

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ПАВЛІШ ІГОР ВІКТОРОВИЧ

УДК: 616.716 + 616.314] - 089.843

**ОБГРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ МАЛОІНВАЗИВНОЇ
МЕТОДИКИ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ У БОКОВИХ ВІДДІЛАХ
НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЗА УМОВИ ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ**

14.01.22 – стоматологія

Охорона здоров'я

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

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

_____Павліш І.В.

Науковий керівник: **Дворник В. М.** доктор медичних наук, професор

Полтава – 2021

АНОТАЦІЯ

Павліш І.В. Обґрунтування використання малоінвазивної методики дентальної імплантації у бокових відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.22 «Стоматологія» (221 – Стоматологія). – Українська медична стоматологічна академія, Полтава, 2021.

Дисертаційна робота присвячена проблемі ортопедичної реабілітації пацієнтів з повною чи частковою втратою зубів на нижній щелепі за умови дефіциту кісткової тканини в її бокових відділах.

За даними різних авторів поширеність дефектів зубних рядів у бічних відділах нижньої щелепи спостерігається від 48,3 до 55,8% серед людей різних вікових груп, які звертаються по стоматологічну допомогу. Частота повної втрати зубів в дорослого населення за даними В.А. Лабунця (2006), становить 9,3%. Крім цього, ряд авторів відмічають проблеми, пов'язані з дефіцитом кісткової тканини в бічних ділянках нижньої щелепи не менш ніж в 30% випадків при частковій адентії і до 58% при повній втраті зубів.

Після втрати зубів, наявності знімних протезів, генералізованої патології пародонта, ріст якої збільшується, хронічної періодонтальної патології та інших причин спостерігається прогресуюча атрофія альвеолярної кістки, а також часткова атрофія базальних відділів щелеп. Це викликає значні анатомо-функціональні зміни в порожнинні рота та в щелепно-лицевій ділянці.

Такі умови значно утруднюють використання конвенційних схем незнімного протезування з опорою на дентальні імплантати. Різноманіття розроблених на сьогодні підходів до вирішення цієї проблеми (субперіостальна імплантація, аугументація альвеолярного відростка шляхом керованої кісткової регенерації, пересадки кісткових блоків, дистракційного

остеогенезу, використання коротких та введених під кутом імплантатів тощо) тільки підкреслює її актуальність. Проте назвати проблему вирішеною не можна, оскільки кожен з цих підходів має свої недоліки: збільшення термінів і вартості реабілітації, значна інвазивність, біомеханічні ризики тощо. Відтак пошук альтернативних рішень залишається актуальним, особливо в світлі сучасних тенденцій розвитку медичних технологій, де зменшення інвазивності втручання є одним з пріоритетних напрямків.

Мета дослідження: довести ефективність застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації у пацієнтів з частковою та повною втратою зубів на нижній щелепі за умов набутого дефіциту кісткової тканини у дистальних відділах.

Для визначення необхідної кількості одноетапних імплантатів малого діаметру, їх оптимального розташування та впливу архітекtonіки кісткової тканини на функціонування системи протез-імплантат-кістка нами був проведений порівняльний аналіз напружено-деформованого стану імплантатів та прилеглої кісткової тканини з використанням кінцево-елементного моделювання.

Математичний аналіз проводили при різних видах навантаження, при різній щільності кісткової тканини та при різних варіантах кількості та способу (монокортикальний та біокортикальний) фіксації імплантатів. Також враховували наявність або відсутність додаткової опори, розташованої попереду ментального отвору.

В результаті проведеного математичного моделювання дійшли висновку, що щільність губчастої речовини значно впливає на розподіл еквівалентних напружень. Так зі зміною щільності від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ напруження в кортикальному шарі щелепної кістки збільшуються на 54% і максимальні значення, що становлять 54,2 - 68,5 МПа перевищують відповідні межі міцності в 45 МПа.

Результати засвідчили, що в порівнянні з монокортикально встановленими імплантатами, при бікортикальній фіксації щільність губчастої речовини менше впливає на максимальні значення еквівалентних напружень в кортикальному шарі кістки, які із зміною щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$, збільшуються лише на 14,2%.

Також виявилось, що при використанні п'яти бікортикально встановлених імплантатів у ділянці відсутніх другого премоляра та двох молярів не виявлено суттєвого впливу щільності губчастої кістки на розподіл еквівалентних напружень в імплантатах та прилеглий кістці. Збільшення еквівалентних напружень в кортикальному шарі при зменшенні щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ становило лише 0,7% та максимальні їх значення не перевищували меж міцності при різних навантаженнях.

Використання хірургічного шаблону значно полегшує проведення малоінвазивної методики дентальної імплантації та робить її більш безпечною. В результаті аналізу даних літератури стало зрозуміло, що існуючі сучасні системи виготовлення хірургічних шаблонів є досить ресурсоемкими, оскільки вимагають коштовного обладнання та комп'ютерного програмного забезпечення. Тому одним із завдань була розробка методики виготовлення та оптимізація конструкції хірургічного шаблону.

Розроблена нами методика базується на перенесенні даних комп'ютерної томографії на модель щелепи під час виготовлення хірургічного шаблону з допомогою оригінальної конструкції скан-шаблону та досить простого пристрою для позиціонування моделі, який встановлюється в стандартний паралелометр. Виготовлення хірургічного шаблону за нашим способом не вимагає використання спеціалізованого програмного забезпечення для планування та коштовного обладнання, що може зробити його використання більш доступним.

Дані математичного моделювання та ефективність застосування нашого хірургічного шаблону були підтверджені клінічним матеріалом, отриманим під час лікування 47 пацієнтів з повною чи частковою відсутністю зубів на нижній щелепі без загальних протипоказань до імплантації.

Реабілітація пацієнтів складалась з обстеження, планування лікування, підготовки до протезування, хірургічного етапу, тимчасового та постійного протезування, диспансерного нагляду.

Включені дефекти зубних рядів були виявлені у 5 (10,6%) обстежуваних пацієнтів, кінцеві дефекти - у 30 (63,8%) людей, у 3 (6,4%) пацієнтів виявлено поєднання як включених, так і кінцевих дефектів та у 7 (14,9%) – повна відсутність зубів на нижній щелепі.

Під час об'єктивного обстеження та рентгенологічного дослідження були визначені топографоанатомічні особливості беззубих ділянок нижньої щелепи. Крім ступеню атрофії та топографії нижньощелепного каналу з допомогою комп'ютерної томографії також визначалась оптична щільність кісткової тканини. За результатами виявлених топографо-анатомічних особливостей були сформовані дві клінічні групи.

До першої (основної) групи увійшли 25 пацієнтів з вираженим дефіцитом кісткової тканини в бокових відділах, що робило неможливим встановлення імплантатів стандартного розміру. У даній групі лікування проводилось із застосуванням адаптованої нами малоінвазивної методики імплантації шляхом бікортикального встановлення нерозбірних імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва з використанням хірургічного шаблону. Усім пацієнтам цієї групи проводилось негайне або раннє тимчасове протезування незнімними акриловими мостоподібними протезами. Всього пацієнтам цієї групи було встановлено 146 імплантатів.

Другу (контрольну) групу склали 22 пацієнти з невираженою атрофією бокових відділів нижньої щелепи, а саме товщина альвеолярної частини

складала більше 5 мм, а віддаль до нижньощелепного каналу – більше 9 мм. У цій групі застосовували стандартну методику одноетапної імплантації з використанням конвенційних схем розміщення та кількості імплантатів стандартних розмірів. В залежності від первинної стабільності імплантатів проводилось раннє або відтерміноване тимчасове протезування. Всього пацієнтам цієї групи було встановлено 70 імплантатів.

Усім пацієнтам обох груп у якості тимчасових протезів виготовляли незнімні акрилові мостоподібні конструкції. Постійне протезування проводилось через 12 місяців металокерамічними мостоподібними протезами.

Для підтвердження ефективності адаптованої нами малоінвазивної методики дентальної імплантації ми провели порівняльне клініко-інструментальне дослідження основної та контрольної груп пацієнтів. Для цього визначали клінічну та рентгенологічну стабільність встановлених імплантатів відповідно до критеріїв ефективності за Smith і Zarb, а також провели дослідження особливостей остеоінтеграції шляхом вимірювання стабільності імплантатів методом частотно-резонансного аналізу.

Під час клінічних спостережень було виявлено, що малоінвазивна методика дентальної імплантації характеризується більш легким та сприятливим перебігом післяопераційного періоду, що проявлялось у зменшенні больового синдрому, практичній відсутності набряку м'яких тканин, а також гіперемії та набряку слизової оболонки в ділянці імплантації. Також у пацієнтів основної групи не спостерігались післяопераційні запальні процеси слизової оболонки.

Визначення індексу гігієни та проби Шиллера-Писарева в динаміці (через 1, 6 та 12 місяців після імплантації) показали, що ортопедичне лікування за адаптованою нами малоінвазивною методикою дентальної імплантації, так як і за стандартною одноетапною, характеризується схожими умовами для проведення індивідуальної гігієни і при достатній мотивації і

навчанні пацієнтів не призводить до порушення гігієнічного стану порожнини рота, а також до розвитку запальних процесів в періімплантній слизовій оболонці.

Для дослідження процесів резорбції прилеглої до імплантатів кістки ми проводили динамічне рентгенологічне спостереження. Для цього проводили ортопантомографію відразу після встановлення імплантатів, через 3, 6, 12 та 24 місяці. Результати рентгенологічного дослідження показали, що перебіг резорбтивних процесів в маргінальній періімплантній кістці має схожий характер у пацієнтів основної та контрольної груп. Так протягом першого року функціонування імплантатів середній показник вертикальної резорбції склав $0,719 \pm 0,001$ мм в основній та $0,763 \pm 0,001$ мм в контрольній групі, а протягом другого – $0,12$ мм в обох дослідних групах.

Для виявлення особливостей остеоінтеграції імплантатів, встановлених за адаптованою нами малоінвазивною методикою, проводили вимірювання коефіцієнту стабільності імплантатів (KCI) методом частотно-резонансного аналізу з допомогою приладу Osstel ISQ. Дослідження проводилось в основній та контрольних групах на момент установки імплантату, через 3 та 12 місяців.

Аналіз середнього показника KCI в динаміці як в основній, так і в контрольній групах показав поступове його збільшення протягом 12 місяців відповідно на 5 у.о. (10,7%) і 7,5 у.о. (15,2%). Це дало змогу зробити висновок, що процес репаративної та фізіологічної регенерації після імплантації як в основній, так і в контрольній групі пацієнтів протягом першого року супроводжується ущільненням кісткової тканини навколо імплантатів, що є основною ознакою остеоінтеграції.

Для виявлення особливостей остеоінтеграції імплантатів у різних типах кісткової тканини обох дослідних груп ми провели аналіз показників KCI в залежності від її щільності. Проаналізувавши залежність показника первинної стабільності від щільності кісткової тканини, виявилось, що вони

знаходяться в прямій залежності в обох дослідних групах. Максимальна різниця КСІ спостерігалась між групами D3 і D1 і становила в основній групі – 9,71 у.о. (19,3%), а у контрольній – 14,95 у.о. (26,6 %). Також відмітили, що в однакових типах кістки дещо вищі значення коефіцієнта первинної стабільності спостерігались в кістці D1 і D2 у пацієнтів контрольної груп в порівнянні з основною відповідно на 6 у.о. (11,8%) і 3 у.о. (6,4%), а в кістці D3 ці значення практично не відрізнялись. Виходячи з цього, був зроблений висновок, що в основній групі щільність кістки менше впливала на первинну стабільність імплантату, ніж в контрольній, що підтвердило переваги бікортикальної установки імплантатів.

Отримані нами результати клінічних та рентгенологічних методів дослідження в поєднанні з аналізом показників остеоінтеграції імплантатів методом частотно-резонансного аналізу і математичного дослідження дозволили об'єктивно підтвердити ефективність та доцільність застосування адаптованої нами малоінвазивної методики дентальної імплантації шляхом бікортикального встановлення нерозбірних імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва з використанням хірургічного шаблону в умовах дефіциту кісткової тканини, його біомеханічні переваги. Визначені показання та основні умови для застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації у бокових відділах нижньої щелепи за наявності дефіциту кісткової тканини. Розроблено методику виготовлення хірургічного шаблону для проведення малоінвазивної дентальної імплантації, скан-шаблон та пристрій для позиціонування зубної моделі при його виготовленні.

У свою чергу, це дало можливість розширити можливості застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації в умовах атрофії кісткової тканини.

Ключові слова: малоінвазивна методика, дентальна імплантація, боковий відділ нижньої щелепи, дефіцит кісткової тканини, бікортикальна фіксація.

SUMMARY

Pavlish I.V. Validation for the use of minimally invasive dental implantation in the lateral parts of the mandible in case of bone deficiency.

The thesis for a candidate degree of Medical Sciences in the specialty 14.01.22 "Dentistry" (221 – Dentistry). – Ukrainian Medical Stomatological Academy, Poltava, 2021.

The dissertation is focused on the problem of prosthetic rehabilitation of patients with complete or partial loss of teeth on the mandible with a bone deficiency in lateral regions.

According to various authors, the prevalence of dentition defects in the lateral parts of the mandible is observed from 48.3 to 55.8% among people of different ages who seek dental care. VA Labunets (2006) states that the frequency of complete tooth loss in the adult population is 9.3%. Besides, some authors pinpoint problems associated with a bone deficiency in the lateral areas of the mandible in at least 30% of cases with partial adentia and up to 58% with complete loss of teeth.

There is progressive atrophy of the alveolar bone, as well as partial atrophy of the basal jaws after the loss of teeth, the presence of removable dentures, generalized periodontal pathology, and other causes. This provokes significant anatomical and functional changes in the oral cavity and the maxillofacial area.

The above-mentioned conditions significantly complicate the use of conventional schemes of fixed prosthetics on dental implants. The variety of approaches developed to date to solve this problem (subperiosteal implantation, augmentation of the alveolar process by DBG, bone block grafting, distraction osteogenesis, use of short and angled implants, etc.) only emphasizes its relevance. However, the problem cannot be called solved, because each of these approaches has its drawbacks: increasing the time and cost of rehabilitation, significant invasiveness, biomechanical risks, and so on. Therefore, the search for alternative

solutions remains relevant, especially in light of the current trends in medical technology, where reducing the invasiveness of the intervention is one of the priority areas.

The purpose of the study: to prove the effectiveness of minimally invasive dental implantation in patients with partial and complete loss of teeth in the lower jaw in conditions of acquired bone deficiency in the distal areas.

We conducted a comparative analysis of the stress-strain state of implants and adjacent bone tissue using finite element analysis to determine the required number of single-stage small-diameter implants, their optimal location, and the impact of bone architecture on the functioning of the prosthesis-implant-bone system. Mathematical analysis was performed at different types of load, at different bone density and different variants of the number and method (monocortical and bicortical) of implant fixation. Also, the presence or absence of additional support located in front of the mental foramen was considered.

As a result of the mathematical model, it was concluded that the density of the spongy substance significantly affects the distribution of equivalent stresses. Thus, with a change in density from $\rho = 1.0$ to $\rho = 0.4$, the stresses in the cortical layer of the mandible increase by 54%, and the maximum values of 54.2 - 68.5 MPa exceed the corresponding strength limits of 45 MPa.

The results showed that the density of the spongy substance has less effect on the maximum values of equivalent stresses in the cortical layer of bone in the bicortical fixation in comparison with monocortically installed implants, which with a change in the density of the spongy substance from $\rho = 1.0$ to $\rho = 0.4$ increases by 14.2% only.

There was no significant effect of cancellous bone density on the distribution of equivalent stresses in the implants and the adjacent bone when five bicortically placed implants were used in a similar situation. The increase in equivalent stresses in the cortical layer with decreasing bone density from $\rho = 1.0$ to $\rho = 0.4$ was only

0.7% and their maximum values did not exceed the strength limits at different loads.

The use of a surgical guide greatly facilitates the minimally invasive technique of dental implantation and makes it safer. As a result of the analysis of literature data, it became clear that the existing modern systems for the manufacture of surgical guides are quite resource-intensive because they require expensive equipment and computer software. Therefore, one of the tasks was to develop a method of manufacturing and optimizing the design of a surgical guide.

The method developed by us is based on the transfer of computed tomography data to a model of the jaw during the manufacture of a surgical guide using the original design of the scan guide and a fairly simple device for positioning the model, which is installed in a standard parallel surveyor. Making a surgical guide in our way does not require the use of specialized planning software and expensive equipment, which can make its use more affordable.

Mathematical modeling data and the effectiveness of our surgical guide were confirmed by clinical material obtained during the treatment of 47 patients with complete or partial absence of teeth in the mandible without general contraindications to implantation. Patients ranged in age from 28 to 74 years, including 34 women and 13 men.

Rehabilitation of patients consisted of examination, treatment planning, preparation for prosthetics, surgical stage, temporary and permanent prosthetics, follow-up examinations.

Edentulous bounded spaces were found in 5 (10.6%) of the examined patients, free-end defects - in 30 (63.8%) people, there was a combination of both types of defects was detected in 3 (6.4%) patients and complete absence of teeth on the lower jaw in 7 (14.9%) people.

During the objective and X-ray examination, the topographic and anatomical features of the edentulous parts of the mandible were determined. In addition to the degree of atrophy and topography of the mandibular canal, computed tomography

was used to determine the optical density of the bone tissue. According to the results of the identified topographic and anatomical features, two clinical groups were formed.

The first group included 25 patients with a severe bone deficiency in the lateral areas, which made it impossible to install standard-sized implants. In this group, treatment was performed using our adapted minimally invasive implantation technique by the bicortical installation of non-detachable implants of small diameter bypassing the inferior alveolar nerve using a surgical guide. Implants with a diameter of 2.5 and 2.8 mm and a length of 10-16 mm were used. All patients in this group underwent immediate or early temporary prosthetics with non-removable acrylic bridges. A total of 146 implants were installed in patients in this group.

The second (control) group consisted of 22 patients with insignificant atrophy of the lateral parts of the mandible, namely the thickness of the alveolar part was more than 5 mm, and the distance to the mandibular canal - more than 9 mm. In this group, the standard method of single-stage implantation using conventional placement schemes and the number of implants of standard sizes was used. Implants with a diameter of 3.5, 4.0, and 4.5 mm and a length of 8-12 mm were used. Depending on the primary stability of the implants, early or delayed temporary prosthetics were performed. A total of 70 implants were placed in patients in this group.

Fixed acrylic bridges were made as temporary prostheses for all patients of both groups. Permanent prosthetics were made after 12 months with metal-ceramic bridge prostheses.

To confirm the effectiveness of our adapted minimally invasive method of dental implantation, we conducted a comparative clinical and instrumental study of the main and control groups of patients. To do this, we determined the clinical and radiological stability of the placed implants under the criteria of efficiency according to Smith and Zarb. Also, we conducted a study of the features of

osseointegration by measuring the stability of implants by frequency resonance analysis.

During clinical observations, it was found that minimally invasive dental implantation is characterized by a more favorable course of the postoperative period, which was manifested in the reduction of pain, no soft-tissue edema, as well as redness and swelling of the mucous membrane at the site of implantation. Moreover, patients in the main group did not have postoperative inflammatory processes of the mucous membrane.

Determination of the hygiene index and Schiller-Pisarev test in dynamics (1, 6, and 12 months after implantation) showed that prosthetic treatment according to our adapted minimally invasive method of dental implantation, as well as standard single-stage, is characterized by similar conditions for personal oral hygiene. Sufficient motivation and training of patients do not lead to a violation of the hygienic condition of the oral cavity, as well as to the development of inflammatory processes in the peri-implant mucosa.

To study the resorption processes of the bone adjacent to the implants, we performed a dynamic X-ray observation. To do this, orthopantomography was performed immediately after implant placement, after 3, 6, 12, and 24 months.

The results of X-ray examination showed that the course of resorptive processes in the marginal peri-implant bone is similar in patients of the main and control groups. Thus, during the first year of implant operation, the average vertical resorption was 0.719 ± 0.001 mm in the main and 0.763 ± 0.001 mm in the control group, and 0.12 mm in both experimental groups during the second year.

To identify the features of osseointegration of implants, placed by our adapted minimally invasive technique, we measured the coefficient of implant stability (ISC) by frequency resonance analysis using the device Osstel ISQ. The study was conducted in the main and control groups at the time of implant placement, after 3 and 12 months.

Analysis of the average ISC in the dynamics of both the main and control groups showed a gradual increase over 12 months, by 5 uo (10.7%) and 7.5 (15.2%) respectively. This allowed us to conclude that the process of reparative and physiological regeneration after implantation in both the main and control groups of patients during the first year is accompanied by compaction of bone tissue around the implants, which is the main sign of osseointegration.

We analyzed the indicators of ISC depending on its density to identify the features of osseointegration of implants in different types of bone tissue of both experimental groups.

After analyzing the dependence of the primary stability index on bone density, it was found that they are directly dependent in both experimental groups. The maximum difference of ISC was observed between groups D3 and D1 and in the main group it was 9.71 uo (19.3%), and in the control - 14.95 uo (26.6%). Moreover, in the same bone types slightly higher values of the coefficient of primary stability were observed in bone D1 and D2 in patients of the control groups compared to the main, 6 uo (11.8%) and 3 uo (6.4%) respectively; and in bone D3 - these values did not differ. Based on this, it was concluded that in the main group, bone density had less effect on the primary stability of the implant than in the control, which confirmed the advantages of bicortical implant placement.

Our results of clinical and radiological research methods in combination with the analysis of rates of osseointegration of implants by frequency resonance analysis and mathematical research allowed us to objectively confirm the effectiveness and feasibility of our adapted minimally invasive technique of dental implantation by the bicortical placement of non-detachable using a surgical guide in conditions of bone deficiency, its biomechanical advantages. Indications and basic conditions for the use of minimally invasive methods of dental implantation in the posterior areas of the mandible in the case of bone deficiency are

determined. A method of manufacturing a surgical guide for a minimally invasive method of dental implantation was developed.

This made it possible to expand the possibilities of using minimally invasive methods of dental implantation in conditions of bone atrophy.

Keywords: minimally invasive technique, dental implantation, posterior areas of mandible, bone deficiency, bicortical fixation.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковані основні результати дослідження:

1. Павліш ІВ. Клінічні та технологічні аспекти керованої хірургії в стоматологічній імплантології. Світ медицини та біології. 2013;2(38):207-11.
2. Павліш ІВ, Дворник ВМ, Фенко ГО, Добровольський ОВ. Математичне обґрунтування бікортикальної імплантації в бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Вісник проблем біології та медицини. 2014;2;2(108):62-69.
3. Павліш ІВ, Дворник ВМ, Рябушко НО. Спосіб виготовлення хірургічного шаблону для встановлення дентальних імплантів. Український стоматологічний альманах. 2016;3(2):81-86.
4. Павліш ІВ, Дворник ВМ. Дослідження остеоінтеграції бікортикально встановлених імплантів малого діаметру методом частотно-резонансного аналізу. Український стоматологічний альманах. 2017;2:79-82.
5. Павліш ІВ. Клініко-рентгенологічна характеристика малоінвазивної методики дентальної імплантації у бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2020;20;4(72):163-168.

6. Павлиш ИВ, Дворник ВН. Математическое моделирование функционирования бикортикально установленных имплантатов в боковом отделе нижней челюсти в условиях дефицита костной ткани при различных вариантах протезирования. Российский вестник дентальной имплантологии. 2020; 3–4(49–50): 12-19.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

1. Павліш ІВ. Аспекти використання хірургічних шаблонів в дентальній імплантології. Проблеми екології та медицини: матеріали науково-практичної конференції «Інноваційні технології в стоматології та клінічній медицині», присвяченої 90-річчю ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» (Полтава, 2011р.). 2011;15;3-4:122.

2. Павліш ІВ, Дворник ВМ. Методика виготовлення хірургічного шаблону для встановлення дентальних імплантатів. Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога. 2015;11(2):166-70.

Наукові праці, які додатково відображають результати дослідження:

1. Павліш ІВ, Рябушко НО, винахідники; Українська медична стоматологічна академія, патентовласник. Скан-шаблон. Патент на корисну модель № 103567. 2015 Груд 25.

2. Павліш ІВ, Дворник ВМ, Рябушко НО, винахідники; Українська медична стоматологічна академія, патентовласник. Пристрій для позиціонування моделей при виготовленні хірургічного шаблону для дентальної імплантації. Патент на корисну модель № 127608. 2018 Серп 10.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	19
ВСТУП.....	20
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	28
1.1 Характеристика сучасних підходів до реабілітації пацієнтів з частковою та повною втратою зубів на нижній щелепі за умов дефіциту кісткової тканини у бокових ділянках.....	28
1.2 Огляд існуючих конструкцій та технологій виготовлення хірургічних шаблонів для проведення дентальної імплантації.....	39
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	50
2.1 Характеристика клінічних об'єктів дослідження.....	50
2.2 Методи клінічних досліджень.....	54
2.3 Рентгенологічне дослідження.....	67
2.4 Визначення стабільності імплантатів з допомогою апарату Osstell ISQ.....	62
2.5 Математичне моделювання системи протез-імплантат-кістка при використанні бікортикально встановлених імплантатів.....	64
2.6 Методи статистичної обробки результатів дослідження.....	70
РОЗДІЛ 3 МАТЕМАТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ ОДНОЕТАПНИХ ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ ВСТАНОВЛЕНИХ БІКОРТИКАЛЬНО У ДИСТАЛЬНИХ ВІДДІЛАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЗА УМОВ НАБУТОГО ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ.....	72
РОЗДІЛ 4 ХАРАКТЕРИСТИКА КЛІНІЧНИХ ТА ЛАБОРАТОРНИХ ЕТАПІВ МАЛОІНВАЗИВНОЇ МЕТОДИКИ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ У ПАЦІЄНТІВ З ЧАСТКОВОЮ ЧИ ПОВНОЮ ВТРАТОЮ ЗУБІВ НА НИЖНІЙ ЩЕЛЕПІ ЗА УМОВ	

НАБУТОГО ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ.....	93
4.1 Стандартна методика дентальної імплантації.....	93
4.2 Особливості проведення малоінвазивної дентальної імплантації у бокових відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини.....	98
РОЗДІЛ 5 ПОРІВНЯЛЬНА КЛІНІЧНА ОЦІНКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЗАСТОСУВАННЯ МАЛОІНВАЗИВНОЇ МЕТОДИКИ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ.....	120
5.1 Клінічна характеристика післяопераційного періоду.....	120
5.2 Порівняльна характеристика гігієнічного стану порожнини рота.....	122
5.3 Рентгенологічна оцінка результатів малоінвазивної методики дентальної імплантації у порівняльному аспекті.....	126
5.4 Результати дослідження коефіцієнту стабільності дентальних імплантатів методом частотно-резонансного аналізу	129
ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	139
ВИСНОВКИ.....	150
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	152
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	153
ДОДАТКИ.....	176

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ЕН – еквівалентне напруження;

ІГІ – індекс гігієни імплантатів;

КСІ – коефіцієнт стабільності імплантатів;

КТ – комп'ютерна томографія;

МЕ – маркерні елементи;

НДС – напружено-деформований стан;

ОПТГ – ортопантомографія;

ПК – протез-імплантат-кістка;

СПІ – субперіостальний імплантат;

ХШ – хірургічний шаблон;

ВСТУП

Актуальність теми. Одним із основних напрямків наукових досліджень сучасної стоматології залишається протезування зубних рядів з використанням дентальних імплантатів [1, 2, 3]. За останні десятиліття метод дентальної імплантації став одним з провідних при заміщенні дефектів зубних рядів. Завдяки йому багато в чому і вирішується проблема реабілітації пацієнтів з різними видами стоматологічних захворювань, які супроводжуються втратою одного або декількох зубів та руйнуванням навкол зубних тканин, зокрема дефектами кістки, зумовленими запальним процесом або травмою [4, 5, 6, 7].

Поряд з цим, в останній час багато уваги приділяється розробці та застосуванню малоінвазивних (безклаптевих) методик зубної імплантації, основною перевагою яких вважають: скорочення термінів реабілітації, зменшення післяопераційної резорбції кісткової тканини, підвищення комфорту пацієнтів під час та після оперативного втручання [8, 9, 10].

Однак, у певної частини бажаючих встановити дентальні імплантати з метою фіксації незнімних зубних протезів відсутні умови для встановлення внутрішньо-кісткових конструкцій за рахунок набутого дефіциту кісткової тканини внаслідок атрофічних та запальних процесів. Даних щодо використання малоінвазивних методик дентальної імплантації в бокових ділянках нижньої щелепи за умов набутого дефіциту кісткової тканини натепер в літературі мало. Часто, існуюча за цією темою інформація, носить суперечливий характер [9, 11, 12].

На даний момент для вирішення проблем незнімного протезування при повній та частковій втраті зубів на нижній щелепі за умов набутого дефіциту кісткової тканини у дистальних ділянках розроблено та застосовується ряд підходів [13, 14]:

- використання часткових та повних субперіостальних імплантатів [15];

- використання коротких ендосальних імплантатів великого діаметру за умов наявності достатньої товщини альвеолярної частини чи тіла щелепи [16];
- використання ендосальних імплантатів стандартних розмірів з попереднім або одночасним збільшенням кісткового масиву в ділянках атрофії різними способами [17];
- інтерфорамінальна імплантація стандартних імплантатів по типу «все на 4», або «все на 6» з встановленням незнімних протезів з двосторонніми консолями та вкороченим зубним рядом.

Проте, вище наведені підходи мають ряд недоліків. Так, субперіостальна імплантація характеризується значною травматичністю, складністю проведення самого втручання, такими ускладненнями як експозиція опорних стрічок імплантату та запальні процеси в прилеглих тканинах [18, 19]. Використання коротких ендосальних імплантатів вимагає наявності широкого альвеолярного гребня чи тіла щелепи, крім цього несприятливе співвідношення висоти дефекту до ендосальної частини імплантату створює біомеханічні ризики функціонування системи протез-імплантат-кістка [20, 21].

Застосування імплантатів стандартних розмірів з попереднім збільшенням кісткового масиву шляхом аугументації чи аутотрансплантації кісткових блоків характеризується травматичністю, високою вартістю та значно подовженим терміном реабілітації. Встановлення ендосальних імплантатів в інтерфорамінальному просторі по типу «все на 4» або «все на 6» дозволяє відновити зубний ряд в об'ємі 10-12 зубів. Однак, ряд авторів вважають, що для уникнення біомеханічного ризику такі конструкції слід використовувати при наявності в якості антагоніста повного знімного протеза верхньої щелепи [20, 21, 22, 23].

За таких умов привабливою стає ідея використання залишкового об'єму кісткової тканини в ділянках її значної атрофії шляхом

бікортикального встановлення імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва, що й обумовило обраний напрямок дослідження.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота є самостійним фрагментом комплексної НДР кафедр стоматологічного профілю Української медичної стоматологічної академії за угодою із МОЗ України «Нові технології, сучасні і вдосконалені зуботехнічні матеріали в реабілітації хворих з патологією зубощелепної системи», ДР№ 0111U006304. Автор є безпосереднім виконавцем фрагменту зазначеної НДР.

Мета дослідження – довести ефективність застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації у пацієнтів з частковою та повною втратою зубів на нижній щелепі за умов набутого дефіциту кісткової тканини у її бокових відділах.

Завдання дослідження:

1. Визначити показання та умови до застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації за умови набутого дефіциту кісткової тканини у бокових відділах нижньої щелепи.

2. Провести математичне моделювання для обґрунтування введення оптимальної кількості та розташування нерозбірних імплантатів малого діаметру в бокових відділах нижньої щелепи за умов набутого дефіциту кісткової тканини.

3. Розробити методику виготовлення та адаптувати конструкцію хірургічного шаблону для проведення малоінвазивної методики дентальної імплантації.

4. Дослідити якість остеоінтеграції бікортикально встановлених імплантатів малого діаметру за малоінвазивною методикою шляхом вимірювання їх коефіцієнта стабільності методом частотно-резонансного аналізу.

5. Провести порівняльну клініко-рентгенологічну оцінку ефективності застосування малоінвазивної дентальної імплантації у бокових відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини.

Об'єкт дослідження: біомеханічна система протез-імплантат-кістка дистальної ділянки нижньої щелепи за умови набутого дефіциту кісткової тканини при використанні тонких одноетапних імплантатів фіксованих бікортикально.

Предмет дослідження: ефективність оптимізованої малоінвазивної методики дентальної імплантації в дистальних відділах нижньої щелепи за умови набутого дефіциту кісткової тканини.

Методи дослідження: загальноклінічні – визначення стоматологічного статусу; математичні – математичне моделювання методом кінцевих елементів системи протез-імплантат-кістка для визначення оптимальної кількості імплантатів та їх розташування в бокових відділах нижньої щелепи за умов набутого дефіциту кісткової тканини; рентгенологічні – прицільна рентгенографія, панорамна рентгенографія, комп'ютерна томографія (оцінювання параметрів кісткової тканини, планування імплантації, оцінка клінічної стабільності імплантатів); інструментальні – ISQ-метрія (визначення коефіцієнту стабільності імплантату частотно-резонансним методом з допомогою приладу Osstell ISQ); статистичні для аналізу та узагальнення отриманих результатів.

Наукова новизна отриманих результатів.

Отримало подальший розвиток питання стосовно визначення показань та створення сприятливих умов до застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації при набутому дефіциті кісткової тканини в бокових відділах нижньої щелепи.

Вперше створено математичну модель системи протез-імплантат-кістка бокового відділу нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини і на її основі визначено оптимальну кількість та розташування одноетапних

імплантатів малого діаметру встановлених бікортикально, в залежності від структури кісткової тканини.

