нами встановлено особливості будови фібрилярних компонентів сполучнотканинних сосочків: зрілі колагенові волокна забарвлюються пікофуксином в яскраво-червоний колір та візуалізуються чітко вираженими пучками, що мають переважно повздожній напрямок, а доходючи до вершини у 15% випадків змінюють напрямок на перпендикулярний. Саме цей факт дозволяє нам стверджувати, що така гістотопографія ймовірно формує фібрилярний каркас.

Вивчення еластичних волокон показало факт, що вони повторюють хід колагенових, але їх загальна кількість у середньому менша на 35-40 %, що не суперечить даним літератури [89]. За нашими даними, найбільше їх виявляється в апікальному відділі сітчастого шару майже на межі із сосочками.

Під час вивчення особливостей мікроциркуляції, звернув на себе увагу той факт, що у власній пластинці слизової оболонки, в незалежності від її топографічного розташування, візуальзується значна кількість кровоносних судин різного типу. На відміну від деяких авторів [56], нами встановлено, що в глибоких відділах сітчастого шару виявляються судини здебільш орієнтовані повздожньо з анастомозуванням з аналогічними судинами в апікальних відділах сітчастого шару, що має велике значення в кровопостачанні підсосочкового сплетіння. Від них також відходять перпендикулярно орієнтовані кінцеві артеріоли, що спрямовуються в апікальні частини сосочків. Там вони розпадаються на шпилькоподібні капіляри, які опосередковано забезпечують трофікою покривний епітелій з утворенням сосочкових сплетінь. Саме це факт, на нашу думку, і є вирішальним у патогенезі порушень мікроциркуляції при неправильному відшаруванні та надмірному натягненні слизових клаптів на першому етапі аугментації альвеолярного відростка. Незважаючи на той факт, що у всіх шарах слизового клаптя є велика кількість анастомозів, що

забезпечують можливість кровообміну із артеріол у венули минаючи капілярну сітку.

На наступному етапі нами вивчені особливості будови препаратів слизової оболонки при розтягуванні клаптя в межах 5% початкової довжини. Нами встановлено досить мінімальні відмінності від інтактною слизової оболонки, а саме: до покривного епітелію розрізняється базальний, проміжний та поверхневий шари без видимих різниць у структурі, з незначним збільшенням інтраепітеліальних лімфоцитів в базальному та нижніх віддлах проміжного шарів, що на нашу думку, є певною реакцією на механічне навантаження без зміни функції цих клітин. Слід відзначити той факт, що в 15% випадків в епітеліоцитах визначається переважно перинуклеарні вакуолі що на нашу думку є проявом гідропічної дистрофії з мінімальними проявами, що не слід розцінювати як патологічний процес. При даному розтягненні у власній пластинці чітко візуалізуються сосочковий та розташований під ним шипуватий шар. Цікавим є той факт, що найчастіше трапляються сосочки конусоподібної та цициндричної форми з наявністю незначних крововиливів, які дость рідко візуалізуються в дистальних відділах клаптя нижнього альвеолярного відростка. Нами не виявлено помітних змін в компонентах сполучної тканини, але слід відзначити той факт, що колагенові волокна візуалізуються тонкими, переважно розташованими поздовжньо, пучками. Еластичні волокна в цілому повторювали хід колагенових, але в більшості випадків не формували пучків.

Звертає на себе увагу те, що якісний та кількісний склад клітинних елементів власної пластинки не відрізняється від інтактною слизової оболонки, що дозволяє вважати розтягнення клаптя на таку довжину цілком фізіологічним. Цей факт підтверджує мінімізацію змін з боку кровоносних судин обох шарів власної пластинки, у яких виявляється помірно венозне повнокрів'я, як правило, в дистальних відділах клаптя з розвитком в поодиноких мікросудинах стазів та сладж-феноменів.

На відміну від попереднього експерименту, при натягненні слизового клаптя в межах 7% від початкової довжини патоморфологічні зміни стають більш очевидними. Особливо у власній пластинці, на відміну від покривного епітелію. У проміжному шарі візуальзуються клітини з ознаками гідропічної дистрофії, а в 15% випадків спостерігається пікнотичне зморщування ядер. Слід звернути увагу й на те, що при розтягненні клаптя в межах 7%, з'явилися змінені форми сполучнотканинних сосочків з усіченим конусом, порівняно із циліндричними в інтактній слизовій. У 20% випадків постерігалосся згладжування межі між епітелієм та власною пластинкою, що фіксує чітке зменшення висоти сосочків з певним сплюсненням їхньої форми.

На нашу думку це пов'язано з витонченням пучків колагенових волокон, які спостерігаються при великих збільшеннях та забарвленні пікофуксином з майже завжди повздовжнім розташуванням, але в 5% випадків нами зафіксовано тангенціальний напрямок в апікальних відділах, що імовірно свідчить про можливість що до подальшого розтягнення клаптя в цих відділах. Еластичні волокна також орієнтувалися паралельно колагеновим без видимих змін з попередніми експериментами.

Слід відзначити той факт, що має місце зміна як в характері компонування, так і в топографії фібрилярних компонентів, які в кінцевому результаті, на нашу думку, і впливають на утворення кінцевої форми та забезпечуть механічні властивості клаптів після повернення їх на реципієнтну ділянку. При цьому не можна не відзначити, що при дослідженні кровоносного русла встановлено звуження просвіту в 65% артеріол і практично повну відсутність у ньому формених елементів з частковим відшаруванням ендотеліальних клітин, що, ймовірно засвідчує розвиток недокрів'я внаслідок звуження просвіту судини при розтягуванні клаптя, при цьому венозні мікросудини в 90% випадків помітно розширені.

При розтягненні на 10% від початкової довжини спостерігається посилення патологічних процесів в усіх шарах: в епітелії відзначаються



збільшення епітеліоцитів з дистрофічною гідропією, в 60% яких візуалізуються вакуолі з цитоплазматичною рідиною. На нашу думку, це підтверджує розвиток балонної дистрофії, яка є морфологічним аналогом фокального некрозу.

Над поверхневим епітеліальним шаром спостерігалось утворення на кшталт рогового шару з візуалізацією паракеротичних клітин із зміненими паличкоподібними ядрами, що, імовірно, створює вогнище зроговіння і може бути результатом як механічної дії, так і цілого ряду патогенних факторів. Гістотопографічне дослідження дозволило зафіксувати збільшення кількості сполучнотканинних сосочків з формою усіченого конуса. У 20% вони мали прямокутну форму з виявленням дегенеративних змін колагенових волокон. При великому збільшенні і забарвленні пікофуксином в апікальних і в базальних відділах візуалізувалися зони стоншування колагенових фібрил, які чергувалися із зонами потовщення. Звертає на себе увагу зміна в кольорі пучків колагенових волокон у блідо-рожевий, а в деяких відділах жовтий колір, що, на нашу думку та думкою деяких авторів, [44] свідчать про початок деструктивних процесів, зокрема фібриноїдного набухання. Волокна мають косий та тангенціальний напрямок з наявністю досить значних ділянок стоншування та ділянок з нерівномірною товщиною з візуалізацією волокон, зафарбованих в рожевий колір, що підтверджує, на відміну від попереднього забарвлення, розвиток мукоїдного набухання.

Серйозні зміни встановлені нами при вивченні гістотопографії мікросудин: гіпоксія та перерозподіл крові в мікроанастомозах які засвідчували процеси ішемізації; У 47% випадків спостерігалось явище периваскулярного набряку з опосередкованими крововиливами та периваскулярні скупчення лімфоцитів і макрофагів, причому ці зміни нами зафіксовано як в апроксимальних та і в дистальних відділах слизового клаптя, на відміну від попередніх даних експериментів.

Таким чином, результати біомеханічних та морфологічних досліджень дали поштовх до розробки та клінічної апробації авторської методики відшарування слизових клаптів (розділ 2).

Ураховуючи те, що на сучасному стані розвитку хірургічної стоматології досить часто аугментація альвеолярного відростка проводиться з одночасною дентальною імплантацією, нами вважалося за доцільне провести розподіл пацієнтів на чотири клінічних групи серед яких перша та третя група – групи контролю у яких була проведена спрямована кісткова регенерація (з одночасною імплантацією та без неї) за допомогою титанової сітки за класичною методикою відшарування слизового клаптя, а групи 2 та 4 були основними клінічними групами спостереження, у яких аугментація альвеолярного відростка та аугментація (з одночасною дентальною імплантацією та без неї) проводилося за авторською методикою.

У всіх клінічних групах на післяопераційному етапі оцінювалися такі клінічні показники: гіперемія, набряк, біль, наявність некротичних змін на 1, 3, 7 та 14 добу, проводилися термометрія в зоні накладення швів та інтактної слизової оболонки та рентгенологічні дослідження, за допомогою яких вивчалася висота аугментата від нативної кістки, параметри зменшення об'єму аугментату та щільність новоутвореної кістки.

У пацієнтів першої клінічної групи, яким було проведено 27 оперативних втручань за класичною методикою відшарування, на першу добу спостерігалася значна гіперемія в зоні оперативного втручання, набряк різного ступеня, помірна болючість з випаданням світло-сірого фібринового нальоту в зоні оперативних швів. У 15% випадків відзначалось побіління слизового клаптя, що, на нашу думку, свідчить про недостатню трофіку, пов'язану з розтягненням слизового клаптя поза межами пластичної деформації.

По всій довжині розрізу фіксувалося підвищення температури, що, на нашу думку засвідчує початок запально-регенеративних процесів, які не суперечать даним літератури [21]. У середньому різниця в температурах сягала

1,52±1°C порівняно з інтактною слизовою оболонкою. Імовірно, цей факт може вказувати на початок першої некротичної фази процесу загоєння рани.

На третю добу у 82% пацієнтів зменшувалася гіперемія та набряк з поступовим зменшенням больових відчуттів. У 8% відсотків пацієнтів відмічалися явища крайового некрозу у зв'язку із порушенням трофіки з наявністю великої кількості грануляційної тканини. При проведенні термометрії нами відмічено поступове збільшення температури в середньому 1,2±1 °С, що, за літературними даними [63,101], підтверджує початок процесів регенерації в проліфераційній фазі.

Сьома доба характеризується активною епітелізацією країв рани, у 88% пацієнтів спостерігалася помірна гіперемія, у 15% її майже не було. Разом із зменшенням набряку больові відчуття в 92% пацієнтів характеризувалися як незначні, а у 8% відмічали значний біль під час пальпації зони оперативного втручання.

У ділянці накладених швів температура зменшувалась у напрямку субфібрильної і в середньому становила 37,19 °С, що складає на 0,59 °С вище від поряд розташованих ділянок слизової оболонки, що, імовірно, може бути пов'язано з певними вищезазначеними патологічними процесами, при розтягуванні клаптя в максимальних межах або поза межами пластичної деформації. За даними деяких авторів [63], аналогічні зміни відзначаються при аналогічних процесах у шкірі.

На 14 добу після оперативного втручання у 84% пацієнтів гіперемія та набряк не спостерігався, больові відчуття відсутні, епітелізація рани майже завершена. У 8% пацієнтів, у яких на початкових термінах спостерігалися некротичні зміни, зафіксована значна гіперемія, больові відчуття, спостерігалася зони з фібриновим нальотом та заповнені грануляційною тканиною з візуалізацією титанової сітки при зондуванні.

Середній температурний показник складає 36,69 °С, але у 8% випадках ця зона характеризувалася підвищенням температурного показника до 37,1-37,5 °С, що клінічно відповідає загоєнню рани вторинним натягом.

У пацієнтів першої групи після проведення оперативного втручання, для подальшого порівняння був зафіксований об'єм кісткового аугментата який візуалізується як гомогенна безповітряна зона з чітким відмежуванням від кісткової тканини. У середньому поперечна площа сагітального зрізу з урахуванням аугментата збільшується на 21,26% із показником щільності який дорівнював 389 одиниць Хаунсфільда, порівнянно з інтактною кісткою, у якій він зфіксувався в межах 1400 – 1900 одиниць Хаунсфільда, а щільність спонгіозного шару перебуває в діапазоні 240-700 одиниць Хаунсфільда. На нашу думку низька щільність аугментату може засвідчувати початок перебудови активації остеокластів та макрофагальної фази запалення без видимого проростання судин. Ці дані мають певні розбіжності з іншими даними літератури [30].

Наступне рентгенологічне дослідження проведене на шостий місяць після оперативного втручання. Аугментат виглядав як гомогенна зона із зменшенням її об'єму та з відмежованим неконтрастним простором з титановою сіткою з відчутним збільшенням рентгенологічної контрастності та згладженням межі між аугментатом та кісткою щелепи. Показник щільності в центрі в середньому дорівнював 879-928 одиниць Хаунсфільда. Після аналізу отриманих даних можна зробити висновок про завершення ремоделювання штучної кістки з ущільненням кісткового аугментата, його інтеграцію в кісткову тканину щелепи з вираженою проліферацією остеобластів та утворенням клітинних диферонів у вигляді остеонів. Слід відзначити, що в 7% випадків об'єм кісткового аугментату на момент видалення сітки зменшувався на 24%, а в інших випадках цієї групи - від 13% до 16%, що, імовірно, засвідчує можливість прогресування як вертикальної так і горизонтальної атрофії. На дванадцятий місяць на томограмному зрізі межа між аугментатом та кісткою не візуалізувалася,

одночасно спостерігалось формування шарів природної кістки. Цікавим є факт збільшення показника щільності, який у середньому становив 1350-1450 одиниць Хаунсфілда. Поперечна площа сагітального зрізу, яка враховує і частку аугментату, зменшилась на 6,9% відносно попереднього терміну спостереження, що імовірно, засвідчує уповільнення, але не припинення процесу атрофії.

Таким чином, отримані дані щодо об'єму (рис. 6.1) та щільності кісткового аугментату дозволяють охарактеризувати швидкість його осифікації на тлі спрямованої кісткової регенерації при застосуванні класичної методики слизового клаптя слід зауважити, що кістковий аугментат на шостий місяць спостереження втрачає свій об'єм та збільшує щільність, що, на нашу думку, відбувається за рахунок повільного відновлення кровообігу та активації остеобластів, що відображається на будові кісткового матриксу та фазі ремоделювання кісткової тканини. Також слід зазначити, що щільність аугментата на 12 місяць спостережень поступово наближалася до показників навколокісткової тканин щелепи, але не досягає її показників.

У другій клінічній групі пацієнтів, що прооперовано за авторською методикою, після проведення середнього та параборозкових розрізів проводилося відшарування клаптя, мета якого - максимальне збереження периферичних судин та мікросудинних анастомозів. За цією методикою проведено тридцять оперативних втручань направленої кісткової регенерації.

На першу добу у 82% пацієнтів у зоні оперативного втручання виявлено гіперемію і набряк з наявністю фібринового нальоту та больовий синдром різного ступеня вираженості. Слід відзначити, що порівно з першою клінічною групою візуально ускладнення трофіки та явища місцевої гіпоксії спостерігалися у 3% випадків. Здебільш візуалізація ділянки операційного втручання цілком характерна для першої фази репаративного процесу.

Нами зафіксовано підвищення температури в середньому на  $1,12 \pm 1$  °С, порівняно з інтактною слизовою, що, імовірно, засвідчує початок першої фази раньового процесу (таб. 6.1).