Отримало подальший розвиток питання щодо оптимізації конструкції та вдосконалення методики виготовлення хірургічного шаблону для проведення малоінвазивної методики дентальної імплантації.

Вперше встановлено особливості остеointegraції імплантатів малого діаметру, фіксованих бікортикально в бокових відділах нижньої щелепи при дефіциті кісткової тканини за допомогою вимірювання коефіцієнта стабільності імплантату.

Вперше на основі математичного моделювання та клінічної апробації доведено ефективність запропонованого обґрунтованого підходу до вирішення питання незнімного протезування при повній та частковій втраті зубів на нижній щелепі за умови набутого дефіциту кісткової тканини у її бокових відділах шляхом бікортикального встановлення одноетапних імплантатів малого діаметру за малоінвазивною методикою.

Практичне значення отриманих результатів.

Визначені показання та умови до застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації в бічних відділах нижньої щелепи при набутому дефіциті кісткової тканини значно розширюють можливості її використання.

Шляхом математичного моделювання визначено необхідну кількість одноетапних імплантатів малого діаметру, їх розташування та спосіб фіксації в бокових відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини з врахуванням її щільності, що дає змогу обґрунтованого підходу до етапу планування малоінвазивної дентальної імплантації.

Розроблений пристрій для позиціонування моделі та методика виготовлення точного хірургічного шаблону з використанням скан-шаблону оригінальної конструкції, який враховує дані комп'ютерної томографії без застосування високотехнологічного обладнання та спеціальних

комп'ютерних програм (Патент на корисну модель № 127608, А61С 13/36, А61С 19/00. Пристрій для позиціонування моделей при виготовленні хірургічного шаблону для дентальної імплантації / винахідники: Павліш І.В., Дворник В.М., Рябушко Н.О. - № у 201802810, заявл. 19.03.2018, опубл. 10.08.2018, Бюл. №15; Патент на корисну модель № 103567, А61С 13/36 (2006.01). Скан-шаблон / винахідники: Павліш І.В., Рябушко Н.О. - № у 201505384, заявл. 02.06.2015, опубл. 25.12.2015, Бюл. №24) дозволяють оптимізувати процес підготовки та проведення хірургічного етапу малоінвазивної дентальної імплантації.

Результати досліджень впроваджені в навчальний процес на кафедрах ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького; ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету; ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету; післядипломної освіти лікарів стоматологів-ортопедів Вищого державного навчального закладу України «Українська медична стоматологічна академія» та у практичну діяльність КЗ «Києво-Святошинська районна стоматологічна поліклініка», стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького, КУ «Полтавський обласний центр стоматології – стоматологічна клінічна поліклініка», Університетського стоматологічного центру Харківського національного медичного університету, КЗ «Черкаська обласна стоматологічна поліклініка» Черкаської обласної ради, навчально-науково-лікувального підрозділу «УМСА» «Стоматологічний центр».

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є особистим, завершеним науковим дослідженням. Автор самостійно провів інформаційно-патентний пошук за темою дисертації та здійснив аналітичне опрацювання джерел науково-медичної інформації з даної проблеми. Спільно з науковим керівником сформулював мету та завдання

дисертаційного дослідження, висновки та практичні рекомендації. Прийом усіх пацієнтів автор проводив особисто на кафедрі ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії. Клінічні та інструментальні дослідження, статистичні обчислення отриманих результатів, їх аналіз та узагальнення, обґрунтування та формулювання наукових висновків, розробку практичних рекомендацій виконано самостійно. У співавторстві з професором Дворником В.М. та асистентом, к.м.н. Рябушко Н.О. розроблено та запатентовано конструкцію скан-шаблону та пристрою для позиціонування моделей. Математичне моделювання методом кінцевих елементів виконано за участі співробітників кафедри залізобетонних та кам'яних конструкцій і опору матеріалів Полтавського національного технічного університету ім. Ю. Кондратюка (к.тех.н., доцент Фенко Г.О., зав. кафедрою д.тех.н., професор Павліков А.М.).

У працях, опублікованих у співавторстві, роль дисертанта провідна.

Апробація результатів дисертації. Основні результати дисертаційної роботи викладено та обговорено на: науково-практичній конференції «Інноваційні технології в стоматології та клінічній медицині», присвячена 90-річчю ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» (Полтава, 2011), всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної хірургії голови та шиї» (Полтава, 2014), міжнародній науково-практичній конференції «Актуальні проблеми стоматології (до 90-річчя проф. Вареса Е.Я.)» (Львів, 2015), всеукраїнській науково-практичній конференції «Комплексний підхід у реабілітації стоматологічних хворих» (Запоріжжя, 2015), науково-практичній конференції «Гофунговські читання» (Харків, 2015), всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної

хірургії голови та шиї», присвячена 155-річчю народження професора М.Б.Фабриканта (Полтава, 2019).

Публікації. За матеріалами дисертації опубліковано 10 наукових праць, із них 5 статей у наукових фахових журналах, рекомендованих МОН України, 1 стаття в іноземному виданні, 2 тези в збірниках матеріалів конференцій. Отримано 2 патенти на корисну модель.

Структура та обсяг дисертації. Робота викладена українською мовою на 185 сторінках комп'ютерного тексту. Робота складається з анотацій, вступу, огляду літератури, розділу «Об'єкти та методи досліджень», трьох розділів власних досліджень, розділу обговорення результатів дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаної літератури, що містить 205 літературних джерел (97 кирилицею та 108 латиницею) та додатків. Дисертація ілюстрована 52 рисунками та містить 20 таблиць.

РОЗДІЛ І

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Характеристика сучасних підходів до реабілітації пацієнтів з частковою та повною втратою зубів на нижній щелепі за умов дефіциту кісткової тканини у бокових ділянках

За даними дослідників, які проводили вивчення поширеності дефектів зубних рядів, відсутність зубів у бічних ділянках нижньої щелепи спостерігалась у 50,7% серед людей різних вікових груп, які зверталися по стоматологічну допомогу. Серед них 33,4% становили включені дефекти і 17,3% - кінцеві [7, 24, 25]. Частота повної втрати зубів в дорослого населення за даними різних вчених становить 9,3% [26, 27, 28]. Крім цього, ряд авторів відмічають проблеми, пов'язані з дефіцитом кісткової тканини в бічних ділянках нижньої щелепи не менш ніж в 30% випадків при частковій адентії і до 58% при повній втраті зубів [29, 30, 31].

Після 40 років кісткова маса компактного шару кістки фізіологічно зменшується до 0,3-0,4% на рік. Кісткова маса губчастої речовини зменшується з 25-30 років у чоловіків приблизно на 1% в рік; у жінок – на 2-3% за рік. Таким чином, загальна втрата кістки до 70 років становить 25-30% компактного і 35-40% губчастого шару, середня втрата висоти щелепи в рік – 0,1-0,2 мм [20, 32].

Після втрати зубів, наявності знімних протезів, генералізованої патології пародонта, ріст якої збільшується, хронічної періодонтальної патології та інших причин спостерігається прогресуюча атрофія альвеолярної кістки, а також часткова атрофія базальних відділів щелеп [33, 34, 35].

Це викликає значні топографо-анатомічні зміни в порожнинні рота та в щелепно-лицевій ділянці:

- формується прогенічне співвідношення щелеп [20];

- змінюється співвідношення альвеолярних відростків в бокових відділах [36, 37];

- у 80-94% зменшується глибина присінку порожнини рота [38];

- в 25% змінюється положення вуздечок губ та язика [36];

- у пацієнтів з резорбцією гребня в результаті пародонтиту і вираженою атрофією з вестибулярної сторони практично відсутня ясенева тканина, і в результаті, ми спостерігаємо слизово-ясеневе з'єднання лише по верхівці резидуального гребня [39];

- в результаті втрати точки прикріплення м'язової мускулатури змінюється міміка, з'являються додаткові складки на обличчі.

Доцільно зупинитися на деяких особливостях будови та атрофічних процесів нижньої щелепи.

Кісткова тканина нижньої щелепи характеризується істотною неоднорідністю. Це стосується, в основному, співвідношення товщини компактної та губчастої речовини. У ділянці молярів зовнішня компактна пластинка майже на половину товща за внутрішню; в ділянці премолярів вони приблизно однакової товщини; починаючи від ікла спостерігається потовщення внутрішньої компактної пластинки і потоншення зовнішньої. Вестибулярна стінка альвеоли нижніх різців та ікл тонка і майже повністю складається з компактної речовини [40,41].

Розходження в будові кісткової тканини в різних ділянках щелепи визначає і її механічні властивості. Губчаста речовина з'являється в нижній третині довжини кореня у вигляді кісткових балок, розташування яких залежить від виконаного нею навантаження в процесі жування. Найбільша кількість кісткових балок спостерігається в місцях максимальних навантажень: лунок зубів, кута щелепи і суглобового відростка. Форма поперечного перерізу тіла нижньої щелепи в різних ділянках неоднакова і має, в основному, вигляд трикутника, при чому в ділянці передніх зубів – з

основою, поверненою вниз, а в ділянці молярів – з основою поверненою догори [22, 42, 43].

При втраті зубів спостерігаються виражені порушення в щелепно-лицевій системі, які супроводжуються атрофією кісток і м'яких тканин. Тіло і гілка нижньої щелепи стають тоншими. При повній втраті зубів внаслідок суттєвих функціональних порушень кут нижньої щелепи стає тупішим, знижується міжальвеолярна висота, різко змінюються лицеві признаки [44, 45, 46].

Слід зауважити, що значній атрофії альвеолярної частини і тіла нижньої щелепи запобігають м'язи, що прикріплюються до неї і відходять від неї. Акт опускання і піднімання нижньої щелепи дозволяє зберігати кортикальну речовину кістки, особливо в її дистальних відділах, а процеси резорбції в основному відбуваються в губчастій речовині [43, 47, 48].

У фронтальній ділянці нижньої щелепи з орального боку розташовані судини, в тому числі під'язикова гілка язикової артерії, що утворює сполучення з підборідною гілкою лицьової артерії та анастомози з дрібнішими судинами м'язів передньої групи, які відходять від цієї ділянки кістки. У дистальному відділі нижньої щелепи, де найчастіше зустрічається відсутність зубів, кістка може бути різної форми і якості. Крім того, при хірургічних втручаннях у цій ділянці завжди є небезпека ушкодити язиковий нерв. За даними патологоанатомічних досліджень у 17,6% трупів цей нерв був виявлений під слизовою оболонкою на рівні альвеолярної частини і вище неї, а в 62% безпосередньо прилягав до кістки [49, 50, 51].

Встановлено широку варіабельність положення каналу нижньої щелепи та підборідного отвору. При атрофії альвеолярної частини нижньої щелепи нижній альвеолярний нерв зміщується в язиковий бік. Значна атрофія кістки може призвести до такого оголення нерва й зміщення підборідного отвору, що вони виявляються на поверхні альвеолярної дуги. Така ситуація утруднює імплантацію і вимагає попередньої пластики альвеолярного відростка,

транспозиції (латералізації) нерва або інших додаткових маніпуляцій [3, 52, 53, 54].

Немає спільної думки про достатність кістки в міжментальному просторі нижньої щелепи. Р. Worthington [55] вважає, що імпланти можна встановлювати при відстані від краю альвеолярного гребня чи тіла щелепи до нижнього краю базальної частини у 7 мм. Натомість Р. Tetsch [56] наголошує, що ця відстань має становити не менше 12 мм.

Ряд авторів вважають, що втрата зубів призводить до регіонарного остеопорозу щелеп, який характеризується зміною архітекtonіки кісток за рахунок зменшення щільності її трабекулярного шару. На нижній щелепі функціональний остеопороз відмічають у хворих, які страждають на повну відсутність зубів більш ніж два роки і користуються повними знімними протезами та мають значну атрофію альвеолярної частини [57, 58, 59, 60, 61].

Однак, дані щодо оцінки архітекtonіки кісткової тканини щелеп та її впливу на результати імплантологічного лікування пацієнтів неоднозначні.

За рентгенівськими знімками оцінити якість кістки можна лише орієнтовно. Дається в знаки різна здатність рентгенівських променів фіксувати кісткові структури, щільність кортикальної пластинки, що затінює губчасту речовину, не дають реального уявлення про якість кістки [62, 63, 64].

Найдостовірніше якість кістки можна оцінити за даними КТ, а також під час хірургічного втручання [65, 66, 67].

Дефіцит кісткової тканини може виражатися в недостатній висоті (менше 10 мм), товщині (менше 6 мм) або в її низькій щільності. В таких випадках реалізація стандартних протоколів дентальної імплантації утруднена або і зовсім не можлива [65, 67], оскільки стандартні розміри внутрішньокісткової частини імплантатів становлять в діаметрі від 3,5 мм до 4,5 мм, а довжина – 10 – 16 мм [20].

На основі вивчення висоти і ширини альвеолярної частини нижньої щелепи, топографії нижньощелепного каналу та підборідного отвору при відсутності зубів В.Н. Олесова [53, 68] рекомендує наступні розміри ендосальної частини імплантатів: 8-15 мм висотою і діаметром не більше 5 мм.

На думку багатьох вчених, приблизно в 90% випадків пацієнтам необхідно проводити той чи інший тип підсадки кісткової тканини (аугментація) і в 36% випадків без неї ендосальна імплантація неможлива [29, 69, 70].

Однак висока потреба пацієнтів у незнімному протезуванні спонукала науковців до пошуку альтернативних рішень імплантації у випадках значної атрофії щелеп. Проаналізувавши дані літератури ми визначили п'ять основних підходів для вирішення цієї проблеми [13, 14, 71]:

- використання часткових та повних субперіостальних імплантатів (СП) [15, 72];
- використання коротких ендосальних імплантатів великого діаметру [16];
- базальна імплантація [17];
- інтерфорамінальна імплантація стандартних імплантатів по типу «все на 4», або «все на 6» з встановленням незнімних протезів з двосторонніми консолями та вкороченим зубним рядом;
- використання ендосальних імплантатів стандартних розмірів з попереднім або одночасним збільшенням кісткового масиву в ділянках атрофії різними способами [73, 74];

Вперше субперіостальна імплантація була описана Goldberg і Gershkoff в 1949 році [20, 24, 75]. При цьому методі сідлоподібна частина імплантату розміщується на поверхні альвеолярного відростку чи тіла щелепи під слизово-окісним клаптом і служить опорою для зубного протеза.

Показаннями до субперіостальної імплантації є різноманітні дефекти зубних рядів при значній атрофії альвеолярних відростків в тих випадках, коли ендоосальна імплантація не можлива або пов'язана з великими труднощами і тривалим лікуванням [55, 76].

Фіксація імплантату в тканинах щелепи забезпечується міцним з'єднанням волокон фіброзної капсули, що оточує імплантат, з шарпієвими волокнами кортикальної пластинки та з окістям [20]. Крім цього рекомендується додатково використовувати кортикальні гвинти. Стабілізація імплантату при жувальному навантаженні залежить від площі його опорної частини і вираженості рельєфу альвеолярних відростків та тіла щелеп [65, 75].

Розрізняють повний субперіостальний імплантат, коли протезується беззуба щелепа, і частковий, коли мають справу з кінцевим чи включеним дефектом. О.Суров (2009) на основі багаторічного клінічного досвіду використання СПІ вважає обґрунтованим встановлення часткових СПІ в якості дистальних опор у бокових ділянках щелеп при повній чи частковій адентії [75]. Однак, В.А.Лабунець та співавт. (2012), аналізуючи дванадцятирічний досвід використання СПІ, відмітили більший відсоток ускладнень (20%) при використанні часткових СПІ в порівнянні з повними (6,6%) [77].

Відомі дві методики проведення субперіостальної імплантації: класична – двоетапна методика та сучасна – одноетапна [78, 79, 80].

На першому етапі класичної методики зі скелетованого альвеолярного відростку знімають відбиток з допомогою заздалегідь підготовленої індивідуальної ложки та базисного силіконового матеріалу. Конструкція імплантату виготовляється з допомогою гіпсової моделі відлитої по відбитку в зуботехнічній лабораторії з кобальтохромового або титанового сплаву. Другий етап проводиться через 2-3 тижні і полягає у повторному

скелетуванні альвеолярного відростка і фіксації імплантату під окіст. При даному виді імплантації проводять негайне або раннє протезування [60, 78].

Суть одноетапної методики полягає у тому, що для виготовлення імплантату використовують не гіпсову модель щелепи, відлиту по прямому відбитку, а стереолітичні моделі щелеп (можуть бути використані й інші способи швидкого прототипування медичних моделей), виготовлені на основі даних комп'ютерної томографії та комп'ютерного моделювання (CAD-CAM). Таким чином усувається етап зняття відбитку, що значно зменшує травматичність втручання. [81, 82].

Проте порівняльні дослідження двох методик, які проводились вченими відділення дентальної та оральної хірургії Бруклінського університету, на предмет точності виготовлення СП імплантату обома методами не свідчать на користь останньої. При використанні СТ/CAD-CAM моделей 5 СП імплантатів із 7 були придатними до впровадження, в той час як при використанні класичної методики - усі 7 відповідали вимогам [83].

Основною перевагою СП імплантації є невелика тривалість лікування (від 2 тижнів до місяця), порівняно невелика вартість та висока прогнозованість результату [75, 77, 81]. Основним недоліком останньої можна вважати значну травматичність, експозиція опорних стрічок імплантату внаслідок атрофії підлеглої кістки та тонкого біотипу слизової оболонки [75, 84].

Поряд з цим ряд клініцистів та дослідників намагаються вирішити проблему інтеграції СП імплантату в тканинах з допомогою біоматеріалів та методик керованої кісткової регенерації - з'являються повідомлення про успішне застосування гідроксиапатиту різного походження, а також резорбуючих та нерезорбуючих мембран. Такий підхід значно подовжує термін лікування, збільшує його вартість та може призводити до виникнення такого ускладнення, як післяопераційний некроз слизово-окісного клаптя,

який пов'язують з широким перекриттям опорних стрічок імплантату мембранами [77, 85, 86].

Використання коротких імплантатів являється альтернативним варіантом лікування при обмеженій висоті кісткової тканини. Короткими вважаються імплантати довжиною менше 8 мм. Імплантати довжиною 9-13 мм являються середніми, а довші за 13 мм – довгими. Межею між вузькими та широкими імплантатами є діаметр 4 мм [30, 50].

Короткі імплантати рекомендується використовувати переважно в ділянках жувальних зубів при обмеженій висоті і достатній ширині кісткової тканини в якості альтернативи застосуванню традиційних методів регенерації кісткової тканини [50, 51].

До позитивних результатів можна віднести процент виживання на рівні 95-99% на нижній щелепі і дещо нижчий на верхній – 94-96% через 2 роки спостережень [7, 24, 30]. Також аналіз літератури показує, що для коротких і одночасно вузьких імплантатів характерна підвищена небезпека їх завчасної втрати: до 10% в період між третім і п'ятим роками функціонування [32].

Ренуар Ф. [21] повідомляє про доволі високий успіх установлення коротких імплантатів у дистальних відділах нижньої щелепи, подібні результати наводять Nedir R. Та співавт., 2004 [87]. На думку Alhassani AA, 2010, ризик ускладнень, пов'язаних з ушкодженням нижнього альвеолярного нерва, становить 8%. Проте, на думку автора, ризик, пов'язаний з оперативним переміщенням (латералізацією) цього нерва, як припустимою альтернативою при неможливості встановлення імплантатів достатньої довжини, є ще більшим [88].

Заслуговує на увагу ряд повідомлень про успішне використання пористих коротких імплантатів [89, 90]. Унікальні властивості цих імплантатів забезпечуються особливим процесом спікання окремих частинок титанового сплаву. Автори доводять, що 94,8% успіху імплантації вище

вказаних імплантатів при часткових дефектах нижньої щелепи і до 97,0% при її повній адентії [89].

На жаль, учасники 6-ї Європейської погоджувальної конференції, 2014, (EuCC), організованої спілкою імплантологів Європи (BDIZ EDI), де погоджувались методичні рекомендації щодо використання коротких та нахилених імплантатів, відзначили відсутність результатів контрольованих рандомізованих або хоча б систематичних клінічних досліджень в цьому питанні. Проте на основі аналізу доступних на даний момент повідомлень вдалося сформулювати основні умови застосування коротких імплантатів:

- не використовувати імплантати з полірованою поверхнею [88, 91];
- використовувати короткі імплантати тільки при хорошій якості кісткової тканини [41, 92];
- перевагу необхідно надавати широким імплантатам [93];
- по можливості об'єднувати короткі імплантати в блоки [94];
- не встановлювати на короткі імплантати мостоподібні протези з проміжними та консольними ланками [94];
- формувати оклюзійні контакти таким чином, щоб реставрації з опорою на короткі імплантати не приймали участі у веденні зубних рядів при латеротрузії [92, 95];
- не використовувати короткі імплантати у пацієнтів з парафункціями [37, 95];
- застосовувати короткі імплантати тільки після набуття достатнього практичного досвіду роботи [94, 95].

Таким чином, застосування коротких імплантатів, поряд з високим успіхом, характеризується низкою обмежень анатомічного, функціонального і протетичного характеру і потребує поглибленого системного вивчення.

Терміни «базальний імплантат» та «базальна імплантація» були запропоновані приблизно у 1999 році членами колишньої Німецької Асоціації Базальної Імплантології (Німецький «Імплантологічний Клуб»).

Вони мали на увазі використання імплантатів по типу Diskimplant®, які розміщувалися у стійких до резорбції ділянках щелеп. Цей традиційний термін не включав концепцію полікортикальної фіксації імплантатів. Сьогодні термін «базальний імплантат» об'єднує цілу низку пристроїв різної конфігурації, які належать до групи остеоінтегрованих імплантатів, основними з яких є: латеральні базальні імплантати; гвинтоподібні Стратегічні Імплантати® для верхньої та нижньої щелеп, які являють собою одноетапні імплантати з вираженою агресивною різьбою і тонкою шийкою; імплантати VOI® з ендосальною частиною у вигляді пластинки для остеосинтезу гвинтовою фіксацією та інші [96].

В основі базальної імплантації лежить фіксація імплантатів різної конструкції в стійких до резорбції ділянках щелеп. Для нижньої щелепи такими ділянками є: базальна частина нижньої щелепи на всій протяжності, кістка нижньої щелепи каудальніше зовнішньої косої лінії (друга кортикальна пластинка), кістка нижньої щелепи каудальніше внутрішньої косої лінії (ділянка прикріплення підщелепного м'яза), ретромоларна ділянка [84, 97].

Основними принципами базальної імплантації вважають:

- мультикортикальна фіксація або кортикалізація за рахунок компресії;
- багатоопорність (використання не менше трьох імплантатів, об'єднаних в один блок);
- негайне шинування (і навантаження) фіксуючих пристроїв;
- раннє функціональне навантаження з метою уникнення атрофії бездіяльності і мобілізації імплантатів внаслідок неконтрольованих сил [98, 99, 100].

Концепція «все на чотирьох» ("All-on-Four") при протезуванні беззубих щелеп з'явилась у кінці 1990-х років і її створення пов'язують з іменем П. Мало і спеціалістом з біомеханіки Б. Рангертом, які відмічали високу успішність (97,6%) такої імплантації [101, 102].

Суть цієї методики полягає у встановленні чотирьох імплантатів у міжментальному просторі, причому дистальні імплантати розміщуються під кутом, оминаючи ментальний отвір. Як правило, на таких імплантатах фіксують умовно-знімні мостоподібні протези з двостороннім консольним видовженням протяжністю в 10-12 зубів в залежності від топографії ментальних отворів і розміщення дистальних опор [103, 104].

Тривалі дослідження (10-12 років) підтвердили високу результативність вище вказаної схеми протезування і виявили, що кут нахилу дистальних імплантатів не впливає на рівень резорбції кісткової тканини і не перевищує рівень, що спостерігається біля паралельно встановлених імплантатів [105]. Проте, із недоліків було відмічено необхідність частішої підтяжки фіксуючих гвинтів [104].

Різні модифікації цієї методики в основному стосуються кількості імплантатів, що встановлюють в міжментальній ділянці і яка може коливатися від трьох (система Branemark-Novum) до п'яти і навіть шести імплантатів, які встановлюються паралельно [7, 20]. Також дискусійною є протяжність консольної частини протеза. Однак, незаперечним є той факт, що повне відновлення зубного ряду за такого підходу є неможливим, оскільки максимальна кількість зубів у таких протезах становить 12 одиниць [7, 21].

А. Хобкек, 2007 відмічає, що зважаючи на біомеханічні ризики вказаної схеми протезування, її слід застосовувати лише у випадках, коли антагоністом є повний знімний протез, який, завдяки своїм амортизуючим властивостям значно зменшує критичні навантаження на нижній протез [22, 106].

Із необхідних умов для успішного застосування концепції «все на чотирьох» різні автори виділяють наступні: точне знання анатомічних структур в ділянці імплантації, використання КТ-досліджень і хірургічних шаблонів [107, 108]; наявність достатнього об'єму щільної кісткової тканини

в місцях встановлення дистальних імплантатів довжиною не менше 12 мм [105]; високі біомеханічні вимоги до матеріалів, що використовуються для виготовлення імплантатів, мезо-, та супраструктур [39, 109, 110]; імплантаційні системи повинні забезпечувати можливість негайного або раннього навантаження [21, 101, 102].

Отже, проаналізувавши вище сказане, можна зробити висновок, що проблема незнімного протезування в бокових відділах нижньої щелепи за складних анатомічних умов не є до кінця вирішеною і залишається актуальною, оскільки кожен із запропонованих підходів має як свої переваги, так і недоліки.

1.2 Огляд існуючих конструкцій та технологій виготовлення хірургічних шаблонів для проведення дентальної імплантації

Хірургічний шаблон (ХШ) – це індивідуально виготовлене пристосування для правильного позиціонування свердла під час операції імплантації [3, 109, 111].

Існує багато видів таких шаблонів. Вони відрізняються за конструкцією, способом застосування, методом фіксації в порожнині рота, технологією та матеріалом виготовлення. Таке різноманіття створює труднощі для клініциста в адекватному виборі та використанні хірургічних шаблонів. Крім цього, не існує чіткої єдиної класифікації та термінології для визначення різних конструкцій шаблонів [52, 112, 113].

На основі аналізу даних літератури ми спробували систематизувати знання про конструктивні, технологічні та клінічні особливості застосування хірургічних шаблонів в дентальній імплантації [22, 114].

Для зручності такого аналізу було б доцільним використання певної класифікації ХШ.

Пономарьов А.А., Уханов М.М., Боровой С.І. пропонують розділяти ХШ на два основні типи [115]:

- 1) шаблони, виготовлені з урахуванням даних комп'ютерної томографії;
- 2) шаблони, виготовлені без урахування даних комп'ютерної томографії.

Проте такий розподіл відображує лише деякі особливості врахування анатомії щелеп при виготовленні шаблону.

А. Хобкек та співавт. (2003) розділяє ХШ на два типи [22, 106]:

- 1) шаблони, які обмежують напрямок руху свердла (лімітуючи);
- 2) шаблони, які дозволяють хірургу самому обирати напрямок руху свердла (орієнтуючі) [116].

Такий розподіл здається більш вдалим, оскільки відображує як функціональні, так і конструктивні особливості ХШ.

Крім цього, за методом фіксації ХШ поділяються на назубні, наслизові, наслизові з додатковою ендосальною стабілізацією транзиторними імплантатами, назубослизові та накісні [117, 118, 119].

Шаблони 1-го типу за Хобкеком обов'язково містять направляючі гільзи, які чітко обмежують місце введення свердла та напрямок його руху, а деякі з них і глибину остеотомії. При виготовленні таких шаблонів необхідно точно враховувати топографо-анатомічні особливості ділянки імплантації.

Ganz (2005) до переваг такого типу шаблонів відніс: підвищення точності позиціонування імплантатів, зменшення часу оперативного втручання та хірургічних помилок, покращення прогнозу для пацієнта завдяки малоінвазивній хірургії [120, 121]. Крім цього до переваг таких шаблонів слід віднести можливість попереднього виготовлення тимчасових і навіть постійних протезів і проведення безпосереднього протезування [113, 122].

Однак Sicillia A. та співавт. (1998) в результаті своїх досліджень відмітили і деякі недоліки таких шаблонів, а саме: неможливість використання таких методик, як розширення альвеолярного гребня, врахування стану слизової оболонки, деяка втрата тактильного відчуття із-за тертя свердла об направляючу гільзу, труднощі у вимірюванні глибини свердління у деяких випадках [107, 123, 124]. Технології виготовлення таких шаблонів можуть бути різними, але в цілому їх можна розділити на 3 групи:

1) шаблони, виготовлені на основі даних комп'ютерної томографії, об'ємного моделювання та віртуального планування імплантації [113, 125, 126];

2) шаблони, виготовлені з використанням медичних моделей щелеп, отриманих на основі даних КТ шляхом швидкого прототипування (стереолітографія, 3D-принтинг та ін.) [127, 128, 129, 130];

3) шаблони, виготовлені на основі даних вимірювання товщини слизової оболонки (*mucosa mapping*) з урахуванням даних рентгенологічних досліджень та аналізу діагностичних моделей [125].

Виготовлення шаблонів 1-ї групи проводиться в комерційних спеціалізованих центрах та лабораторіях з використанням спеціального обладнання та програмного забезпечення і є одним із етапів системи комплексного планування ортопедичного лікування з використанням імплантатів [131, 132]. Основні етапи такого планування наступні:

- виготовлення рентгенконтрастного скан-протезу з урахуванням протетичних вимог [133];

- проведення комп'ютерної томографії;

- створення 3-D проекту та планування хірургом і ортопедом майбутньої імплантації шляхом віртуального встановлення імплантатів з врахуванням анатомічних та ортопедичних вимог з допомогою спеціальних комп'ютерних програм (Nobel Guide: Nobel Biocare; SKYplanX: Bredent, SimPlant: Materialise Dental, Implant 3D: Med 3D та ін.) [134, 135, 136, 137];

- передача даних у спеціалізований комерційний центр, де проводиться виготовлення шаблону з використанням спеціального обладнання;

- передача шаблону в клініку [138].

Технологічно виготовлення таких шаблонів зводиться до двох основних способів. При першому – конструкція та дизайн ХШ створюються з допомогою CAD-CAM технологій у спеціалізованих комерційних центрах і виготовляються шляхом швидкого прототипування (як правило стереолітографія, 3D принтинг) [139, 140]. Таким чином можуть бути виготовлені ХШ любого методу фіксації в порожнині рота [141, 142]. Сюди відносяться такі комерційні системи як Nobel Guide, Surgy Guide та ін.

Незважаючи на високу технологічність процесу виготовлення вище вказаних шаблонів, у літературі зустрічаються суперечливі дані про ефективність їх застосування. Cannizzaro G. та співав. (2007, 2008) повідомляє про 91,1% успіху при лікуванні 33 пацієнтів [143, 144]. У той же час Marta Abad-Gallegos та співавт. (2011) досягли 69,5% успіху при лікуванні 19 пацієнтів [145]. До недоліків таких ХШ вони віднесли: неможливість їх застосування для негайної імплантації, неможливість проведення пластики м'яких тканин у ділянці імплантації та корекції альвеолярного гребня, складнощі при введенні свердла у дистальних ділянках із-за великої товщини шаблону (10мм) [126, 146, 147].

Другим способом є виготовлення шаблону, що здійснюється на звичайній гіпсовій моделі з допомогою спеціальних координатних столиків та свердлильних установок, які дають змогу чітко позиціонувати модель при встановленні направляючих втулок. Таким способом можна виготовити назубні, назубослизові та наслизові ХШ. Сюди відносяться такі комерційні системи, як SKYplanX, Implant 3D [113, 148, 149].

Для виготовлення шаблонів 2-ї групи необхідно отримати медичну модель щелепи одним із способів швидкого прототипування на основі даних

КТ. Пізніше проводиться пілотне свердління на цих моделях з урахуванням анатомічних умов та протетичних вимог і встановлення направляючих втулок у шаблон. Таким способом можна виготовити назубні та накісні ХШ, оскільки медичні моделі не відображують слизову оболонку [127, 128, 150].

Недоліком такої методики є неможливість виготовлення ясеневого шаблону при повній адентії [151, 152].

Для виготовлення ХШ 3-ї групи необхідно після детального вивчення рентгенологічних даних та діагностичних моделей з врахуванням ортопедичних вимог провести вимірювання товщини слизової оболонки альвеолярного паростка у ділянках майбутнього встановлення імплантатів (*mucosa mapping*). Це може бути зроблено з допомогою голки та стопера. D.Massironi, R.Pascetta (2003) пропонують для більшої точності застосовувати для цього спеціальні шаблони [146]. Пізніше дані вимірювання переносяться на гіпсову модель після її розпилювання на сегменти або шляхом фрезерування на глибину, що відповідає товщині слизової оболонки. Далі виготовляється шаблон та встановлюються направляючі втулки. Таким способом можна виготовити назубні, назубослизові та наясеневі шаблони [8, 18].

Шаблони 2-го типу за Хобкеком можна назвати орієнтуючими, оскільки лише відображують контури майбутнього протеза (як правило, вестибулярну та частково оклюзійну поверхні) і дають змогу хірургу самому обирати місце та кут введення імплантату, візуально оцінюючи топографію альвеолярного відростка після відшарування слизово-окісного клаптя [153, 155]. Такі шаблони досить прості у виготовленні і не вимагають використання спеціального обладнання. Для цього необхідно на діагностичній моделі провести воскове моделювання відсутніх зубів (*wox-up*) та нанести самотвердіючу або фотополімерну пластмасу на їх вестибулярні поверхні і на зуби, що обмежують дефект. При цьому шаблон повинен залишатись досить відкритим, щоб не обмежувати маніпуляції хірурга [147,

156]. Шаблони такого типу частіше використовують при включених дефектах незначної протяжності, а також при ускладнених анатомічних умовах, де візуальний контроль може бути вирішальним. Крім цього, такі шаблони не обмежують хірурга в одночасному проведенні кістково-пластичних втручань чи хірургічній корекції слизової оболонки під час імплантації [113, 157, 158]. Такі шаблони можуть бути жорсткими або еластичними [159].

У своїй практиці ми також використовуємо ХШ іншого типу. Їх можна віднести до шаблонів, які частково обмежують напрямок руху свердла [160, 161]. Вони представляють собою пластинку з направляючими канавками в місцях встановлення імплантатів. Використання таких шаблонів передбачає можливість незначної корекції як локації, так і ангуляції свердла.

Найпростішим способом виготовлення такого шаблону є модифікація старого часткового або повного знімного протеза [23, 162]. Врахування анатомічних умов при його виготовленні можна здійснювати шляхом вимірювання товщини слизової оболонки та аналізу рентгенографічних даних.

Такі шаблони можна використовувати як при повній, так і при частковій адентії, а також при ускладнених анатомічних умовах, оскільки відкидання слизово-окісного клаптя залишається можливим [163]. Недоліком такого шаблону можна вважати його низьку стабільність при повній адентії. В такому випадку даний шаблон варто використовувати лише як орієнтуючий [126, 164, 165].

Мабуть, однією з основних функціональних характеристик ХШ 1-го типу слід вважати їх точність, яка буде характеризуватись величиною розбіжності між запланованою позицією імплантату і фактичною. Основними параметрами позиції є локація та ангуляція імплантату [22, 135, 166, 167, 168].

Основними факторами, які впливають на точність позиціонування імплантату при використанні ХШ, ряд авторів вважають конструкцію, метод фіксації шаблону, протяжність дефекту та досвідченість хірурга [22].

Ми проаналізували за даними різних джерел лінійні та ангулярні відхилення у позиції імплантатів при використанні хірургічних шаблонів 1-го типу, виготовлених з допомогою CAD-CAM технологій, значення яких представлені в таблиці 1.1 [4, 20, 39, 169]. Слід відмітити, що при виготовленні даних шаблонів застосовувались різні способи формування – стереолітографія, 3D-друк та інші.

Таблиця 1.1

Лінійні та ангулярні відхилення у позиції імплантатів при використанні хірургічних шаблонів 1-го типу, виготовлених з допомогою CAD-CAM технологій (M±m)

Метод фіксації	Накісні		Назубні		Наслизові	
	лінійні (мм)	ангулярні (°)	лінійні (мм)	ангулярні (°)	лінійні (мм)	ангулярні (°)
Arisan V. та співавт. (2010)	1,99 ± 0,64	5,01 ± 1,66	1,22 ± 0,34	3,74 ± 0,65	0,72 ± 0,13	2,95 ± 0,39
D'haese J. та співавт. (2009)					0,91 ± 0,29	2,63 0,16
Di Giacomo G.A та співавт. (2005)	2,99 ± 1,77	7,25 ± 2,67	1,45 ± 1,42	4,28 ± 2,17		
Ozan O. та співавт. (2009)	1,11 ± 0,71	4,63 ± 2,63	1,11 ± 0,72	2,91 ± 1,34	1,11 ± 0,57	4,51 ± 2,11
Ersoy A.E. та співавт. (2008)					1,22 ± 0,85	4,9 ± 2,36

Аналізуючи дану таблицю, можна зробити висновок, що середня точність шаблонів першого типу, виготовлених на основі CAD-CAM

технологій становить 1,38 мм лінійних відхилень і 4,27° - ангулярних. Однак, при використанні якісних шаблонів девіація може складати в середньому 2,99 мм, та 5,63° відповідно. Найбільш точними можна вважати назубні та наслизові шаблони, відхилення яких в середньому складають: 1,25 мм лінійних і 3,63° ангулярних та 0,99 мм лінійних і 3,73° ангулярних відповідно [170, 171, 172].

Системи дистанційного комп'ютерного керування в реальному часі (комп'ютерні навігаційні системи) базуються на концепції GPS навігації. Основними представниками таких систем є RoboDent®, DenX IGI®, VISIT®, CADImplant®, LITORIM®, Virtual Implant®, Vector Vision® [173].

За визначенням Wanschitz F.(2002) візуально керована навігація означає підвищення точності хірургічних маніпуляцій з допомогою програм, що базуються на зображеннях, отриманих з КТ або МРТ і трекінгових систем ("trecker") для хірургічного інструментарію [117]. Такий спосіб навігації потребує визначення реєстрації анатомічних точок на медичних зображеннях (КТ, МРТ) і програму локації хірургічного інструментарію. Знання точної позиції інструменту є ключем до успіху втручання. КТ або МРТ зображення являється ніби картою яка показує хірургу в реальному часі орієнтацію хірургічного інструменту по відношенню до пацієнта. Це дозволяє змінювати позицію інструмента під час втручання з його візуалізацією на моніторі комп'ютера [174, 175, 176, 177]. Це означає, що хірург під час операції може спостерігати на моніторі положення робочого інструментарію по відношенню до анатомічних структур, які він не може бачити безпосередньо в операційному полі.

Під час хірургічної фази хірургу надається інтерактивна підтримка в проведенні маніпуляцій, а також інформування про потенційні ризики. Технології віртуальної реальності і керованої комп'ютером хірургії стають все більш важливими в медичній практиці. Сьогодні вони використовуються не тільки при постановці імплантатів, але і при артроскопії скронево-

нижньощелепного суглоба, остеодистракції, біопсіях, лікуванні пухлин, деформацій та екстракції сторонніх тіл [178, 179, 180, 181].

Такого роду навігаційні системи працюють завдяки ряду сенсорів, які закріплюються на хірургічному інструментарію і на капі, яка фіксується в порожнині рота. Дані від сенсорів фіксуються стереотактичною системою і передаються в комп'ютер, обробляються і виводяться на монітор у вигляді зображення [147, 182, 183].

Автори виділяють наступні фактори, що впливають на точність проведення керованої хірургії: якість КТ, МРТ, навігаційна система, яка використовується (оптична чи інфрачервона), взаємодія хірурга з системою і технічних похибок [184, 185].

За даними Wanschitz та співавторів, а також інших вчених відхилення у локації імплантатів, встановлених з допомогою дистанційних навігаційних систем, становили 0,96-0,72 мм та 0,86-0,95 мм відповідно [117, 186].

Таким чином, на сьогоднішній день до засобів керованого планування та встановлення імплантатів можна віднести системи дистанційної комп'ютерної навігації та хірургічні шаблони, які за своїми конструктивними та функціональними характеристиками можна розділити на два основні типи: шаблони, які обмежують напрямок руху свердла (лімітуючі) та шаблони, які дозволяють хірургу самому обирати напрямок руху свердла (орієнтуючі).

Хірургічні шаблони першого типу вимагають точного врахування анатомічних особливостей ділянки імплантації. Дана вимога може бути реалізована шляхом використання даних комп'ютерної томографії та CAD-CAM технологій або вимірюванням товщини слизової оболонки (mucosa mapping). У першому випадку ХІІІ може бути виготовлений тільки в рамках комерційних систем планування дентальної імплантації і вимагає спеціального обладнання та програмного забезпечення, що в деякій мірі обмежує їх широке застосування. У другому випадку шаблон може бути

виготовлений у будь-якій зуботехнічній лабораторії і не вимагає спеціального обладнання.

До переваг шаблонів першого типу слід віднести: прогнозовану позицію і точність встановлення імплантату з врахуванням протетичних та анатомічних вимог при використанні назубної та наслизової фіксації, скорочення часу та зменшення інвазивності оперативного втручання, підвищення комфорту для пацієнта, можливість негайного протезування. Основними недоліками шаблонів цього типу можна вважати: неможливість їх застосування для негайної імплантації, неможливість проведення пластики м'яких тканин у ділянці імплантації та корекції альвеолярного гребеня, складнощі при введенні свердла у дистальних ділянках із-за великої товщини шаблону і низька точність накісних шаблонів.

Показаннями до застосування таких шаблонів можуть бути дефекти зубних рядів великої протяжності за складних анатомічних умов та беззубі щелепи, особливо при плануванні негайного протезування. До факторів, які впливають на успіх їх використання, слід віднести: конструкцію, метод фіксації шаблону, протяжність дефекту та досвідченість хірурга.

Хірургічні шаблони другого типу прості у виготовленні і не вимагають точного врахування анатомічних особливостей, оскільки передбачають відкидання клаптя і візуалізацію кісткових структур. Крім цього, застосування таких шаблонів не ускладнює одночасне проведення кістково-пластичних втручань чи корекції слизової оболонки. Показаннями до застосування шаблонів такого типу можуть бути дефекти зубних рядів незначної протяжності, особливо при необхідності додаткових кістково- чи гінгівопластичних втручань, а рівень успіху в значній мірі залежить від досвідченості хірурга.

Керована дистанційна навігація значно підвищує точність хірургічних маніпуляцій з допомогою програм, що базуються на зображеннях, отриманих з КТ та завдяки інтерактивній підтримці хірурга шляхом відображення

анатомічних структур та робочого інструментарію на екрані монітора під час операції.

Отже, враховуючи вище сказане, можна зробити висновок, що на сьогодні хірургічні шаблони, з огляду на відносну простоту їх застосування, є найбільш поширеними засобами навігаційної хірургії в дентальній імплантології. Найбільш точними та перспективними являються назубні та наслизові конструкції, виготовлені з врахуванням даних комп'ютерної томографії. Проте, складний та високовартісний технологічний процес їх виготовлення значно обмежує їх широке застосування.

Матеріали розділу висвітлені у наступних працях:

1. Павліш І.В. Клінічні та технологічні аспекти керованої хірургії в стоматологічній імплантології. Світ медицини та біології. 2013;13;2 (38):207-211.

2. Павліш І.В. Аспекти використання хірургічних шаблонів в дентальній імплантології. Проблеми екології та медицини: матеріали науково-практичної конференції «Інноваційні технології в стоматології та клінічній медицині», присвяченої 90-річчю ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» (Полтава, 6-7 жовтня 2011р.). 2011;15;3-4:122.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1 Характеристика клінічних об'єктів дослідження

Для вирішення поставлених завдань протягом 2013-2019 років було проведено обстеження і лікування 47 хворих з частковою чи повною втратою зубів на нижній щелепі без тяжкої соматичної патології. Вік пацієнтів складав від 28 до 74 років, із них 34 жінки і 13 чоловіків. Вся клінічна частина роботи була виконана на кафедрі ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії. Розподіл пацієнтів відповідно до вікових груп за класифікацією ВООЗ приведений у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

Розподіл пацієнтів за статтю і віком

Стать	Всі пацієнти		Вікові групи					
			25-44		45-59		60-74	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Чоловіки	15	31,9	4	8,5	7	14,9	4	8,5
Жінки	32	69,1	5	10,6	18	38,3	9	19,1
Всього	47	100	9	19,1	25	53,2	13	27,6

Примітка. * – розрахунок відсотків проводився від загальної кількості хворих у групі.

В дослідження не були включені пацієнти з полівалентною лікарською алергією, гострими інфекційними захворюваннями, доброякісними та злоякісними новоутвореннями, хворобами крові та кровоносної системи, захворюваннями центральної та периферичної нервової системи,

імунопатологічними синдромами, хронічними захворюваннями організму (туберкульоз, ревматичні системні захворювання сполучної тканини, венеричні захворювання та ін.).

Всіх пацієнтів детально обстежували клінічно: вивчали та аналізували загальні та місцеві скарги, анамнестичні данні, результати рентгенологічних досліджень. Під час збору анамнезу виявляли етіологію дефектів, хронологію ортопедичної допомоги, з'ясовували раніше перенесені захворювання та супутню патологію, алергічні реакції. Із всіх обстежених 43 (91,5%) особи скаржилися на порушення функції жування і тільки 9 (19,1%) на естетичний дефект. У 7 пацієнтів (14,9%) було виявлено зниження самооцінки і відсутність комфорту при використанні пластинкових знімних протезів і, як наслідок, відмова від їх використання.

Вивчення об'єктивних клінічних показників захворювання проводили за традиційними правилами, що прийняті в практиці ортопедичної та хірургічної стоматології. Досліджуючи стоматологічний статус, звертали увагу на вид прикусу, стан збережених зубів, якість протезів, гігієну порожнини рота. Оцінювали характер змін зубних рядів, відстань між збереженими зубами включеного дефекту зубного ряду, ступінь атрофії альвеолярної та базальної частин, міжоклюзійну висоту в ділянці дефекту.

Включені дефекти зубних рядів спостерігали у 5 (10,6%) обстежених пацієнтів, кінцеві дефекти зубних рядів – у 30 (63,8%), поєднання як включених, так і кінцевих дефектів – у 3 (6,4%), а у 7 (14,9%) діагностовано повну вторинну адентію.

Із лабораторних досліджень проводили загальний аналіз крові та сечі, кров на цукор, дослідження реакції Вассермана, вірусний гепатит та ВІЛ-діагностику. Отримані данні заносили в амбулаторну картку. Від кожного пацієнта отримували добровільну інформаційну згоду на проведення клінічного дослідження і використання результатів в науковій роботі.

Топографоанатомічні особливості будови тіла та альвеолярної частини нижньої щелепи обумовили формування двох груп.

До першої групи (основної) увійшли 25 пацієнтів з вираженим дефіцитом кісткової тканини в бокових відділах, що робило неможливим встановлення імплантатів стандартного розміру (більше 3 мм у діаметрі та більше 8 мм довжини). У таких пацієнтів товщина альвеолярної частини чи тіла нижньої щелепи становила менше 5 мм або відстань від альвеолярного гребня до нижньощелепного каналу менше 9 мм за даними КТ. У даній групі лікування проводилось із застосуванням адаптованої нами малоінвазивної методики імплантації шляхом бікортикального встановлення нерозбірних імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва з використанням хірургічного шаблону. Використовували дентальні імплантати Vк-і«Vitaplant» (м. Запоріжжя, Україна) та Simplex«ArtImplant» (м. Запоріжжя, Україна) діаметром 2,5 та 2,8 мм і довжиною 10-16 мм. Усім пацієнтам цієї групи проводилось негайне або раннє тимчасове протезування незнімними акриловими мостоподібними протезами.

Другу групу (контрольну) склали 22 пацієнти з невираженою атрофією бокових відділів нижньої щелепи, а саме товщина альвеолярної частини складала більше 5 мм, а відстань до нижньощелепного каналу – більше 9 мм. У цій групі застосовували стандартну методику одноетапної імплантації з використанням конвенційних схем розміщення та кількості імплантатів стандартних розмірів. Використовували імплантати Vк-і«Vitaplant» (м. Запоріжжя, Україна) та Simplex«ArtImplant» (м. Запоріжжя, Україна) діаметром 3,5, 4,0 та 4,5 мм і довжиною 8-12 мм. В залежності від первинної стабільності імплантатів проводилось раннє або відтерміноване тимчасове протезування.

Усім пацієнтам обох груп у якості тимчасових протезів виготовляли незнімні акрилові мостоподібні конструкції. Для фіксації використовували безсвгенольний тимчасовий цемент Q-Temp (B.J.M. Laboratories), який

містить хлоргексидин та забезпечує поряд з надійною фіксацією і можливість атравматичного зняття конструкції. Постійне протезування проводилось через 12 місяців металокерамічними мостоподібними протезами. Такий тривалий термін тимчасового протезування був обумовлений необхідністю три рази знімати протез для вимірювання в динаміці коефіцієнта стабільності опорних імплантатів, а також в деяких випадках доводилось проводити корекцію оклюзійного навантаження.

Всього було відновлено 50 дефектів зубних рядів нижньої щелепи, структура та розподіл яких в основній та контрольній групах представлені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2

Структура та розподіл дефектів зубних рядів серед пацієнтів основної та контрольної груп

Дефекти/ Група	Включені		Одно- сторонні кінцеві		Дво- сторонні кінцеві		Повна адентія		Всього	
	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%
Основна група	2	7,7	17	65,4	5	19,2	2	7,7	26	100
Контрольна група	9	37,5	8	33,3	2	8,4	5	20,8	24	100
Всього	11	22,0	25	50,0	7	14,0	7	14,0	50	100

Примітка. * – розрахунок відсотків проводився від загальної кількості хворих у групі.

Всього було встановлено 219 дентальних імплантатів. Пацієнтам першої групи було бікортикально фіксовано 136 імплантатів малого діаметру у бокових відділах нижньої щелепи та впроваджено 10 імплантатів стандартних розмірів попереду ментального отвору. Кількість та розташування імплантатів визначались згідно наведених у розділі 3 рекомендацій. Пацієнтам другої групи було встановлено 73 дентальні імплантати стандартних розмірів нерозбірної конструкції.

2.2 Методи клінічних досліджень

Для визначення показань та протипоказань до застосування тої чи іншої методики дентальної імплантації при реабілітації пацієнтів з частковою або повною втратою зубів на нижній щелепі проводилось ретельне клінічне обстеження всіх пацієнтів.

Оцінку функціонального стану організму проводили з застосуванням анкети, схеми та карти обстеження запропонованими Т.Г. Робустовою [187]. При визначенні протипоказань до проведення імплантації користувалися рекомендаціями В.Л. Параскевича, F. Renouard, B. Rangert [20, 188]. За необхідності призначались консультації терапевта та профільних спеціалістів, проводились додаткові дослідження.

При огляді визначали ступінь відкривання порожнини рота, оскільки його обмеження може утруднити імплантацію в дистальних відділах та застосування хірургічного шаблону. Оглядаючи слизову оболонку, особливу увагу звертали на її якісні характеристики у беззубих ділянках – оцінювали товщину та ширину прикріплення. Оцінювали стан зубів, що залишились, тканин пародонта та наявних ортопедичних конструкцій. Пальпаторно визначали місця прикріплення м'язової та жувальної мускулатури, вираженість внутрішньої та зовнішньої косої лінії нижньої щелепи.

Ступінь атрофії беззубих ділянок нижньої щелепи визначали за класифікацією U. Lekholm і G. Zarb [189]. При цьому враховували дані огляду, пальпації та рентгенологічних досліджень. Ця класифікація включає як оцінку ступеня атрофії щелепи, так і якості кісткової тканини:

А. Фактично не атрофований альвеолярний відросток верхньої щелепи або альвеолярної частини нижньої щелепи.

В. Незначна атрофія альвеолярного відростка або альвеолярної частини.

С. Наростаюча атрофія альвеолярного відростка або альвеолярної частини.

Д. Початкова атрофія тіла щелепи.

Е. Глибока атрофія тіла щелепи.

Якість кістки оцінювали співвідношенням кількості губчастої та кортикальної речовини у беззубій ділянці.

Клас I – в щелепі спостерігається майже винятково гомогенна компактна речовина кістки.

Клас II – товстий шар компактної речовини оточує губчасту речовину з добре розвинутою щільною трабекулярною структурою.

Клас III – тонкий шар компактної речовини оточує губчасту речовину з добре розвинутою щільною трабекулярною структурою.

Клас IV – тонкий шар кортикальної кістки оточує губчасту речовину з погано розвинутою пористою трабекулярною структурою.

Оптична денситометрія проводилась за результатами комп'ютерної томографії.

Для визначення гігієнічного стану порожнини рота в ділянці ортопедичної конструкції з опорою на імплантати ми застосовували індекс гігієни імплантатів (ІГІ). Оцінювали індекс м'якого нальоту в ділянці імплантатів наступним чином: «м'який наліт відсутній» - 0 балів, «на шийці штучної коронки є переривчасті відкладення м'якого нальоту» - 1 бал, «шийка штучної коронки покрита відкладеннями м'якого нальоту циркулярно» - 2 бали, «шийка штучної коронки покрита відкладеннями м'якого нальоту на 1/3 поверхні коронки протеза» - 3 бали. Отримані бали підсумовували і ділили на кількість обстежених зубів, обчислюючи індекс гігієни імплантатів, що продемонстровано в таблиці 2.3. Дослідження проводили в момент встановлення ортопедичної конструкції через 1 місяць, 6 місяців і 12 місяців після протезування.

Інтенсивність запальної реакції ясен визначали за допомогою модифікованої проби Шиллера-Писарева [190], заснованої на прижиттєвому забарвленні глікогену, вміст якого збільшується під час запалення. Модифіковану пробу Шиллера Писарева проводили наступним чином: слизову оболонку обробляли тампоном, змоченим у 2% водному розчині Люголя. Пробу оцінювали у балах в залежності від інтенсивності фарбування: «солом'яно-жовте забарвлення» - 1 бал, «світло-коричневе забарвлення» - 2 бали, «темно-буре забарвлення» - 3 бали. Розчин наносили навколо імплантатів із вестибулярного боку до перехідної складки і до дна порожнини рота з оральної сторони. Визначення проводили в трьох зонах із вестибулярної, оральної та апроксимальних сторін, обчислювали середнє значення. З метою виявлення запальних явищ в тканинах, що оточують імплантат, проводили модифіковану пробу Шиллера-Писарева до встановлення імплантатів, через 1 місяць, 6 місяців та 12 місяців.

Таблиця 2.3

Критерії оцінки індексу гігієни в ділянці імплантатів

Значення ІГІ	Оцінка ІГІ	Оцінка гігієни в області імплантатів
0-0,6	Низький	Оптимальна
0,7-1,6	Середній	Достатня
1,7-2,5	Високий	Задовільна
>2,5	Дуже високий	Незадовільна

Результати клінічного обстеження реєструвалися у розробленій нами "Карті обстеження стоматологічного хворого" (Додаток В).

Велике значення приділяли клінічній оцінці функціонування імплантатів. Аналіз результатів проводили безпосередньо після хірургічного етапу імплантації, перед постійним протезуванням та через рік після постійного протезування. Оцінку клінічної стабільності імплантатів

проводили відповідно до критеріїв ефективності імплантації запропонованих D. Smith і G. Zarb (1989):

- нерухомість окремого імплантату при клінічному дослідженні;
- відсутність розрідженої кісткової тканини навколо імплантату на рентгенограмі;
- втрата кісткової тканини по вертикалі 0,2 мм протягом другого року спостереження;
- конструкція імплантату не перешкоджає накладанню протезу, зовнішній вигляд задовольняє хворого;
- відсутність больових відчуттів, дискомфорту, запалення навколо імплантату.

2.3 Рентгенологічні дослідження

В якості основних методів рентгенологічних досліджень на етапі попереднього відбору пацієнтів, а також в ході динамічного спостереження після імплантації ми використовували ортопантомографію і комп'ютерну томографію. Ортопантомографію (ОПТГ) виконували за допомогою апарату "CranexExel" ("Soredex", Фінляндія) при 60-65 кВ і 10 мА. Ортопантомограми служили для вивчення топографоанатомічних особливостей щелеп, для оцінки стану збережених зубів, периапікальних тканин, якості раніше проведеного ендодонтичного лікування. Особливо ретельно аналізували стан кісткової тканини в ділянці запланованої операції імплантації, а саме її структуру, ступінь і характер атрофії, повноту відновлення трабекулярного малюнку в лунках видалених зубів. Стан краю альвеолярної частини нижньої щелепи вивчали з урахуванням проєкційних спотворень, оцінювали чіткість його меж. Контрольне ортопантомографічне дослідження проводили через 1-7 днів після встановлення імплантатів для оцінки їх положення по відношенню до сусідніх анатомічних утворень (рис

2.1.). В подальшому контрольні ортопантомограми виконували через 3, 6, 12 та 24 місяці з метою виявлення змін в періімплантній ділянці як у вигляді відновлення кісткової структури навколо імплантату, так і можливої патологічної резорбції.

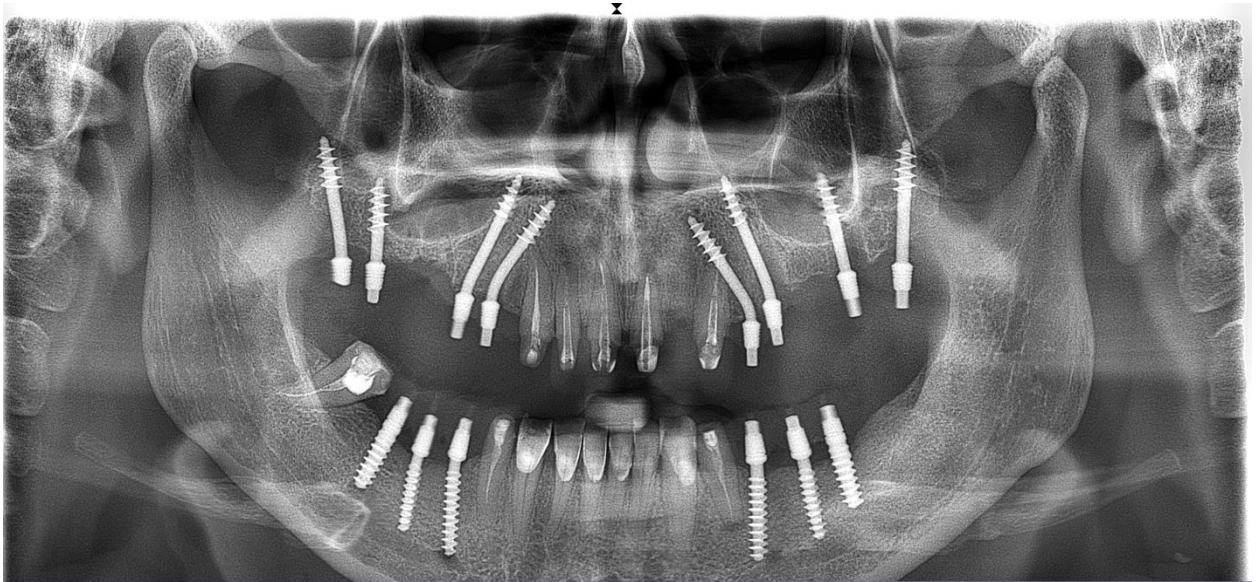


Рис. 2.1 Контрольна ОПТГ через 3 дні після встановлення дентальних імплантатів пацієнта В., 51 рік, медична картка стоматологічного хворого № 41. Встановлено по 3 бікортикально фіксованих імплантати в ділянці відсутніх 35, 36 та 45, 46 зубів, помітна ангуляція головок імплантатів в ділянці 35, 36м, 45 та 46м.

Для оцінки структури та щільності кісткової тканини проводили обстеження пацієнтів за допомогою швидкісного конусного комп'ютерного томографу PaX–Zenith 3D, VATECH, Південна Корея. Для перегляду та аналізу КТ-дослідження використовувалась штатна програма Ez3D2009, VATECH.

В процесі дослідження оцінювали анатомо-топографічні особливості будови щелеп (рис. 2.2). Проводилось визначення висоти та товщини альвеолярної частини та тіла нижньої щелепи, розміщення нижньощелепного каналу та підборідного отвору. Також вимірювали оптичну щільність

кісткової тканини (оптична денситометрія) в ділянках майбутньої імплантації. Вимірювання проводили в трьох точках (дві кортикальні пластинки і губчаста речовина) та знаходили середнє значення. Звертали увагу на наявність достатнього об'єму кісткової тканини латерально або медіально від нижньощелепного каналу для оцінки можливості встановлення імплантату та товщину кортикальної пластинки в цій ділянці. Визначали, який кут нахилу повинен мати імплантат для дотримання безпечної відстані до нижнього альвеолярного нерва, а також для забезпечення паралельності штучних зубів і зубів, які збереглися, що важливо для подальшого протезування.

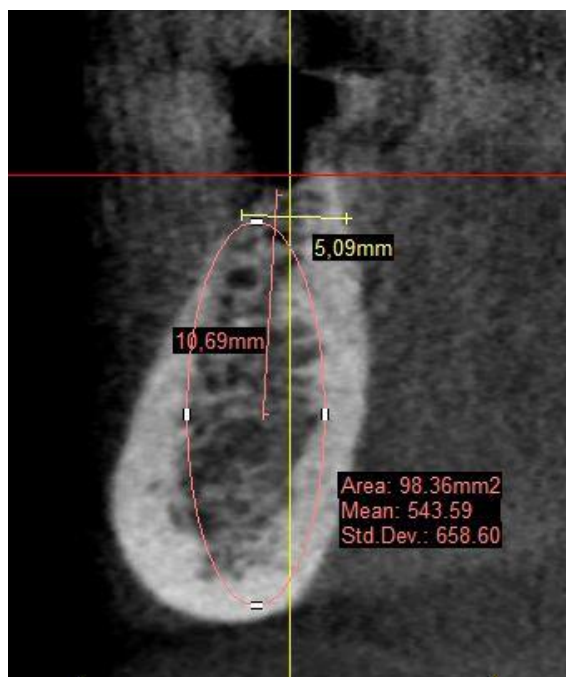


Рис. 2.2 Зріз КТ бокового відділу нижньої щелепи в ділянці зуба 46 пацієнта В., 61 рік, медична картка стоматологічного № 21. Етап планування дентальної імплантації – вимірювання ширини та висоти альвеолярної частини в ділянці імплантації та щільності кісткової тканини.

У основній групі КТ проводилась зі скан-шаблоном, що було необхідно для виготовлення хірургічного шаблону (рис. 2.3). На основі

отриманих даних складали алгоритм проведення хірургічного етапу дентальної імплантації.

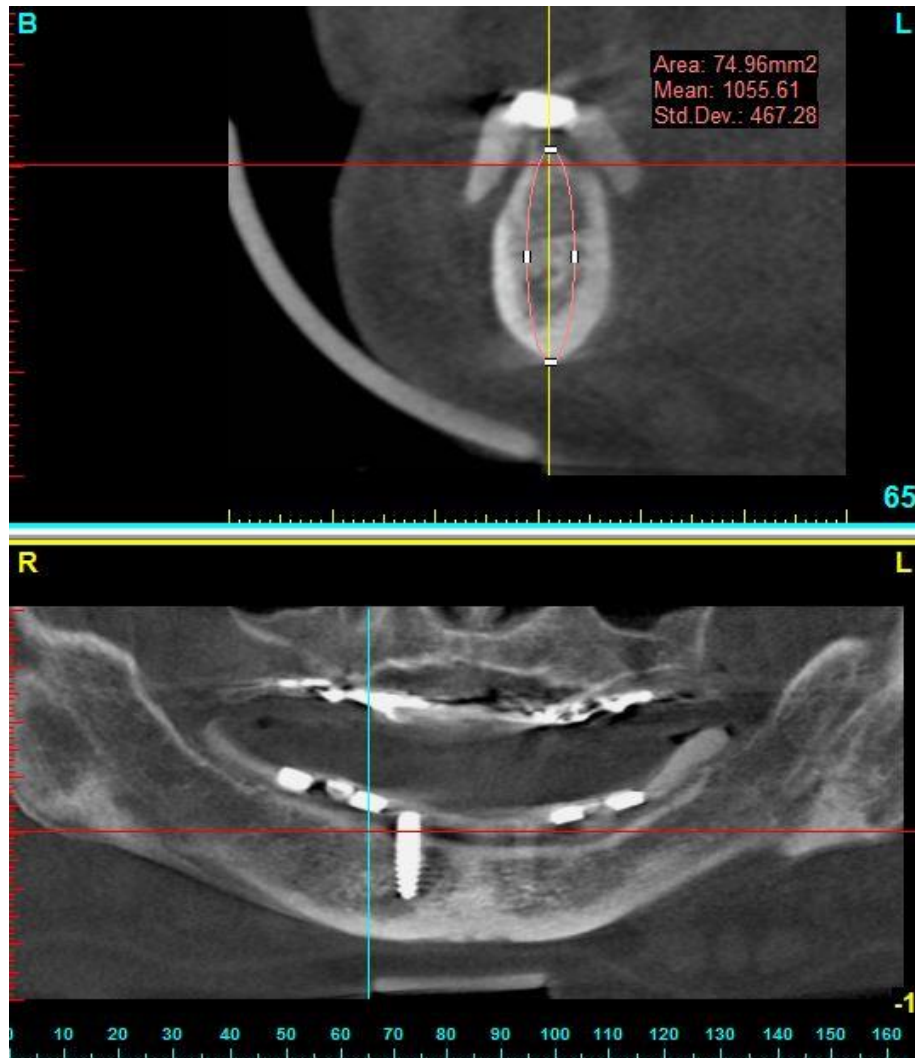


Рис. 2.3 Зрізи КТ зі скан-шаблоном пацієнта Л., 61 років, медична картка стоматологічного хворого № 12. Добре видно маркерні елементи та базис скан-шаблону.

Оцінку щільності кісткової тканини проводили на підставі цифрових значень шкали Хаунсфілда, що представляють собою умовні одиниці. Згідно з концепцією Хаунсфілда, щільність кісткової тканини можна диференціювати наступним чином: наявність понад 850 одиниць в зоні дослідження трактується як щільна кістка; показники від 350 до 850 одиниць свідчать про наявність меншого числа трабекул, що дає підставу

характеризувати її як м'яку кістку; значення менше 350 одиниць по шкалі Хаунсфілда розглядаються як локальний остеопороз. Оцінку кісткової тканини щелеп в даному дослідженні проводили з позицій її внутрішньої будови, відповідно до принципів, покладених в основу більшості класифікацій, присвячених цьому питанню (U. Lekholm і G. Zarb (1985), а також по С. Mish (1990)) [189, 191].