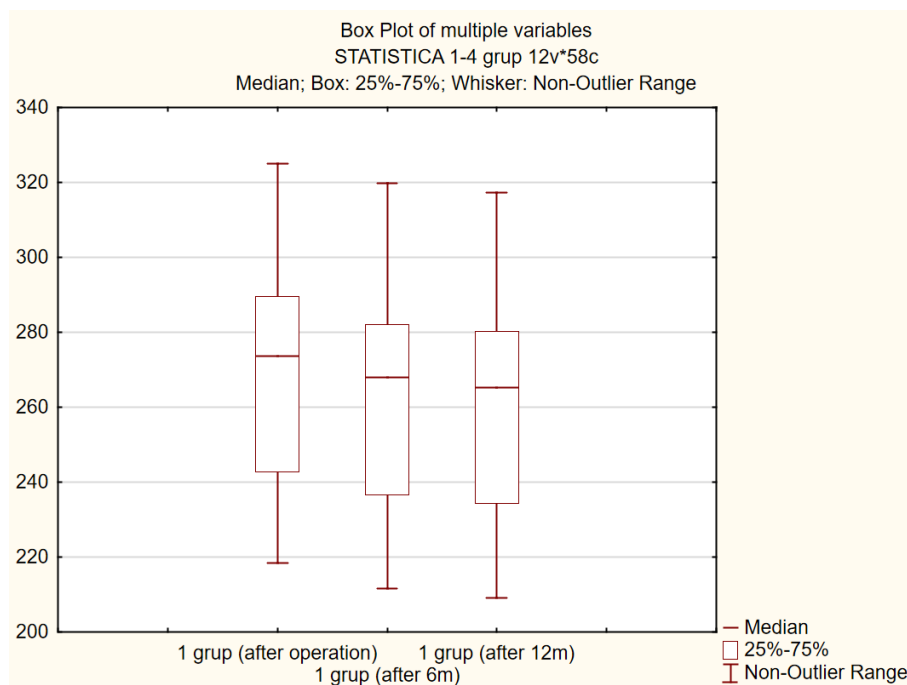


Рисунок 6.1. Шухлядна діаграма змін площі тіла нижньої щелепи у відсотках. Перша клінічна група на різних етапах спостережень.

Стан на третю добу характеризувався зменшенням набряку та гіперемії із зниженням ступеня больового синдрому, але порівняно з першою групою слід відзначити меншу вираженість усіх симптомів запальної фази процесу, що, на нашу думку засвідчує меншу травму судин при проведенні відшарування слизового клаптя за авторською методикою. Зафіксовано зменшення температури в середньому на  $0,31 \pm 1$  °С , яка складала в середньому – 36,91-36,98°С, що, імовірно, демонструє початок проліферативних процесів у рані.

На сьому добу відзначалося значне зменшення набряку слизової оболонки, зменшення всіх візуальних проявів запалення та суттєве зниження больового синдрому. У 91% випадках спостерігалася фізіологічна епітелізація операційної рани.

На відміну від групи контролю, температура в ділянці накладання швів мала тенденцію до зниження та фіксували її в межах 36,82-36,85°C, що підтверджує початок процесів епітелізації.

Станом на 14 добу в 91% випадків пацієнти не скаржилися на біль та больові відчуття, гіперемія та набряк відсутні із завершенням останньої фази епітелізації. Лише в 3% випадків було зафіксовано незначну гіперемію та набряк паралельно лінії накладання швів з виповненням ділянок дефекту фібриновим нальотом, що прогресує в бік зменшення, але без ознак ексудативного процесу. Слід відзначити, що станом на 14 добу порівняно з першою контрольною групою всі репаративні процеси протікали в середньому на 1,25% доби швидше, що суттєво скорочує термін реабілітації данної групи пацієнтів.

При спостереженні за температурними показниками в ділянці оперативного втручання та в поряд розташованій слизовій оболонці відмінності не відзначались. Лише в 1 випадку, фіксувався підвищений показник 37,24 °C з одночасною фіксацією явищ ішемії та крайового некрозу, що можна пояснити порушенням показників гомеостазу в даного пацієнта.

Після оперативного втручання найбільша товщина уведеного кісткового матеріалу відзначалася в серединній зоні, й плавно зменшувалася в напрямку країв титанової сітки, у середньому поперечна площа збільшувалася на 19,17% (рис. 6.2) із показниками щільності в центрі аугментату в середньому 379 од. Хаусф. При цьому щільність кортикального шару нативної кістки складала 1400-1900 одиниць Хаунсфілда, а спонгіозного - від 240 до 700 одиниць Хаунсфілда. Як і в попередньому випадку, на нашу думку, низька щільність аугментату може засвідчувати про початок перебудови, активізації остеокластів.

На шостий місяць, аугментат візуалізується як цілком гомогенна структура, в 11% випадків спостерігається невелике зменшення об'єму аугментата в середньому на 17-21%, що менше, ніж в аналогічні строки спостережень в 1 клінічній групі, і є доказом ефективності запропонованої авторської методики. До позитивного моменту слід віднести збільшення

рентгенологічної контрастності аугментату з показником щільності в його центрі в середньому 913 Нu. На нашу думку, ці зміни можуть указувати на завершення ремоделювання штучної кістки, ущільнення кісткового аугментату та його вегетацію в кісткову тканину щелепи пацієнта, з одночасною проліферацією остеобластів, що є розбіжним з даними інших авторів, оперативні втручання яких описані за допомогою проведення стандартних розрізів та відшарування слизових клаптів, згідно з протоколом проведення хірургічного етапу дентальної імплантації [77].

На дванадцятий місяць спостереження в зоні аугментату рентгенологічно спостерігалось формування шарів кісткової тканини із збільшенням рентгенологічної контрастності порівняно з попереднім строком спостереження. У центральній зоні об'єму колишнього аугментату показник щільності в середньому становив 1350-1500 Нu, а поперечна площа сагітального зрізу зменшилась відносно попереднього терміну на 5,67%.

*Таблиця 6.1*

**Порівняльна таблиця температурних показників різних груп спостереження в період спостережень 14 діб**

	<b>Температура на 1 добу, °С, середнє значення</b>	<b>Температура на 3 добу, °С, середнє значення</b>	<b>Температура на 7 добу, °С, середнє значення</b>	<b>Температура на 14 добу, °С, середнє значення</b>
I клінічна група	38,12±0.1	37,8±0.1	37,19±0.1	36,69±0.1
II клінічна група	37,72±0.1	36,91±0.1	36,74±0.1	36,7±0.1
III клінічна група	37,75±0.1	37,8±0.1	37,18±0.1	36,67±0.1
IV клінічна група	38,02±0.1	36,91±0.1	36,74±0.1	36,72±0.1



Таким чином, отримані дані про зміни об'єму кісткового аугментату, та збільшення його рентгенологічної щільності при застосуванні авторської методики дозволяють нам достовірно оцінити швидкість процесу осифікації кісткова маса в період перших шести місяців після оперативного втручання дещо втрачає свій об'єм, але збільшує щільність, що, на нашу думку, обумовлено активізацією остеокластів, побудовою кісткового матриксу на тлі поступового відновлення мікроциркуляції, а на 12 місяць щільність поступово наближається до показників кісткової тканини в інтактних ділянках.

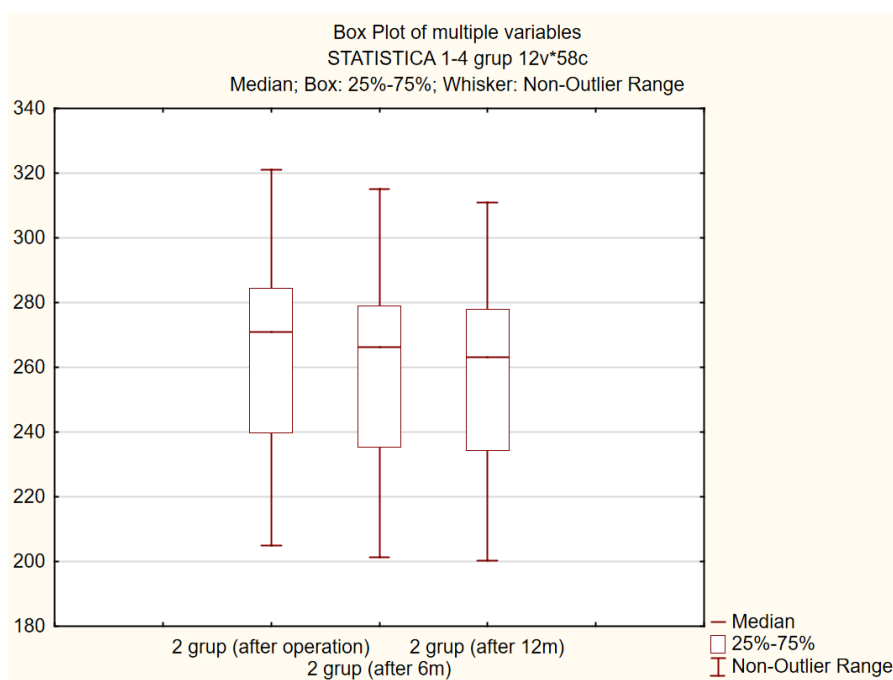


Рисунок 6.2. Шухлядна діаграма змін площі тіла нижньої щелепи у відсотках. Друга клінічна група на різних етапах спостережень.

У пацієнтів третьої групи яким було проведено 25 оперативних втручань щодо спрямованої кісткової регенерації з одномоментною імплантацією із застосуванням класичної методики відшарування слизового клаптя в першу добу післяопераційного періоду мала місце значна гіперемія, набряк різного ступеня, а при інструментальному дослідженні помірна болючість. У поодиноких зонах маргінального краю клаптя спостерігалось випадання світлого фібринового нальоту. У 16% випадків відзначалося побіління клаптя в ділянці швів, що є

доказом про недостатньої трофіки в цій зоні. По всій лінії накладання швів спостерігалось підвищення температури, що є доказом початку запально-регенеративних процесів у рані. Цифрові показники в середньому збільшувалися на 2,47 °С. порівняно з інтактними ділянками слизової оболонки, що, ймовірно вказує на порушення процесів мікроциркуляції в клапті та відповідає першій фазі ранового процесу.

На третю добу спостережень у 81% випадків спостерігалось зменшення гіперемії та набряку в оперованій зоні із зменшенням рівня больових відчуттів. У 24% випадків відзначалася крайова некротизація слизового клаптя, що, на нашу думку вказує на його надмірне напруження внаслідок перерозтягнення слизової оболонки, та часткове порушення її кровопостачання. У ділянці вимірювання температури відзначалося збільшення цього показника в середньому на 1,2 рази, та складає в 37,62°С, що відповідає проліферативній фазі ранового процесу.

Сьома доба відзначалася зменшенням вираженості гіперемії, а в 11% випадків майже не спостерігалась разом із зменшенням набряку у 77% випадків. Больові відчуття характеризувалися як незначні лише у пацієнтів з явищами крайового некрозу, а значні больові відчуття зафіксовано лише під час пальпації. Температурні показники в ділянці накладених швів зменшувалися і на цій стадії спостереження становили в середньому 37,18 °С, що в середньому на 0,58 °С вище порівняно з інтактною ділянкою.

На чотирнадцяту добу явище гіперемії та набряку відсутні у 92% випадків, завершувався процес епітелізації рани, але у пацієнтів у яких на попередніх термінах відзначались ускладнення, візуалізувалася гіперемія в зоні накладання швів, незначний набряк та поодинокі невеликі зони, виповнені фібриновим нальотом в окремих ділянках, наявна грануляційна тканина, під якою чітко зондувалася титанова сітка, а також фіксувалися больові відчуття. Температурних змін не відзначалося у 84%, а в 16% випадків фіксувалося підвищення температурного показника до 37,11-37,52 °С з подовженим терміном гіпертермії.

Після проведеної операції рентгенологічно нами зафіксований об'єм кісткового аугментата, який візуалізується гомогенним рентгенологічним малюнком, до якого щільно прилягає контрастна перфорована титанова сітка та гвинти-фіксатори. Найбільша товщина введеного кісткового аугментату відзначається в проекції осі імплантата й поступово стоншується до маргінальних країв сітки.

На шостий місяць відзначалося досить незначне зменшення об'єму аугментату, який складає 13,72% (рис. 6.3) від початкового об'єму, при цьому щільність його складає 913 Нu на відміну від інтактної кістки, яка складає 240-1900 Нu. Таким чином, на підставі даних, на шостий місяць спостереження слід відмітити що об'єм втраченої тканини у пацієнтів третьої групи дещо менший ніж у пацієнтів другої групи, що, ймовірно, пов'язано з проведенням одночасної дентальної імплантації, що не суперечить даним інших авторів [2].

На дванадцятий місяць межі аугментату майже не відзначалися, спостерігалось формування шарів кісткової тканини. Слід відмітити збільшення рентгенологічної контрастності: у центральній зоні показник щільності в середньому становив 1410-1550 Нu, а поперечна площа сагітального зрізу зменшилась відносно попереднього терміну на 6,02%, що імовірно пов'язано з повною інтеграцією дентального імплантата.

У пацієнтів четвертої клінічної групи, яким проведено 25 оперативних втручань щодо спрямованої кісткової регенерації з одномоментною дентальною імплантацією із застосуванням авторської методики відшарування слизового клаптя, на першу добу спостереження виявлена гіперемія та набряк у зоні операції, болючість різного ступеня вираженості з наявністю фібринового нальоту, але порівняно з попередньою групою ускладнення спотерігалися у 8% випадків. Спостерігалось підвищення температури на 1,26°C порівняно з інтактною слизовою оболонкою, що відповідає першій фазі ранового процесу.

На третю добу у 92% пацієнтів відзначалося зменшення набряку та гіперемії, різке зменшенням рівня інтенсивності больового синдрому; порівняно

з пацієнтами третьої групи візуалізувалася менша вираженість симптомів запалення, що можна пов'язати з мінімалізацією травматичних пошкоджень судинних і капілярних пучків при проведенні відшарування слизового клаптя за авторською методикою.

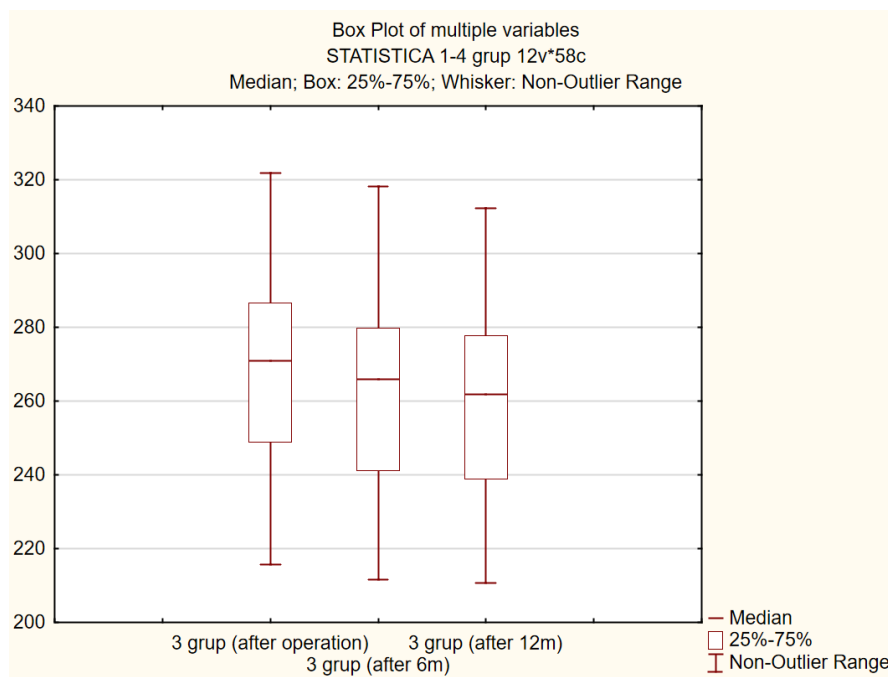


Рисунок 6.3. Шухлядна діаграма змін площі тіла нижньої щелепи у відсотках. Третя клінічна група на різних етапах спостережень.

У ділянці зафіксовано зменшення температури в середньому на  $0,5^{\circ}\text{C}$ , і складає  $37,01^{\circ}\text{C}$  в середньому, що, імовірно пов'язано з початком проліферативних процесів у рані.

На чотирнадцяту добу спостерігалось значне покращення всіх клінічних показників, порівняно з пацієнтами попередньої клінічної групи: у 94% випадків нами не зафіксовано гіперемії та набряку і скарг пацієнтів на больові відчуття, процес епітелізації з повним анатомофункціональним відновленням слизової оболонки був повністю завершений. Температурних відмінностей у ділянці проведених оперативних втручань та поряд розташованих інтактних ділянках у 92% випадків, а у 8% зафіксовано підвищення температури до  $37,12^{\circ}\text{C}$  з незначними явищами ішемії.

Після проведення операцій для подальшого порівняння (рис. 6.4) був також зафіксований об'єм кісткового аугментату, який також візуалізувався гомогенним рентгенологічним малюнком з найбільшою товщиною в сагітальному зрізі в проекції осі дентального імплантата.

На шостий місяць спостереження спостерігалися аналогічні зміни, що і в пацієнтів третьої групи, але відзначалося дещо менше зменшення об'єму аугментату (11.23%), що є чіткою доказовою базою ефективності застосування авторської методики відшарування слизового клаптя. Спостерігалася найбільша рентгенологічна контрастність аугментату, що вказує на його ущільнення, ремоделювання та повну вегетацію в кісткову тканину щелепи.

На дванадцятий місяць рентгенологічна картина є дуже схожою з картиною пацієнтів третьої групи на цьому терміні спостереження, але відзначається інтенсивніше збільшення рентгенологічної контрастності аугментату та рентгенологічна схожість оточуючих імплантат тканин з кістковою тканиною щелепи. При цьому приріст тканини порівняно з цим показником на передопераційному етапі складає 5,41%, що є найбільшим серед усіх клінічних груп спостереження.

Таким чином, проведені нами біомеханічні, гісто-топографічні, клінічні та рентгенологічні дослідження та ретельне вивчення якісних та кількісних показників із створенням відповідної доказової бази дають можливість підтверджувати ефективність запропонованої авторської методики відшарування слизового клаптя як доповнення до протоколу хірургічного етапу дентальної імплантації, що в найближчому та віддаленому післяопераційних періодах створює оптимальні умови для подальшої ортопедичної реабілітації пацієнтів із вторинними адентіями.

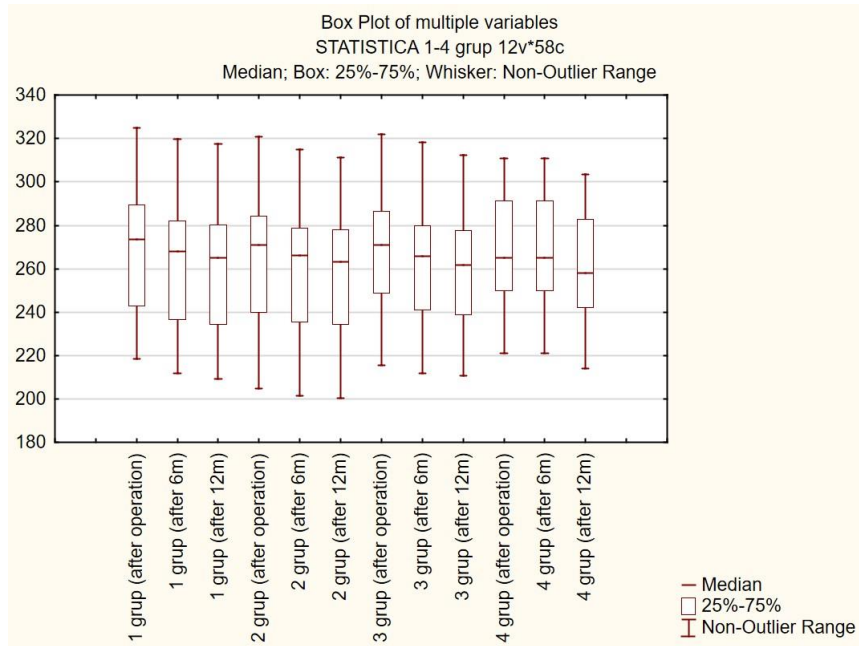


Рисунок 6.4. Зведена діаграма показників кісткового об'єму всіх клінічних груп за період протягом дванадцяти місяців спостережень.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведене теоретичне обґрунтування й практичне втілення поставлених наукових завдань.

1. Створена математична модель та вивчені параметри внутрішнього стискального напруження в напрямку осей координат з урахуванням сили розтягування, початкового повздовжнього розміру слизового клаптя, його повздовжнього видовження та початкової і кінцевої товщини, що дало змогу встановити мінімальні та максимальні межі розтягнення, та запобігти порушенню мікроциркуляції після релаксації клаптя. Тому виведений коефіцієнт  $\varepsilon_x = 0.133 \pm 0.05$  дозволяє на етапі планування оперативного втручання, попередньо достовірно вирахувати оптимальні межі як відшарування, так і натягнення слизового клаптя в дистальному відділі альвеолярного відростку нижньої щелепи.

2. При розтягненні слизових клаптів отриманих з дистальних відділів альвеолярного відростку нижньої щелепи лабораторних кролів у межах 5% від їх довжини, прослідковуються мінімальні морфологічні відмінності від інтактної слизової оболонки. Це є оптимальною фізіологічною межею при проведенні клаптевих операцій. При розтягненні в межах 7% та 10 % спостерігалися патологічні процеси як у покривному епітелії, так і у власній пластинці слизової оболонки, що вказує на велику ймовірність виникнення ускладнень в післяопераційному періоді. Дані, отримані в результаті дослідження, дозволяють стверджувати, що розтягнення слизових клаптів в дистальному відділі альвеолярного відростку нижньої щелепи до 5%, від їх початкової довжини, морфологічно обґрунтовано і може бути виконано без ускладнень у клінічній практиці.

3. Удосконалено методику підйому та мобілізації слизових клаптів при проведенні клаптевих операцій у дистальному відділі альвеолярного відростку беззубої нижньої щелепи, для проведення кісткової аугментації за допомогою

титанової сітки, та доведено клінічну ефективність її застосування. При виконанні оперативних втручань за класичною методикою підйому та мобілізації слизових клаптів, позитивна динаміка регенерації рани спостерігалась у 92% пацієнтів, при запропонованій - у 96%. Доведено, що рівень ускладнень різного характеру знизився з 19% (класична методика) до 13% (авторська методика).

4. При зіставленні клінічних результатів установлені чіткі взаємозв'язки між тканинною напругою в слизових клаптях на етапі їх ушивання та динамікою клінічних змін в рані. Зафіксовано зменшення показників гіперемії та набряку при використанні авторської методики на 19%, а ускладнення трофіки та утворення грубих післяопераційних рубців зменшилась на 9%, зменшились температурні показники в рані, скоротився період заживлення на 2 доби.

5. На конусно-променевих комп'ютерних томограмах рентгенологічно зафіксовано скорочення термінів кісткової перебудови, пришвидшене ущільнення аугментату та зменшення резорбції кістково-пластичного матеріалу на 3% при виконанні направленої кісткової регенерації титановою сіткою із застосуванням авторської методики, порівняно з класичною методикою.



## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. При виконанні операції спрямованої кісткової регенерації слід застосовувати парабороздковий розріз, та розріз по білій лінії які не викликають помітного рубцювання. Таким чином зберігаються оптимальні умови для проведення повторної операції на етапі видалення титанової сітки. Крім того, цей вид розрізів сприяє швидкому заживленню рани, шляхом зменшення її загальної довжини. Для досягнення повноцінної візуалізації, а в майбутньому оптимального ушивання оперативної рани, довжина розрізу вираховується формулою  $x * 1,4$ , де  $x$  – це довжина титанової сітки.

2. Додатковий вертикальний розріз при проведенні клаптевої операції слід виконувати під кутом  $55^\circ$  відносно до крайніх зубів у ділянці хірургічного втручання. Він повинен заходити на 3 мм в область рухомої слизової, щоб створити достатні умови для мобілізації слизового клаптя.

3. На етапі ушивання рани для ліквідації дефіциту довжини слизового клаптя, у зв'язку з наявністю аугментату та титанової сітки, слід проводити додаткові апікальні горизонтальні послабляючі розрізи окістя на відстані 20 мм від краю клаптя з обох сторін.

4. Після достатньої мобілізації слизових клаптів, для зменшення тканинного натягу в ділянці розрізу слід накладати спрямовуючі «П»-подібні шви, точка першого вколу голки розташовується на відстані 6-9 мм апікальніше від краю клаптя із одночасною фіксацією їх з щічної і язичної поверхонь, ширина шва сягає 7 - 10 мм, а відстань між ними має становити 8-10 мм. Таким чином проводиться зближення країв рани, їх адаптація та формування вільних країв слизових клаптів з нульовим тканинним напруженням у зоні розрізу, з подальшим їх ушиванням вузловими швами.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Аветіков Д. С. Клініко-морфологічне обґрунтування методик підйому та мобілізації шкірно-жирових клаптів у різних ділянках голови : монографія / МОЗ України, УМСА. Полтава : АСМІ, 2012. 122 с.
2. Аветіков Д. С. Морфофункціональні особливості будови м'яких тканин різних ділянок голови людини : автореф. дис. ... докт. мед. наук : 14.03.01. Харків, 2011. 41 с.
3. Аветіков Д. С., Єрошенко Г. А., Скрипник В. М. Морфофункціональне обґрунтування профілактики післяопераційних келоїдних рубців обличчя та шиї. *Світ медицини та біології*. 2013. № 1. С. 85–87.
4. Аветіков Д. С., Лоза Х. О. Біохімічна характеристика післяопераційного раневого процесу шкіри у залежності від способу фіксації країв рани. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*. 2015. Т. 15, № 3/1 (51). С. 153–156.
5. Аветіков Д. С., Ставицький С. О. Клініко-морфологічне обґрунтування комплексного лікування патологічних рубців, що локалізовані в ділянках голови та шиї / МОЗУ, УМСА. Полтава : Гаража М.Ф., 2013. 93 с.
6. Аветіков Д. С., Ставицький С. О. Спосіб оцінювання рубцевозмінених тканин голови та шиї на доопераційному етапі. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії*. 2012. Т. 12, № 4 (40). С. 5–7.
7. Аветіков Д. С., Талаш Р. В., Старченко І. І. Гістотопографічна характеристика загоєння післяопераційних ран при застосуванні клейової композиції «Сульфакрилат» в порівнянні з традиційним ушиванням. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії*. 2015. Т. 15, № 3/1 (51). С. 149–153.

8. Аветіков Д. С., Трапова Х. О. Сучасні аспекти патогенезу та профілактики утворення патологічних рубців. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014. Т. 1, № 2. С. 44–47.
9. Аксёнов К.А., Ломакин М.В., Капанадзе Г.Д., Смешко Н.В. Экспериментальное моделирование заживления хирургических ран в полости рта. *Биомедицина*. 2011. № 1. С. 34-41. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/eksperimentalnoe-modelirovanie-zazhivleniya-hirurgicheskikh-ran-v-polosti-rta>
10. Айрапетян А. Д., Сукиасян Н. М. Клинический случай реконструкции гемимандибулярного дефекта нижней челюсти свободными костными аутотрансплантатами с использованием барьерных титановых сеток для направленной регенерации кости. *Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии*. 2013. № 4. С. 48-55.
11. Альфаро Ф.Х. Костная пластика в стоматологической имплантологии, описание методик и их клиническое применение. Пер. с англ. яз.; Под ред. Ломакина М.В. - М.: Издательский дом «Азбука», 2016. - 235с.
12. Базилян Э.А., Смбатян Б.С. Восстановление альвеолярного гребня верхней челюсти в дистальных отделах для установки денальных имплантатов // *Клиническая стоматология*. - 2018. - № 2. - С. 4-12.
13. Базилян Э.А., Смбатян Б.С. Восстановление альвеолярной части нижней челюсти в дистальных отделах для установки денальных имплантатов (часть1) // *Клиническая стоматология*. - 2017. - № 3. - С. 26-33.
14. Базилян Э.А., Смбатян Б.С. Восстановление дистальной части альвеолярного отростка нижней челюсти для установки денальных имплантатов (часть2) // *Клиническая стоматология*. - 2007. - № 3. - С. 40-44.

15. Базилян Э.А., Смбалян Б.С. Восстановление костной ткани методом пересадки костных блоков (часть 1) // Клиническая стоматология. - 2018. - № 4. - С. 28-34.
16. Базилян Э.А., Смбалян Б.С. Восстановление костной ткани методом пересадки костных блоков (часть 2) // Клиническая стоматология. - 2019.- №1.-С. 44-54.
17. 9. Базилян Э.А., Смбалян Б.С. Направленная тканевая регенерация в дентальной имплантологии // Клиническая стоматология. - 2018. - № 3. - С. 42-50.
18. Булатов А.А., Савельев В.И., Калинин А.В. Применение костных морфогенетических белков в эксперименте и клинике // Травматология и ортопедия России. - 2015. - Т. 1 (34). - С 21-34.
19. Бедроян Э., Тоуфилис А., Алиджанян А. Винирная костная пластика: методика устранения дефицита альвеолярной кости перед имплантацией // PeriоIQ. - 2016. - №6. С. 33-40.
20. Буцан СБ., Рабухина Н.А., Перфильев С.А., Хохлачёв СБ., Давыдов Д.В., Иигиталиев Ш.Н. Использование спиральной компьютерной томографии для трёхмерного моделирования при планировании хирургического лечения дефектов и деформаций лицевого скелета // Вестник рентгенологии и радиологии. - 2019. - № 1-3. - С. 10-15.
21. Воложин А.И. и соавт. Исследование свойств биомембран, применяемых в остеопластике с целью направленной регенерации ткани, на модели длительных культур костного мозга. Стоматология, 2012.-№6.-С.12-15.
22. Вигдорович В.А., Дробот Г.В., Талалай М.А., Заварзин М.Н. Клинический опыт использования резорбируемых мембран для направленной регенерации тканей пародонта // Проблемы стоматологии и нейростоматологии. - 2019. - № 2 - С. 51.
23. Вигдорович В.А. Прогнозирование результатов хирургического этапа дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук. - М., 2011. - 163 с.

24. Въялицын Д. А., Емельянова М. Ю., Бурухина О. И. Реконструкция костных дефектов челюстей блоками синтетического материала «ChronOS» (бета-трикальций фосфат). *Бюллетень Северного государственного медицинского университета*. 2012. № 1. С. 77-78. URL: [http://www.nsmu.ru/science/conference/Informpsma2/Bul1\\_2012.pdf#page=77](http://www.nsmu.ru/science/conference/Informpsma2/Bul1_2012.pdf#page=77)
25. Гветадзе Р.Ш. Комплексная оценка отдаленных результатов дентальной имплантации: дис. ... канд. мед. наук. - М., 2016. - 144 с.
26. Григорьян А.С., Топоркова А.М. Проблема интеграции имплантатов в костную ткань (теоретические аспекты). - М.: «Техносфера», 2017. - 128с.
27. Грачева О.В., Филатова А.С., Ломакин М.В., Панин А.М. Лечение осложнения дентальной имплантации, связанного с нарушением функции нижнеальвеолярного нерва. *Новые технологии в стоматологии и имплантологии*. 2018. С. 149-151.
28. Гузеев Ю.Г., Старкова Д.В., Ивченко А.В. Направленная костная регенерация. *Морфологический альманах им. В.Г. Ковешникова*. 2019. Т. 17, № 2. С. 87-88. URL: [http://umorphal.inf.ua/UMorphA\\_2019/UMorphA\\_2019\\_2/ru/21.pdf](http://umorphal.inf.ua/UMorphA_2019/UMorphA_2019_2/ru/21.pdf)
29. Грудянов А.И., Фролова О.А., Десятник СБ. Значение искусственных мембран в решении проблемы направленной регенерации тканей. *Новое в стоматологии*. 2016. №4. С 3-9.
30. Джабраилова Г.Д., Абдулкеримова С.М., Бакаев Ю.А., Керимова К.Н., Хабадзе З.С. Использование титановых сеток в направленной костной регенерации. *Сборник материалов научно-практической конференции в рамках IX Всероссийской студенческой олимпиады с международным участием по терапевтической стоматологии*. 29-30 марта 2018 г. М., 2018. С. 41-43.
31. Долгалёв А.А., Гречишников В.И., Запleshко Н.Н. Методы коррекции альвеолярного отростка биокерамическими материалами при дентальной имплантации. *Проблемы стоматологии и нейростоматологии*. 2019. - № 2 - С.