У цьому дослідженні для характеристики щільності кісткової тканини щелеп була використана класифікація, запропонована С. Mish (1990,1999, 2005) [190, 191]. В основу цієї класифікації покладений принцип оцінки щільності кісткової тканини в залежності від її внутрішньої структури. Автор виділяв чотири типи кісткової тканини:

- D1 – гомогенна компактна кістка;
- D2 – товста кортикальна кістка оточує добре розвинуту губчасту речовину високої щільності;
- D3 – тонка кортикальна кістка оточує добре розвинуту губчасту речовину високої щільності;
- D4 - тонка кортикальна кістка оточує погано розвинуту губчасту речовину низької щільності.

При цьому діапазон умовних одиниць оптичної щільності за шкалою Хаунсфілда розподіляється наступним чином:

- D1 – > 1250 од.
- D2 – від 850 до 1250 од.
- D3 – від 350 до 850 од.
- D4 – <350 од.

Для проведення математичного моделювання системи протез-імплантат-кістка при використанні бікортикально встановлених імплантів отримані заміри щільності в одиницях Хаунсфілда (HU) були переведені в г/см^3 за допомогою формули (Vijay A. та ін., 2011):

$$\rho (\text{г/см}^3) = 0,114 + 0,916 \times (\text{HU})10^3.$$

Таким чином, дані, отримані при проведенні комп'ютерної томографії, дозволяли з точністю до десятих частин міліметра розрахувати індивідуальні розміри альвеолярної частини, підібрати оптимальний типорозмір імплантатів з урахуванням атрофії кісткової тканини, оцінити структуру та рівень резорбції кісткової тканини в постопераційному періоді.

2.4 Методика визначення стабільності дентальних імплантатів

Стабільність імплантатів можна визначити як відсутність клінічної рухомості, яка забезпечується, в першу чергу, щільним безпосереднім контактом поверхні імплантату з кістковою тканиною, що також є основною ознакою остеоінтеграції. Досягнення і збереження стабільності імплантатів є умовою успішного клінічного результату імплантації [193].

В останні 15 років техніка частотно-резонансного аналізу широко використовується в експериментальних та клінічних дослідженнях [197]. Її суть полягає у реєстрації першої резонансної частоти коливання невеликого датчика, закріпленого на імплантаті або абатменті. Ця частота залежить від трьох основних факторів: типу датчика, жорсткості самого імплантату та від загальної ефективної довжини системи над рівнем маргінальної кістки [198]. Дані вимірювання представляються у вигляді коефіцієнту стабільності імплантату в умовних одиницях від 1 до 100. Загальне середнє значення КСІ складає приблизно 70 у.о. Мінімальне значення для імплантатів, які можна навантажувати складає 50 у.о.

В нашому дослідженні ми використовували прилад Osstel ISQ виробництва Швейцарії, який відповідає вимогам стандартів EN 60601-1 та ISO 9686 і 15223 (рис.2.4). Цей апарат являє собою портативний пристрій для неінвазивного вимірювання коефіцієнту стабільності імплантату (ISQ) з допомогою частотно-резонансного аналізу.

Для вимірювання КСІ застосовували адаптований до нашої імплантаційної системи датчик Smart Peg, що продемонстрований на рис. 2.5.



Рис. 2.4 Зовнішній вигляд приладу Osstel ISQ.

Слід зауважити, що із-за збільшення загальної ефективної висоти системи абатмент-датчик ми отримували дещо менші значення КСІ, що вказано і в інструкції до приладу, тому абсолютні значення цих показників не слід порівнювати з такими для інших імплантаційних систем, де застосовуються стандартизовані датчики заводу-виробника.



Рис. 2.5 Зовнішній вигляд дентального імплантату із зафіксованим на ньому датчиком Smart Peg.

2.5 Математичне моделювання системи протез-імплантат-кістка при використанні бікортикально встановлених імплантатів

Різноманіття геометричних форм і фізико-механічних характеристик твердих тканин зубощелепних сегментів, а також практична неможливість визначення точних значень напружень в зонах можливих їх концентрацій, повністю виключають використання аналітичних методів теоретичної механіки і опору матеріалів і припускають найбільш доцільним проведення дослідження напружено-деформованого стану (НДС) опорних тканин незнімного протеза з використанням кінцево-елементного моделювання, яке досить широко використовується для вирішення різних біомеханічних задач в сучасній стоматології і знаходить в останній час все більш широке підтвердження в роботах як вітчизняних, так і зарубіжних авторів [116, 124, 199, 200, 201, 202, 203].

Ідея методу кінцевих елементів полягає в представленні геометрії незнімного протеза, імплантатів та нижньої щелепи у вигляді сукупності окремих елементів достатньо простої конфігурації, НДС яких описується загальновідомими експериментальними і теоретичними залежностями механіки твердого деформованого тіла. Сполучення окремих елементів здійснюється шляхом задоволення умов рівноваги і нерозривності переміщень.

Математичне моделювання виконувалося в середовищі Windows на персональному комп'ютері з використанням широко відомого пакету моделювання і кінцево-елементного аналізу NASTRAN.

Аналіз даних моделей на основі кінцево-елементної процедури, передбачає визначення переміщень кожного вузла кінцевого елемента по трьох координатних осях, нормальній і дотичній напруги, а також еквівалентного напруження (ЕН) по Хуберу-Мізесу, яка обчислюється за загальновідомою формулою:

$$\sigma_{\text{екв}} = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]}, \quad (1)$$

де: $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – нормальна напруга відповідно по осях x, y і z ;

$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ – дотична напруга, що діє відповідно в площинах xy, yz і zx .

В якості оціночного критерію при порівнянні напружено-деформованого стану щелепного сегменту із застосуванням незнімного протезу, виготовленого зі сплаву КХС, доцільним представляється приймати максимальні значення еквівалентних напружень $\sigma_{\text{yêâ}}^{\text{max}}$ як в самому імплантаті, так і в прилеглих до імплантату кортикальній та губчастій речовинах щелепної кістки, які виникають під час впливу на протез розрахункових значень функціональних навантажень.

Для реалізації поставленої мети була побудована твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів і встановленим на неї протезом з опорою на гвинтові імплантати (рис. 2.6). Для спрощення аналізу напружено-деформованого стану була прийнята передумова про однорідність як матеріалу імплантатів, так і кісткових тканин нижньої щелепи. Оскільки імплантат вкручується в кістку нижньої щелепи по різьбі, передбачається, що кістка та імплантат після остеоінтеграції з'єднані жорстко.

Розроблена для дослідження напружено-деформованого стану твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів містить основні структурні складові: кістка альвеолярної частини та тіла щелепи з нижньощелепним каналом, що включає як кортикальний шар, так і губчасту речовину, розміри яких прийняті як деякі усереднені значення параметрів за даними комп'ютерної томографії.

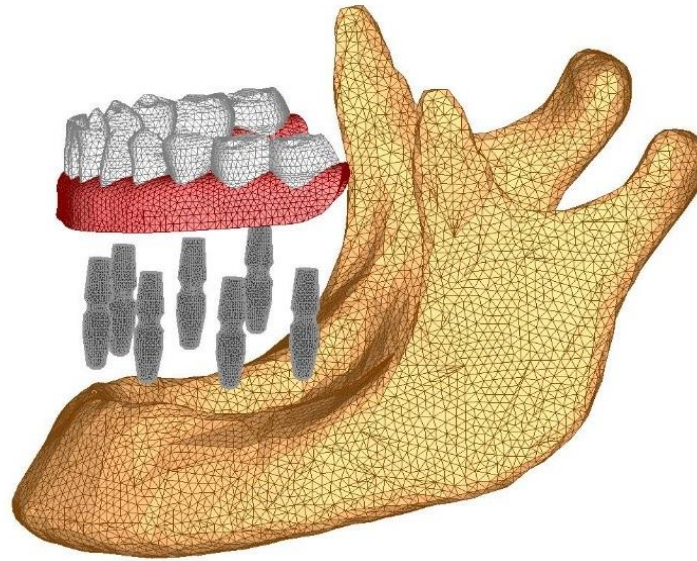


Рис. 2.6. Зображення об'ємної кінцево-елементної моделі нижньої щелепи з фіксацією повного незнімного протеза дентальними імплантатами з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм.

З метою зменшення кількості кінцевих елементів і, як наслідок, зменшення об'єму обчислювальних процедур і кількості витраченого на обчислення часу, а також для можливості накладання на дані твердотілі математичні моделі дрібнішої кінцево-елементної сітки, дослідження напружено-деформованого стану виконувалося на фрагментах нижньої щелепи, що дозволяє зробити висновок про дещо завищені значення напружень, отриманих в результаті обчислень, із-за неврахування зусиль, що сприймаються імплантатами балансуєючої сторони незнімного протеза. Враховуючи, що чисельно аналізована конструкція є фрагментом щелепної кістки, його закріплення виконане у вузлах моделі, розташованих в місці приєднання жувальних м'язів і в дистальному поперечному перетині щелепного фрагмента.

Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи приведені в табл. 2.4 за представленими в [200, 204] значеннями.

За функціональні навантаження, що виникають в процесі пережовування харчової грудки, при створенні математичної моделі прийняті вертикальні F_z і горизонтальні F_x і F_y складові навантаження, що прикладаються на рівні жувальної поверхні коронки протеза.

Таблиця 2.4

Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі системи ПІК

Матеріал	Модуль пружності E , МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності σ_b , МПа
Сплав КХС	$2,2 \cdot 10^5$	0,32	400
Титановий сплав	$1,5 \cdot 10^5$	0,34	345
Кортикальний шар кістки	$1,61 \cdot 10^4$	0,25	45
Губчаста речовина кістки			
$\rho=1,0$	$7,5 \cdot 10^3$	0,45	15
$\rho=0,7$	$2,89 \cdot 10^3$	0,44	8
$\rho=0,4$	$1,73 \cdot 10^3$	0,44	6

Не дивлячись на те, що абсолютні значення навантаження не мають істотного впливу на рішення поставленої задачі (оскільки для порівняння максимальних значень еквівалентного напруження, що виникає в кістковій тканині нижньої щелепи та імплантатах, при різних варіантах розміщення опорних елементів незнімного протеза можна використовувати будь-яке еталонне значення навантаження), розрахункове значення вертикального навантаження прийняте за R_{us} [205] дорівнює верхній межі сили, що виникає під час пережовування твердої їжі в області другого премоляру, першого і другого молярів і становить відповідно 180 Н, 300 Н і 200 Н. Горизонтальні навантаження, згідно [205] складають 10% від вертикальних і відповідно становлять 18 Н, 30 Н і 20 Н.

До основних чинників, що визначають напружено-деформований стан кісткової тканини, що оточує дентальний імплантат, окрім величини, напряму і точки прикладання функціонального навантаження, розмірів і кількості імплантатів і способу їх інсталяції, поза сумнівом, слід віднести і механічні властивості губчастої кістки, які носять індивідуальний характер і істотно залежать від стану здоров'я людини [20] .

Із збільшенням пористості при відповідному зменшенні щільності губчастої кістки, зусилля, які передаються імплантатом через спонгіозні тканини щелепи зменшуються, що приводить до зростання зусиль в кортикальних тканинах навколо дентального імплантату.

Згідно з результатами досліджень наведених в [203], губчаста кістка може належати до однієї з трьох груп, залежно від відносної щільності кісткової тканини, відповідно з $\rho=1,0$, $\rho=0,7$ або $\rho=0,4$, значення яких отримані як відношення дійсної щільності до базового значення щільності ρ_0 . Як базова, в цьому випадку прийнята щільність губчастої кістки у здорового середньостатистичного пацієнта.

Таким чином, дослідження виконувалися для різної кількості бікортикально і монокортикально встановлюваних імплантатів, з варіюванням положення і відповідного йому значення функціонального навантаження і трьох груп фізичного стану губчастої кістки.

Перша об'ємна кінцево-елементна модель (рис. 2.7) розроблена для дослідження напружено-деформованого стану фрагмента нижньої щелепи з використанням для заміщення кінцевого дефекту зубного ряду незнімним протезом з фіксацією в ділянці бічних зубів трьома дентальними імплантатами з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм.

Дана модель розбита досить дрібною кінцево-елементною сіткою з тетраедальних елементів розмірами від 0,4 мм для внутрішньокісткових імплантатів до 1,2 мм для елементів нижньощелепного фрагмента (всього для

побудови використовувалося 92163 об'ємних елемента при 141105 вузлових точках). Виключення концентрації напруги, що має місце в зонах локалізації функціональних навантажень, виконане рівномірним розподілом всіх навантажень, що враховуються, по жувальній поверхні зубів незнімного протеза, що беруть участь в передачі функціонального навантаження при різних варіантах завантаження.

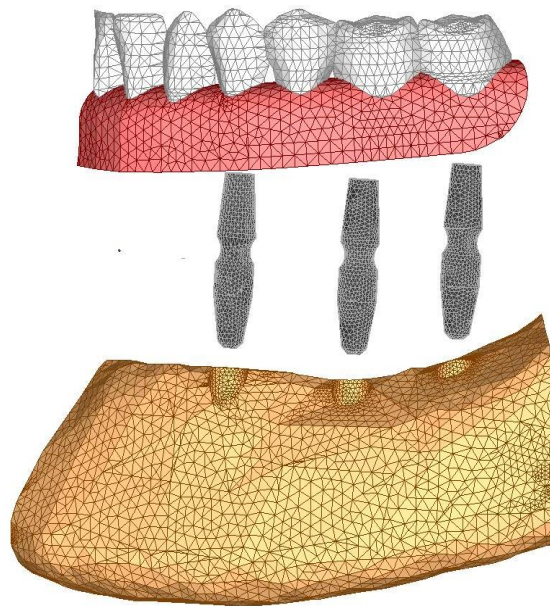


Рис. 2.7 Зображення об'ємної кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи з фіксацією протеза дентальними імплантатами з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм.

Для вибору найбільш несприятливих випадків завантаження незнімного протеза розглядалися комбінації вертикальної складової функціонального навантаження на першому молярі зі всіма можливими напрямками горизонтальної складової навантаження як у дистально-медіальному і протиставленому йому напрямі, так і вестибулярно-язиковому і язиково-вестибулярному напрямках.

В якості основного оціночного критерію вибору найбільш несприятливого випадку завантаження протеза прийнято максимальне

значення еквівалентної напруги $\sigma_{\text{éâ}}^{\text{max}}$, що виникає в кортикальних шарах щелепної кістки навколо імплантатів.

Для практичної інтерпретації результатів математичного моделювання значення щільності кісткової тканини з г/см³ переводились у одиниці Хаунсфілда (HU) з допомогою формули (Vijay A. та ін., 2011), наведеної в розділі 2.3.

2.6 Методи статистичної обробки результатів дослідження

Статистичну обробку отриманих даних проводили за допомогою пакета прикладних статистичних програм SPSS for Windows 10.0 та STATISTICA 10. Використовували наступні методи статистичного аналізу. Перевірку рівності генеральних дисперсій проводили за допомогою критерію Фішера. Порівняння двох незалежних груп з кількісними ознаками за умови нормального (Гауссового) розподілення ознак у групах – за допомогою класичного t-критерію Стьюдента для незалежних груп. При розподіленні ознак відмінних від нормальних у групах та/або при наявності груп з різними дисперсіями використовували непараметричний критерій Манна-Вітні. Порівняння двох залежних груп при нормальному розподіленні ознак – за допомогою t-критерію Стьюдента для залежних груп, а при наявності різниць між групами (при $p < 0,05$) – попарне порівняння груп з використанням непараметричного тесту Манна-Уїтні та поправки Бонефроні. Порівняння двох груп з якісними ознаками – за допомогою критерію χ^2 . Дані в таблицях представлені у вигляді $M \pm m$, де M – середня, m – похибка середньої. Ймовірність достовірності нульової гіпотези приймали при $p < 0,05$.

Матеріали розділу висвітлені у наступних працях:

- 1.Павліш І.В., Дворник В.М., Фенко Г.О., Добровольський О.В.
Математичне обґрунтування бікортикальної імплантації в бічних

відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Вісник проблем біології та медицини. 2014;2;2 (108):62-69.

2.Павлиш ИВ, Дворник ВН. Математическое моделирование функционирования бикортикально установленных имплантатов в боковом отделе нижней челюсти в условиях дефицита костной ткани при различных вариантах протезирования. 2020; 3–4(49–50): 12-19.

РОЗДІЛ 3

МАТЕМАТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ
ОДНОЕТАПНИХ ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ ВСТАНОВЛЕНИХ
БІКОРТИКАЛЬНО У ДИСТАЛЬНИХ ВІДДІЛАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ
ЗА УМОВ НАБУТОГО ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Математичне обґрунтування кількості та розташування одноетапних імплантатів малого діаметру в дистальних відділах нижньої щелепи за умов дефіциту кісткової тканини проводилось шляхом математичного моделювання і порівняльного аналізу напружено-деформованого стану (НДС) елементів системи протез-імплантат-кістка (ПІК).

Для цього було проведено математичне моделювання і порівняльний аналіз НДС імплантатів та прилеглої кісткової тканини з наступними варіантами кількості та розташування опорних елементів:

- супраструктура в ділянці бокових зубів фіксується на трьох дентальних імплантатах з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм. Така модель була включена для порівняльного аналізу як один із загальноприйнятих підходів до протезування у бічному відділі нижньої щелепи при помірній атрофії, коли віддаль від альвеолярного гребеня до нижньощелепного каналу становить не менше 9 мм;

- супраструктура в ділянці бокових зубів фіксується на чотирьох бікортикально встановлених імплантатах в обхід нижнього альвеолярного нерва з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною ендосальної частини 12 мм (при віддалі від альвеолярного гребеня до нижньощелепного каналу менше 8 мм) при наявності як додаткової опори медіальніше від ментального отвору імплантату діаметром 4 мм і довжиною 12 мм;

- супраструктура в ділянці бокових зубів фіксується на п'яти бікортикально встановлених імплантатах в обхід нижнього альвеолярного нерва з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною ендосальної частини 12 мм при наявності додаткової опори медіальніше від ментального отвору;

- супраструктура в ділянці бокових зубів фіксується на п'яти бікортикально встановлених імплантатах в обхід нижнього альвеолярного нерва з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною ендосальної частини 12 мм без наявності додаткової опори медіальніше від ментального отвору;

Як показали виконані розрахунки для першої кінцево-елементної моделі (рис. 3.1), результати яких представлені в таблиці 3.1, найнесприятливішим завантаженням протеза є комбінація вертикальної складової навантаження з горизонтальною складовою, що діє в язиково-вестибулярному напрямі, яке і використовувалось як функціональне навантаження в подальших дослідженнях.

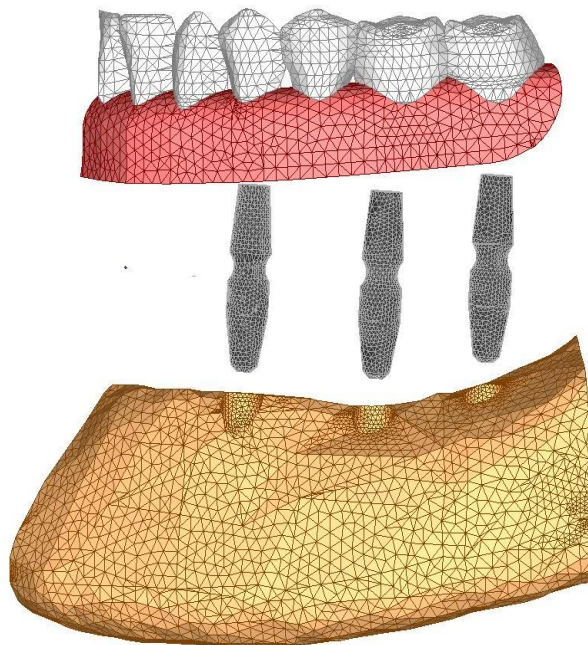


Рис. 3.1 Зображення об'ємної кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи з фіксацією протеза дентальними імплантатами з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм.

Таблиця 3.1

**Результати розрахунків еквівалентного напруження щелепного
фрагмента з фіксацією протеза дентальними імплантатами з діаметром
тіла 4 мм і довжиною внутрішньо кісткової частини 8 мм**

Напрямок прикладання навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково- вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	158	44,4	15,0
Вертикальне і горизонтальне в вестибулярно- язиковому напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	156	39,2	14,2
Вертикальне і горизонтальне в мезіо-дистальному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	112	35,8	14,8
Вертикальне і горизонтальне в дистально- мезіальному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	116	42,7	14,7

З метою визначення найбільш несприятливого положення функціонального навантаження, що викликає найбільші значення

еквівалентного напруження в імплантаті і в прилеглих до імплантату кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, розглядалися три випадки завантаження незнімного протеза. У першому випадку функціональне навантаження впливало на жувальну поверхню другого премоляру (вертикальна складова навантаження дорівнює 180 Н, горизонтальна, – 18 Н), у другому випадку функціональне навантаження (вертикальна – 300 Н, а горизонтальна – 30 Н) прикладалося до першого моляра і третій випадок відповідав завантаженню другого моляра з вертикальною складовою навантаження 200 Н і горизонтальною – 20 Н.

Результати виконаних розрахунків приведені в таблиці 3.2. Як видно з таблиці, максимальні значення еквівалентного напруження в імплантаті виникають при максимально дистальному розташуванні харчової грудки і відповідно становлять 166 МПа. Таким чином, найбільше зміщення дистальної частини протеза відносно гребеня альвеолярного відростка, а, отже, і максимальні значення еквівалентного напруження в крайньому дистально розташованому імплантаті виникають при навантаженні другого моляра з горизонтальною складовою у язиково-вестибулярному напрямі.

Максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальних і губчастих тканинах щелепної кістки, що примикають до імплантату, відповідають максимальним значенням функціонального навантаження при розташуванні харчової грудки над першим моляром і відповідно становлять 44,4 МПа і 15,0 МПа. Враховуючи, що значення еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки практично досягають меж міцності, як мінімальну кількість внутрішньокісткових імплантатів діаметром 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм, можна рекомендувати інсталяцію трьох імплантатів у дистальному відділі нижньої щелепи.

Таблиця 3.2

**Результати розрахунків еквівалентної напруги щелепного фрагмента
при різній локалізації функціонального навантаження**

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{екв}^{max}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково- вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	75,6	30,6	9,59
Вертикальне і горизонтальне в язиково- вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	158	44,4	15,0
Вертикальне і горизонтальне в язиково- вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	166	37,7	11,7

Для найбільш несприятливого випадку завантаження тканин щелепної кістки при локалізації функціонального навантаження на першому молярі, виконані розрахунки з варіюванням відносної щільності губчастої кістки. Результати розрахунків представлені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3

**Результати розрахунків еквівалентного напруження щелепного
фрагмента при різній щільності губчастої кістки і локалізації
функціонального навантаження на першому молярі**

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{екв}^{max}$, МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчата речовина
$\rho=1,0$	158	44,4	15,0
$\rho=0,7$	156	54,2	11,1
$\rho=0,4$	155	68,5	8,82

Як видно з таблиці 3.3, максимальні значення еквівалентного напруження в імплантаті зі зменшенням щільності губчастої кістки змінюються не суттєво (1-2%), чого не можна сказати про максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальному шарі щелепної кістки, які із зміною щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ збільшуються на 54%. При цьому, значення еквівалентного напруження в губчастій кістці, також перевищують відповідну межу міцності.

На рис. 3.2 представлені поля еквівалентних напружень за Хубером-Мізесом для випадку завантаження функціональним навантаженням другого моляра при мінімальному значенні відносної щільності губчастої кістки $\rho=1$. Для більшої наочності поля еквівалентних напружень імплантатів (рис. 3.2 а) і фрагменту нижньощелепної кістки (рис. 3.2 б) представлені окремо. Очевидно, що найбільш навантаженою зоною внутрішньокісткового імплантату є нижня частина шийки імплантату з вестибулярної сторони, еквівалентні напруження в якій сягають максимальних значень.

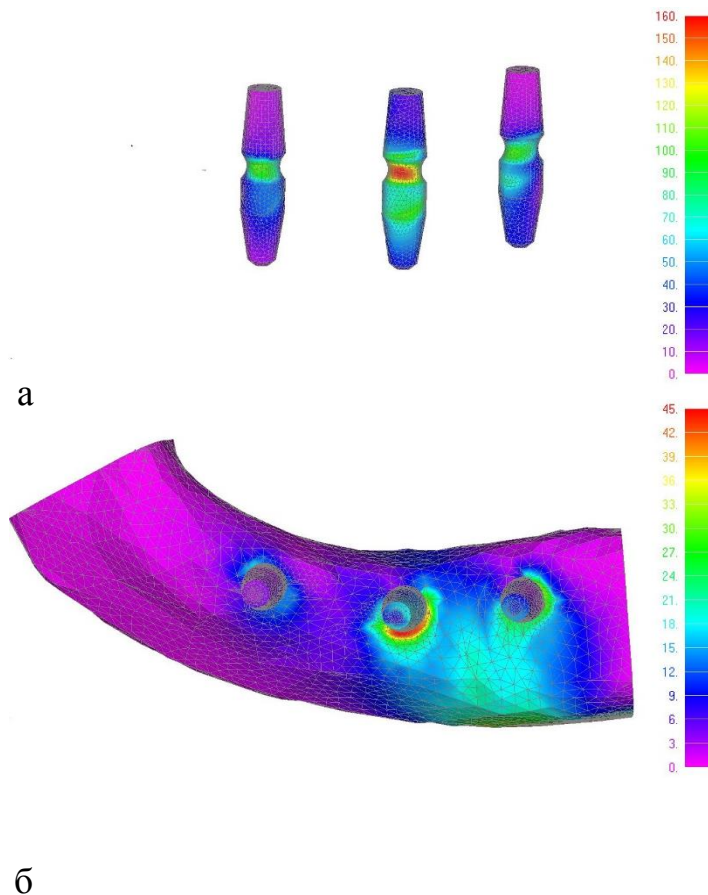


Рис. 3.2 Зображення полів еквівалентних напружень за Хубером-Мізесом (МПа) при $\rho=1,0$:

- а) дентальних імплантатів;
- б) фрагмента нижньої щелепи.

Максимальне ЕН в кортикальному шарі щелепної кістки виникає в зонах безпосереднього примикання до імплантату з вестибулярної сторони. При цьому максимальні значення ЕН, в компактному і губчастому шарах щелепної кістки, перевищують відповідні межі міцності при відносній щільність губчастої кістки менше $\rho=1$, що слід розглядати як протипоказання до протезування з використанням в бічній ділянці нижньої щелепи трьох монокортикально встановлених імплантатів діаметром 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм.

У другому варіанті розглядалась модель протезування на чотирьох внутрішньокісткових імплантатах, встановлених бікортикально в ділянці

бічних зубів в обхід нижньощелепного каналу з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 12 мм, при відстані від гребня альвеолярного відростка до каналу менше 8 мм з додатково встановленим імплантатом стандартного розміру (4 мм в діаметрі і 12 мм довжини) попереду ментального отвору. При цьому крайні імплантати розташовувалися в зонах другого премоляру і другого моляра, а середні інстальювалися в зоні першого моляра (рис 3.3).

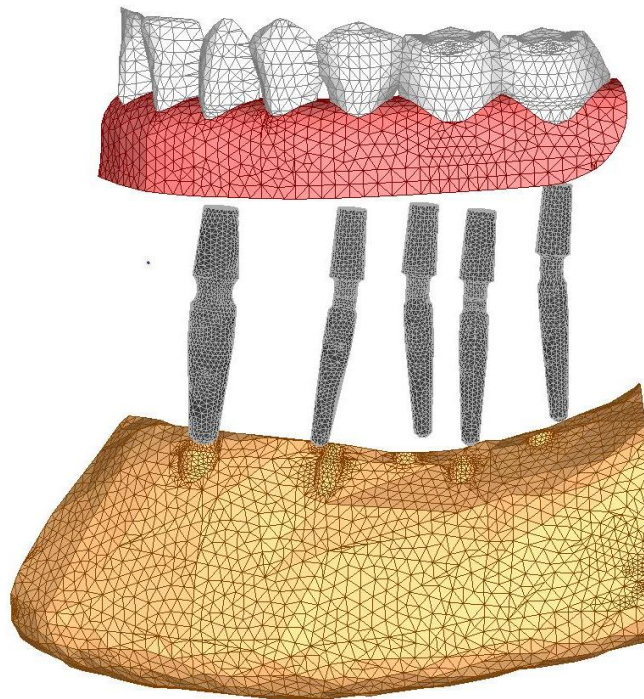


Рис. 3.3 Зображення об'ємної кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи з фіксацією протеза чотирма бікортикально встановленими імплантатами з додатковою опорою попереду ментального отвору.

Результати виконаних розрахунків для випадків локалізації функціонального навантаження з горизонтальною складовою в язиково-вестибулярному напрямі на другому премолярі і двох молярах приведені в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза чотирма бікортикально встановленими імплантатами, з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній локалізації функціонального навантаження.

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	153	35,8	6,16
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	365	45,7	14,9
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	295	44,9	11,6

Максимальне ЕН, що виникає в імплантаті, кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки при фіксації протеза чотирма бікортикально встановленими дентальними імплантатами при різній щільності губчастої кістки, представлена в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза чотирма бікортикально встановленими імплантатами з додатковою

опорою попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
$\rho=1,0$	365	45,7	14,1
$\rho=0,7$	374	50,4	6,99
$\rho=0,4$	373	52,2	6,04

З даних, наведених в таблицях 3.4 і 3.5, видно, що в порівнянні з монокортикально встановленими імплантатами, при даній схемі розташування імплантатів, фіксованих бікортикально, щільність губчастої речовини менше впливає на максимальні значення ЕН в кортикальному шарі кістки, які із зміною щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$, збільшуються на 14,2% і перевищують межу міцності при $\rho<1,0$. Крім цього, використання даної схеми імплантації можна вважати ризикованою, оскільки при максимальних значеннях навантаження ЕН в шийках імплантатів перевищують межу міцності на 5,7-8,1%.

Звертаючи увагу на поля ЕН за Хубером-Мізесом для випадку завантаження функціональним навантаженням другого моляра при даній схемі розташування імплантатів (рис. 3.4) видно, що максимальні напруження знаходяться в кортикальній пластинці, що примикає до шийок трьох дистальних імплантатів з вестибулярної, язичної та дистальної сторін і розсіюються по поверхні вестибулярної кортикальної пластинки в ділянці першого та другого молярів.

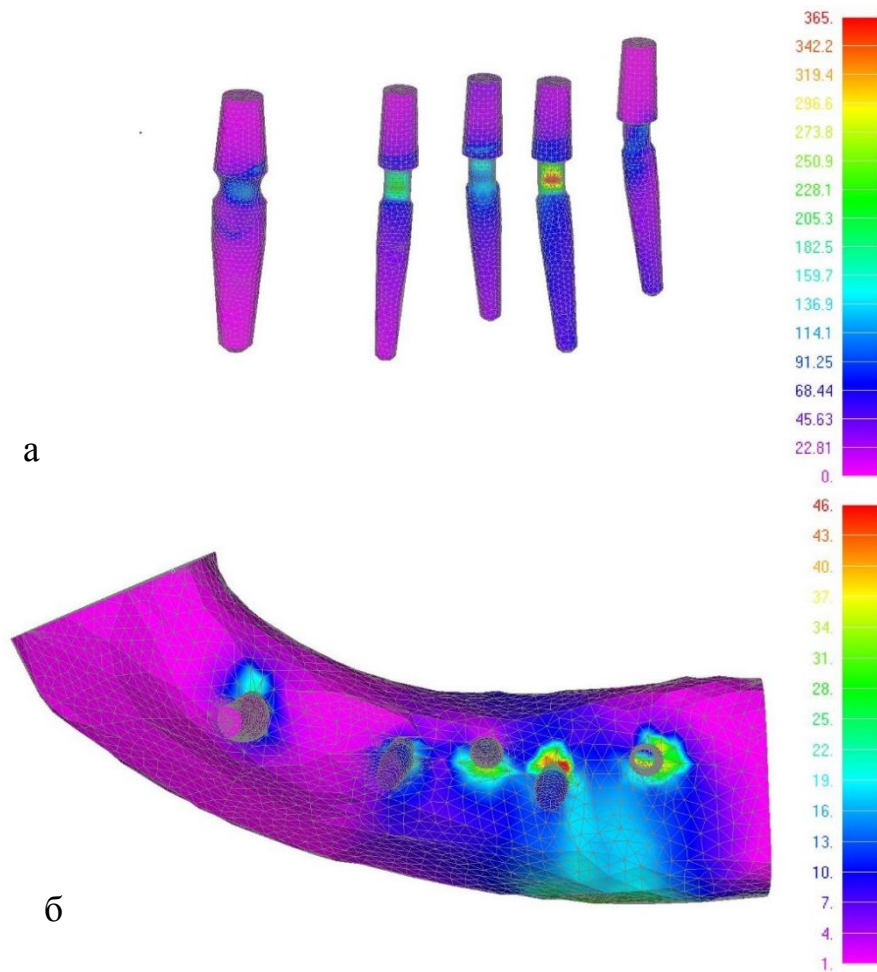


Рис. 3.4 Зображення полів ЕН за Хубером-Мізесом (МПа) при $\rho=1,0$:
 а) дентальних імплантатів;
 б) фрагмента нижньощелепної кістки.

У третьому варіанті розглядалась модель протезування на п'яти внутрішньокісткових імплантатах, встановлених бікортикально в ділянці бічних зубів в обхід нижньощелепного каналу з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 12 мм, при відстані від гребеня альвеолярного відростка до каналу менше 8 мм з додатково встановленим імплантатом стандартного розміру (4 мм в діаметрі і 12 мм довжини) попереду ментального отвору. При цьому, один імплантат розташовувався в зоні другого премоляру і по два – в зоні першого і другого молярів

відповідно (рис. 3.5). Імпланти, розташовані в зоні молярів, розміщувались по типу чотирикутника (рис. 3.6 б).