31. Дурново Е.А., Артифексова А.А., Воробьева А.В., Беспалова Н.А., Рунова Н.Б., Ярцева А.В. Особенности регенерации слизистой оболочки полости рта при пластике свободным десневым трансплантатом. *Медицинский альманах*. 2011. № 4. С. 173-176. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/osobennosti-regeneratsii-slizistoy-obolochki-polosti-rta-pri-plastike-svobodnym-desnevym-transplantatom>
32. Жданов Е.В., Савич А.В., Шилов Д.А. Профилактика травмы сосудисто-нервного пучка нижнечелюстного канала при взятии трансплантата из ретромолярной области и восходящей ветви нижней челюсти // *Пародонтология*. - 2016. - № 3. - С. 59-64.
33. Жусев А.И., Ремов А.Ю. Дентальная имплантация. Критерии успеха. - М., 2004. - 205с: ил.
34. Жданов Е.В., Хватов А.В., Корогодин И.В., Тареев Ю.В., Яновская М.Ю. Хирургическая подготовка пациентов к протезированию на имплантатах при выраженной атрофии альвеолярной кости // *Клиническая стоматология*. - 2017. - № 1. - С. 78-83.
35. Зицманн Н., Шерер П. стоматологическая реабилитация с помощью дентальных имплантатов. Клиническое руководство. Пер. с англ. яз.; Под ред. М.В. Ломакина. - М.: Издательский дом «Азбука», 2015.-133 с: ил.
36. Иванюк А.В., Смбатьян Б.С. Достижение высокоэстетичного результата при протезировании на имплантатах // *Клиническая стоматология*. - 2018. - № 2. - С. 4-7.
37. Едранов С.С., Керзиков Р.А. Морфогенез свободного десневого трансплантата. *Российский стоматологический журнал*. 2017. № 2. С. 111-116. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/morfogenez-svobodnogo-desnevogo-transplantata>
38. Казанцев А.А., Колпаков А.А., Паршиков В.В., Шемятовский К.А., Титаров Д.Л., Бабиченко И.И., Гевондян Н.М. Алехин А.И., Глазунова М.Ю. Применение титансодержащих сетчатых и шовных материалов :

- аналитический обзор и сборник статей. М. : ЦКБ РАН, 2015. 95 с. URL: <https://titansilk.ru/img/pdf/27-04-2018/titansoderzhaschie-materialy.pdf#page=86>
39. Карпенко А.В., Роман Л.Д., Сибгатуллин Р.Р., Костюк И.П., Белова Е.Н., Джалилов Д.Н., Евдокимова Н.А., Золотых В.Н., Бойко А.А. Применение свободных реваскуляризированных лоскутов в хирургическом лечении злокачественных опухолей ротовой полости. *Вестник Национального медико-хирургического Центра им. Н.И. Пирогова*. 2013. № 2. С. 29-32. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-svobodnyh-revaskulyarizirovannyh-loskutov-v-hirurgicheskom-lechenii-zlokachestvennyh-opuholey-rotovoy-polosti>
40. Копейкин В.Н., Миргазизов М.З. Ортопедическая стоматология. - М.: Медицина, 2011. - С. 385-388.
41. Кибкало А.П., Фищев СБ., Пчелин И.Ю., Бармин В.В., Назир А.И. Выбор метода реконструкции альвеолярного отростка челюсти для имплантации с использованием анализа ортопантомограмм и телерентгенограмм // *Вестник Волгоградского государственного медицинского университета*. - 2018. - № 1. - С. 83-86.
42. Кулаков А.А. Хирургические аспекты реабилитации больных с дефектами зубных рядов при использовании различных систем зубных имплантатов: автореф. дис. д-ра мед. наук. - М., 2017. - 27 с.
43. Кулаков А.А., Амхадова М.А., Королев В.М. Реконструкция при значительной атрофии верхней и нижней челюстей с помощью аутокостных трансплантатов // *Пародонтология*. - 2018. - № 1. - С. 49-53.
44. Кулаков А.А., Амхадова М.А., Королев В.М., Кулаков А.А. Хирургические методы реабилитации пациентов с выраженной костной атрофией верхней и нижней челюстей // *Пародонтология*. - 2016. - № 1. - С. 67-70.
45. Кулаков А.А., Королев В.М., Караян А.С., Ашуев Ж.А. Использование аутокостных трансплантатов с целью увеличения альвеолярных отростков и замещения костных дефектов челюстей при дентальной имплантации // *Стоматология*. - 2017. - № 2. - С. 30-35.

46. Кулаков О.Б., Шорстов Я.В., Супрунов С.Н. Показания к применению трансплантатов из ветви нижней челюсти для замещения дефектов альвеолярного отростка челюстей в сочетании с дентальными имплантатами и сравнительный анализ // Институт стоматологии. - 2019. - Т. 1. - № 42. - С. 36-38.
47. Кулаков А.А., Лосев Ф.Ф., Гветадзе Р.Ш. Зубная имплантация: основные принципы, современные достижения.- М.: МИА, 2016.-152 с.
48. Ломакин М.В. Новая система стоматологических остеоинтегрируемых имплантатов: дис. д-ра мед. наук. - М., 2011. - 211 с.
49. Ломакин М.В., Иванов С.Ю., Панин А.М., Литвиненко А.Н. Непосредственная и отсроченная имплантация при реконструкции альвеолярной части нижней челюсти. Российский стоматологический журнал. - 2005. - № 4. - С. 9-10.
50. Ломакин М.В., Филатова А.С., Солощанский И.И. Направленная костная регенерация при реконструкции альвеолярного костного объема в области дентальной имплантации. Российская стоматология. 2011. Т. 4, № 5. С. 15-18.
51. Ломакин М.В., Аксенов К.А. Визуальная оценка данных экспериментального исследования заживления хирургических ран в полости рта, том 3// Российская стоматология. - 2011. №3. С. 7-11.
52. Ломакин М.В., Соломатина М.С, Панин А.М. Варианты течения раневого процесса в глубоких операционных ранах полости рта, том 1. // Российская стоматология. - 2018. №1. - С.73-77.
53. Ломакин М.В., Иванов С.Ю., Панин А.М., Литвиненко А.Н. «Сандвич»-пластика альвеолярной части нижней челюсти с отсроченной дентальной имплантацией // Материалы X международной конференции челюстно-лицевых хирургов и стоматологов. - С. Петербург, 2015. С. 54-57.
54. Ломакин М.В., Аксенов К.А. Особенности заживления хирургических ран в полости рта // Ж. Российская стоматология. - 2008 г. Том 1. №1. - С.69-72.



55. Ломакин М.В., Кузюкова А.А., Героев В.Н., Смбалян Б.С., Солощанский И.И., Белоплотова М.А., Филатова А.С. Этапы восстановления костного и мягкотканного объема верхней челюсти при дентальной имплантации (методологические и методические аспекты). *Стоматология*. 2013. № 3. С. 65-68.
56. Ломакин М.В., Смбалян Б.С. Моделирование мягких тканей при использовании нерезорбируемых каркасных мембран. Часть I.// *Российский вестник дентальной имплантологии*. - 2010. - №1(21). - С.60-63.
57. Ломакин М.В., Смбалян Б.С. Моделирование мягких тканей при использовании нерезорбируемых каркасных мембран. Часть II.// *Российский вестник дентальной имплантологии*. - 2012. - №1(21). - С.60-63.
58. Ломакин М.В., Солощанский И.И., Зимнухова Т.А., Похабов А.А. Предпосылки для совершенствования метода направленной костной регенерации. *Стоматология*. 2018. Т. 97, № 6. С. 72-77.
59. Лосев Ф.Ф., Шарин А.Н. Новое в имплантологии – биологические мембраны и их возможности. // *Стоматология для всех*. -2019. - №1 С. 14-15.
60. Лосев В.Ф. Костная пластика альвеолярного отростка верхней челюсти с использованием направленной тканевой регенерации и операции поднятия дна гайморовой пазухи // *Стоматология*. - 2016. - Т. 88, № 1. - С. 54-57.
61. Лосев Ф.Ф. Экспериментально-клиническое обоснование использования материалов для направленной регенерации челюстной костной ткани и дефектов различной этиологии: автореф. дис. докт. мед. наук. - М., 2017. - С. 37.
62. Миргазизов М.З., Робустова Т.Г., Матвеева А.И. Состояние имплантологии в России и пути её развития // *Проблемы стоматологии и нейро-стоматологии*.- 2009.- №2,- С.4-6.
63. Мушеев И.У., Олесова В.Н., Фромович О.З. Практическая дентальная имплантология. -2-е изд., доп. - М.: Локус Станди, 2018. - 498 с.

64. Мальчикова Д. В. Устранение костных дефектов челюстей многокомпонентным аутологичным мультипотентным аугментатом. Исторические вехи развития стоматологической службы Республики Башкортостан : сб. науч. тр., посвящ. 100-летию юбилею со дня образования Республики Башкортостан, 11-12 апр. 2019 г. Уфа, 2019. С. 160-164.
65. Майоран К., Симион М. Передовые методики регенерации кости и Био осс и Био-Гайд/ Пер. с англ. яз.; Под ред. Островского А. - М.: издательский дом «Азбука», 2015. - 104 с.
66. Майоран К. Реконструкция верхней и нижней челюсти с помощью трансплантации костных блоков с гребня подвздошной кости с целью установки имплантатов Фриалит - 2. //PerioIQ. - 2016. - №5. - С. 93-102.
67. Мерли М., Мигани М., Эспозито М. Увеличение высоты гребня с помощью аутогенного костного трансплантата. Сравнение комбинации пластин для остеосинтеза и резорбируемых мембран с мембранами, имеющими титановый каркас. //Perio IQ. - 2019. - №16. - С. 16-29.
68. Мецуку И., Мураев А.А., Гажва Ю.В., Ивашкевич С.Г. Сравнительная характеристика различного типа барьерных мембран, используемых для направленной костной регенерации в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. *Российский стоматологический журнал*. 2017. № 5. С. 291-296.  
URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/sravnitelnaya-harakteristika-razlichnogo-tipa-bariernyh-membran-ispolzuemyh-dlya-napravlennoy-kostnoy-regeneratsii-v-stomatologii-i>
69. Митрошенков П.Н. Сравнительная оценка эффективности пластики тотальных и субтотальных дефектов верхней и средней зон лица с использованием перфорированных экранов из титана и костных ауто трансплантатов // *Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии*. - 2017. - № 4. - С. 32-45.

70. Михайловский А.А., Кулаков А.А., Королев В.М., Винниченко О.Ю. Клинико-рентгенологические особенности регенерации тканей после аугментации лунки удаленного зуба с помощью различных остеопластических материалов и мембран. *Стоматология*. 2014. № 4. С. 37-40. URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/stomatologiya/2014/4/downloads/ru/030039-17352014410>
71. Михайловский А.А., Кулаков А.А., Волков А.В. Сохранение объема костной ткани альвеолярного гребня в модели симметричной аугментации лунки удаленного зуба: клинико-морфологическое исследование. *Клиническая и экспериментальная морфология*. 2014. № 1. С. 25-29.
72. Михайловский А.А. Сохранение объема костной ткани челюсти при удалении зубов : автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2014. 26 с. URL: <https://dlib.rsl.ru/01005558362> или <https://www.dissercat.com/content/sokhranenie-obema-kostnoi-tkani-chelyusti-pri-udalenii-zubov>
73. Мураев А.А., Гажва Ю.В., Ивашкевич С.Г., Рябова В.М., Короткова Н.Л., Семенова Ю.А., Мецуку И.Н., Файзуллин Р.Л., Иванов С.Ю. Новый подход к объемной реконструкции сложных дефектов альвеолярной кости. *Современные технологии в медицине*. 2017. № 2. С. 37-45. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/novyy-podhod-k-obemnoy-rekonstruktsii-slozhnyh-defektov-alveolyarnoy-kosti>
74. Миш К.Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты / Пер с англ. яз. - М.: Рид Элсилвер, 2011. - 616 с: ил.
75. Назарян Д.Н., Караян А.С., Сенюк А.Н., Захаров Г.К. Вертикальная 3D-аугментация верхней и нижней челюстей для подготовки к дентальной имплантации. *Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии*. 2012. № 3. С. 10-19.

76. Никитин Д.А., Миргазизов М.З., Никитин А.А. Лечение и реабилитация больных после костно-реконструктивных и восстановительных операций на нижней челюсти с использованием эндопротезирования и дентальных имплантатов. *Альманах клинической медицины*. 2011. № 24. С. 15-21. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/lechenie-i-reabilitatsiya-bolnyh-posle-kostno-rekonstruktivnyh-i-vosstanovitelnyh-operatsiy-na-nizhney-chelyusti-s-ispolzovaniem>
77. Никитюк Д.Б., Ураков А.Л., Решетников А.П., Копылов М.В., Баймурзин Д.Ю. Трансплантация как способ устранения недостаточности мягких тканей в области гребня альвеолярного отростка челюсти. *Современные проблемы науки и образования*. 2015. № 4. С. 368. URL: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=21004>
78. Панкратов А.С., Лекишвили М.В., Копецкий И.С. Костная пластика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Остеопластические материалы. М. : БИНОМ, 2011. 272 с.
79. Параскевич В.Л. Реконструкция посттравматического дефекта альвеолярного отростка методом тканевой инженерии с использованием титановой сетки и одномоментной дентальной имплантации. *Стоматология*. 2013. № 3. С. 43-47. URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/stomatologiya/2013/3/downloads/ru/030039-17352013311>
80. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики. - 2-е изд.-М.: ООО «Медицинское информационное агенство». 2016. С. 400
81. Параскевич В.Л., Артющкевич А.С, Яцкевич О.С. Методика тотальной реконструкции альвеолярного отростка верхней челюсти // *Институт стоматологии*. - 2009. - Т. 2, № 27. - С. 18-23.
82. Пинелис И.С., Пинелис Ю.И., Катман М.А., Рудакова Л.Ю. Опыт проведения вариативных дисциплин «зубосохраняющие операции» и «хирургические методы лечения заболеваний пародонта». *Система менеджмента качества:*

*опыт и перспективы*. Иркутск, 2017. Вып. 6. С. 199-201. URL:

<https://mir.ismu.baikal.ru/src/portfolio/14556.pdf#page=199>

83. Проуссэфс П., Лозада Х. Увеличение высоты альвеолярного гребня с помощью аутогенных костных блоков внутриротового происхождения // *Perio IQ* - 2016. - № 7. - С. 41-53.
84. Рабухина Н.А. Аржанцев А.П. Рентгенодиагностика в стоматологии. М.: Мед. информ. Агенство. 1999. С. 4.
85. Рабухина Н.А., Голубева Г.И., Перфильев С.А., Караян А.С., Кудинова Е.С., Вербо Е.В., Брусова Л.А., Карнаухова А.В. Использование спиральной компьютерной томографии на этапах лечения больных с дефектами и деформациями лицевых костей и мягких тканей лица. *Стоматология*. 2017. № 5. С. 44-47.
86. Ренуар Ф., Б. Рангерт. Факторы риска в стоматологической имплантологии/ Пер. с англ. яз.; Под ред. Иванова С.Ю., Ломакина М.В. - М.: издательский дом «Азбука». 2014. - 182 с.
87. Решетников А. П., Копылов М. В. Оригинальный способ устранения недостаточности мягких тканей вокруг дентального имплантата, установленного в челюсть. *Фундаментальные исследования*. 2015. Т. 7, № 1. С. 1420-1425. URL: <https://www.fundamental-research.ru/ru/article/view?id=37983>
88. Рунова Г.С., Гугкаева З.Д., Выборная Е.И., Вайцнер Е.Ю. Ликвидация рецессий, современный подход к пластической периодонтальной хирургии. *Медицинский совет*. 2011. № 7-8. С. 107-109. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/likvidatsiya-retsessiy-sovremennyy-podhod-k-plasticheskoy-periodontalnoy-hirurgii>
89. Робустова Т.Г. Имплантация зубов (хирургические аспекты). - М.: *Медицина*. 2013. С.560.

90. Робустова Т.Г. Дополнительные операции на костной ткани челюстей при зубной имплантации. *Российский стоматологический журнал*. 2012. №5. С. 41-44.
91. Робустова Т.Г., Безруков В.М. Зубная и челюстно-лицевая имплантация // Руководство по хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. - 2010. - Т.2 - С. 1040-1072.
92. Руттен Л. и П. Эстетика имплантатов /Пер. с нем. яз.; Под ред. Вольвач С.И. - М.: информационное агентство «DENT», 2016. - 334 с : ил.
93. Саприна О.А., Кропотов М.А., Ломая М.В. Применение подподбородочного лоскута в замещении дефектов у больных со злокачественными опухолями слизистой оболочки полости рта. *Сибирский онкологический журнал*. 2016. № 2. С. 56-62. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-podpodborodchnogo-loskuta-v-zameschenii-defektov-u-bolnyh-so-zlokachestvennymi-opuholyami-slizistoy-obolochki-polosti-rta>
94. Серова Н.С, Гончаров И.Ю., Перова Н.Г., Капранов М.Ю. Лучевая диагностика в планировании и контроле реконструктивных операций перед стоматологической имплантацией. *Кубанский научный медицинский вестник*. 2013. № 6. С. 129-134.
95. Сикорский Д.В., Володин А.Н., Чернявский А.А. Укрытие реконструктивной пластины с использованием мышечной части пекторального лоскута при реконструкции нижней челюсти после сегментарной резекции . *Опухоли головы и шеи*. 2012. № 1. С. 17-23. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/ukrytie-rekonstruktivnoy-plastiny-s-ispolzovaniem-myshechnoy-chasti-pektoralnogo-loskuta-pri-rekonstruktsii-nizhney-chelyusti-posle>
96. Скулеан А. Регенерация парадонта/ Пер. с англ. яз.; Под ред. Ломакин М.В., Бадалян К.. - М.ЮОО «Азбука стоматолога», 2012. - 290 с.
97. Стоматологическая имплантология: учеб. пособие /СЮ. Иванов, А.Ф. Бизяев, М.В. Ломакин и др. - М.: ГОУ ВУНМЦ МЗ РФ, 2000.- 96 с.

98. Саркисов Д.С, Пальцев А.М., Хитров К.Н. Общая патология человека.: Медицина, 2013. - 607 с.
99. Сато Н. Хирургия пародонта. Клинический атлас / Пер. с англ. яз.; Под ред. Ломакина М.В. - М.: ООО «Азбука стоматолога», 2012. - С. 179-182.
100. Смбалян Б.С. Восстановление костной ткани при лечении пациентов с использованием стоматологических имплантатов в различных клинических ситуациях : автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 2012. 42 с. URL: <https://dlib.rsl.ru/01005015408> или <https://www.dissercat.com/content/vosstanovlenie-kostnoi-tkani-pri-lechenii-patsientov-s-ispolzovaniem-dentalnykh-implantatov->
101. Смбалян Б.С. Моделирование мягких тканей в дентальной и реконструктивной имплантологии // Клиническая стоматология. - 2019. № 4. - С. 28-36.
102. Смбалян Б.С. Современные методы ушивания мягких тканей // Клиническая стоматология. - 2010. - № 2 - С. 68-74. Смбалян Б.С. Современные этапы развития и становления реконструктивной хирургии в дентальной имплантологии // Клиническая стоматология. - 2019. - № 4. - С. 28-36.
103. Смбалян Б.С, Гольдштейн Д.В., Волков А.В. О клиническом применении нового метода восстановления костной ткани в дентальной имплантологии. Метод Фуада Кюри // Клиническая стоматология. - 2012.-№4.-С. 38-48.
104. Смбалян Б.С. Восстановление костной ткани при лечении пациентов с использованием стоматологических имплантатов в различных клинических ситуациях: дис. ... д-ра мед. наук. - М., 2012. - 325 с.
105. Урбан И., Иованович С, Лозада Х. Увеличение высоты альвеолярного гребня с помощью направленной регенерации кости до имплантации. Ретроспективное исследование. // Perio IQ. - 2010. - № 18. - С. 23-36.

106. Филатова А.С., Ломакин М.В. Реконструктивная предимплантационная хирургия с использованием каркасной мембраны «GORE-TEX». Студенческая научная конференция МГМСУ. - 2015. С.
107. Филатова А.С. Направленная костная регенерация с применением титановой сетки при реконструктивных вмешательствах на челюстных костях. 32 итоговая конференция молодых ученых МГМСУ.-2013.-С. 26.
108. Федоров С.А., Самедова Д.А. Опыт применения титанового шелка в стоматологии хирургической. *Бюллетень медицинских интернет-конференций*. 2018. № 7. С. 289. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/opyt-primeneniya-titanovogo-shelka-v-stomatologii-hirurgicheskoy>
109. Федоровская Л.Н. Экспериментально-клиническое обоснование применения хирургических методов увеличения объема костной ткани альвеолярного отростка при его атрофии на этапах зубной имплантации: дис. канд. мед. наук /ЦНИИС. -2002. -196 с.
110. Филатова А.С. Направленная костная регенерация с помощью изолирующих и каркасных материалов при дентальной имплантации. 33 итоговая конференция молодых ученых МГМСУ. - 2011. С.
111. Филатова А.С. Направленная костная регенерация с использованием титановых сеток при дентальной имплантации : автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2013. 23 с. URL: <https://dlib.rsl.ru/01005550757> или <https://www.dissercat.com/content/napravlenneya-kostnaya-regeneratsiya-s-ispolzovaniem-titanovykh-setok-pri-dentalnoi-implanta>
112. Фонтана Ф., Маскера Э., Рочьетта И., Симион М. Клиническая классификация осложнений направленной костной регенерации с помощью нерезорбируемых мембран. *Perio IQ*. 2011. № 22. С. 31-40.
113. Фриденштейн А.Я., Лалыкина К.С. Индукция костной ткани и остеогенные клетки-предшественники. М. Медицина 2013. -222с, илл.
114. Фу Жиа-Хай, Вэнг Хом-Ли. Алгоритм выбора методов увеличения толщины альвеолярного гребня. // *Perio IQ*. - 2012. - № 22. - С. 41-51.



115. Хабиев К. Н. Проведение направленной костной регенерации с помощью титановых мембран. *Дентальная имплантология и хирургия*. 2015. № 1. С. 68-70. URL:  
[https://kursdentalgu.ru/assets/images/products/image\\_all/pdf\\_stati/dih201502.pdf](https://kursdentalgu.ru/assets/images/products/image_all/pdf_stati/dih201502.pdf)
116. Хачатрян Л.Г. Применение различных методик костнопластических операций при вертикальной атрофии костной ткани челюстей в целях подготовки к дентальной имплантации. *Вестник стоматологии и челюстно-лицевой хирургии*. 2017. № 3-4. С. 4-13. URL:  
<http://adu.am/uploads/media/pdf/0001/01/434b0093ef60d16868b1b2dfd8179278731bc925.pdf#page=4>
117. Хышов В.Б., Хышов М.В., Эйзенбраун О.В., Аскарова Н.А., Сайфуллина С.А. Реконструкция верхней и нижней челюстей с помощью каркасной сетки для функциональной реабилитации пациентов протезами с опорой на дентальные имплантаты. Клинический пример. *Клиническая стоматология*. 2011. № 3. С. 26-29.
118. Эйзенбраун О.В., Тарасенко С.В. Туннельная техника костной пластики для восполнения объема альвеолярной кости челюстей. *Образовательный вестник «Сознание»*. 2013. № 11. С. 8-11. URL:  
<https://cyberleninka.ru/article/n/tunnelnaya-tehnika-kostnoy-plastiki-dlya-vospolneniya-obema-alveolyarnoy-kosti-chelyustey>
119. Хамраев Т.К. Применение гранулята керамики гидроксиапатита для замещения дефектов костной ткани челюсти : автореф. дис. канд. мед. наук. - М., 2015. - С. 23.
120. Akcali A., Trullenque-Eriksson A., Sun C., Petrie A., Nibali L., Donos N. What is the effect of soft tissue thickness on crestal bone loss around dental implants? A systematic review. *Clin. Oral Implants Res*. 2016. Vol. 28 (9). P. 1046-1053. <https://doi.org/10.1111/clr.12916>
121. Alfaro F.H. Bone Grafting in Oral Implantology. Techniques and Clinical Applications. Barcelona, 2016. - Quintessence Publishing Co, Inc. - 233с.

122. Angelis N., Scivetti M. Lateral Ridge Augmentation Using an Equine Flex Bone Block Infused with Recombinant Human Platelet-Derived Growth Factor BB: A Clinical and Histologic Study // *Int. J. Periodontics. Restorative 300 Dent.* - 2014, Jul-Aug. - V. 31 (4). - P. 383-388.
123. Arun K.G. *Barrier Membranes for Guided Bone Regeneration.* Chicago, 2014. - Quintessence Publishing Co, Inc. - C 57-95.
124. Arun K.G. *Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants: rationale and clinical applications.* Chicago, 2014. - 279 c
125. 91. Arun K. Gard. *Barrier Membranes for Guided Bone Regeneration.* - 2004.- Quintessence Publishing Co, Inc. - P. 57-95.
126. Bassil J., Naaman N., Lattouf R., Kassis C, Changotade S., Baroukh B., Senni K., Godeau G. Clinical, histological and histomorphometrical analysis of maxillary sinus augmentation using inorganic bovine in human. Preliminary results // *J. Oral Implantol.* - 2013, Sep. - № 9. - P. 241-247.
127. Barboza E.P., Caula A.L., Caula F.O., de Souza R.O., Geolas N. L, Sorensen R.G., Li X.J., Wikesjo U.M. Effect of recombinant human bone morphogenetic protein-2 in an absorbable collagen sponge with paceproviding biomaterials on the augmentation of chronic alveolar ridge defects // *J. Periodontal.* - 2014, May. - V. 75 (5). - P. 702-708.
128. Boyne Ph.J. *Osseous Reconstruction of the Maxilla and the Mandible: Surgical Techniques Using Titanium Mesh and Bone Mineral.* - Chicago, 2017. - P. 102-108.
129. Boyne P.J., Cole M.D., Stringer D., Shafqat J.P. A technique for osseous restoration of deficient edentulous maxillary ridges // *J. Oral. Maxillofac. Surg.* - 1985. - № 43. - P. 87-91.
130. Bloom C.Y., Achauer B.M., Tesoro V.E. Augmentation of the atrophic mandible with a vascularized rib graft // *Plast. Reconstr. Surg.* - 2014, May. -V. 73 (5).-P. 820-823.

131. Becker W., Lynch S.E., Lekholm U., Becker B.E., Caffesse R., Donath K Sanchez R. A comparison of ePTFE membranes alone or in combination with platelet-derived growth factors and insulin-like growth factor-I or demineralized freeze-dried bone in promoting bone formation around immediate extraction socket implants // *J. Periodontal.* - 2014, Nov. - V. 63 (11).-P. 929-940.
132. Branemark P.-I. *The osseointegration book: from calvarium to calcaneus.* - Berlin, 2015.-494 c
133. Buser D., Dahlin Ch, Schenk R.K. *Guided Bone Regeneration in Implant Dentistry.* Chicago, 2014. - Quintessence Publishing Co, Inc. - 270c.
134. Buser D. *20 Years of Guided Bone Regeneration in Implant Dentistry.* Chicago, 2009. - 261 c
135. Byun H.Y., Wang H.L. Sandwich bone augmentation using recombinant human platelet-derived growth factor and beta-tricalcium phosphate alloplast: case report // *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* - 2018, Feb. - V. 28 (1). - P. 83-87.
136. Camelo M., Nevins M.L., Lynch S.E., Schenk R.K., Simion M., Nevins M. Periodontal regeneration with an autogenous bone-Bio-Oss composite graft and a Bio-Gide membrane // *Int. J. Periodontics & Restorative Dent.* - 2014, Apr. - V. 21 (2). - P. 109-19.
137. Canullo L., Trisi P., Simion M. Vertical ridge augmentation around implants using e-PTFE titanium-reinforced membrane and deproteinized bovine bone mineral (bio-oss): A case report // *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* - 2016, Aug. - V. 26 (4). - P. 355-361.
138. Cawood J.I., Howell R.A. *Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations* // *Int. J. Oral. Maxillofac. Surgery.* - 2019. - V. 20. - P. 75-82.
139. Chiapasco M., Consolo U., Bianchi A., Ronchi P. Alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a multicenter prospective study on humans // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* - 2012, May.-June. - V. 19. - P. 399-407.

140. Dahlin C, Lekholm U., Becker W. et al. Treatment of fenestration and dehiscence bone defects around oral implants using the guided tissue regeneration technique: A multicenter prospective study // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* - 2015. - V. 10 (3). - P. 312-318.
141. Fasbinder D.J. Digital dentistry: innovation for restorative treatment // *Compend. Contin. Educ. Dent.* - 2013. - V. 31. - P. 2-11.
142. Frisch E., Ratka-Krüger P., Ziebolz D. Increasing the Width of Keratinized Mucosa in Maxillary Implant Areas Using a Split Palatal Bridge Flap: Surgical Technique and 1-Year Follow-Up. *J. Oral Implantol.* 2015. Vol. 41 (5). P. e195-e201. doi:10.1563/aaid-joi-D-14-00025. PMID: 24946207.
143. Giannobile W.V., Jung R.E., Schwarz F. Groups of the 2nd Osteology Foundation Consensus Meeting. Evidence-based knowledge on the aesthetics and maintenance of peri-implant soft tissues: Osteology Foundation Consensus Report Part 1-Effects of soft tissue augmentation procedures on the maintenance of peri-implant soft tissue health. *Clin. Oral Implants Res.* 2018. Vol. 29, Suppl. 15. P. 7-10. doi:10.1111/clr.13110. PMID: 29498127
144. Gottlow J., Nyman S., Lindhe J., Karring T., Wennstrom J. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. Case reports // *J. Clin. Periodontal.* - 2016, Jul. - V. 13 (6). - P. 604-616.
145. Gutwald R., Haberstroh J., Strieker A., Riither E., Otto F., Xavier S.P., Oshima T., Marukawa E., Seto I., Enomoto S., Hoogendijk C.F., Schmelzeisen R., Sauerbier S. Influence of rhBMP-2 on bone formation and osseointegration in different implant systems after sinus-floor elevation. An in vivo study on sheep // *J. Craniomaxillofac Surg.* - 2011, Dec. - V. 38 (8). - P. 571-579.
146. Lynch S.E., Marx R.E., Nevins M., Wisner-Lynch L.A. *Tissue Engineering: applications in oral and maxillofacial surgery and periodontics.* Chicago, 2018. P. 296.

147. Misch C. Bonedensity, its effect on treatment planning, surgical appearance healing and progressive loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Imp.* 2019. Vol. 6. C. 23-31.
148. Poli P.P., Beretta M., Cicciù M., Maiorana C. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh. A retrospective clinical study. *Open Dent J.* 2014. Vol. 8. P. 148-158. doi: 10.2174/1874210601408010148.
149. Rakhmatia Y.D., Ayukawa Y., Furuhashi A., Koyano K. Current barrier membranes: titanium mesh and other membranes for guided bone regeneration in dental applications. *J. Prosthodont. Res.* 2013. Vol. 57 (1). P. 3-14. doi: 10.1016/j.jpor.2012.12.001
150. Rasia-dal Polo M., Poli P.P., Rancitelli D., Beretta M., Maiorana C. Alveolar ridge reconstruction with titanium meshes: a systematic review of the literature. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* 2014. Vol. 19 (6). P. e639-46.
151. Rosenfeld E.A. Inverted periosteal flap: an alternative to the buccal advancement flap for tension-free, watertight closure. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2014. Vol. 72 (7). P. 1244-1250. doi:10.1016/j.joms.2014.03.006. PMID: 24768423
152. Sanz-Sánchez I, Carrillo de Albornoz A, Figuero E, et al. Effects of lateral bone augmentation procedures on peri-implant health or disease: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral Implants Res.* 2018. Vol. 29, Suppl. 15. P. 18-31. doi:10.1111/clr.13126. URL: <https://www.zora.uzh.ch/id/eprint/159408/>
153. Thoma D.S., Naenni N., Figuero E. [et al.] Effects of soft tissue augmentation procedures on peri-implant health or disease: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral Implants Res.* 2018. Vol. 29, Suppl. 15. P. 32-49. doi:10.1111/clr.13114. URL: [https://www.zora.uzh.ch/id/eprint/156823/2/Thoma\\_et\\_al-2018-Clinical\\_Oral\\_Implants\\_Research\\_pub.pdf](https://www.zora.uzh.ch/id/eprint/156823/2/Thoma_et_al-2018-Clinical_Oral_Implants_Research_pub.pdf)

154. Trombelli L., Severi M., Pramstraller M., Farina R. A simplified soft tissue management for peri-implant bone augmentation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2019. Vol. 34 (1). P. 197-204. doi:10.11607/jomi.6959. PMID: 30282093
155. Trombelli L., Severi M., Pramstraller M., Farina R. Sub-periosteal peri-implant augmented layer technique for horizontal bone augmentation at implant placement. *Minerva Stomatol.* 2018. Vol. 67 (5). P. 217-224. doi:10.23736/S0026-4970.18.04161-4. URL: <https://www.minervamedica.it/en/journals/minerva-stomatologica/article.php?cod=R18Y2018N05A0217>
156. Jensen O.T., Cockrell R., Kuhike L., Reed C. Anterior maxillary alveolar distraction osteogenesis: a prospective 5-year clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2012. Jan.-Fev. V. 17. P. 52-68.
157. Jensen O.T. Alveolar Distraction Osteogenesis. - Chicago, 2012. - 187 c.
158. Jensen O.T. The Sinus Bone Graft. - Chicago, 2016. - 366 c
159. Jensen T., Schou S., Stavropoulos A., Terheyden H., Holmstrup P. Maxillary sinus floor augmentation with Bio-Oss or Bio-Oss mixed with autogenous bone as graft in animals: a systematic review // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* - 2012, Oct. - № 12. - P. 832-844.
160. Jung R.E., Glauser R., Scharer P., Hammerle C.H., Sailer H.F., Weber F.E. Effect of rhBMP-2 on guided bone regeneration in humans // *Clin. Oral Implants Res.* - 2013, Oct. - V. 14 (5). - P. 556-568.
161. Xu P., Li X.N., Xu X. [et al.] Use of alveolar bone mucosa-periosteal bone flap in dental implantation. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2016. Vol. 51 (11). P. 688-690. doi:10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2016.11.010. PMID: 27806763

## ДОДАТКИ

Клінічний випадок №1. Пацієнт О., вік 47 роки, амбулаторна карта №181020.