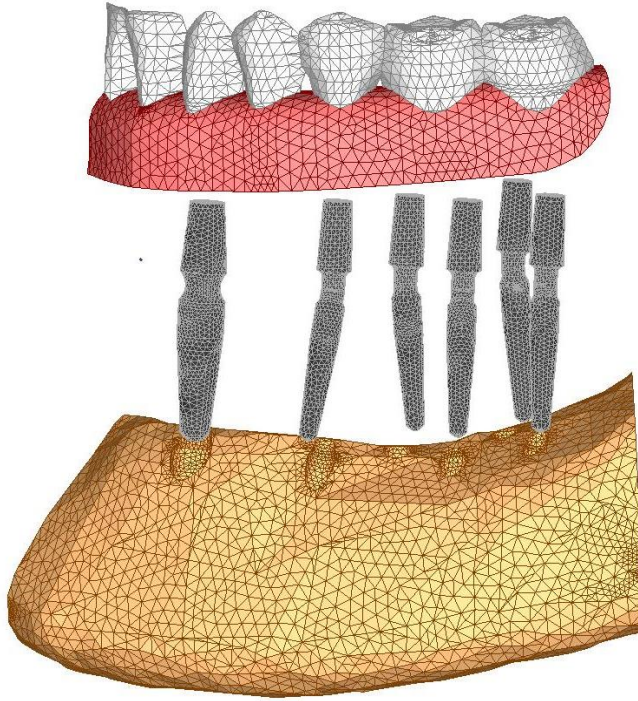


Рис. 3.5 Зображення об'ємної кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах та додатковою опорою попереду ментального отвору.

Результати виконаних розрахунків для випадків локалізації функціонального навантаження з горизонтальною складовою в язично-вестибулярному напрямі на другому премолярі і двох молярах приведені в таблиці 3.6.

Як і в попередньому випадку бачимо, що максимальні ЕН в імплантатах та прилеглий кістковій тканині при даній схемі розташування імплантів виникають при локалізації функціонального навантаження вертикально і горизонтально в язиково-вестибулярному напрямку і розподілене на першому молярі.

Таблиця 3.6

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах та додатковою опорою попереду ментального отвору при різній локалізації функціонального навантаження.

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	144	43,7	11,6
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	317	44,2	14,5
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	218	38,5	12,8

Максимальне ЕН, що виникає в імплантаті, кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки при фіксації протеза на п'яти бікортикально встановлених дентальних імплантатах з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки, представлена в таблиці 3.7.

Таблиця 3.7

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза на п'яти бікортикально встановлених імплантатах з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчата речовина
$\rho=1,0$	317	44,2	14,5
$\rho=0,7$	326	44,7	7,8
$\rho=0,4$	326	44,9	5,8

З даних, представлених в таблицях 3.6 і 3.7, видно, що максимальні значення ЕН як імплантату, так і структурних елементів кісткової тканини не перевищують меж міцності і мало залежать від щільності губчастої речовини. Збільшення ЕН в кортикальному шарі кістки при зменшенні щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ становить 0,7%. Зважаючи на вище сказане, дану схему дентальної імплантації можна вважати надійною з біомеханічної точки зору.

Поля еквівалентних напружень імплантатів та кортикальної пластинки щелепи за Хубером-Мізесом для випадку завантаження функціональним навантаженням другого моляра при даній схемі розташування представлені на рисунку 3.6. Бачимо, що в цілому спостерігається схожа локалізація максимальних ЕН, проте звертає увагу більша площа розсіювання та менші їх значення, що виникають у вестибулярній кортикальній пластинці в ділянці першого та другого молярів, що свідчить про більш рівномірний розподіл жувального навантаження в порівнянні з попередньою схемою розташування імплантатів.

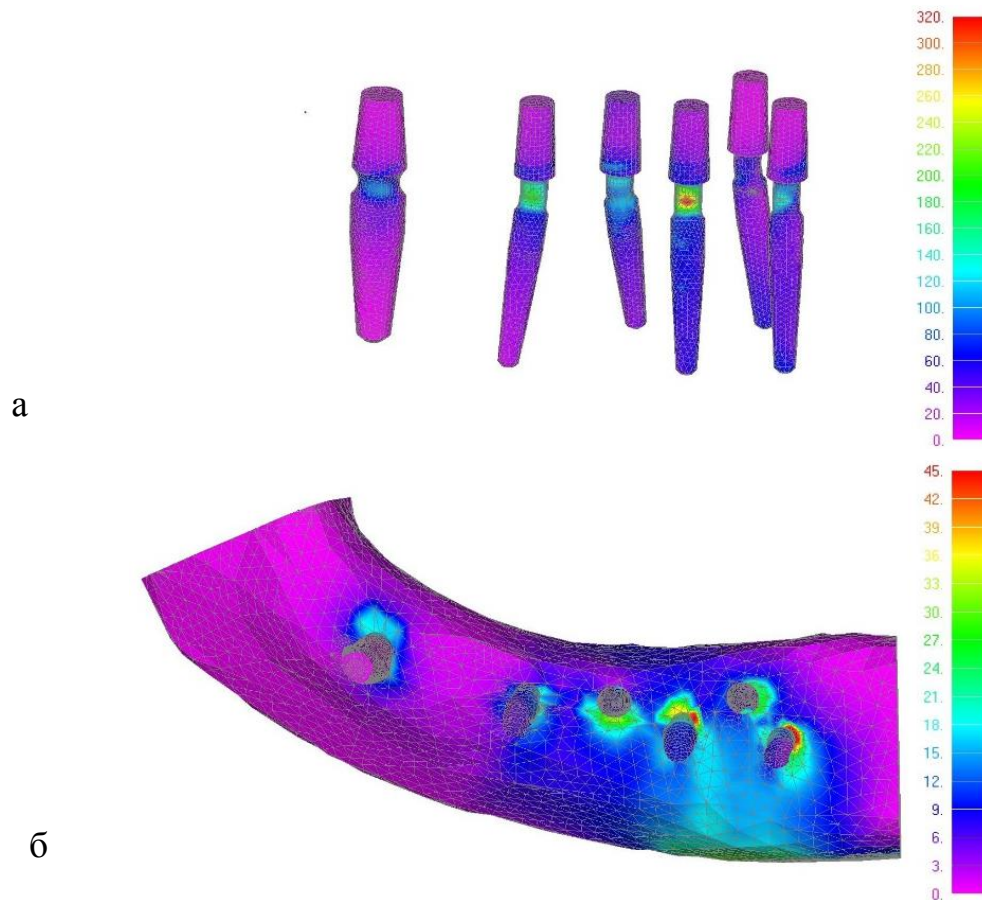


Рис. 3.6 Зображення полів ЕН за Хубером-Мізесом (МПа) при $\rho=1,0$:
 а) дентальних імплантатів;
 б) фрагмента нижньощелепної кістки.

На відміну від третього, у четвертому варіанті розглядалась модель протезування лише на п'яти внутрішньокісткових імплантатах, встановлених бікортикально в ділянці бічних зубів з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 12 мм, при відстані від гребеня альвеолярного відростка до нижньощелепного каналу менше 8 мм (без додаткової опори попереду ментального отвору). При цьому, один імплантат розташовувався в зоні другого премоляру і по два – в зоні першого і другого молярів

відповідно (рис. 3.7). Імпланти, розташовані в зоні молярів, розміщувались по типу чотирикутника (рис. 3.8 б).

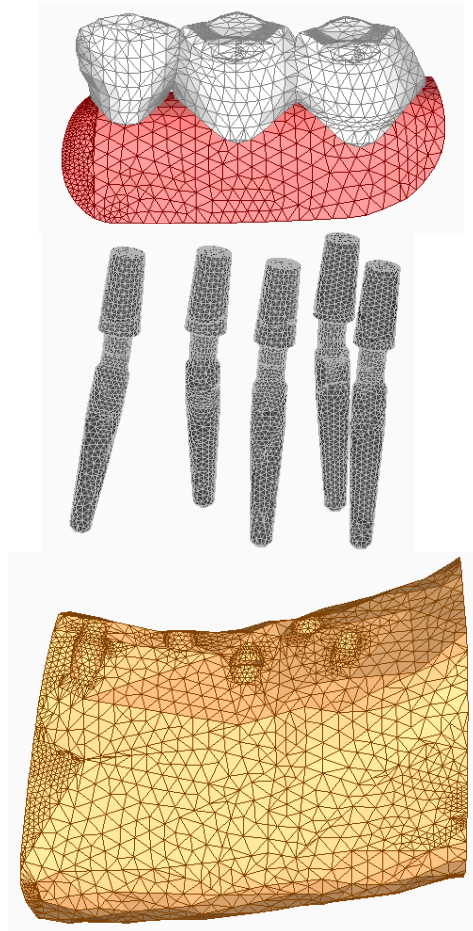


Рис. 3.7 Зображення об'ємної кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах без додаткової опори попереду ментального отвору.

Результати виконаних розрахунків для випадків локалізації функціонального навантаження з горизонтальною складовою в язично-вестибулярному напрямі на другому премолярі і двох молярах приведені в таблиці 3.8.

Таблиця 3.8

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах при різній локалізації функціонального навантаження.

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	225	42,4	10,9
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	336	44,8	14,8
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	250	41,7	13,6

Максимальне ЕН, що виникає в імплантаті, кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки при фіксації протеза на п'яти

бікортикально встановлених дентальних імплантатах без додаткової опори попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки, представлено в таблиці 3.9.

Таблиця 3.9

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза на п'яти бікортикально встановлених імплантатах без додаткової опори попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{екв}^{max}$, МПа		
	Імпланта т	Кортикальний шар	Губчата речовина
$\rho=1,0$	336	44,8	14,8
$\rho=0,7$	343	45,0	5,89
$\rho=0,4$	344	45,4	6,1

З даних, представлених в таблицях 3.8 і 3.9, видно, що максимальні значення ЕН як імплантату, так і структурних елементів кісткової тканини наблизились до меж міцності при щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,7$. Збільшення ЕН в кортикальному шарі кістки при зменшенні щільності губчастої в речовини цьому діапазоні склало 0,8%. При зменшенні ж щільності губчастої речовини до $\rho=0,4$ цей показник склав 1,4%, що призвело до незначного перевищення меж міцності як кортикальної пластинки, так і губчастої речовини відповідно на 0,4 МПа та 0,1 МПа або на 0,9% і 1,7%. Зважаючи на вище сказане, дану схему дентальної імплантації можна вважати надійною з біомеханічної точки зору при високій та середній щільності губчастої речовини і ризикованою при її низькій щільності.

Поля еквівалентних напружень імплантів та кортикальної пластинки щелепи за Хубером-Мізесом для випадку завантаження функціональним навантаженням другого моляра при даній схемі розташування представлені на рисунку 3.8. В порівнянні з попереднім

варіантом розташування імплантатів, звертають увагу більші значення максимальних ЕН, які виникають у кортикальній пластинці в пришийковій ділянці двох медіальних імплантатів. В зоні дистальних імплантатів відмічається більша площа розсіювання по вестибулярній кортикальній пластинці, а також і більші значення ЕН.

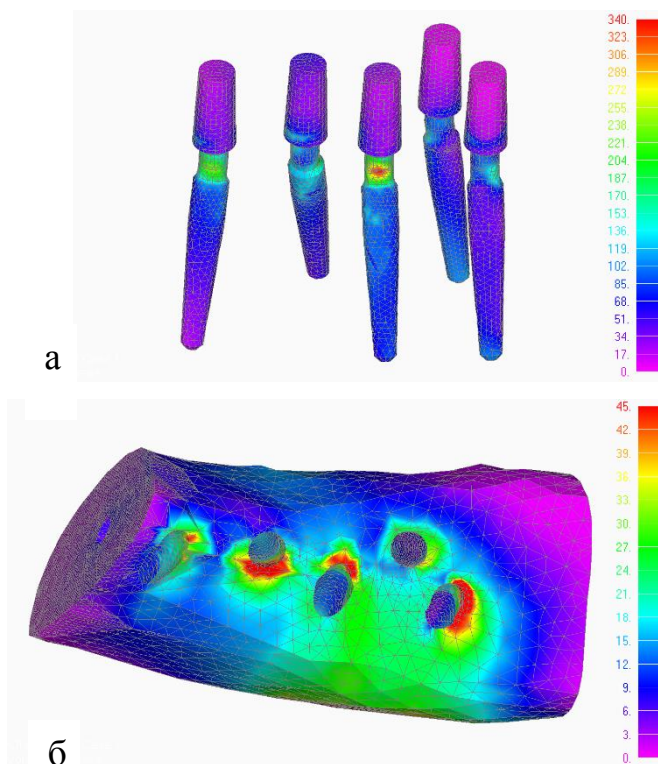


Рис. 3.8 Зображення полів ЕН за Хубером-Мізесом (МПа) при $\rho=1,0$:

а) дентальних імплантатів;

б) фрагмента нижньощелепної кістки.

Таким чином, у підсумку можна сказати, що:

1. Як визначальний критерій при порівнянні різних схем розташування імплантатів при фіксації незнімних протезів потрібно приймати еквівалентні напруження, що виникають в примикаючих до імплантату кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки так, як саме вони найбільш близькі до граничних значень.

2. Використання в боковому відділі нижньої щелепи трьох монокортикально встановлених імплантатів діаметром 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм при відносній щільності губчастої кістки $\rho < 1$ призводить до виникнення максимальних значень еквівалентних напружень в компактному і губчастому шарах щелепної кістки, які перевищують відповідні межі міцності.

3. У всіх розглянутих випадках максимальні значення еквівалентних напружень, що виникають в примикаючих до імплантатів кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, менші при фіксації протеза на бікортикально встановлених імплантатах порівняно з тими, що встановлені монокортикально.

4. При визначенні кількості імплантатів діаметром 2,5 мм і довжиною 12 мм для бікортикального встановлення в бічному відділі нижньої щелепи за умов дефіциту кісткової тканини необхідно керуватися правилом імплантаційної ізотопії, згідно якого кількість встановлюваних імплантатів повинна дорівнювати сумарній кількості коренів зубів, що заміщаються.

5. При низькій щільності губчастої кістки ($\rho < 0,7$) слід використовувати тільки бікортикальний спосіб фіксації імплантатів малого діаметру у бічному відділі нижньої щелепи, а також доцільно використовувати додаткову опору попереду ментального отвору.

6. Для більш рівномірного розподілу зусиль, що передаються від протеза через імплантати на кісткову тканину щелепи, імплантати в ділянці молярів повинні розташовуватись по многокутнику.

Матеріали розділу висвітлені у наступних працях:

1. Павліш І.В., Дворник В.М., Фенко Г.О., Добровольський О.В. Математичне обґрунтування бікортикальної імплантації в бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Вісник проблем біології та медицини. 2014;2;2 (108):62-69.

2. Павлиш И.В., Дворник В.Н. Математическое моделирование функционирования бикортикально установленных имплантатов в боковом отделе нижней челюсти в условиях дефицита костной ткани при различных вариантах протезирования. Российский вестник дентальной имплантологии. 2020; 3–4(49–50): 12-19.

РОЗДІЛ 4

ХАРАКТЕРИСТИКА КЛІНІЧНИХ ТА ЛАБОРАТОРНИХ ЕТАПІВ МАЛОІНВАЗИВНОЇ МЕТОДИКИ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ У ПАЦІЄНТІВ З ЧАСТКОВОЮ ЧИ ПОВНОЮ ВТРАТОЮ ЗУБІВ НА НИЖНІЙ ЩЕЛЕПІ ЗА УМОВ НАБУТОГО ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

4.1 Стандартна методика одноетапної дентальної імплантації

У другій (контрольній) групі встановлення дентальних імплантатів проводили за стандартною одноетапною методикою, що в більшості випадків не викликало значних ускладнень. Всього прооперовано 22 пацієнти, яким було встановлено 73 внутрішньокісткові гвинтові імплантати стандартних розмірів нерозбірної конструкції. Перед плануванням хірургічного етапу дентальної імплантації вивчали дані, які були отриманні під час огляду порожнини рота (рис. 4.1), проведенні ОПТГ (рис.4.2) та КТ (рис.4.3).



Рис. 4.1 Вигляд порожнини рота пацієнтки В., 52 роки, медична карта стоматологічного хворого №8. Діагноз: дефект зубного ряду нижньої щелепи II клас, II підклас за Кеннеді, хронічний періодонтит 33, 34, 37, 43, периімплантит 45, генералізований пародонтит.

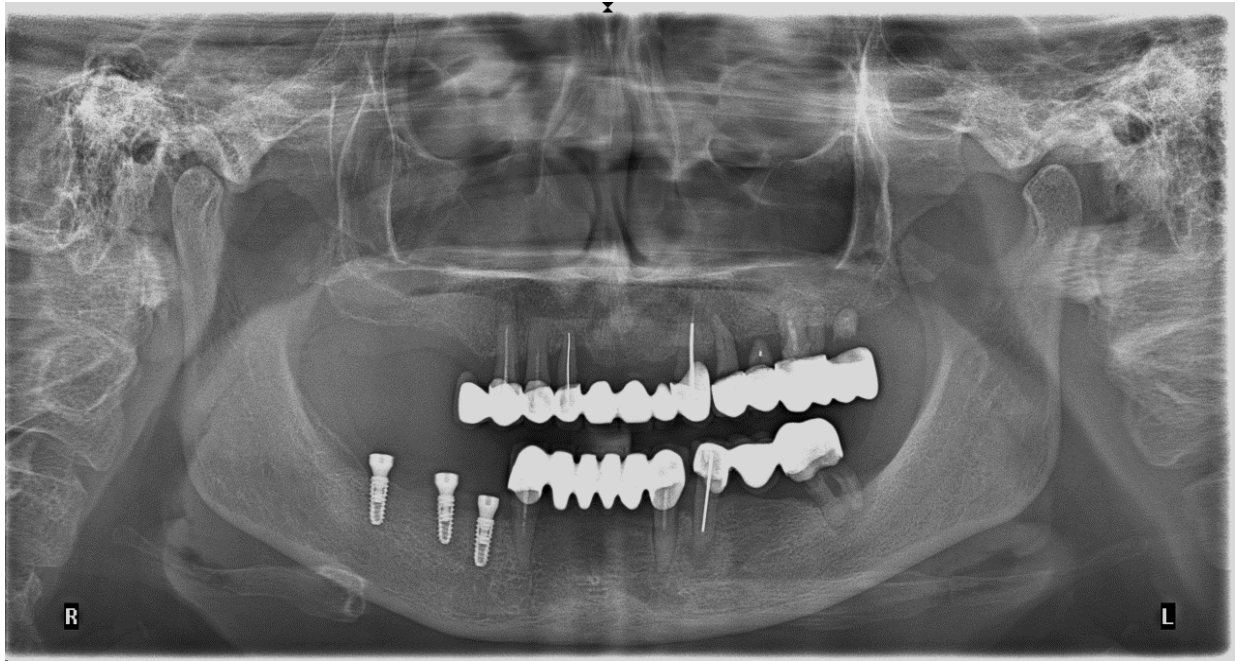


Рис. 4.2 Ортопантомограма цієї ж пацієнтки на момент обстеження, медична карта стоматологічного хворого №8. Визначаються розширення періодонтальних щілин 33 та 43 зубів, наявність вогнищ деструкції в периапікальних ділянках 44 та 47 зубів, множинні вогнища вертикальної та горизонтальної резорбції в ділянках зубів верхньої та нижньої щелепи, а також суттєва вертикальна резорбція в ділянці імплантату 45.

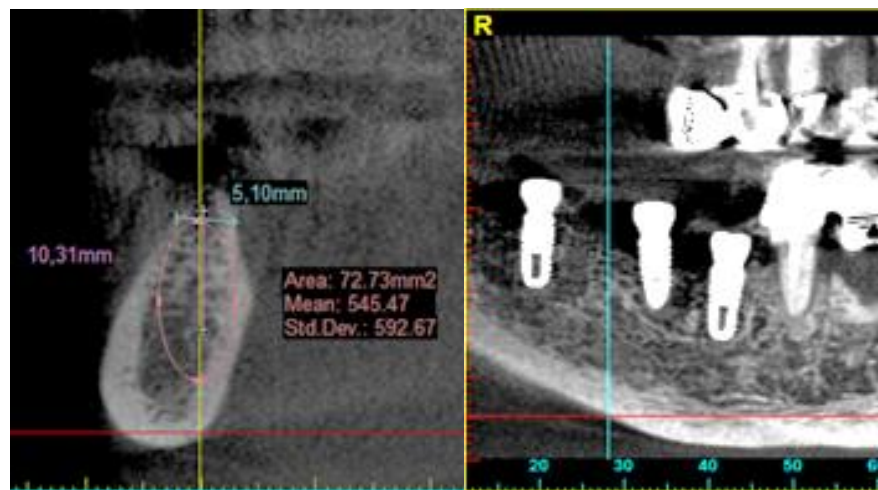


Рис. 4.3 Зрізи КТ цієї ж пацієнтки, медична карта стоматологічного хворого №8. Верифікується значна вертикальна резорбція в ділянці

імплантату 45. Визначається достатній об'єм та щільність кісткової тканини для проведення традиційної одноетапної імплантації.

Після проведення антисептичної обробки порожнини рота, провідникової та інфільтраційної анестезії робили розтин по гребню альвеолярного відростка. За допомогою распатора відшаровували слизово-окісний клапоть, скелетували альвеолярну частину нижньої щелепи (рис.4.4).



Рис. 4.4 Вигляд альвеолярного відростка нижньої щелепи після розрізу в ділянці оперативного втручання тієї ж пацієнтки, медична карта стоматологічного хворого №8. Попередньо були видалені 43, 33, 34, 37 зуби та імплантат в ділянці 45.

Штангенциркулем визначали місце встановлення імплантату. Далі, використовуючи пілотну, формуючі та фінальну фрези, формували кісткове ложе під імплантат. Виконуючи рекомендації виробників імплантаційних систем «Vitaplant» та «ArtImplant», діаметр фінальної фрези обирали в залежності від діаметру встановлюваного імплантату, а також від щільності кісткової тканини. Що менша щільність – то менший діаметр фінальної фрези використовували. Таким чином, забезпечувалась висока первинна стабільність імплантатів.

Встановлювали імпланти за допомогою імплантоводу та динамометричного ключа. Клапоть вкладали навколо шийок імплантів і фіксували вузловими швами із поліпропіленової нитки 5-0 (рис. 4.5). Шви знімали через 10-14 днів. В післяопераційному періоді проводили антибактеріальну терапію, призначали полоскання розчином хлоргексидину біглюконату 0,05%, в якості знеболюючого рекомендували німесил, кетанов в дозуваннях, зазначених в інструкції.



Рис. 4.5 Вигляд альвеолярного відростка нижньої щелепи тієї ж пацієнтки після встановлення 5 імплантів «ArtImplant» і накладання швів.

Після встановлення імплантів проводили контрольну ортопантомографію (рис. 4.6). Через 5 днів проведено тимчасове протезування фрезерованим мостоподібним протезом з акрилової пластмаси «ПММА» (рис. 4.7).

В післяопераційному періоді проводили динамічне спостереження за встановленими імплантатами, оцінювали їх клінічну стабільність. Отримані дані стали контрольними по відношенню до досліджуваної групи.

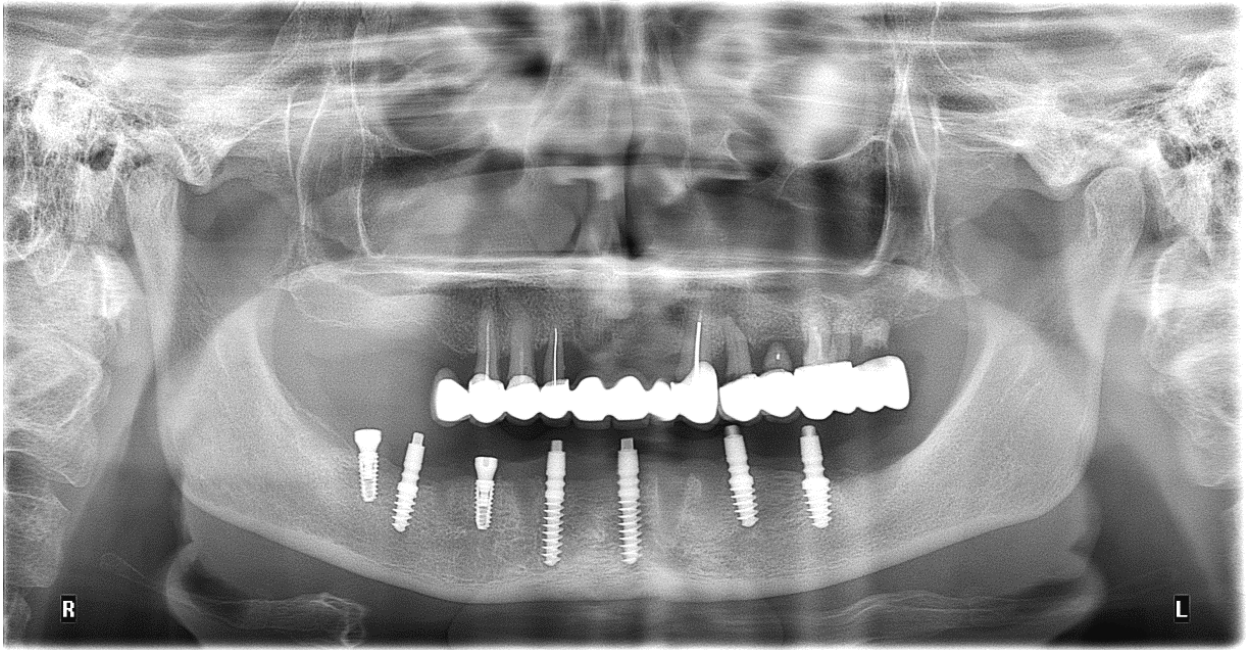


Рис. 4.6 Контрольна ортопантомографія цієї ж пацієнтки наступного дня після проведення імплантації, медична карта стоматологічного хворого №8. Дистальний імплантат у третьому сегменті розташований в ділянці 36 зуба оскільки план протезування верхньої щелепи включав відновлення зубного ряду в межах 16-26.



Рис. 4.7 Вигляд порожнини рота цієї ж пацієнтки після фіксації тимчасового мостоподібного протеза з акрилової пластмаси «ПММА» через 5 днів після операції, медична карта стоматологічного хворого №8.

Необхідно відмітити, що негайне або раннє тимчасове протезування (в термін від двох діб до двох тижнів) проводили у випадках, якщо первинна стабільність імплантатів становила не менше 35 Нсм, що в основному залежало від щільності кісткової тканини. При менших значеннях первинної стабільності проводилось відтерміноване тимчасове протезування через 3-4 місяці.

4.2 Особливості проведення малоінвазивної дентальної імплантації у бокових відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини

Значна частина пацієнтів з вторинною адентією, що супроводжується атрофією кісткової тканини, відмовляються від додаткових кістково-пластичних втручань у зв'язку зі значною травматичністю, удорожчанням вартості лікування, збільшенням строку реабілітації, боязні стороннього біологічного кістково-пластичного матеріалу. В основі адаптованої нами малоінвазивної методики дентальної імплантації лежить бікортикальна установка імплантатів малого діаметру (2,5-2,8 мм) нерозбірної конструкції в обхід нижньощелепного каналу (bypass встановлення) за одноетапною методикою з негайним або раннім протезуванням. Очевидно, що така установка імплантатів вимагає високої прецизійності і використання хірургічного шаблону є абсолютно необхідною умовою.

Проаналізувавши сучасні технології виготовлення хірургічного шаблону, що базуються на даних КТ, нами було розроблено власну методику, яка базується на перенесенні даних про позицію імплантату, отриманих під час аналізу комп'ютерної томографії щелеп та планування імплантації на гіпсову модель, на якій проводиться встановлення направляючих втулок у хірургічний шаблон. Для цього було розроблено

оригінальні конструкції скан-шаблону (патент на корисну модель № 103567 від 25.12.2015) та пристрою для позиціонування моделі (патент на корисну модель № 127608 від 10.08.2018).

Пристрій для позиціонування моделей при виготовленні хірургічного шаблону для дентальної імплантації складається з навігаційного (шарнірного) столика та контрольного модуля (рис 4.8).

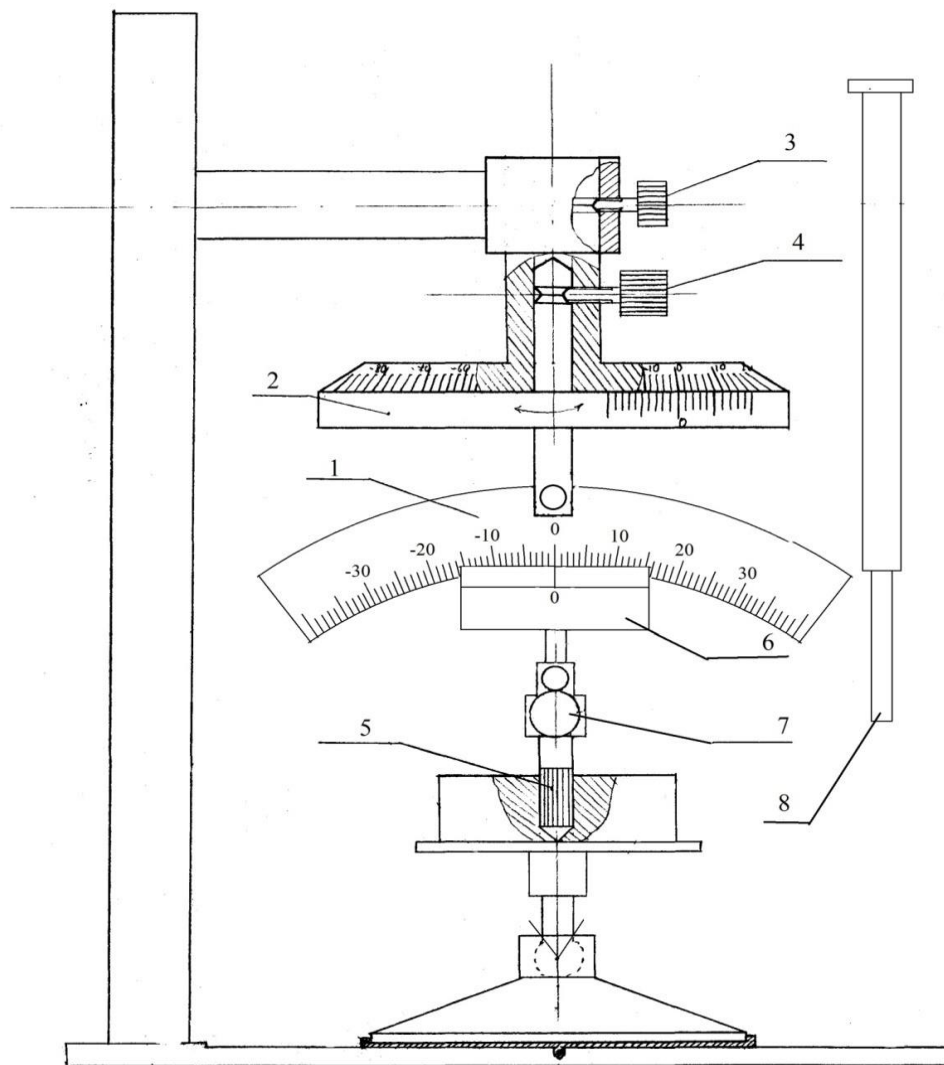


Рис. 4.8 Графічне зображення пристрою для позиціонування моделей при виготовленні хірургічного шаблону для дентальної імплантації. Шкала вимірювання нахилу моделі відносно горизонтальної площини – 1, шкали вимірювання кута повороту моделі навколо вертикальної осі – 2, гвинти – 3, 4, 7, штифт – 5, пересувна рамка зі шкалою ноніуса – 6, штанга – 8.

Верхня частина пристрою встановлюється в муфту тримача мікродвигуна в паралелометр та фіксується гвинтом – 3. Вона складається із шкали вимірювання кута повороту моделі навколо вертикальної осі – 2, що фіксується гвинтом 4 і шкали вимірювання нахилу моделі відносно горизонтальної площини – 1. Нижня частина представляє собою штифт – 5, що фіксується гіпсуванням безпосередньо в цоколі моделі із закріпленою на ньому пересувною рамкою зі шкалою ноніуса – 6 і фіксується гвинтом – 7.

За розробленою нами методикою у виготовленні хірургічного шаблону виділяємо три основні етапи:

I. Виготовлення скан-шаблону.

II. Проведення комп'ютерної томографії та планування розміщення імплантатів.

III. Встановлення направляючих втулок у XIII.

Запропонований алгоритм виготовлення скан-шаблону виконувався в наступній послідовності:

1. Зняття повних анатомічних відбитків з обох щелеп, виготовлення діагностичних моделей та гіпсування їх в артикулятор.

2. На основі аналізу діагностичних моделей, даних об'єктивного обстеження порожнини рота, панорамної рентгенографії або комп'ютерної томографії, воскового прогнозування чи діагностичної постановки зубів визначали бажані місця встановлення імплантатів.

3. У визначених місцях бажаного розташування імплантатів фіксувалися з допомогою липкого воску маркерні елементи (ME), які являли собою шматки рентгенконтрастного композитного пломбувального матеріалу квадратної форми 5x5 мм товщиною 2 мм, які продемонстровані на рисунку 4.9. ME розташовували таким чином, щоб їх площина збігалась з протетичною площиною, а їх сторони були паралельними до мезіодистальної та вестибулооральної площин в кожній окремій ділянці альвеолярного відростка.



Рис. 4.9 Вигляд моделі на етапі встановлення маркерних елементів.