Операція реконструкція альвеолярного відростку при вираженій горизонтальній атрофії нижньої щелепи зліва, розріз виконано за авторською методикою.

Пацієнт С. звернувся у стоматологічне відділення Полтавської ОКЛ зі скаргами на відсутність зубів на нижній щелепі зліва, ускладнений прийом їжі, порушення мови, недостатню естетику.

Діагноз: - вторинна адентія в дистальному відділі нижньої щелепи зліва, виражена вертикальна атрофія альвеолярного відростку в дистальному відділі зліва. Після проведення клініко-лабораторних та рентгенологічних досліджень, складено план лікування: усунення атрофії альвеолярного відростку за допомогою методу спрямованої кісткової регенерації з подальшою дентальною імплантацією. Відшарування та мобілізацію слизового клаптя проводили за класичною методикою. Після ортопедичного планування та терапевтичної санації порожнини рота виконано хірургічне втручання.

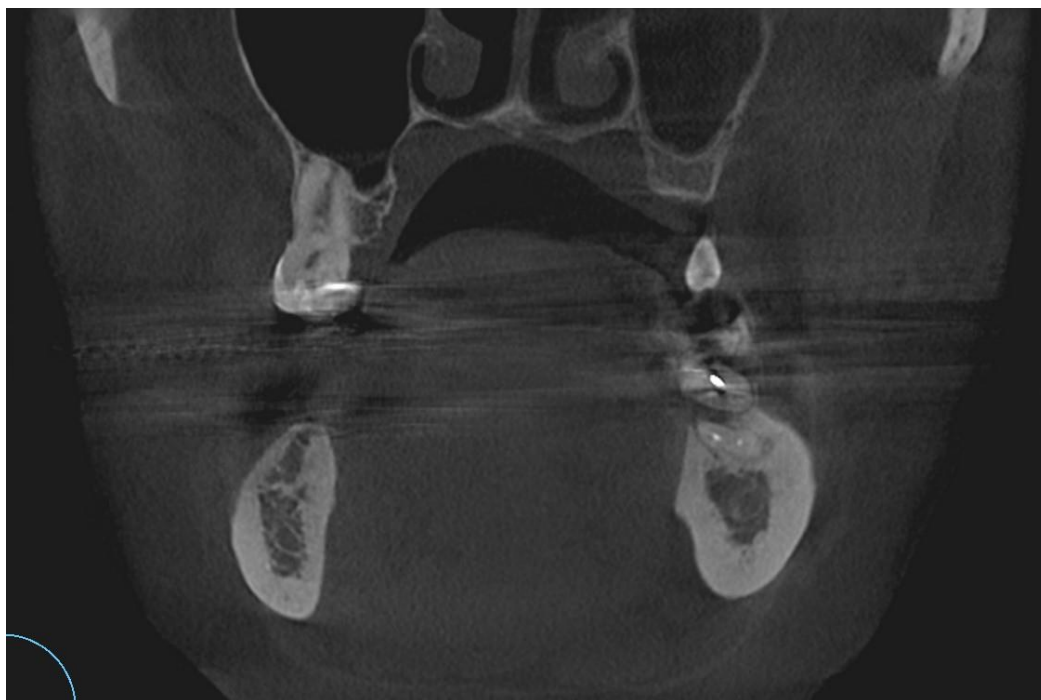


Рис 7.1. Вихідна КПКТ, корональний зріз.



Рис.7.2. Відшарування слизово-окістного клаптя за класичною методикою трапецієподібного клаптя.



Рис 7.3. Внесення кісткового аугментату, остаточна фіксація титанової сітки





Рис 7.4. Операційна рана ушита.

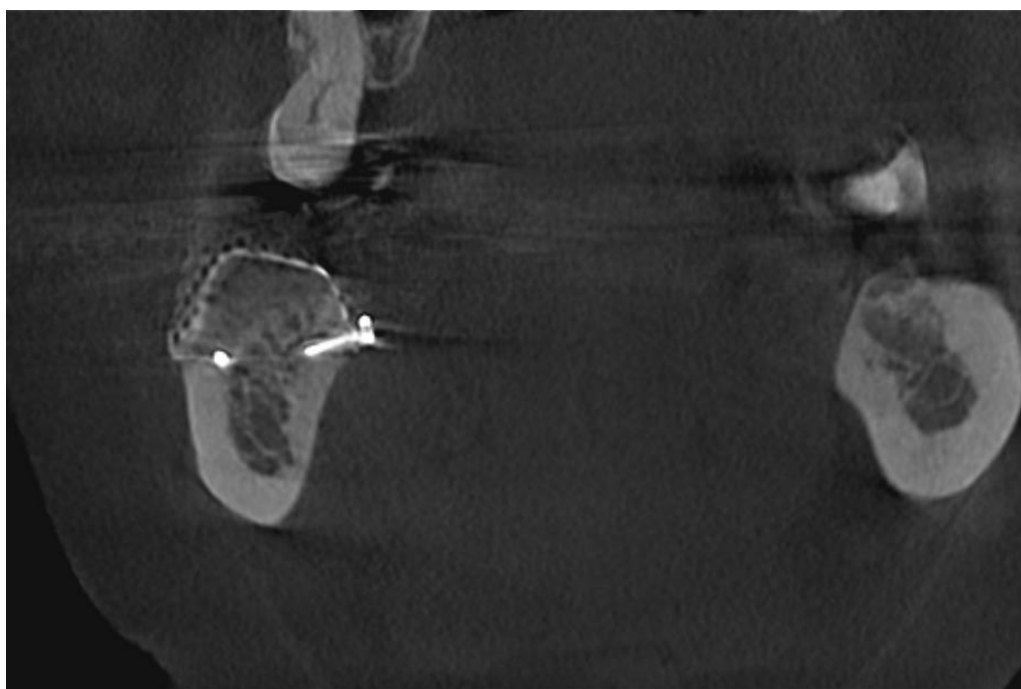


Рис 7.4. КПКТ після реконструкції

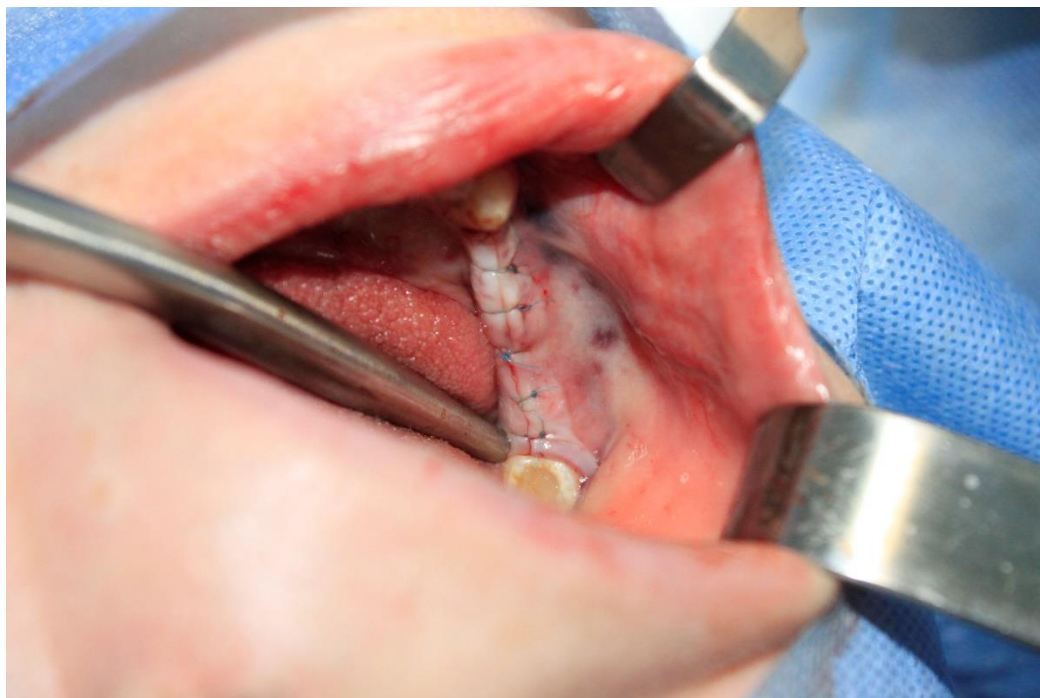


Рис 7.5. Стан рани на третю добу.



Рис 7.6. Стан на сьому добу після зняття швів.



Рис 7.7. Стан рани на 14 добу.

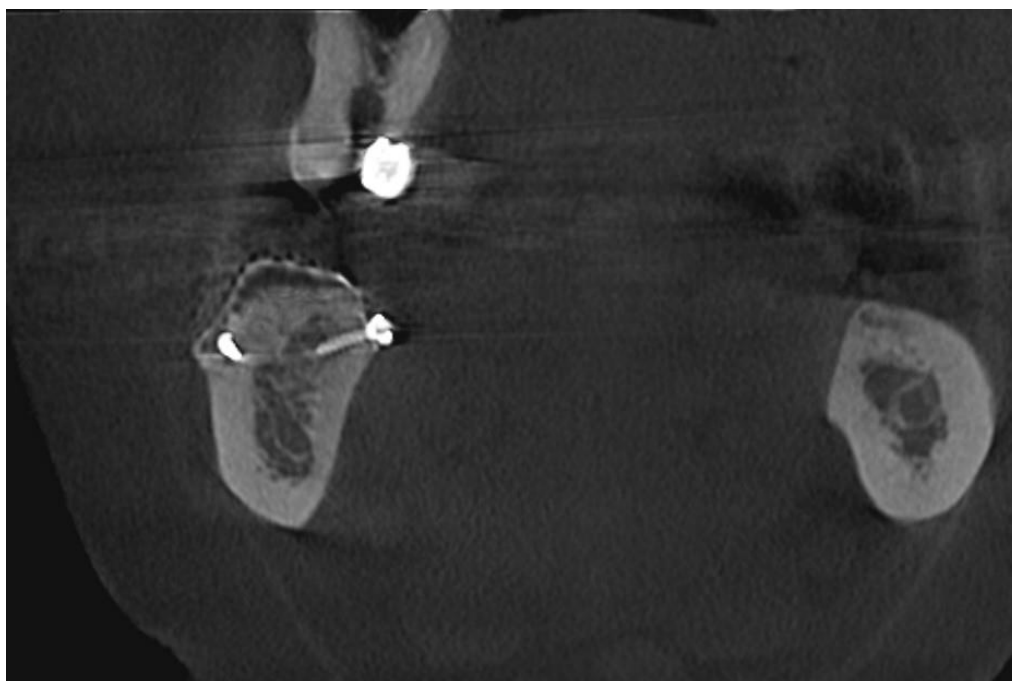


Рис 7.8. КПКТ через 6 місяців.



Рис 7.8. Видалення сітки через 6 місяців після встановлення.



Рис 7.9. Стан аугментата через 6 місяців.



Рис 7.10. Операційна рана ушита

Клінічний випадок №2. Пацієнт Н., 49 років, амбулаторна картка № 160509. Операція реконструкції альвеолярного відростку при вираженій горизонтальній атрофії нижньої щелепи зліва.

Пацієнт Н. звернувся у стоматологічне відділення Полтавської ОКЛ зі скаргами на відсутність зубів на нижній щелепі зліва, ускладнений прийом їжі, порушення мови, недостатню естетику.

Діагноз: - вторинна адентія в дистальному відділі нижньої щелепи зліва  
- виражена вертикальна атрофія альвеолярного відростку в дистальному відділі зліва.

Після проведення клініко-лабораторних та рентгенологічних досліджень, складено план лікування: усунення атрофії альвеолярного відростку за допомогою методу спрямованої кісткової регенерації з подальшою дентальною імплантацією. Після ортопедичного планування та терапевтичної санації порожнини рота виконано хірургічне втручання. Відшарування та мобілізацію слизового клаптя проводили за авторською методикою.

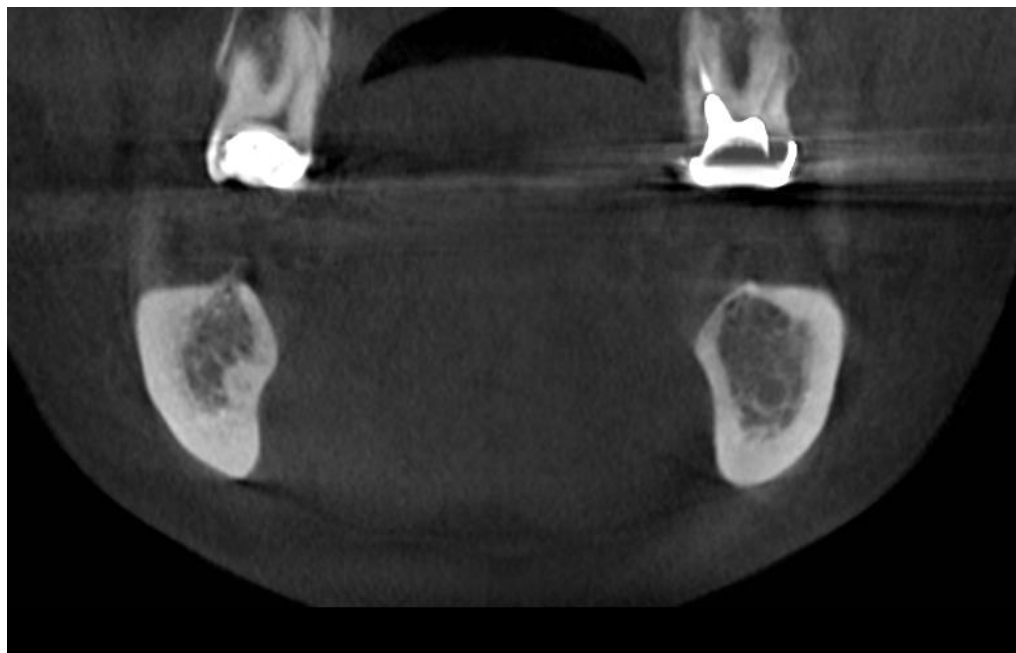


Рис 7.11. Вихідна КПКТ, корональний зріз.



Рис 7.12. Відшарування слизово-окістного клаптя за авторською методикою трапецієподібного клаптя.

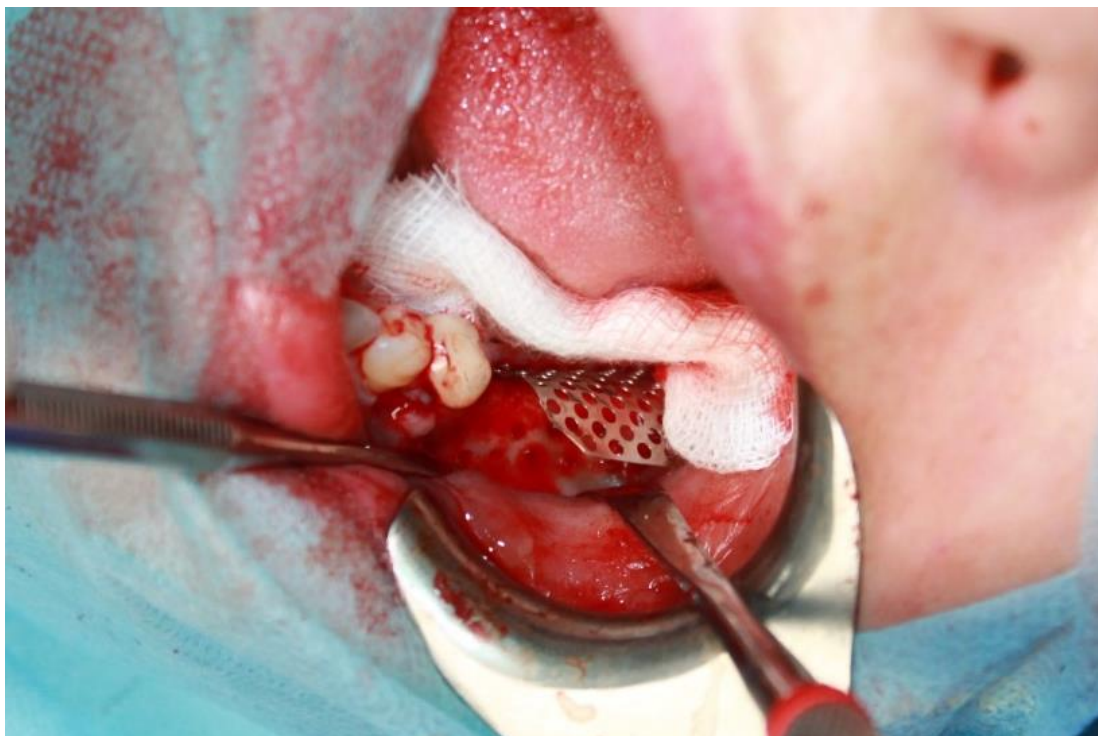


Рис 7.13. Фіксація одного краю титанової сітки до кістки щелепи мікрогвинтами, контурування країв сітки.



Рис 7.14. Внесення кісткового аугментату, остаточна фіксація титанової сітки.



Рис 7.15. Операційна рана ушита.

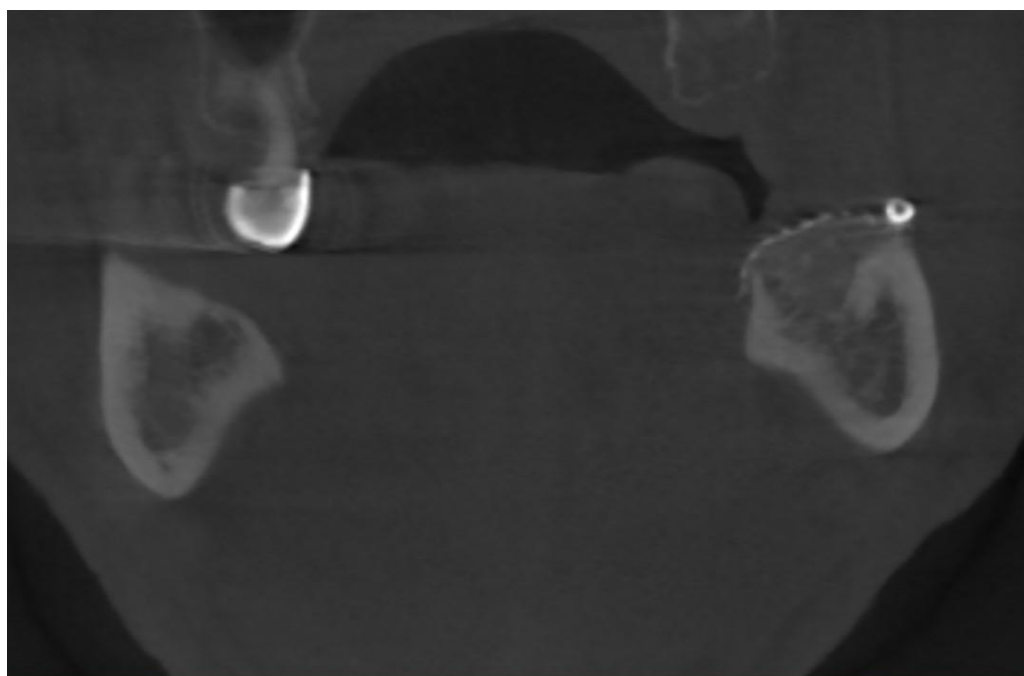


Рис 7.16. Сагітальний зріз КПКТ після реконструкції.



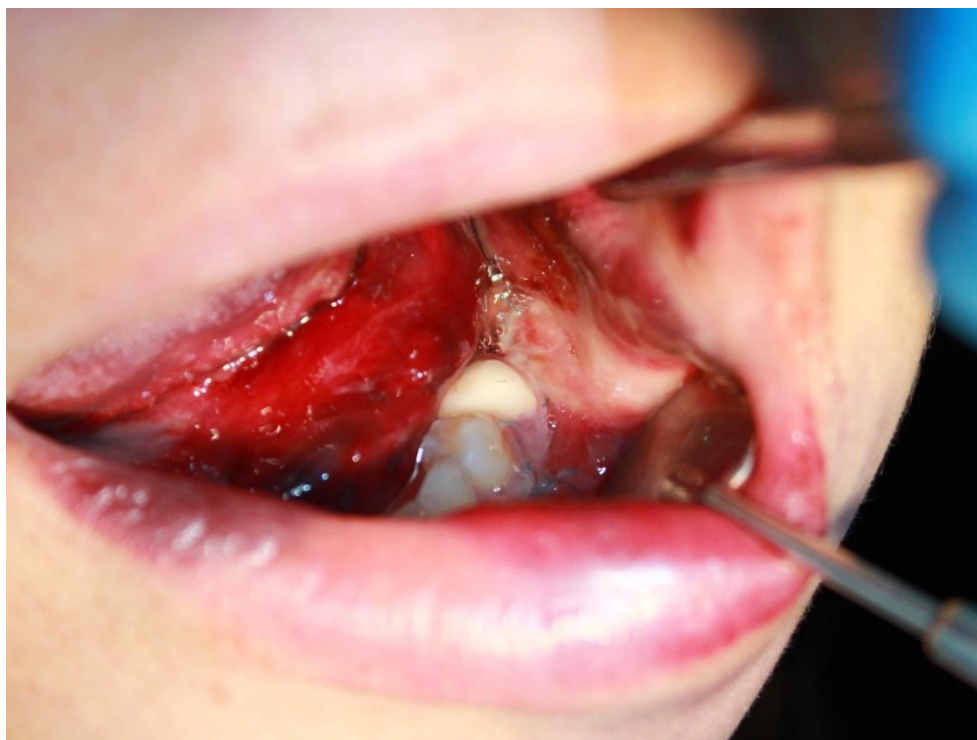


Рис 7.17. Стан рани на першу добу.



Рис 7.18. Стан рани на сьому добу.



Рис 7.19. Видалення сітки через 6 місяців , встановлення дентальних імплантатів.

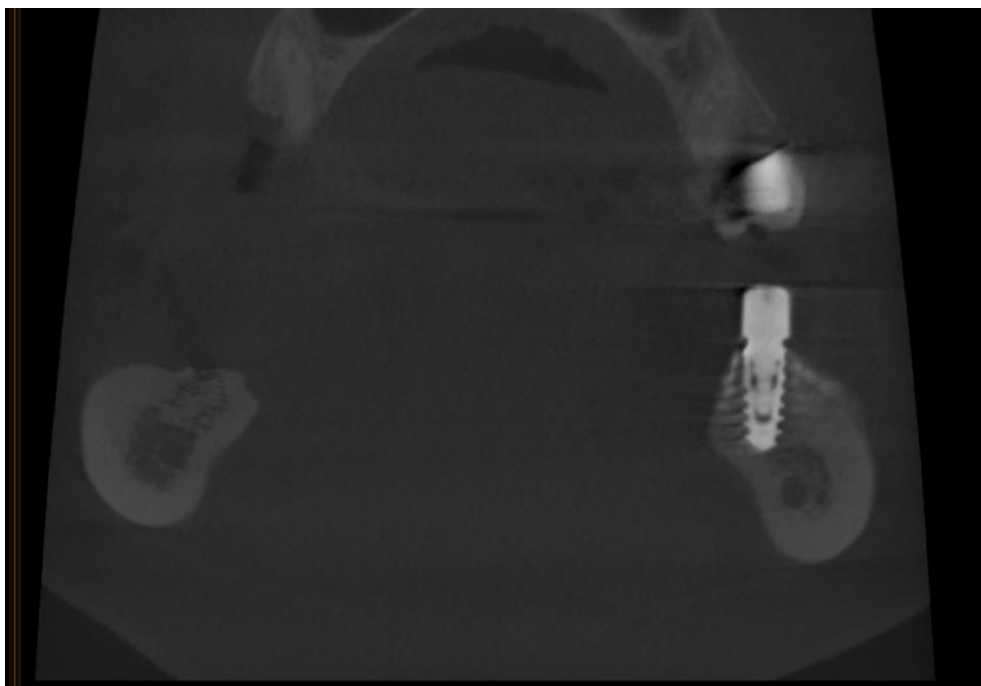


Рис 7.20. Стан аугментата через 12 місяців після реконструкції.

Клінічний випадок №3. Пацієнт Н., 49 років, амбулаторна картка № 160509. Операція реконструкції альвеолярного відростку при вираженій горизонтальній атрофії нижньої щелепи зліва одночасно з дентальною імплантацією.

Пацієнт Н. звернувся у стоматологічне відділення Полтавської ОКЛ зі скаргами на відсутність зубів на нижній щелепі зліва, ускладнений прийом їжі, порушення мови, недостатню естетику.

Діагноз: - вторинна адентія в дистальному відділі нижньої щелепи зліва  
- виражена вертикальна атрофія альвеолярного відростку в дистальному відділі зліва.

Після проведення клініко-лабораторних та рентгенологічних досліджень, складено план лікування: усунення атрофії альвеолярного відростку за допомогою методу спрямованої кісткової регенерації з подальшою дентальною імплантацією. Після ортопедичного планування та терапевтичної санації порожнини рота виконано хірургічне втручання. Відшарування та мобілізацію слизового клаптя проводили за авторською методикою.

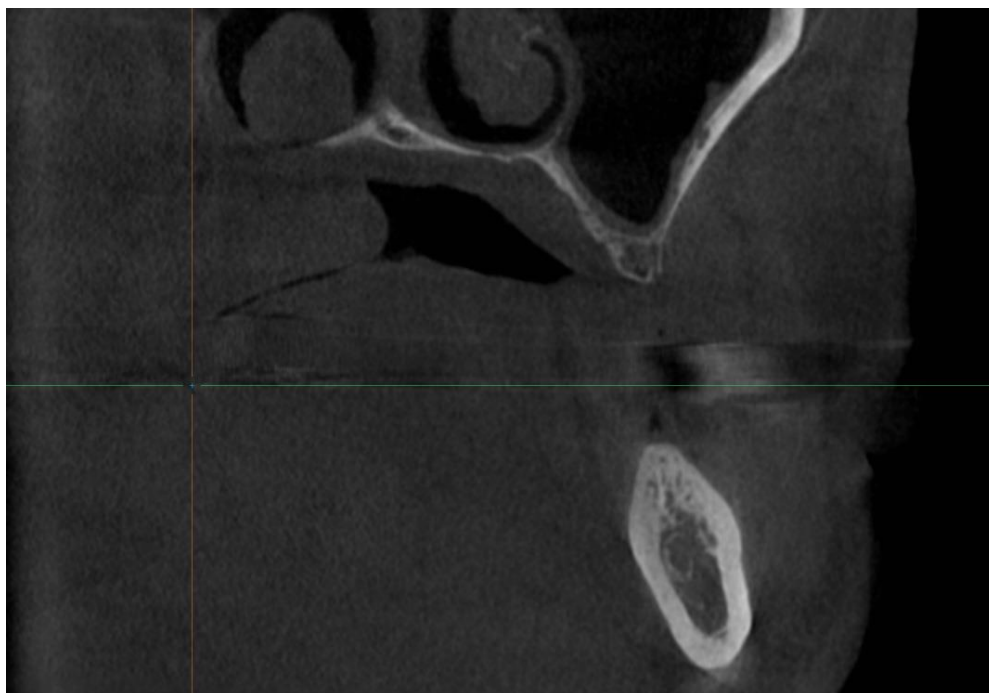


Рис 7.21. Вихідна КПКТ, корональний зріз.

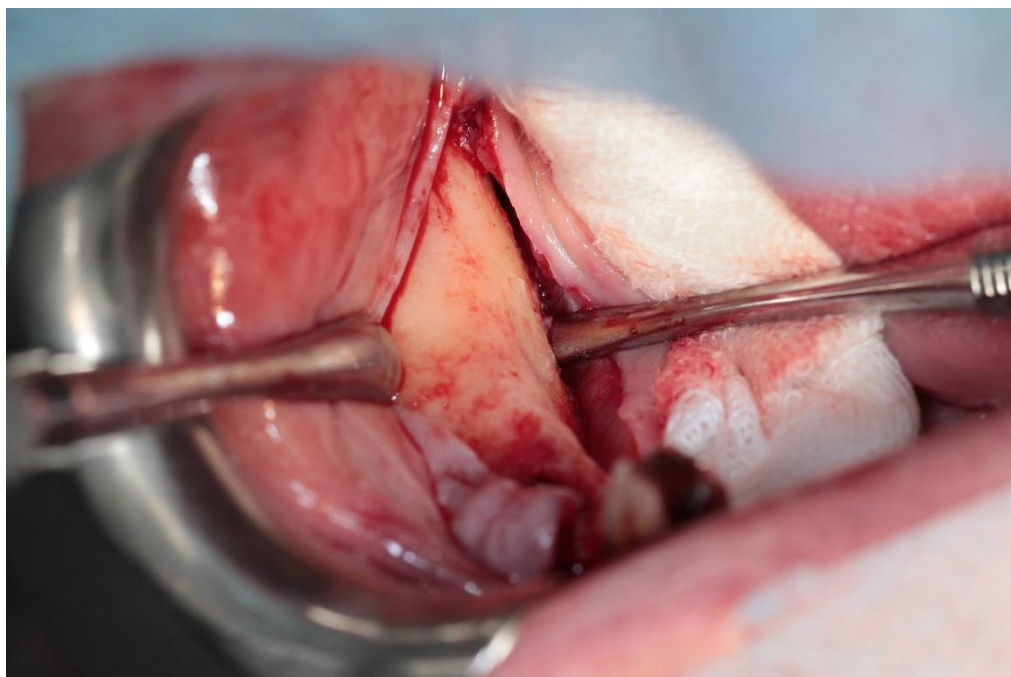


Рис 7.22. Відшарування слизово-окістного клаптя за авторською методикою трапецієподібного клаптя.

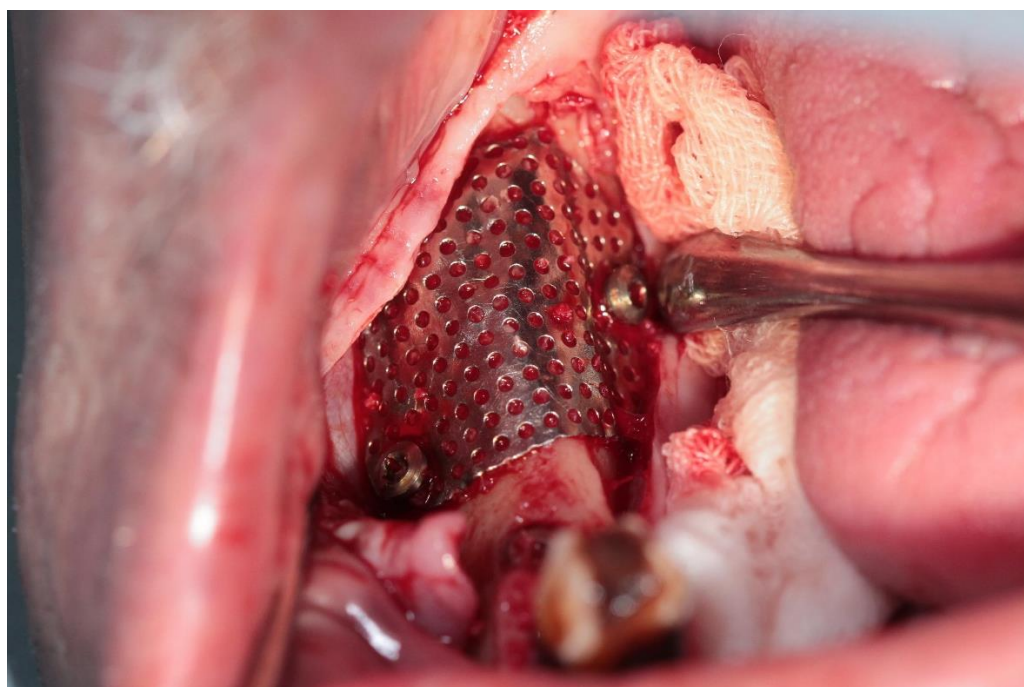


Рис 7.23. Внесення кісткового аугментату, остаточна фіксація титанової сітки.