4. Після цього формували базис скан-шаблону з фотополімерного матеріалу (ми використовували матеріал для виготовлення індивідуальних ложок «LoffelmaterialUV» фірми Brdent, Німеччина) та проводили полімеризацію (рис 4.10). Базис формували таким чином, щоб він не покривав МЕ і мав товщину не менше 2 мм для достатньої жорсткості.



Рис. 4.10 Вигляд моделі зі скан-шаблоном на етапі формування його базису. Добре видно МЕ, які не перекриваються базисом.

5. Наступним кроком було встановлення на скан-шаблон у місцях відсутності зубів воскових прикусних валиків, що відображено на рисунку 4.11. Для більшої інформативності при плануванні розташування імплантатів замість прикусних валиків можна провести постановку рентгенконтрастних штучних зубів.



Рис. 4.11 Вигляд моделі зі скан-шаблоном на етапі встановлення прикусних валиків.

6. Після цього готовий скан-шаблон перевіряли в порожнині рота, при необхідності проводили його корекцію, прикусні валики припасовували по прикусу.

Наступним етапом було проведення комп'ютерної томографії щелеп зі скан-шаблоном. При цьому пацієнтам було рекомендовано створювати помірний тиск на скан-шаблон, прикушуючи його. Дослідження проводилося на швидкісному конусному комп'ютерному томографі PaX–Zenith 3D, VATECH, Південна Корея. Для перегляду, аналізу КТ-дослідження та планування імплантації використовувалась штатна програма Ez3D2009, VATECH.

Для здійснення завершального етапу – встановлення направляючих втулок у ХШ проводили наступні дії:

1. Креслення маркерних елементів, що необхідно для визначення локалізації свердління. Для цього на комп'ютерній томограмі визначали точки перетину осі імплантату з поверхнею МЕ у мезіодистальній та вестибулооральній площинах, що відображено на рисунку 4.12.

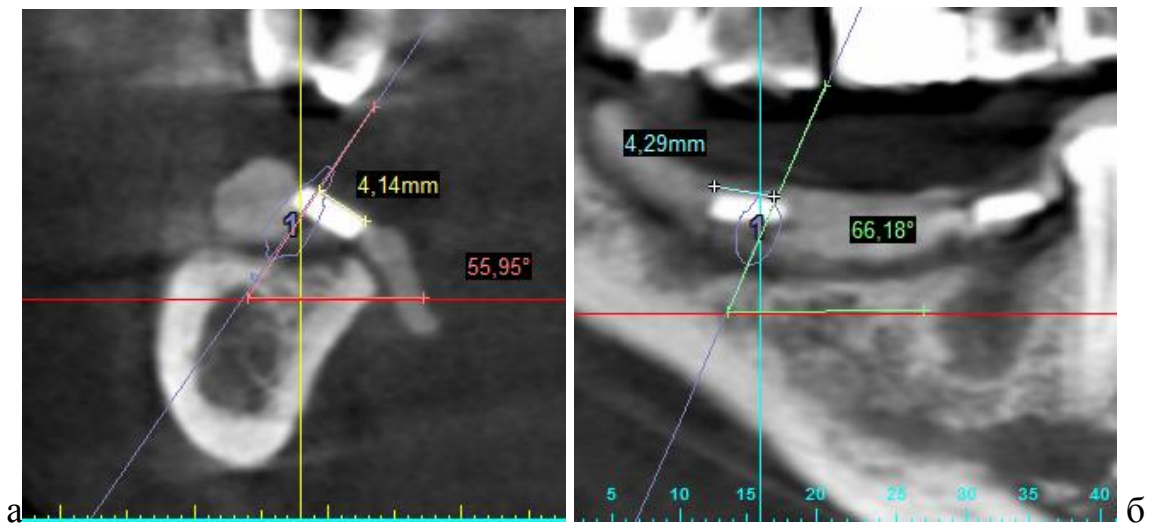


Рис. 4.12 Зрізи КТ на етапі креслення маркерних елементів. Визначення місця свердління та кута нахилу імплантату у мезіодистальній (а) та вестибулооральній площинах (б).

Далі на КТ вимірювали відстань від краю МЕ до лінії осі імплантату у вище зазначених площинах. Після цього дані переносились на скан-шаблон у вигляді двох ліній, що перетинаються в цих же площинах, що продемонстровано на рисунку 4.13. Точка перетину даних ліній відповідає точці свердління і, відповідно – місцю встановлення направляючої втулки. Попередньо необхідно зняти прикусні валики. Одночасно на цьому етапі доцільно провести вимірювання кутів нахилу імплантатів у вище зазначених площинах (рис. 4.12).



Рис. 4.13 Вигляд моделі зі скан-шаблоном на етапі креслення МЕ. Точки перетину ліній відповідають центру встановлення направляючої втулки.

2. Далі визначали та зафіксували «нульове» положення моделі. «Нульове» положення – це таке положення моделі відносно горизонтальної площини паралелометра, яке відповідає положенню щелепи відносно площини сканування при проведенні КТ. Фіксація даного положення необхідна для точного перенесення даних про кут нахилу імплантату, отриманих під час аналізу КТ на модель при встановленні направляючих втулок. Для цього обирали три довільні точки на скан-шаблоні, розміщені по трикутнику (це можуть бути три маркерні елементи). Відмічали ці точки на КТ і вимірювали різницю висоти розташування цих точок відносно горизонтальної площини (площини сканування). При цьому зручно значення найвищої точки прийняти за 0 і відносно неї визначити значення двох інших точок. Після цього фіксували модель з шаблоном на шарнірному столику паралелометра і виставляли столик таким чином, щоб різниця висоти між обраними трьома точками була ідентичною до вимірної на КТ. Для фіксації цього положення проводили гіпсування штифта пересувної рамки зі шкалою ноніуса. Для цього використовували спеціальну штангу, яку встановлювали у

пристрій для позиціонування моделі з фіксованим у ній штифтом пересувної рамки (рис. 4.14.).



Рис. 4.14 Вигляд моделі загіпсованої в «нульовому» положенні.

3. На наступному етапі визначали кут нахилу моделі відносно горизонтальної площини для кожного імплантату і проводили свердління направляючих отворів. Для цього в загіпсований у моделі штифт встановлювали пересувну рамку, а в муфту паралелометра – штангу з транспортиром і шкалою повороту (пристрій для позиціонування моделі) (рис. 4.15).



Рис. 4.15 Етап визначення кута нахилу моделі відносно горизонтальної площини з допомогою пристрою для позиціонування.

Для визначання кута нахилу моделі відносно горизонтальної площини для кожного окремого імплантату у вестибуло-оральному та мезіо-дистальному напрямках попередньо виміряли ці значення за даними комп'ютерної томографії (рис. 4.12 а, б), отримане положення фіксували гвинтом шарнірного столика. Після цього столик переміщували у свердлильну установку і виставляли його таким чином, щоб свердло знаходилось точно над точками, визначеними під час креслення МЕ (рис. 4.16).

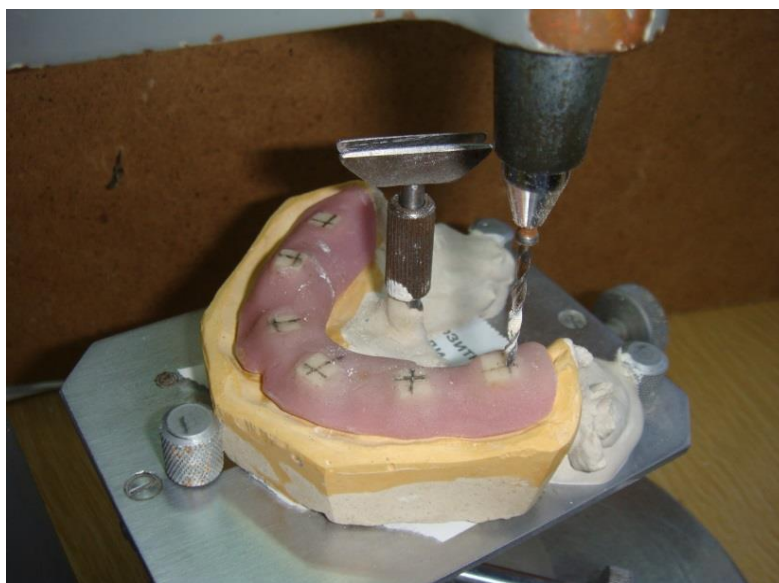


Рис. 4.16 Етап встановлення столика з моделлю і скан-шаблоном в свердлильну установку. Свердло розташоване в точці перетину ліній, нанесених при кресленні МЕ.

Далі шаблон обережно знімали з моделі і проводили свердління за допомогою свердла діаметром 2 мм (відповідає внутрішньому діаметру направляючої втулки і діаметру пілотного свердла), що продемонстровано на рисунку 4.17.



Рис. 4.17 Етап свердління направляючого отвору в моделі.

Аналогічна послідовність дій повторювалась для кожного імплантату.

4. Наступний етап – фіксація направляючих втулок у шаблоні. Після свердління направляючих отворів на моделі, в шаблоні також необхідно зробити отвори діаметром на 1-2 мм більшим за зовнішній діаметр направляючої втулки. Після цього шаблон розміщували на моделі, а в отвори встановлювали направляючі штифти діаметром 2 мм і на кожен з них встановлювали направляючу втулку, яку фіксували за допомогою рідкого композитного пломбувального матеріалу (рис. 4.18).

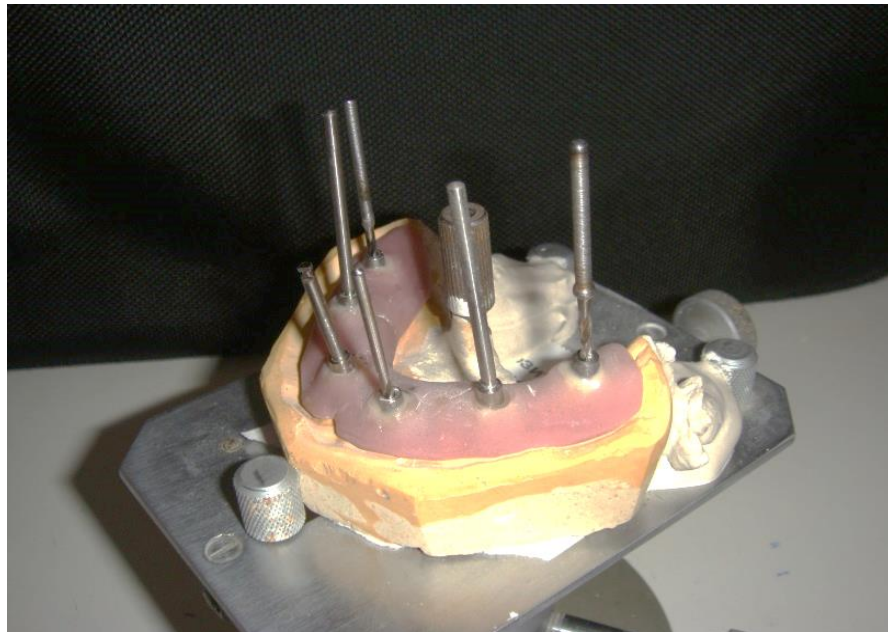


Рис. 4.18 Етап фіксації направляючих втулок у хірургічному шаблоні.

Після обробки та стерилізації методом автоклавування шаблон був готовий до використання.

В залежності від типу адентії виготовлялися наясеневі, назубні або назубоясеневі хірургічні шаблони.

Хірургічний протокол включав послідовність свердління з використанням шаблону і встановлення імплантатів Vк-і «Vitaplant» або Simplex «ArtImplant» діаметром 2,5 та 2,8 мм і довжиною 10-16 мм.

Перед імплантацією перевірялась щільність прилягання шаблону в порожнині рота пацієнта, його стабілізація. Операційне поле оброблялось розчином Betadine 10% два рази, а шкіру обличчя – два рази 70% розчином спирту. Анестезія Sol. Ultracaini DS 4% проводилась тільки провідникова (торусальна або мандибулярна), оскільки інфільтраційна могла вплинути на оптимальне прилягання XIII. Далі накладали XIII і, міцно фіксуючи його пальцями, проводили пілотне свердління усіх необхідних отворів в залежності від кількості встановлюваних імплантатів на глибину 10 мм. Після цього XIII виводився з порожнини рота і при необхідності додатково поглиблювались кісткові ложа до необхідної величини, яку верифікували з допомогою глибиноміра. Слід зауважити, що нами використовувалась тільки пілотна фреза діаметром 2 мм.

Після свердління проводилось введення імплантатів з допомогою ручного імплантоводу і динамометричного ключа. При значній ангуляції імплантатів для створення паралельності проводили згинання їх головок (тільки у імплантатів Simplex «ArtImplant») з допомогою спеціального інструменту «ArtImplant».

Усім пацієнтам основної групи проводилось негайне або раннє тимчасове протезування. Пацієнтам обох груп у якості тимчасових протезів виготовляли незнімні акрилові мостоподібні конструкції за стандартною технологією. Для їх фіксації використовували безевгенольний тимчасовий цемент Q-Temp (B.J.M. Laboratories), який містить хлоргексидин та забезпечує поряд з надійною фіксацією і можливість атравматичного зняття конструкції. Постійне протезування проводилось через 12 місяців металокерамічними мостоподібними протезами.

Наводимо клінічний випадок.

Пацієнтка В., 61 рік, медична стоматологічна картка № 11, звернулася в клініку ортопедичної стоматології 14.05.15 зі скаргами на порушення функції жування, труднощі з використанням часткового знімного протеза на нижній щелепі.

Об'єктивне обстеження: обличчя симетричне, помірно виражені носогубні складки, підщелепні лімфовузли не пальпуються. Відкривання рота вільне, в повному обсязі. Слизова оболонка губ, щік, присінку порожнини рота блідо-рожевого кольору, добре зволожена, без патологічних змін.

Зубна формула:

A	Cd	ar	Cd	Cd	A	A	A	ar	r	r	Cd	ar	ar	Cd	A
8	7	6	5 (V)	4 (IV)	3 (III)	2 (II)	1 (I)	1 (I)	2 (II)	3 (III)	4 (IV)	5 (V)	6	7	8
R	A	A	Cd	Cd	Pl					A	A	A	A	A	A

Обстеження зубів: Збережені зуби нижньої щелепи світло-жовтого кольору, стійкі, емаль стерта до дентину, у 43 композитна пломба. На 22 і 23 фіксовано адгезивний консольний мостоподібний протез. Суцільнолітні мостоподібні протези на верхній щелепі та металокерамічні коронки на нижній відповідають клінічним вимогам. У ділянці відсутніх зубів на нижній щелепі виражена атрофія альвеолярної частини. Слизова оболонка прикріплюється на 1-3 мм нижче альвеолярного гребня (рис. 4.19 а).



Рис. 4.19 а. Вигляд нижньої щелепи на момент звернення пацієнтки В., 61 р., медична карта стоматологічного хворого №11.

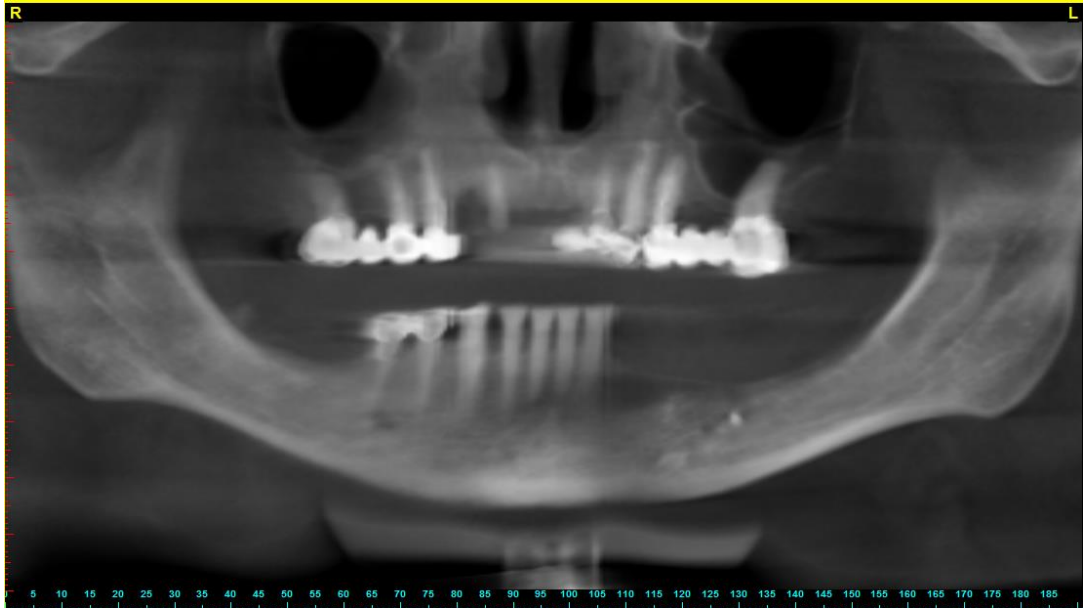


Рис. 4.19 б. Ортопантомограма цієї ж пацієнтки на момент звернення, медична карта стоматологічного хворого №11. Визначається значна атрофія альвеолярного відростку зліва.

Діагноз: дефект зубного ряду нижньої щелепи I класу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 62 % за Агаповим. Атрофія беззубих ділянок нижньої щелепи клас С за U. Lekholm і G. Zarb (1985).

Після пальпаторного обстеження альвеолярної частини щелепи визначали оклюзійні співвідношення верхньої та нижньої щелеп, оцінювали стан слизової оболонки порожнини рота, її товщину і ступінь піддатливості. На КТ-зрізах визначали висоту, ширину, профіль і кут нахилу альвеолярної та базальної частин нижньої щелепи, розташування анатомічних утворень. Особлива увага зверталась на топографію нижньощелепного каналу, наявність достатнього об'єму кісткової тканини навколо нього. Визначалась оптична щільність губчастої речовини та товщина язикової та щічної кортикальних пластинок в місцях майбутньої імплантації. В залежності від отриманих даних визначали кількість, розміри, локалізацію та кут нахилу кожного імплантату (рис 4.20).

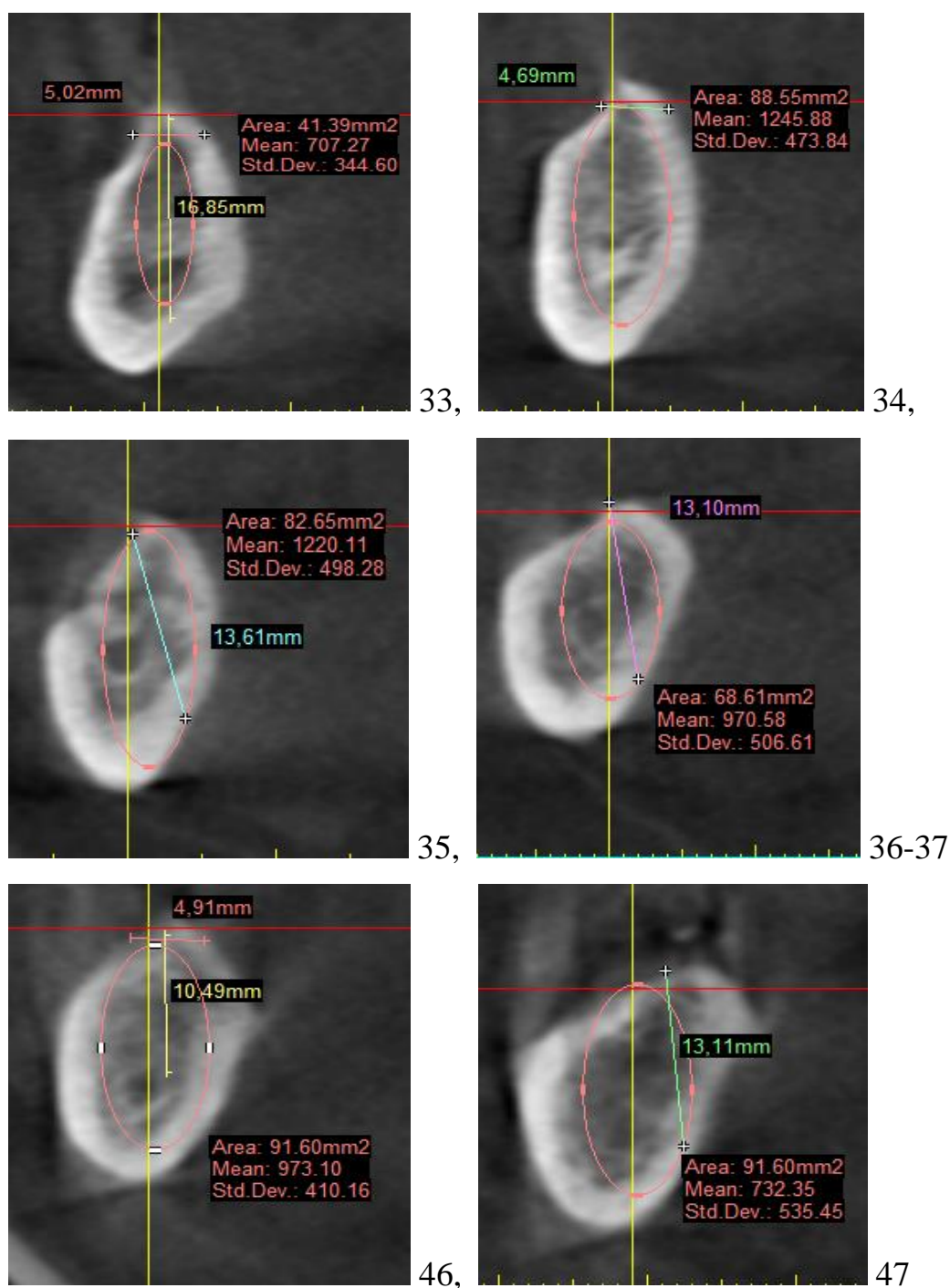


Рис. 4.20 Зрізи КТ сегментів нижньої щелепи пацієнтки В., 61 р., в ділянці 33-37 і 46-47, медична карта стоматологічного хворого №11. Етап планування розміщення імплантатів.

Після проведеного всебічного аналізу клінічної ситуації та ретельного планування виготовляли хірургічний шаблон за вказаною в розділі 4.2 методикою (рис. 4.21).



Рис. 4.21. Вигляд назубоясеневого хірургічного шаблону з направляючими втулками.

Оперативне втручання проводилось за вище описаною послідовністю, що візуалізовано на рисунках 4.22 – 4.26.



Рис. 4.22. Вигляд нижньої щелепи пацієнтки В., 61 р. з введеним хірургічним шаблоном, медична карта стоматологічного хворого №11.

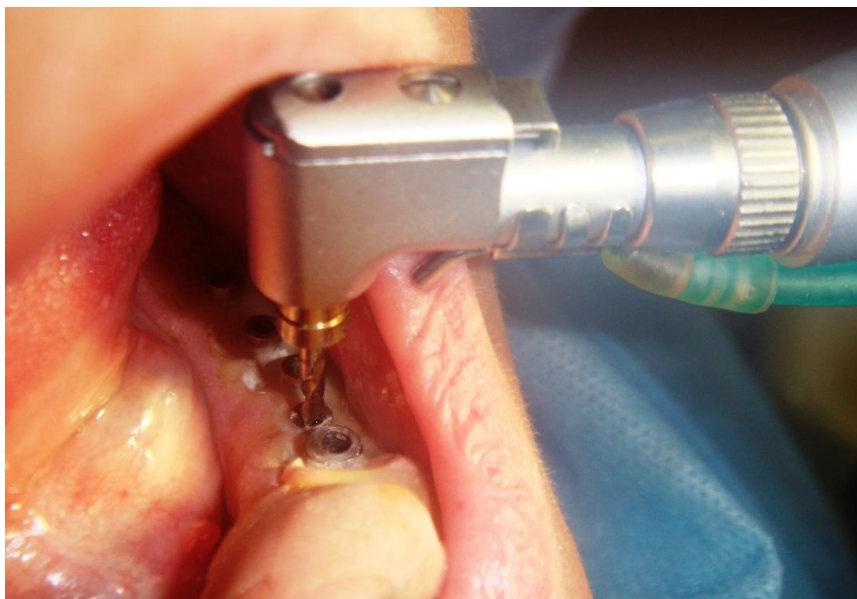


Рис. 4.23 Етап препарування кісткового ложа пілотною фрезою діаметром 2 мм через направляючу втулку хірургічного шаблону.

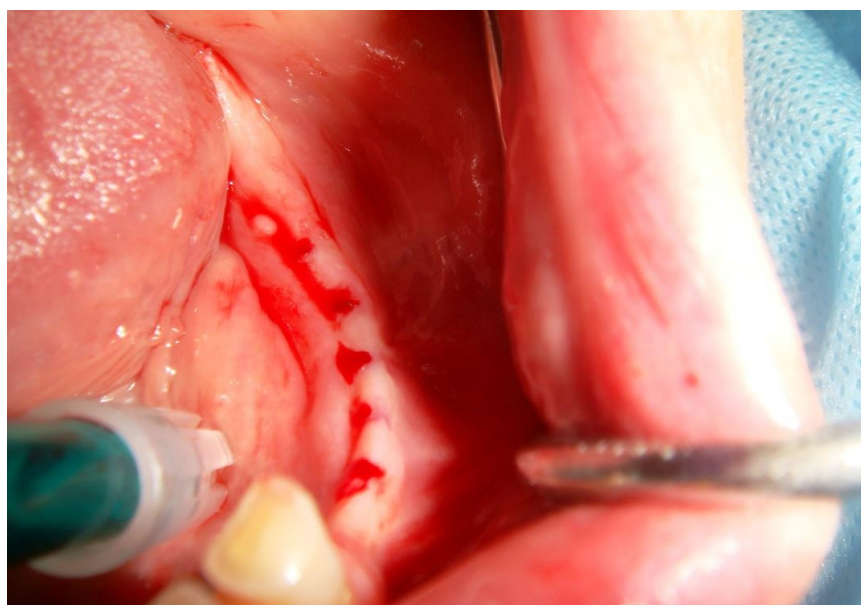


Рис. 4.24 Вигляд фрагмента нижньої щелепи цієї ж пацієнтки після препарування направляючих отворів.



Рис. 4.25 Вигляд нижньої щелепи цієї ж пацієнтки після встановлення 7-ми імплантів Vк-і «Vitaplant» в ділянці 33, 34, 35, 36м, 36д, 46 і 47, медична карта стоматологічного хворого №11.



Рис. 4.26 Вигляд нижньої щелепи цієї ж пацієнтки після встановлення на імплантати формуючих захисних ковпачків, медична карта стоматологічного хворого №11.

Аналіз зрізів контрольної КТ та відсутність симптомів подразнення нижнього альвеолярного нерва засвідчили прецизійне бікортикальне встановлення імплантів в обхід нижньощелепного каналу (рис. 4.27).

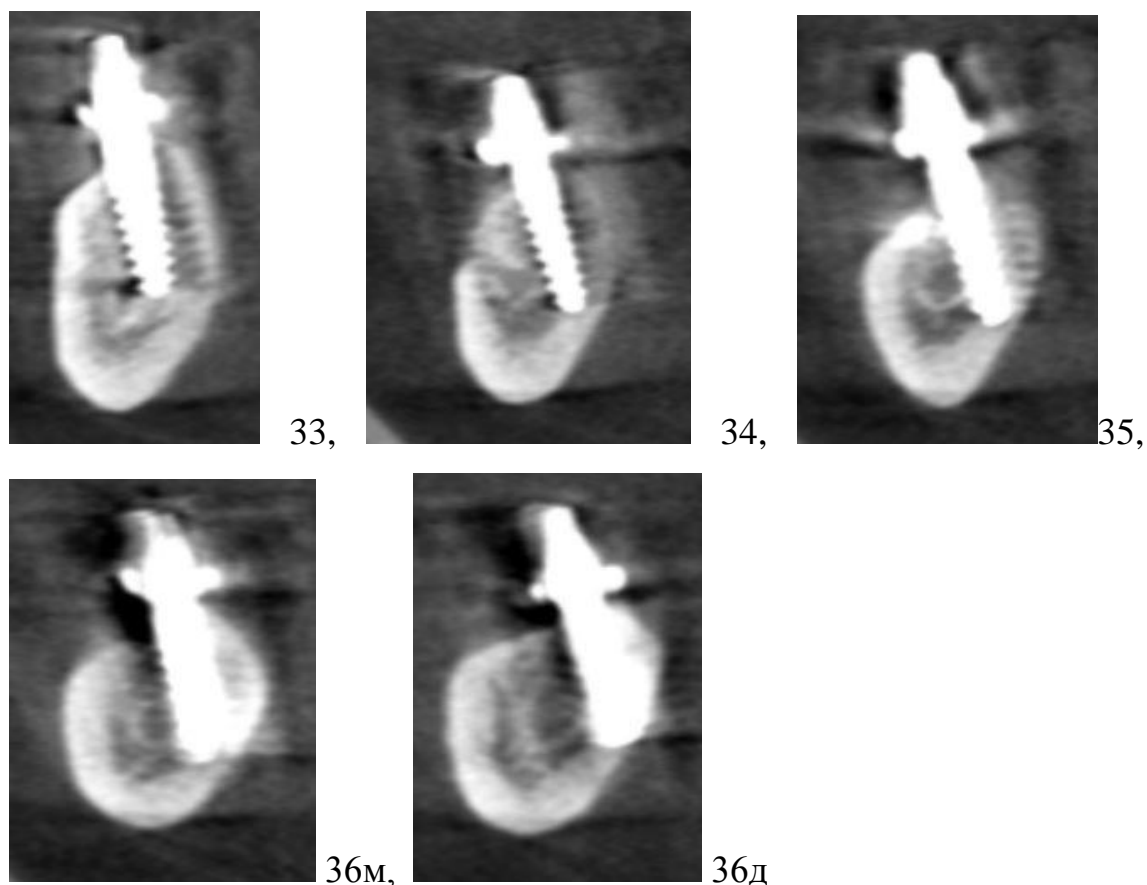


Рис. 4.27 Зрізи контрольної КТ нижньої щелепи після імплантації в ділянці 33-36 цієї ж пацієнтки, медична карта стоматологічного хворого №11.

На наступному етапі проводилось негайне тимчасове протезування акриловими мостоподібними протезами (рис. 4.28)



Рис. 4.28 Вигляд зубних рядів в оклюзії після фіксації тимчасового акрилового мостоподібного протеза на нижній щелепі.

Через рік проводилось постійне незнімне протезування металокерамічними мостоподібними протезами (рис. 4.29, 4.30).



Рис. 4.29 Вигляд нижнього зубного ряду після фіксації постійних металокерамічних мостоподібних протезів у цієї ж пацієнтки, медична карта стоматологічного хворого №11.



Рис. 4.30 Вигляд зубних рядів в оклюзії цієї ж пацієнтки через 1 рік після постійного протезування, медична карта стоматологічного хворого №11. Звертає увагу добра м'якотканинна інтеграція металокерамічного протеза на нижній щелепі.

Отже, зміст продемонстрованої амбулаторної картки тематичного пацієнта підтверджує, що розроблена нами методика забезпечує виготовлення достатньо точного хірургічного шаблону, який можна використовувати для малоінвазивної методики дентальної імплантації в бічних відділах нижньої щелепи за умов дефіциту кісткової тканини шляхом бікортикальної установки одноетапних імплантатів малого діаметру. Крім того, вона має ряд переваг, серед яких: можливість використання стандартного шарнірного столика і розробленого нами відносно простого пристрою для позиціонування моделі, що встановлюється в муфту стандартного паралелометра. Спосіб перенесення даних КТ на модель з допомогою скан-шаблону оригінальної конструкції не вимагає використання спеціалізованого ліцензійного програмного забезпечення для планування дентальної імплантації. При застосуванні нашої методики можна використати будь-яку програму, придатну для перегляду і аналізу КТ, в тому числі і штатну, а в особливих ситуаціях можливе виготовлення шаблону без застосування комп'ютера, використовуючи стандартну роздруковану КТ «Denta Scan». При цьому необхідні вимірювання можна провести з допомогою штангенциркуля та транспортира з врахуванням масштабу зображення.

Дані переваги можуть надати можливість виготовляти досить точні ХШ з мінімальними затратами у більшості зуботехнічних лабораторій, а відтак, і більш широкого використання хірургічних шаблонів у повсякденній клінічній практиці.

Матеріали розділу висвітлені у наступних працях:

1. Павліш І.В., Дворник В.М. Рябушко Н.А. Спосіб виготовлення хірургічного шаблону для встановлення дентальних імплантатів. Український стоматологічний альманах. 2016;3;2:81-86.

2. Павліш І.В., Дворник В.М. Методика виготовлення хірургічного шаблону для встановлення дентальних імплантатів. Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога. 2015;11;2:166-170.

РОЗДІЛ 5

ПОРІВНЯЛЬНА КЛІНІЧНА ОЦІНКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЗАСТОСУВАННЯ МАЛОІНВАЗИВНОЇ МЕТОДИКИ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ

5.1 Клінічна характеристика післяопераційного періоду

Клінічний огляд пацієнтів основної та контрольної груп проводився починаючи з першої доби після операції. Оцінювався загальний стан, скарги пацієнтів, вимірювали температуру тіла, відмічали зміни конфігурації обличчя: реакцію регіональних лімфатичних вузлів, наявність набряків та гіперемії прилеглих м'яких тканин. Відмічали внутрішньоротові зміни: набряк та гіперемію слизової оболонки в ділянці операційної рани.

В першу добу після операції скаржилися на біль в ділянці рани 2 особи (8%) основної групи та 12 пацієнтів (54,5%) контрольної. Підвищення температури тіла до 37,2°C спостерігалось у 1 пацієнта (4%) та 3 (13,6%) пацієнтів відповідних груп. Зміну конфігурації обличчя у вигляді післяопераційного набряку м'яких тканин було виявлено у 1 пацієнта (4%) основної групи та 9 (40,9%) контрольної.

Під час огляду порожнини рота гіперемія та набряк в ділянці операційної рани були відмічені у 3 пацієнтів (12%) основної групи та в 5 осіб (22,7%) контрольної. У пацієнтів контрольної групи спостерігали відносно чисту лінію швів, місцями покриту фібринозною плівкою.

На третю добу після оперативного втручання жоден з пацієнтів основної групи не відмічав больові відчуття, проте 7 пацієнтів (31,8%) контрольної групи відмічали їх наявність. Зміни конфігурації обличчя зберігалися у 1 пацієнта (4%) основної групи та 11 - (50%) контрольної і характеризувалися нами як незначно виражений післяопераційний набряк. У цих же пацієнтів було виявлено незначне збільшення піднижньощелепних

лімфатичних вузлів на стороні імплантації. У пацієнтів обох груп температура тіла була в межах фізіологічної норми, але визначалося незначне обмеження відкривання рота тільки у 2 пацієнтів (9,1%) контрольної групи зі збереженням незначного колатерального набряку.

При огляді порожнини рота набряк і гіперемію слизової оболонки в ділянці проведеної імплантації на третю добу після операції відмічали лише у 1 пацієнта (4%) основної групи. У пацієнтів контрольної групи, в тому чи іншому ступені, набряк і гіперемія слизової оболонки відмічались у всіх пацієнтів.

На сьому добу після операції дентальної імплантації, пацієнти основної та контрольної груп не скаржилися на больові відчуття. Асиметрія обличчя не відмічалась у жодного пацієнта. Температура тіла пацієнтів основної і контрольної груп на сьому добу спостереження реєструвалась в межах норми. Збільшення регіональних лімфатичних вузлів не спостерігалось.

В порожнині рота незначний набряк та гіперемію слизової оболонки в ділянці імплантації відмічали у 3 пацієнтів (13,6%) контрольної групи. Шви у всіх пацієнтів фіксовані задовільно. В цей час у всіх пацієнтів основної групи спостерігалась повна епітелізація слизової оболонки та відсутність гіперемії та набряку (рис. 5.1).

Під час подальших спостережень через 14 днів виявили, що 2 пацієнта контрольної груп скаржилися на деякий дискомфорт в ділянці імплантації. Зовнішній огляд не виявив відхилень. При огляді порожнини рота у цих пацієнтів відмічалась незначна гіперемія та набряк періімплантної слизової оболонки, незначна болісність при пальпації. Після кількарразового промивання слизової манжетки протягом 3-5 днів 0,02% водним р-ном хлоргексидину біглюконату ці явища були ліквідовані. У решти пацієнтів обох груп при огляді порожнини рота встановлено добру епітелізацію слизової оболонки в ділянці імплантації.



Рис. 5.1 Стан слизової оболонки у пацієнта основної групи С., 54 р., на сьомий день після імплантації, медична карта стоматологічного хворого № 19. Відмічається відсутність змін в ділянці розташування імплантатів.

Аналізуючи вище наведені дані, можна зробити висновок, що малоінвазивна методика дентальної імплантації має більш легкий та сприятливий перебіг післяопераційного періоду і характеризується практичною відсутністю больового синдрому, мінімальною посттравматичною реакцією м'яких тканин обличчя та слизової оболонки порожнини рота, а також відсутністю післяопераційних запальних ускладнень.

5.2 Порівняльна характеристика гігієнічного стану порожнини рота

Гігієнічний статус у досліджуваних пацієнтів в більшості випадків був задовільний. Але були виключення – пацієнти, які у зв'язку з неприємними відчуттями та боязню, не могли проводити повноцінну гігієну порожнини рота. Тому, для оцінки гігієнічного стану порожнини рота в області ортопедичної конструкції з опорою на імплантати ми визначали індекс

гігієни імплантатів. Дослідження проводили в момент встановлення ортопедичної конструкції через 1 місяць, 6 місяців і 12 місяців після протезування.

Після опрацювання даних, нами встановлено, що протягом усього терміну спостереження всі пацієнти мали достатній і задовільний рівень гігієни. Середні показники індексу через 1 місяць після встановлення ортопедичної конструкції на імплантатах склав $(1,85 \pm 0,02)$, що перевищував показник до початку лікування $(1,03 \pm 0,01)$. При опитуванні з'ясували, що це виникало із-за боязні пацієнтів торкатися до конструкції і призводило до порушення рекомендацій щодо дотримання гігієнічних правил по догляду за порожниною рота.

Однак, після повторно отриманих рекомендацій та додаткової мотивації щодо необхідності підтримання гігієни порожнини рота при повторних дослідженнях через 6 та 12 місяців середні показники в ділянках ортопедичних конструкцій наблизились до значень, які були отримані до початку лікування (рис. 5.2).

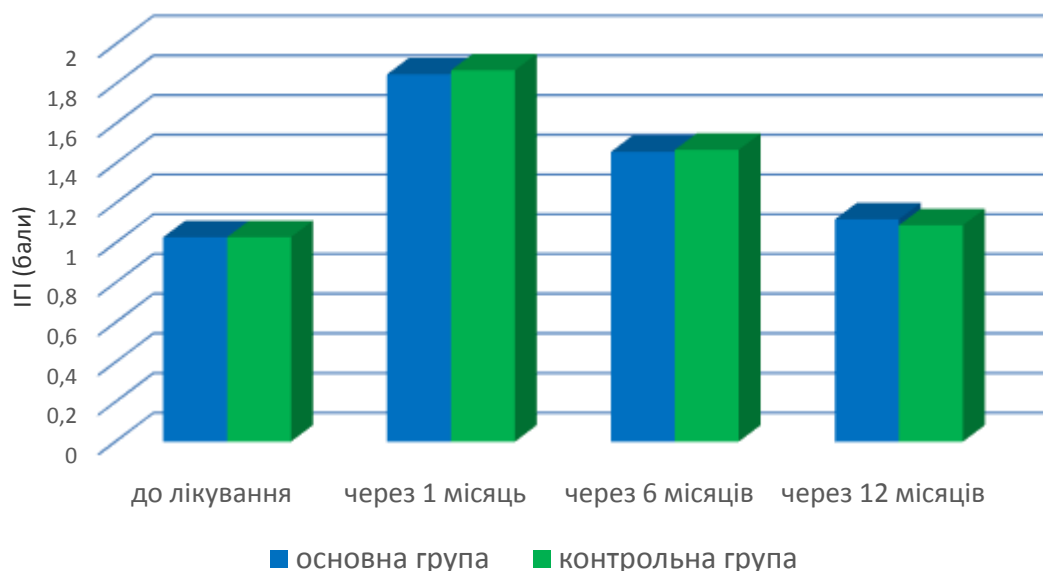


Рис. 5.2 Діаграма динамічних змін показника індексу гігієни імплантатів в ділянці ортопедичних конструкцій у пацієнтів основної та контрольної груп.

З діаграми також видно, що динаміка індексу гігієни суттєво не відрізнялась у пацієнтів основної та контрольної груп. Цифрові значення індексу гігієни представлені в таблиці 5.1.

З метою виявлення запальних явищ в тканинах, що оточують імплантат проводили модифіковану пробу Шиллера-Писарева до встановлення імплантатів, через 1 місяць, 6 місяців та 12 місяців (таб. 5.1).

Таблиця 5.1

Середні показники індексу гігієни імплантатів та модифікованої проби Шиллера-Писарева в ділянках встановлених імплантатів в основній та контрольній групах ($M \pm m$)

Показник	1 група (n=25)				2 група (n=22)			
	до	1 міс.	6 міс.	12 міс.	до	1 міс.	6 міс.	12 міс.
Гігієнічний індекс	1,03± 0,01	1,85± 0,02 $p_1 < 0,05$	1,46± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$	1,12± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$ $p_3 < 0,05$	1,03± 0,01	1,87± 0,02 $p_1 < 0,05$	1,47± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$	1,09± 0,01 $p_1 > 0,05$ $p_2 < 0,05$ $p_3 < 0,05$
Індекс Шиллера-Писарева	2,10± 0,01	2,83± 0,01 $p_1 < 0,05$	2,22± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$	2,15± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$ $p_3 < 0,05$	2,13± 0,01*	2,73± 0,01* $p_1 < 0,05$	2,24± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$	2,15± 0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$ $p_3 < 0,05$

Примітки:

1. * - $p < 0,05$ – достовірність різниці між показниками першої та другої груп.
2. p_1 - достовірність різниці між показниками до та після лікування.
3. p_2 - достовірність різниці між показниками через місяць та через 6 та 12 місяців.
4. p_3 - достовірність різниці між показниками через 6 та через 12 місяців.

Аналіз динамічних змін цієї проби дозволив встановити, що її середні показники через 1 місяць після встановлення імплантатів складала $2,83 \pm 0,01$ в основній групі та $2,73 \pm 0,01$ у контрольній, в порівнянні з показниками до встановлення $2,10 \pm 0,01$ та $2,13 \pm 0,01$, відповідно, що свідчить про наявність помірно вираженої запальної реакції в ділянці періімплантних м'яких тканин.

Через 6 місяців спостережень середні показники в ділянці імплантації незначно перевищували початкові $2,22 \pm 0,01$ та $2,24 \pm 0,01$ першої та другої груп, відповідно, а через 12 місяців вони практично наблизились до початкових цифр, що продемонстровано на рисунку 5.3.

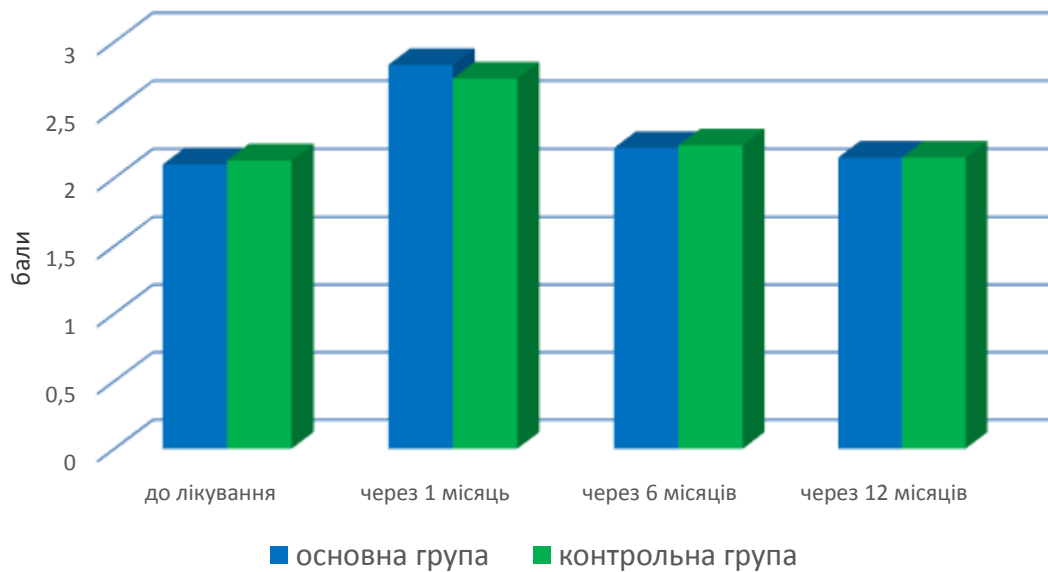


Рис. 5.3 Діаграма динамічних змін показника проби Шиллера-Писарева в ділянці встановлених імплантатів в основній та контрольній групах.

Порівнявши графіки динаміки зміни показників індексу гігієни та проби Шиллера-Писарева констатуємо, що вони знаходяться в прямій залежності. Тобто ми знайшли підтвердження чисельних досліджень, що вираженість запальних процесів у слизовій оболонці в ділянці імплантації в значній мірі залежить від стану гігієни порожнини рота.

Підсумовуючи отримані дані, можемо зробити висновок, що ортопедичне лікування за адаптованою нами малоінвазивною методикою дентальної імплантації, так як і за стандартною одноетапною, характеризується схожими умовами для проведення індивідуальної гігієни і при достатній мотивації та навчанні пацієнтів не призводить до порушення

гігієнічного стану порожнини рота, а також до розвитку запальних процесів у слизовій оболонці навколо імплантатів.

5.3 Рентгенологічна оцінка результатів малоінвазивної методики дентальної імплантації в порівняльному аспекті

Для оцінки стану кісткової тканини в ділянці імплантату проводили рентгенологічне дослідження (панорамна рентгенографія) безпосередньо після проведення хірургічного етапу імплантації, через 3, 6, 12 та 24 місяці. Як відомо, резорбція кісткової тканини навколо імплантату максимальна в перший рік його функціонування і її значення в цей період не повинно перевищувати 1,0 мм. Причиною резорбції в перший рік після встановлення імплантату, звичайно, є функціональне навантаження на імплантат, що викликає структурну перебудову кістки, яка починається з її резорбції. Рентгенологічним критерієм ефективності дентальної імплантації за Smith та Zarb є відсутність ознак розрідження кісткової тканини навколо імплантату, рівень вертикальної резорбції повинен знаходитись в межах 0,2 мм протягом другого та наступних років функціонування (рис. 5.4).

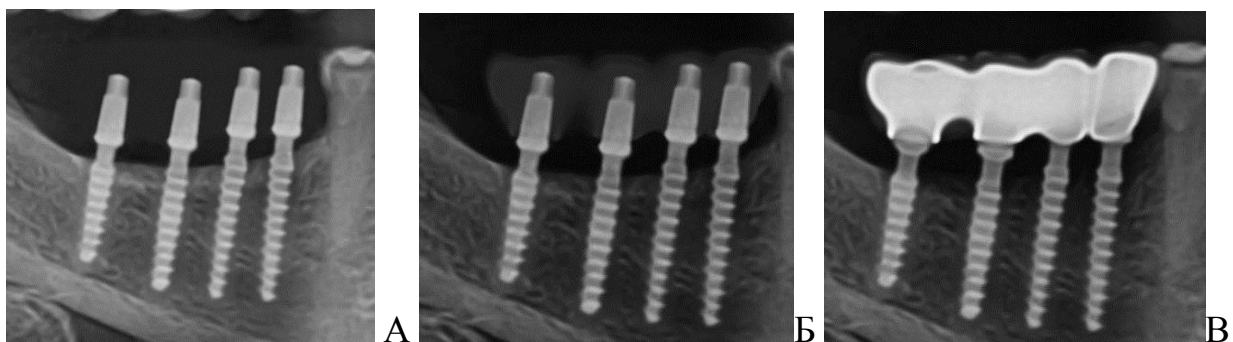


Рис. 5.4 Фрагменти ОПТГ пацієнтки С, 54 роки, медична картка №19
 А – після встановлення імплантатів, Б – через 12 та В – через 24 місяці функціонування імплантатів. Звертає на себе увагу мінімальний рівень вертикальної резорбції через 12 місяців функціонування та, її несуттєве збільшення через 24 міс.

Рентгенограма, представлена на рисунку 5.4, демонструє, що вертикальна резорбція маргінальної кісткової тканини навколо шийок імплантатів мінімальна і складає не більше 0,2 мм, відсутня горизонтальна резорбція через 24 місяці функціонування, що являється рентгенологічним критерієм ефективності проведеної нами дентальної імплантації.

На основі даних контрольних ОПТГ проаналізовано характер та ступінь резорбції маргінальної кісткової тканини навколо шийок імплантатів, в її динаміці спостереження (таб. 5.2).

Таблиця 5.2

Показники резорбції маргінальної кісткової тканини (мм) навколо шийки імплантатів ($M \pm m$)

Група та кількість імплантатів	Терміни спостереження			
	3 міс.	6 міс.	12 міс.	24 міс.
1 група (n=146)	0,51±0,01	0,59±0,01 $p_1 < 0,05$	0,71±0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$	0,83±0,01 $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$ $p_3 < 0,05$
2 група (n=73)	0,53±0,01*	0,61±0,002* $p_1 < 0,05$	0,76±0,001* $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$	0,87±0,01* $p_1 < 0,05$ $p_2 < 0,05$ $p_3 < 0,05$

Примітки:

1. * - $p < 0,05$ – достовірність різниці між показниками першої та другої груп.
2. p_1 - достовірність різниці між показниками через 3 міс. та через 6, 12 та 24 місяці.
3. p_2 - достовірність різниці між показниками через 6 місяців та через 12 та 24 місяці.
4. p_3 - достовірність різниці між показниками через 12 та через 24 місяці.

Аналіз отриманих результатів свідчить про те, що обох групах резорбція кісткової тканини більш виражена в перший рік функціонування і складає 0,71±0,01 мм в основній та 0,76±0,01 мм в контрольній групі, що є допустимим і характеризує успішну імплантацію. За другий рік функціонування імплантатів резорбція склала 0,12-0,22 мм, що також не

виходить за рамки критеріїв ефективності і свідчить про нормальний перебіг процесів фізіологічної регенерації та відсутність запальних процесів в періімплантних тканинах. В цілому, за два роки резорбція маргінальної кісткової тканини в основній та контрольній групі склала $0,83\pm 0,01$ мм та $0,87\pm 0,01$ мм, відповідно.

Динаміку змін показника резорбції в групах порівняння відображено на рисунку 5.5.

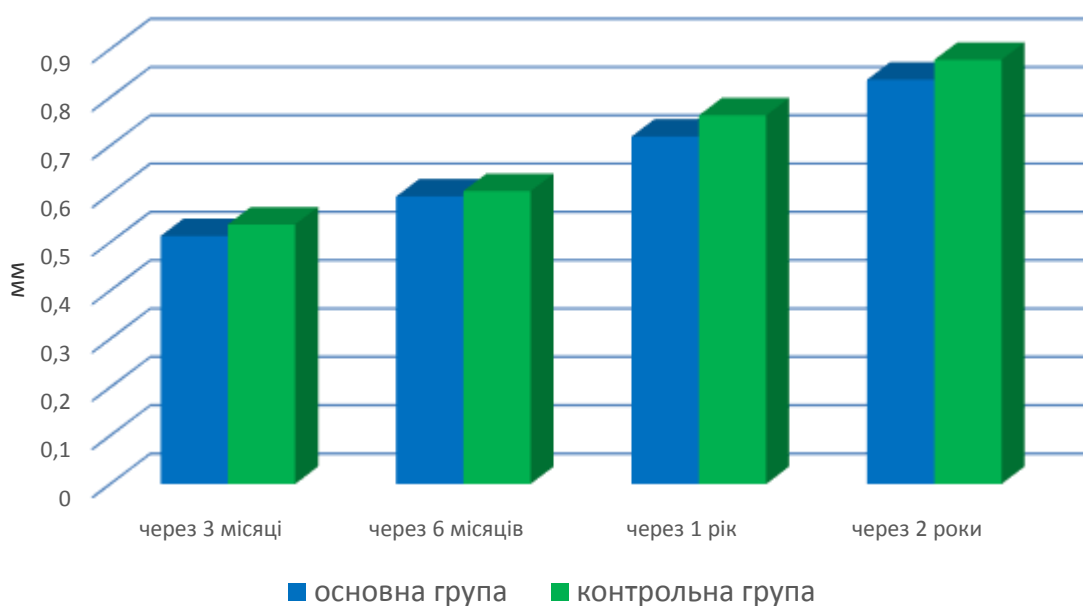


Рис. 5.5 Діаграма динаміки зміни показника резорбції маргінальної кісткової тканини навколо шийки імплантатів.

Отже, рентгенологічне дослідження показало, що до моменту встановлення постійних конструкцій у пацієнтів обох груп горизонтальна та вертикальна резорбція кісткової тканини в ділянках імплантатів була незначною і не перевищувала значення в 1 мм. Під час подальшого спостереження через 12 місяців у пацієнтів також не виявлено значної резорбції кісткової тканини. Також не встановлено суттєвої розбіжності в динаміці показника резорбції маргінальної кістки в ділянці імплантації між основною та контрольною групами.

Таким чином, це дозволяє зробити висновок, що адаптована нами малоінвазивна методика дентальної імплантації поряд з відновленням цілісності зубного ряду та жувальної функції забезпечує оптимальний перебіг процесів репаративної та фізіологічної регенерації в кістковій тканині та відповідає визнаним критеріям ефективності.

5.4 Результати дослідження коефіцієнту стабільності дентальних імплантатів методом частотно-резонансного аналізу

Остеоінтеграція визнається єдиною умовою довгострокового успіху протезування з опорою на дентальні імплантати. Оскільки феномен остеоінтеграції передбачає безпосередній щільний контакт поверхні біоінертного імплантату з кістковою тканиною, то стабільність імплантату слугує однією із основних характеристик даної біомеханічної системи. Крім цього, стабільність імплантату є також і однією з основних умов контактного остеогенезу на етапі репаративної регенерації, що набуває вирішального значення при негайному та ранньому протезуванні.

Необхідно зазначити, що при імплантації ми враховували щільність кістки та не встановлювали імплантати в кістку D4 пацієнтам обох груп, оскільки проведене нами математичне моделювання виявило високу ймовірність виникнення деструктивних процесів. Розподіл кількості імплантатів, встановлених в різні типи кісткової тканини серед пацієнтів основної та контрольної груп представлений у таблиці 5.3.

З даних таблиці видно, що найбільшу кількість імплантатів 81 (55,5%) пацієнтам основної групи було встановлено в кістку типу D2. Більш ніж у двічі менше імплантатів встановлено у кістку типу D3 і ще менше у кістку D1 – 37 (25,3%) і 28 (19,2%) відповідно, що продемонстровано на рисунку 5.6. Такий розподіл вказує на те, що другий тип кістки більш характерний і частіше зустрічається серед пацієнтів з вираженою атрофією бокових відділів

нижньої щелепи. Потовщення тіла щелепи і її кортикалізація вважається одним із компенсаторних механізмів атрофії.

Таблиця 5.3

Розподіл кількості імплантатів серед пацієнтів основної та контрольної груп в залежності від щільності кісткової тканини.

Група та кількість імплантатів	Щільність кісткової тканини		
	D1	D2	D3
Основна (n=146)	28 (19,2%)	81 (55,5%)	37 (25,3%)
Контрольна (n=73)	17 (23,3%)	24 (32,9%)	32 (43,8%)

Щодо контрольної групи, то тут найбільшу кількість імплантатів було встановлено в кістку D3 – 32 (43,8%). Менша кількість була встановлена в кістку D2 і D1 – 24 (32,9%) і 17 (23,3%) відповідно. Очевидно, що такий розподіл обумовлений тим, що у пацієнтів контрольної групи спостерігалась здебільшого збережена альвеолярна частина нижньої щелепи, для якої більш характерний третій тип кісткової тканини.

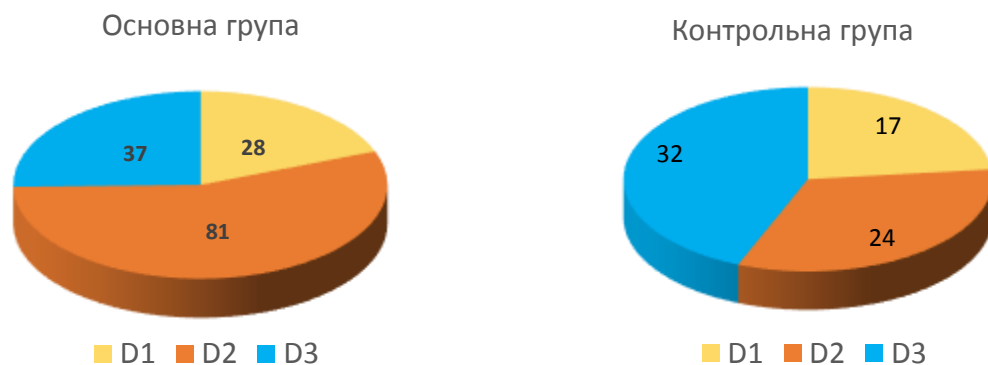


Рис. 5.5 Діаграма розподілу кількості імплантатів в залежності від щільності кісткової тканини серед пацієнтів основної та контрольної груп.

Вимірювання КСІ в основній та контрольній групах проводили безпосередньо після встановлення імплантату, через 3 місяці і через 1 рік.

Середні значення показників КСІ імплантатів обох груп в динаміці представлені в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4

Середні значення показників КСІ в різні терміни спостереження

Група	Терміни спостереження		
	після встановлення	3 міс.	12 міс.
1 група (n=146)	45,77±0,33	47,86±0,30 p ₁ <0,05	51,52±0,27 p ₁ <0,05 p ₂ <0,05
2 група (n=73)	47,44±0,76*	50,49±0,70* p ₁ <0,05	55,07±0,68* p ₁ <0,05 p ₂ <0,05

Примітки:

1. * - p<0,05 – достовірність різниці між показниками першої та другої груп
2. p₁ - достовірність різниці між показниками до та після лікування
3. p₂ - достовірність різниці між показниками через 3 місяці та через 12 місяців

Загалом діапазон значень КСІ безпосередньо після їх встановлення в основній групі складав від 37 до 53 у.о., середнє значення становило 45,77±0,33 у.о.; через три місяці – від 41 до 55 у.о., середнє значення становило 47,86±0,30 у.о.; через рік – від 47 до 59 у.о., а середнє значення – 51,52±0,27 у.о.

В контрольній групі загальна динаміка КСІ характеризувалась наступними цифрами: безпосередньо після встановлення імплантатів показник КСІ складав від 39 до 60 у.о., середнє значення становило 47,44±0,76 у.о.; через три місяці діапазон коливань був від 40 до 62 у.о., а середнє значення становило 50,49±0,70 у.о.; через рік – від 45 до 66 у.о., а середнє значення – 55,07±0,68 у.о. (рис 5.6).

З наведених даних видно, що середній показник КСІ як в основній, так і в контрольній групі поступово збільшувався протягом року. Так, в основній групі він підвищився протягом трьох місяців в середньому на 2,2 у.о. (4,7%),

а протягом року на 5 у.о. (10,7%). У контрольній групі ці значення склали 2,7 у.о. (5,5%) і 7,5 у.о. (15,2%), відповідно.

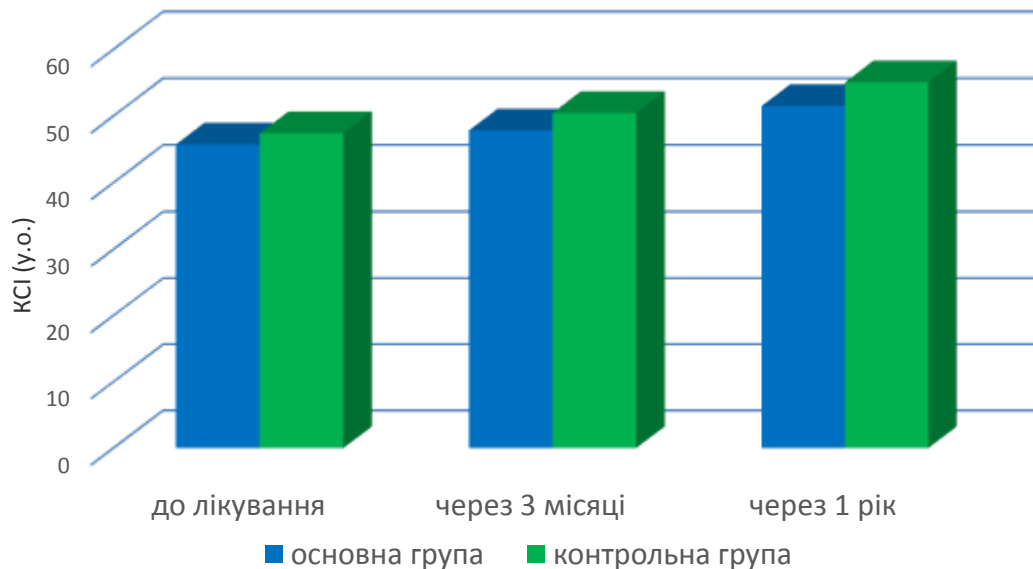


Рис. 5.6 Діаграма динамічних змін показника КСІ основної та контрольної груп.

Отже, можна зробити висновок, що процес репаративної та фізіологічної регенерації після імплантації як в основній, так і в контрольній групі пацієнтів протягом першого року супроводжувався ущільненням кісткової тканини навколо імплантатів, що виражалось у збільшенні показника КСІ відповідно на 10,7% і 15,2%, що є основною ознакою остеointegraції.

Для виявлення особливостей остеointegraції імплантатів у різних типах кісткової тканини обох дослідних груп ми провели аналіз показників КСІ в залежності від її щільності (таб. 5.5).

Спочатку нами проаналізовано залежність показника первинної стабільності імплантатів (КСІ безпосередньо після встановлення) від щільності кісткової тканини. Показники первинної стабільності знаходяться в прямій залежності від щільності кістки в обох дослідних групах. Так

максимальна різниця КСІ спостерігалась між групами D3 і D1 і становила в основній групі 9,71 у.о. (19,3%), у контрольній – 14,95 у.о. (26,6 %). З цього можна зробити висновок, що в основній групі, де застосовувалась малоінвазивна методика, щільність кістки менше впливала на первинну стабільність імплантату, ніж в контрольній. На наш погляд, це пов'язано з особливостями бікортикальної установки імплантатів, коли шийка та верхівка фіксуються в протилежних кортикальних пластинках, тоді щільність губчастої речовини менше впливає на їх стабільність.

При порівнянні середніх значень КСІ первинної стабільності основної та контрольної груп в однакових типах кістки встановлено, що в кістці D1 цей показник був вищий в контрольній групі на 6 у.о. (11,8%), в кістці D2 – на 3 у.о. (6,4%), а в кістці D3 – практично не відрізнялись. Це також свідчить на користь меншого впливу щільності кісткової тканини на первинну стабільність імплантату при його бікортикальній установці, ніж при монокортикальній.

З даних наведених в таблиці 5.5 витікає, що у контрольній групі середній показник стабільності 17 імплантатів, встановлених в кісткову тканину щільністю D1, продемонстрував наступні значення: на момент установки - $56,29 \pm 0,52$ у.о., через 3 місяці - $58,29 \pm 0,48$ у.о. та $62,00 \pm 0,57$ у.о. через 1 рік. Відповідні значення для 24 імплантатів, встановлених в кісткову тканину щелеп щільністю D2, становили на момент установки – $49,29 \pm 0,5$ у.о., через 3 місяці – $52,04 \pm 0,64$ у.о., і через 12 місяців – $57,29 \pm 0,60$ у.о. Як видно із зазначених цифр, стабільність імплантатів у цій категорії пацієнтів поступово збільшувалася протягом усього періоду спостереження, досягнувши різниці в 8 у.о. між початковим і заключним етапом вимірювань. У кісткову тканину щільністю D3 було встановлено 32 імплантати, де середнє значення стабільності було: на момент установки - $41,34 \pm 0,40$ у.о., через 3 місяці - $45,19 \pm 0,52$ у.о., через 12 місяців - $49,72 \pm 0,53$ у.о.

Таблиця 5.5

Характеристика показників КСІ імплантатів в динаміці в різних типах кісткової тканини (M±m, у.о.)

Група	Показник	Терміни спостереження								
		Первинна стабільність			3 міс.			12 міс.		
		D1	D2	D3	D1	D2	D3	D1	D2	D3
1 група (n=146)	n	28	81	37	28	81	37	28	81	37
	M±m	50,36±0,30	46,53±0,27	40,65±0,39	51,89±0,36	48,38±0,31	43,68±0,28	55,00±0,43	51,43±0,34	49,08±0,30
	p		p ₁₂ <0,05	p ₁₃ <0,05 p ₂₃ <0,05	p ₁ <0,05	p ₁₂ <0,05	p ₁₃ <0,05 p ₂₃ <0,05	p ₁ <0,05 p ₂ <0,05	p ₁₂ <0,05	p ₁₃ <0,05 p ₂₃ <0,05
2 група (n=73)	n	17	24	32	17	24	32	17	24	32
	M±m	56,29±0,52*	49,29±0,59*	41,34±0,40	58,29±0,48*	52,04±0,64*	45,19±0,52*	62,00±0,57*	57,29±0,60*	49,72±0,53
	p		p ₁₂ <0,05	p ₁₃ <0,05 p ₂₃ <0,05	p ₁ <0,05	p ₁₂ <0,05	p ₁₃ <0,05 p ₂₃ <0,05	p ₁ <0,05 p ₂ <0,05	p ₁₂ <0,05	p ₁₃ <0,05 p ₂₃ <0,05

Примітки:

- * - p<0,05 – достовірність різниці між показниками першої та другої груп
- p₁ - достовірність різниці між показниками до та після лікування
- p₂ - достовірність різниці між показниками через 3 місяці та через 12 місяців
- p₁₂ - достовірність різниці між показниками підгрупи D1 та підгрупи D2
- p₁₃ - достовірність різниці між показниками підгрупи D1 та підгрупи D3
- p₂₃ - достовірність різниці між показниками підгрупи D2 та підгрупи D3

В основній групі, де імплантація проводилася за малоінвазивною методикою, було встановлено 146 імплантатів. З них 28 імплантатів, встановлених в кісткову тканину щільністю D1, мали середнє значення стабільності безпосередньо після установки - $50,36 \pm 0,30$ у.о., через 3 місяці - $51,89 \pm 0,36$ у.о., а через 1 рік - $55,00 \pm 0,43$ у.о.