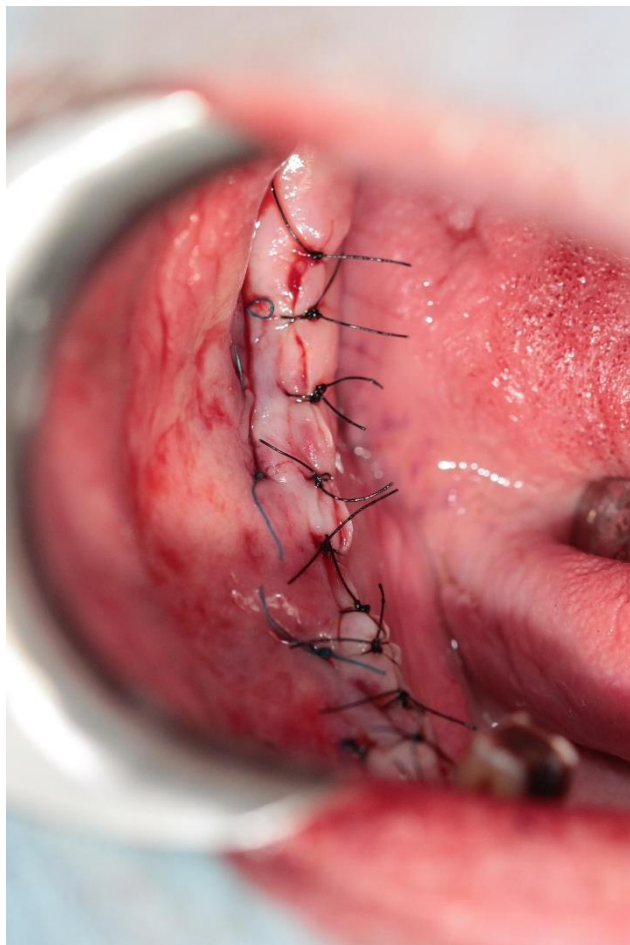


Рис 7.24. Операційна рана ушита.



Рис 7.25. Стан рани на першу добу.

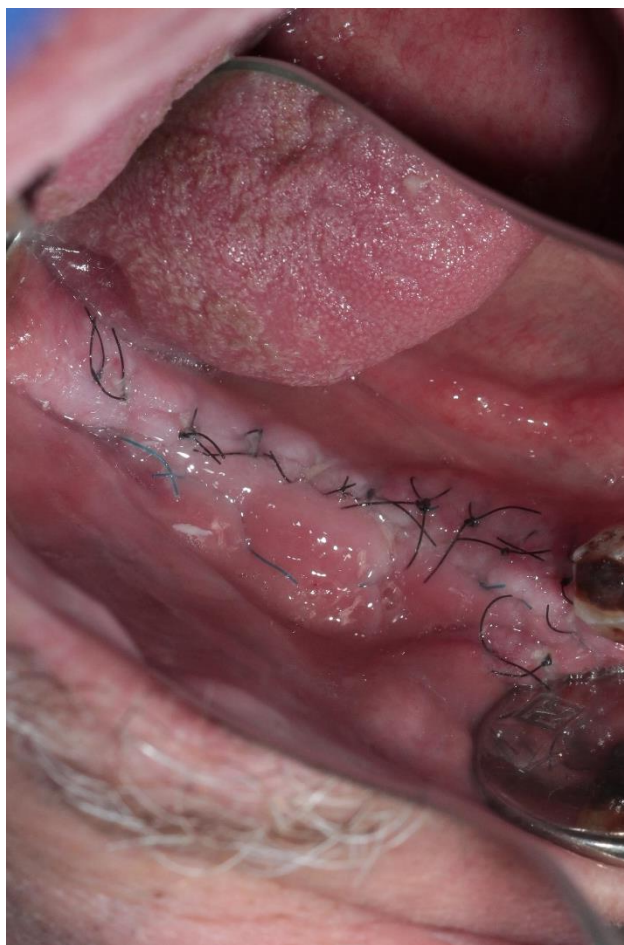


Рис 7.26.Стан рани на съому добу.

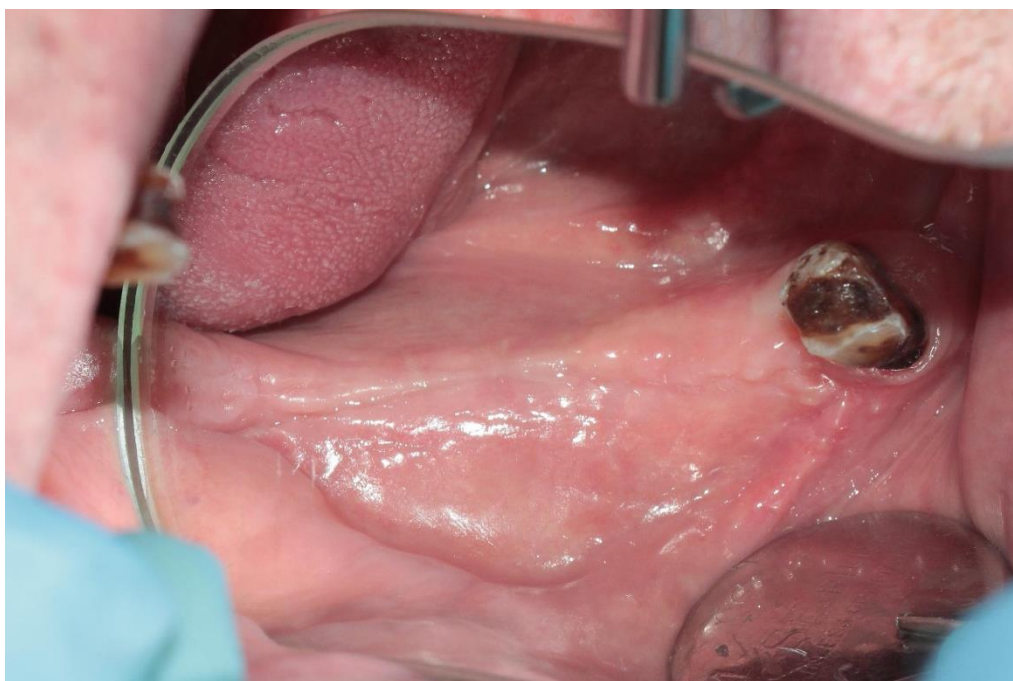


Рис 7.27.Стан рани на 14 добу.

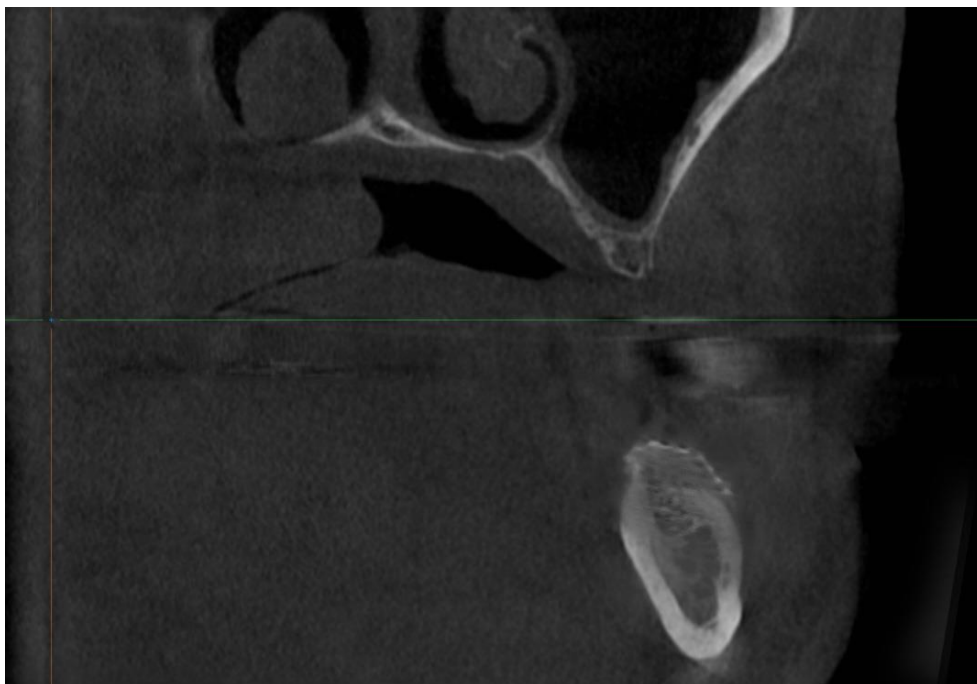


Рис 7.28. КПКТ через 6 місяців.

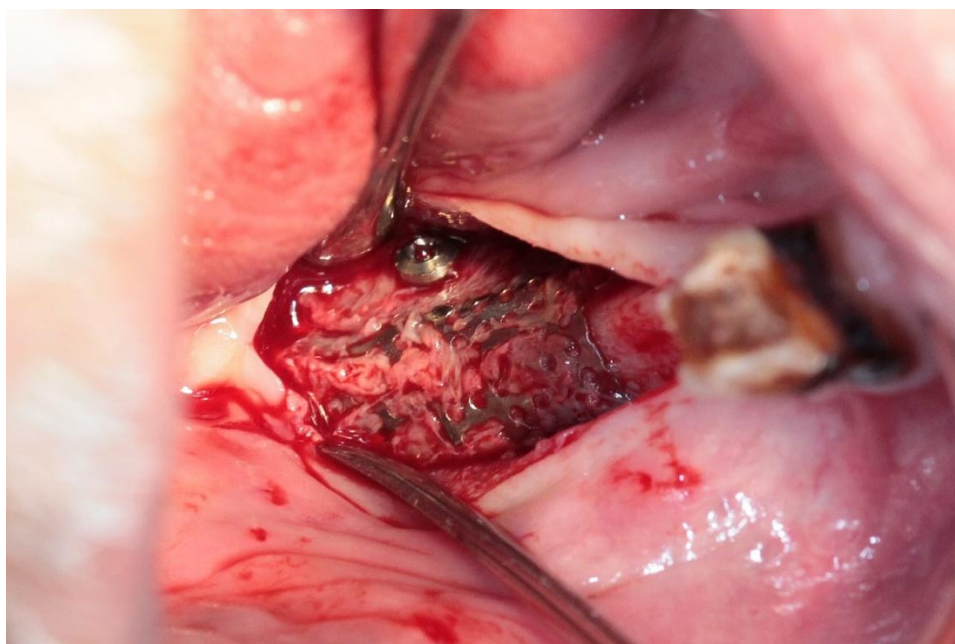


Рис 7.29. Стан аугментату через 6 місяців, відшарування слизового клаптя.

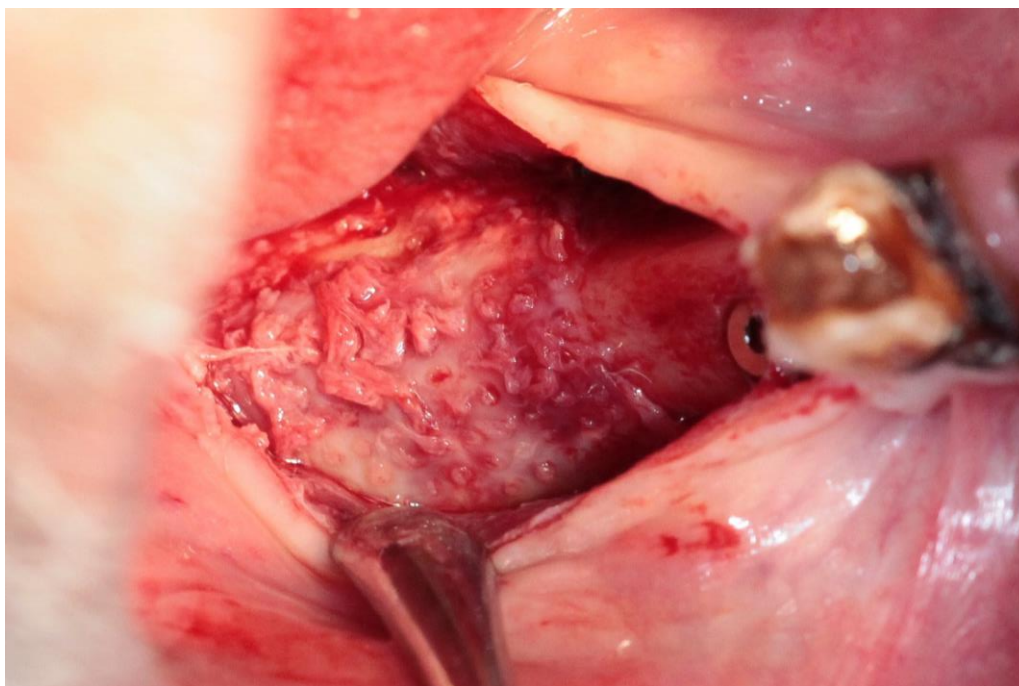


Рис 7.30. Стан аугментату через 6 місяців, видалена титанова сітка.

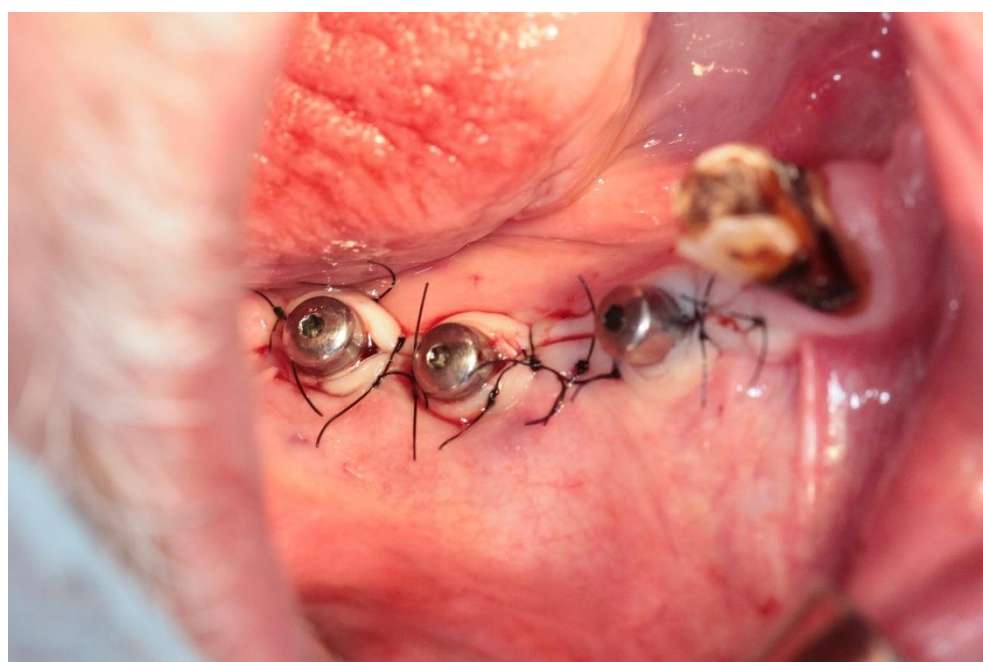


Рис 7.31. Встановлені дентальні імплантати, рана ушита.