В кісткову тканину щелеп з щільністю D2 було встановлено 81 імплантат, де середнє значення первинної стабільності становило $46,53 \pm 0,27$ у.о. Через 3 місяці ці показники зросли до $48,38 \pm 0,31$ у.о., а через 12 місяців – до $51,43 \pm 0,34$ у.о. В свою чергу, 37 імплантатів, встановлених в кісткову тканину щільністю D3 продемонстрували досить низькі значення первинної стабільності, середнє яких склало $40,65 \pm 0,39$ у.о. Вимірювання, проведені через 3 місяці, показали зростання середнього показника стабільності імплантатів до $43,68 \pm 0,28$ у.о., така ж тенденція була відзначена і через 12 місяців - $49,08 \pm 0,30$ у.о.

Таким чином, показники стабільності ISQ дентальних імплантатів основної групи, що мали щільність D1 і D2, незначно змінювалися протягом часу спостереження і мали спочатку високі значення. Динаміка зміни показників стабільності дентальних імплантатів, незалежно від щільності кістки, продемонструвала стійке зростання протягом усього часу спостереження. При цьому динаміка зростання стабільності імплантатів в кістці з щільністю D3 була вищою, ніж в кістковій тканині щільністю D1 і D2. Крім того, цифри стабільності дентальних імплантатів через 3 і 12 місяців спостереження у всіх категорій пацієнтів основної групи, що розрізняються по щільності кістки (D1, D2, D3), можна було порівняти один з одним і відповідали значенням, що вказують на виникнення повноцінної остеointegraції.

З таблиці видно, що в основній групі середній показник KSI має тенденцію до збільшення у всіх типах кістки протягом року. Побудувавши графіки динаміки зміни середніх показників KSI серед пацієнтів основної та

контрольної груп видно, що основна тенденція до їх збільшення протягом року зберігається у всіх типах кістки (рис. 5.7).

Так у кістці D3 основної групи середній показник КСІ зріс через 3 місяці на 3 у.о. (7,5%), а через рік - на 8 у.о. (19,5%); у кістці D2 – на 2 у.о. (4,2%) і 5 у.о. (10,6%) відповідно; у кістці D1 через 3 місяці не спостерігалось помітного зростання цього показника, а через рік він збільшився на 5 у.о. (9,2%). У кістці D3 контрольної групи середній показник КСІ зріс через 3 місяці на 4 у.о. (9,3%), а через рік - на 8 у.о. (20,3%); у кістці D2 – на 2 у.о. (4%) і 5 у.о. (10,5%) відповідно; у кістці D1 через 3 місяці спостерігалось незначне збільшення на 2 у.о. (3,5%), а через рік він збільшився на 6 у.о. (10,1%).

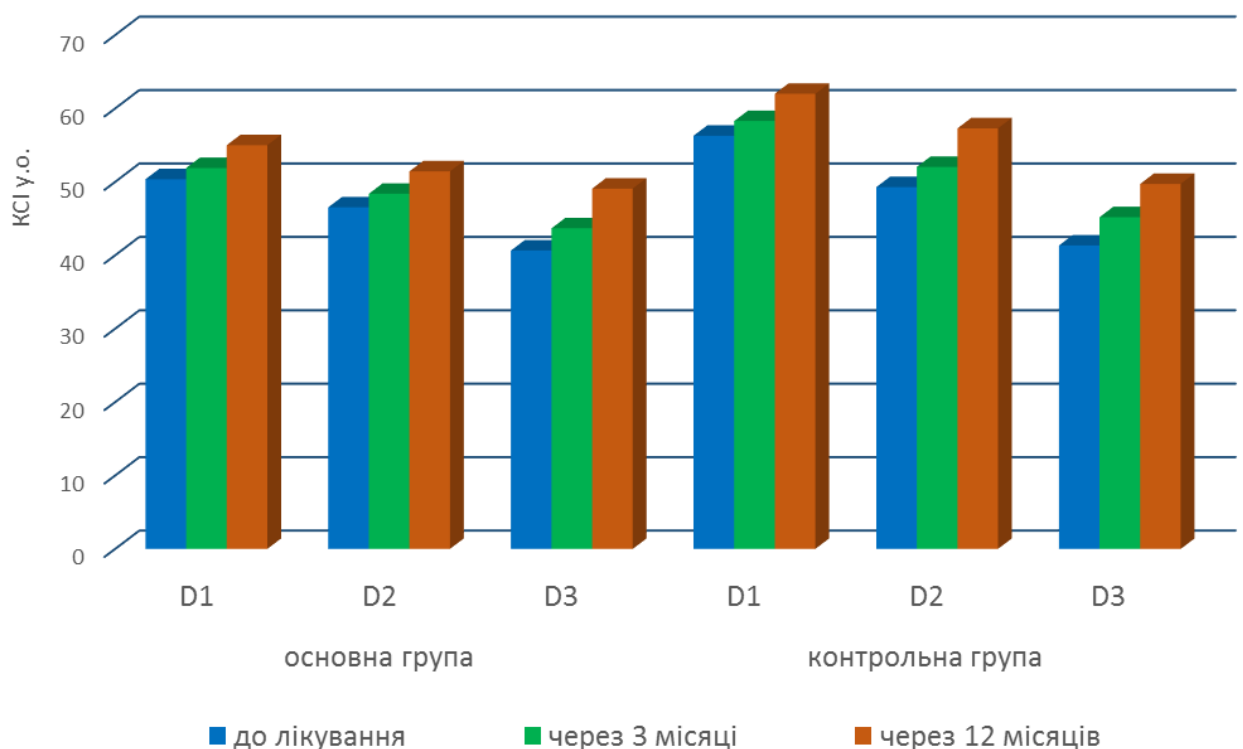


Рисунок 5.7. Діаграма динаміки зміни показників КСІ в залежності від щільності кісткової тканини в основній (1) та контрольній (2) групах.

Порівнюючи отримані дані, бачимо, що у кістці меншої щільності (D3) спостерігалось більш суттєве і рівномірне збільшення середнього

показника КСІ протягом року як в основній, так і в контрольній групі - на 8 у.о. (19,5% і 24,3%) відповідно. В той же час відмічаємо, що у кістці високої щільності D1 аналогічний показник демонстрував несуттєве збільшення через 3 місяці практично не змінюється – 1 у.о. (3%) і 2 у.о. (3,5%) відповідно, а через 1 рік незначне збільшення – 5 у.о. (9,2%) та 6 у.о. (10,1%) відповідно.

На нашу думку, така тенденція може бути пов'язана з тим, що кістка D2 та D3 зберігає вищий потенціал для ущільнення в процесі остеоінтеграції, в той час як високі показники первинної стабільності в кістці D1 можуть не мінятися або навіть і дещо зменшуватися в результаті резорбції зони некрозу на ранніх стадіях репаративної регенерації.

Так, відмінність у динаміці показників КСІ в імплантатах з різною первинною стабільністю можна пояснити особливостями остеоінтеграції в кістковій тканині різної щільності. Очевидно, що при однаковому протоколі свердління для імплантів одного розміру, їх первинна стабільність буде знаходитися у прямій залежності від щільності кісткової тканини.

Отже, при бікортикальному встановленні імплантів малого діаметру у кістку низької щільності спостерігається поступове суттєве збільшення КСІ протягом першого року, що свідчить про значне ущільнення кістки навколо імплантату.

Отримані результати клінічних та рентгенологічних методів дослідження в поєднанні з аналізом показників остеоінтеграції імплантів методом частотно-резонансного аналізу і математичного дослідження дозволили об'єктивно підтвердити доцільність застосування адаптованої нами малоінвазивної методики імплантації шляхом бікортикального встановлення нерозбірних імплантів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва з використанням хірургічного шаблону в умовах дефіциту кісткової тканини, його біомеханічні переваги. У свою чергу, це дало можливість розширити можливості дентальної імплантації в умовах атрофії кісткової тканини в бокових відділах нижньої щелепи.

Матеріали розділу висвітлено у наступних працях:

1. Павліш І.В., Дворник В.М. Дослідження остеоінтеграції бікортикально встановлених імплантатів малого діаметру методом частотно-резонансного аналізу. Український стоматологічний альманах. 2017;2:79-82.

2. Павліш І.В. Клініко-рентгенологічна характеристика малоінвазивної методики дентальної імплантації у бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Актуальні проблеми сучасної медицини:

Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2020; 20;4(72):163-168.

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

У світовій практиці метод внутрішньокісткової дентальної імплантації за останні десятиліття зарекомендував себе як високоефективний підхід до вирішення проблеми відновлення цілісності зубних рядів. Основою ендоосальної імплантації є встановлення інфраструктури імплантату в товщу альвеолярного гребня та використання її для фіксації зубного протеза.

Якщо раніше, починаючи з кінця 60-их років минулого століття, основний акцент робився на протоколи двоетапної імплантації, розробленої П.І. Бронемарком, то на сьогодні основні зусилля спрямовуються на швидке відновлення функції та зменшення інвазивності хірургічного втручання [121, 122, 156, 164].

Для протезування пацієнтів з повною або частковою втратою зубів на нижній щелепі на сьогодні запропоновано велику кількість варіантів використання ендоосальних імплантатів різних розмірів та різних схем їх розташування в залежності від клінічної ситуації. Деякі з цих підходів стали стандартом у незнімному протезуванні з використанням ендоосальних імплантатів [132, 153, 156].

Але у повсякденній практиці лікарі-стоматологи часто стикаються зі значними морфофункціональними змінами в щелепно-лицевій системі, викликаними відсутністю зубів або іншими патологічними процесами, які обмежують використання запропонованих рекомендацій. До таких змін можна віднести атрофію бокових відділів нижньої щелепи, яка виражається у зменшенні товщини та висоти альвеолярної частини, а також відстані від альвеолярного гребня до нижньощелепного каналу. Крім цього, часто в таких ситуаціях спостерігається зміна архітекtonіки кісткової тканини внаслідок регіонарного (функціонального) або системного остеопорузу [20, 98].

Такі умови значно утруднюють встановлення ендоосальних імплантатів стандартних розмірів і часто вимагають проведення додаткових

втручань, спрямованих на збільшення об'єму кісткового масиву в ділянці атрофії (аугументація альвеолярного відростка шляхом направленої кісткової регенерації, ауотрансплантації кісткових блоків, дистракційного остеогенезу та ін.), таким чином, значно подовжуючи терміни лікування, роблять його більш травматичним та коштовним.

Одним із способів вирішення проблеми в таких ситуаціях є використання імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва в залишкових об'ємах кісткової тканин. Проте, на сьогодні важко знайти чітко аргументовані дані щодо показань та умов застосування такого підходу, визначення необхідної кількості імплантатів, їх розташування та способу фіксації.

У зв'язку з цим метою роботи стало: довести ефективність застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації у пацієнтів з частковою та повною втратою зубів на нижній щелепі за умов набутого дефіциту кісткової тканини у дистальних відділах.

До основних умов, що забезпечують хороші функціональні якості протезних конструкцій, фіксованих на імплантатах, слід віднести передачу та раціональний розподіл функціональних навантажень, що виникають в процесі жування, на опорні тканини, так як саме оптимальний розподіл функціональних навантажень сприяє збільшенню терміну функціонування протезів.

Для визначення необхідної кількості одноетапних імплантатів малого діаметру, їх оптимального розташування та впливу щільності кісткової тканини на основні параметри функціонування системи протез-імплантат-кістка нами було проведено порівняльний аналіз НДС імплантатів та прилеглої кісткової тканини з використанням кінцево-елементного моделювання.

Для реалізації поставленої мети була побудована твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів і встановленим на неї протезом з опорою на гвинтові імплантати.

Розроблена для дослідження напружено-деформованого стану твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів містила основні структурні складові: кістка альвеолярної частини та тіла щелепи з нижньощелепним каналом, що включає як кортикальний шар, так і губчасту речовину, розміри яких, прийняті як деякі усереднені значення параметрів за даними комп'ютерної томографії. Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі системи протез-імплантат-кістка представлені в таблиці 6.1.

Таблиця 6.1

Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі системи ПК

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності σ_B , МПа
Сплав КХС	$2,2 \cdot 10^5$	0,32	400
Титановий сплав	$1,5 \cdot 10^5$	0,34	345
Кортикальний шар кістки	$1,61 \cdot 10^4$	0,25	45
Губчаста речовина кістки			
$\rho=1,0$	$7,5 \cdot 10^3$	0,45	15
$\rho=0,7$	$2,89 \cdot 10^3$	0,44	8
$\rho=0,4$	$1,73 \cdot 10^3$	0,44	6

За функціональні навантаження, що виникають в процесі пережовування харчової грудки, при створенні математичної моделі прийняті вертикальні і горизонтальні складові навантаження, що прикладаються на рівні жувальної поверхні коронки протеза.

Проаналізувавши НДС імплантатів та прилеглої кісткової тканини при різних видах навантаження та при різній щільності кісткової тканини варіанту, коли супраструктура в ділянці бокових зубів фіксується на трьох дентальних імплантатах з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм, дійшли висновку, що щільність губчастої речовини значно впливає на розподіл ЕН. Так зі зміною щільності від $\rho=1,0$

до $\rho=0,4$ напруження в кортикальному шарі щелепної кістки збільшуються на 54% і максимальні значення, що становлять 54,2 - 68,5 МПа перевищують відповідні межі міцності в 45 МПа.

Далі ми проаналізували НДС імплантатів та прилеглої кісткової тканини при використанні різної кількості одноетапних імплантатів діаметром 2,5 мм та довжиною 12 мм, встановлених бікортикально та розміщених по чотирикутнику в ділянці відсутніх другого премоляра та двох молярів у двох варіантах: з включенням додаткової опори попереду ментального отвору та без неї.

Результати засвідчили, що при бікортикальній фіксації щільність губчастої речовини менше впливає на максимальні значення ЕН в кортикальному шарі кістки. Так, зміною щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ максимальні значення ЕН збільшуються лише на 14,2%, що в 3,8 рази менше в порівнянні з аналогічним показником при використанні монокортикальної фіксації імплантатів.

Також виявилось, що використання чотирьох імплантатів малого діаметру в ділянці відсутніх другого премоляра та двох молярів при низькій щільності губчастої речовини ($\rho<1,0$) призводить до виникнення максимальних ЕН, які можуть сягати від 50,4 до 50,2 МПа та перевищувати межу міцності при максимальних навантаженнях на 5,7-8,1%. Отже, така схема імплантації може бути ризикованою при оптичній щільності губчастої речовини менше 950 НУ (одиниць Хаунсфільда).

При використанні ж п'яти бікортикально встановлених імплантатів в аналогічній ситуації не виявлено суттєвого впливу щільності губчастої кістки на ЕН в імплантатах та прилеглий кістці. Збільшення ЕН в кортикальному шарі при зменшенні щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ становило лише 0,7% та максимальні їх значення не перевищували меж міцності при різних навантаженнях, що дало змогу визначити дану кількість імплантатів, як оптимальну для застосування малоінвазивної методики

дентальної імплантації в ділянці відсутніх другого премоляра та двох молярів нижньої щелепи.

Також виявилось, що при використанні даної схеми кількості та розташування імплантатів відсутність додаткової опори попереду ментального отвору не призводила до виникнення надмірних ЕН в кістці та імплантатах при високих значеннях щільності губчастої речовини $\rho > 0,7$. Так при використанні п'яти бікортикально фіксованих імплантатів без додаткової опори попереду ментального отвору показало збільшення еквівалентних напружень в імплантатах та прилеглий кістці лише на 0,8% при зменшенні щільності губчастої речовини від $\rho = 1,0$ до $\rho = 0,7$. При подальшому зменшенні щільності до $\rho = 0,4$ цей показник збільшився до 1,4%, що призводило до перевищення меж міцності кортикальної та губчастої речовини на 0,9% і 1,7% відповідно. Це дало змогу вважати доцільним використання додаткової опори попереду ментального отвору при щільності губчастої речовини нижче за 650 НУ.

Не викликає сумніву той факт, що бікортикальна установка імплантатів за малоінвазивною методикою в обхід нижнього альвеолярного нерва за умови дефіциту кісткової тканини є надзвичайно прецизійною процедурою, і без використання хірургічного шаблону може призвести до значних ризиків.

Проаналізувавши за даними літератури технологічні, конструктивні та клінічні аспекти використання хірургічних шаблонів, ми дійшли висновку, що найбільш точними та перспективними є ті, що виготовлені з врахуванням даних комп'ютерної томографії. Крім того, стало зрозуміло, що існуючі сучасні системи виготовлення хірургічних шаблонів є досить ресурсоемкими, оскільки вимагають коштовного обладнання та комп'ютерного програмного забезпечення. Тому одним із завдань була розробка методики виготовлення та оптимізація конструкції хірургічного шаблону.

Розроблена нами методика базується на перенесенні даних комп'ютерної томографії на модель щелепи під час виготовлення хірургічного шаблону з допомогою оригінальної конструкції скан-шаблону

(патент на корисну модель № 103567 від 25.12.2015) та досить простого пристрою для позиціонування моделі, який встановлюється в стандартний паралелометр (патент на корисну модель № u 2018 02810 від 10.08.2018).

Отже, виготовлення хірургічного шаблону за нашою методикою не вимагає використання спеціалізованого програмного забезпечення для планування та коштовного обладнання, що може зробити його використання більш доступним.

Дані математичного моделювання та ефективність застосування нашого хірургічного шаблону були підтверджені клінічним матеріалом, отриманим під час лікування 47 пацієнтів з повною чи частковою відсутністю зубів на нижній щелепі без загальних протипоказань до імплантації. Вік пацієнтів складав від 28 до 74 років, із них 34 жінки і 13 чоловіків.

Реабілітація пацієнтів складалась з обстеження, планування лікування, підготовки до протезування, хірургічного етапу, тимчасового та постійного протезування, диспансерного нагляду.

Із всіх обстежених 43 (91,5%) пацієнти скаржилися на порушення функції жування і 9 (19,1%) – на естетичний дефект. 7 хворих (14,9%) з повною втратою зубів на нижній щелепі відмічали погану фіксацію знімних протезів, було виявлено зниження самооцінки і відсутність комфорту і, як наслідок, відмова від їх використання.

Включені дефекти зубних рядів були виявлені у 5 (10,6%) обстежуваних пацієнтів, кінцеві дефекти - у 30 (63,8%) людей, у 3 (6,4%) пацієнтів виявлено поєднання як включених, так і кінцевих дефектів та у 7 (14,9%) – повна відсутність зубів на нижній щелепі.

Під час об'єктивного обстеження та рентгенологічного дослідження були визначені топографоанатомічні особливості беззубих ділянок нижньої щелепи. Крім ступеню атрофії та топографії нижньощелепного каналу з допомогою КТ також визначалась оптична щільність кісткової тканини.

Виявлені топографо-анатомічні особливості обумовили формування двох клінічних груп.

До першої групи увійшли 25 пацієнтів з вираженим дефіцитом кісткової тканини в бокових відділах, що робило неможливим встановлення імплантатів стандартного розміру. У даній групі лікування проводилось із застосуванням адаптованої нами малоінвазивної методики імплантації шляхом бікортикального встановлення нерозбірних імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва з використанням хірургічного шаблону. Використовували імплантати Vк-і«Vitaplant» (м. Запоріжжя, Україна) та Simplex«ArtImplant» (м. Запоріжжя, Україна) діаметром 2,5 та 2,8 мм і довжиною 10-16 мм. Усім пацієнтам цієї групи проводилось негайне або раннє тимчасове протезування незнімними акриловими мостоподібними протезами. Всього пацієнтам цієї групи було встановлено 146 імплантатів.

Другу (контрольну) групу склали 22 пацієнти з невираженою атрофією бокових відділів нижньої щелепи, а саме товщина альвеолярної частини складала більше 5 мм, а віддаль до нижньощелепного каналу – більше 9 мм. У цій групі застосовували стандартну методику одноетапної імплантації з використанням конвенційних схем розміщення та кількості імплантатів стандартних розмірів. Використовували імплантати Vк-і«Vitaplant» (м. Запоріжжя, Україна) та Simplex «ArtImplant» (м. Запоріжжя, Україна) діаметром 3,5, 4,0 та 4,5 мм і довжиною 8-12 мм. В залежності від первинної стабільності імплантатів проводилось раннє або відтерміноване тимчасове протезування. Всього пацієнтам цієї групи було встановлено 70 імплантатів.

Усім пацієнтам обох груп у якості тимчасових протезів виготовляли незнімні акрилові мостоподібні конструкції. Постійне протезування проводилось через 12 місяців металокерамічними мостоподібними протезами.

Для підтвердження ефективності адаптованої нами малоінвазивної методики дентальної імплантації ми провели порівняльне клініко-

інструментальне дослідження основної та контрольної груп пацієнтів. Для цього визначали клінічну та рентгенологічну стабільність встановлених імплантатів відповідно до критеріїв ефективності за Smith і Zarb, а також провели дослідження особливостей остеоінтеграції шляхом вимірювання стабільності імплантатів методом частотно-резонансного аналізу.

Під час клінічних спостережень було виявлено, що малоінвазивна методика дентальної імплантації характеризується більш легким та сприятливим перебігом післяопераційного періоду, що проявлялось у зменшенні больового синдрому, практичній відсутності набряку м'яких тканин, а також гіперемії та набряку слизової оболонки в ділянці імплантації. Також у пацієнтів основної групи не спостерігались післяопераційні запальні процеси слизової оболонки.

Визначення індексу гігієни та проби Шиллера-Писарева в динаміці (через 1, 6 та 12 місяців після імплантації) показали, що ортопедичне лікування за адаптованою нами малоінвазивною методикою дентальної імплантації та як і за стандартною одноетапною характеризується схожими умовами для проведення індивідуальної гігієни і при достатній мотивації і навчанні пацієнтів не призводить до порушення гігієнічного стану порожнини рота, а також до розвитку запальних процесів в періімплантній слизовій оболонці.

Стан кісткової тканини навколо імплантату є важливим критерієм ефективності дентальної імплантації, оскільки він відображує як наявність чи відсутність запально-деструктивних процесів в періімплантних тканинах, так і перебіг фізіологічної регенерації кістки під впливом функціонально навантаження. Для дослідження процесів резорбції прилеглої до імплантатів кістки ми проводили динамічне рентгенологічне спостереження. Для цього проводили ортопантомографію відразу після встановлення імплантатів, через 3, 6, 12 та 24 місяці. Для інтерпретації результатів ми керувались критеріями ефективності дентальної імплантації D. Smith і G. Zarb (1989) відповідно до

яких вертикальна резорбція протягом першого року функціонування не повинна перевищувати 1 мм, а протягом наступних років – 0,2 мм.

Результати рентгенологічного дослідження показали, що перебіг резорбтивних процесів в маргінальній периімплантній кістці має схожий характер у пацієнтів основної та контрольної груп. Так протягом першого року функціонування імплантатів середній показник вертикальної резорбції склав $0,719 \pm 0,001$ мм в основній та $0,763 \pm 0,001$ мм в контрольній групі, а протягом другого – 0,12 мм в обох дослідних групах.

Для виявлення особливостей остеоінтеграції імплантатів, встановлених за адаптованою нами малоінвазивною методикою, проводили вимірювання стабільності імплантатів. Для оцінки стабільності може використовуватися перкусійний тест, який полягає у постукуванні по імплантату ручкою стоматологічного дзеркала. Дзвінкий звук при цьому вважається показником хорошої стабільності або остеоінтеграції. Однак, такі тести є досить суб'єктивними і не достовірними. Частіше для оцінки первинної стабільності імплантатів використовують показники інсерційного торку [193], а також зворотного торку розкручування [194]. Вважалось, що імплантати, які прокручуються при прикладанні певного торку, підлягають видаленню. Однак доведено, що інтерфейс імплантат-кістка в процесі остеоінтеграції може руйнуватись під впливом торкового навантаження [195]. З огляду на вище сказане, ми використовували неінвазивний спосіб вимірювання коефіцієнту стабільності імплантату (KCI) методом частотно-резонансного аналізу з допомогою приладу у Osstel ISQ. Дослідження проводилось в основній та контрольних групах на момент установки імплантату, через 3 та 12 місяців.

Аналіз середнього показника KCI в динаміці як в основній, так і в контрольній групах показав поступове його збільшення протягом 12 місяців. Так в основній групі він збільшився протягом трьох місяців в середньому на 2,2 у.о. (4,7%), а протягом року на 5 у.о. (10,7%). У контрольній групі ці значення склали 2,7 (5,5%) і 7,5 (15,2%) відповідно. Це дало змогу зробити

висновок, що процес репаративної та фізіологічної регенерації після імплантації як в основній, так і в контрольній групі пацієнтів протягом першого року супроводжується ущільненням кісткової тканини навколо імплантатів, що є основною ознакою остеоінтеграції.

Для виявлення особливостей остеоінтеграції імплантатів у різних типах кісткової тканини обох дослідних груп ми провели аналіз показників КСІ в залежності від її щільності.

Проаналізувавши залежність показника первинної стабільності від щільності кісткової тканини, виявилось, що вони знаходяться в прямій залежності в обох дослідних групах. Максимальна різниця КСІ спостерігалась між групами D3 і D1 і становила в основній групі – 9,71 у.о. (19,3%), а у контрольній – 14,95 у.о. (26,6 %). Звертаючи увагу на цифри, можна зробити висновок, що в основній групі, щільність кістки менше впливала на первинну стабільність імплантату, ніж в контрольній, що ми пов'язуємо з особливостями бікортикальної установки імплантатів.

Аналізуючи показники первинної стабільності в однакових типах кістки, ми відмітили дещо вищі їх значення в кістці D1 і D2 у пацієнтів контрольної груп в порівнянні з основною відповідно на 6 у.о. (11,8%) і 3 у.о. (6,4%), а в кістці D3 – ці значення практично не відрізнялись. Це також засвідчило на користь меншого впливу щільності кісткової тканини на первинну стабільність імплантату при його бікортикальній установці, ніж при традиційній.

Проаналізувавши динаміку зміни середніх показників КСІ серед пацієнтів основної та контрольної груп в різних типах кісткової тканини виявили, що основна тенденція до їх збільшення протягом року зберігається у всіх типах кістки у пацієнтів обох груп. Так, у кістці D3 основної групи середній показник КСІ зріс через 3 місяці на 3 у.о. (7,5%), а через рік – на 8 у.о. (19,5%); у кістці D2 – на 2 у.о. (4,2%) і 5 у.о. (10,6%) відповідно; у кістці D1 через 3 місяці не спостерігалось помітного зростання цього показника, а через рік він збільшився на 5 у.о. (9,2%). У кістці D3

контрольної групи середній показник KCI зріс через 3 місяці на 4 у.о. (9,3%), а через рік – на 8 у.о. (20,3%); у кістці D2 – на 2 у.о. (4%) і 5 у.о. (10,5%) відповідно; у кістці D1 через 3 місяці спостерігалось незначне збільшення на 2 у.о. (3,5%), а через рік він збільшився на 6 у.о. (10,1%).

Аналізуючи отримані дані, виявили більш суттєве збільшення середнього показника KCI у кістці меншої щільності (D3) протягом року як в основній, так і в контрольній групі – на 8 у.о. (19,5% і 20,3%) відповідно. В той же час відмітили, що у кістці високої щільності D1 аналогічний показник збільшується не суттєво. Через 3 місяці практично не змінюється – 1 у.о. (3%) і 2 у.о. (3,5%) відповідно, а через 1 рік відмічається незначне збільшення – 5 у.о. (9,2%) та 6 у.о. (10,1%) відповідно.

Таку тенденцію ми пов'язуємо з тим, що кістка D2 та D3 зберігає вищий потенціал для ущільнення в процесі остеоінтеграції, в той час як високі показники первинної стабільності в кістці D1 можуть не мінятися або, навіть, і дещо зменшуватись в результаті резорбції зони некрозу на ранніх стадіях репаративної регенерації.

Отже, при бікортикальному встановленні імплантатів малого діаметру у кістку низької щільності (D3) спостерігається поступове суттєве збільшення KCI протягом першого року, що свідчить про значне ущільнення кістки навколо імплантату і є свідченням прогресуючої остеоінтеграції.

Отримані нами результати клінічних та рентгенологічних методів дослідження в поєднанні з аналізом показників остеоінтеграції імплантатів методом частотно-резонансного аналізу і математичного дослідження дозволили об'єктивно підтвердити ефективність та доцільність застосування адаптованої нами малоінвазивної методики дентальної імплантації шляхом бікортикального встановлення нерозбірних імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва з використанням хірургічного шаблону в умовах дефіциту кісткової тканини, його біомеханічні переваги. У свою чергу, це дало можливість розширити можливості дентальної імплантації в умовах дефіциту кісткової тканини.

ВИСНОВКИ

В дисертаційній роботі проведено теоретичне та клінічне обґрунтування і вирішення актуальної задачі стоматології – підвищення ефективності незнімного протезування пацієнтів при частковій чи повній втраті зубів на нижній щелепі за умови дефіциту кісткової тканини в її бокових відділах шляхом використання малоінвазивної методики дентальної імплантації.

1. Малоінвазивна методика дентальної імплантації показана пацієнтам з частковою чи повною втратою зубів на нижній щелепі за умови дефіциту кісткової тканини в її бічних відділах при наявності протипоказань до застосування альтернативних варіантів. Основними умовами для її застосування є наявність достатнього об'єму кістки для введення імплантатів діаметром 2,5-2,8 мм та можливість їх бікортикальної фіксації при щільності губчастої речовини не нижче 350 НУ.

2. Методом комп'ютерного моделювання доведено, що максимальні значення еквівалентних напружень, які виникають в примикаючих до імплантатів кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, в 3,8 рази менші при фіксації протеза на бікортикально встановлених імплантатах порівняно з тими, що встановлені монокортикально. При встановленні п'яти бікортикально фіксованих імплантатів малого діаметру в ділянці відсутніх другого премоляра та двох молярів нижньої щелепи максимальні значення еквівалентних напружень збільшуються в кортикальному шарі кістки на 0,7% і не перевищують меж міцності як імплантату, так і структурних елементів кісткової тканини. При зменшенні кількості імплантатів до чотирьох еквівалентні напруження в кортикальному шарі кістки при зменшенні щільності губчастої речовини від $\rho=1,0$ до $\rho=0,4$ збільшуються на 14,2% при максимальних жувальних навантаженнях і можуть перевищувати межі міцності шийок імплантатів на 5,7-8,1%. Відсутність додаткової опори попереду ментального отвору не призводить до виникнення надмірних ЕН в кістці та імплантатах при високих значеннях щільності губчастої речовини

$\rho > 0,7$, однак при її зменшенні від $\rho = 0,7$ до $\rho = 0,4$ вони можуть виникати і перевищувати межі міцності кісткової речовини на 0,9-1,7%.

3. Застосування хірургічного шаблону, виготовленого на основі даних КТ, є необхідною умовою для проведення малоінвазивної методики дентальної імплантації. Запропонована нами методика з використанням скан-шаблону та пристрою для позиціонування моделі оригінальної конструкції дає змогу виготовляти високоточні хірургічні шаблони в умовах зуботехнічної лабораторії без застосування коштовного обладнання.

4. В результаті дослідження особливостей osteointegraції бікортикально встановлених імплантів малого діаметру було встановлено, що кісткова тканина має тенденцію до ущільнення у всіх її типах протягом першого року функціонування, що виражається у збільшенні середнього показника коефіцієнта стабільності у кістках D3 на 19,5%, D2 на 10,6% і D1 на 9,2%. Показник первинної стабільності імплантату при бікортикальній установці в меншому ступені залежить від щільності губчастої субстанції в порівнянні з монокортикальною, що створює більш сприятливі умови для osteointegraції в кістковій тканині низької щільності. Максимальна різниця середнього показника первинної стабільності спостерігалась між імплантатами, встановленими в кістки D3 і D1 і становила в основній групі 19,3%, а у контрольній 26,6 %.

5. В результаті порівняльного аналізу клінічних та рентгенологічних досліджень було доведено, що адаптована нами малоінвазивна методика дентальної імплантації в бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини характеризуються схожими показниками клінічної та рентгенологічної стабільності імплантів з традиційною одноетапною імплантацією і відповідає основним критеріям ефективності. При використанні малоінвазивної методики середній рівень вертикальної резорбції периімплантної кісткової тканини в перший рік функціонування становив $0,763 \pm 0,001$ мм ($p < 0,05$), а за два роки не перевищував $0,837 \pm 0,001$ мм ($p < 0,05$).

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. З метою підвищення ефективності реабілітації пацієнтів з повною чи частковою відсутністю зубів на нижній щелепі при дефіциті кісткової тканини в бічних відділах слід надавати перевагу застосуванню малоінвазивної методики дентальної імплантації шляхом бікортикальної фіксації одноетапних імплантатів малого діаметру (2,5-2,8 мм) в обхід нижнього альвеолярного нерва.

2. На етапі планування імплантації слід використовувати комп'ютерну томографію для встановлення топографоанатомічних та структурних особливостей беззубої ділянки, акцентуючи увагу на щільності губчастої речовини, яка не повинна бути меншою за 350 HU (тип D4).

3. Для визначення необхідної кількості встановлюваних імплантатів слід керуватися правилом імплантаційної ізотопії, згідно якого їх число повинно дорівнювати сумарній кількості коренів зубів, що заміщаються. Зменшення кількості імплантатів може допускатись при щільності кісткової тканини більше 950 HU.

4. У кістці типу D3 (350-650 HU) бікортикальна фіксація імплантатів малого діаметру є обов'язковою умовою, а також доцільно використовувати додаткову опору попереду ментального отвору.

5. Виготовлення хірургічного шаблону для проведення малоінвазивної методики дентальної імплантації повинно проводитись на основі даних комп'ютерної томографії, для чого бажано використовувати запропоновану нами конструкцію скан-шаблону та пристрій для позиціонування моделі.

6. Негайне або раннє протезування тимчасовими або постійними незнімними мостоподібними протезами є невід'ємною умовою застосування малоінвазивної методики дентальної імплантації з використанням одноетапних імплантатів малого діаметру фіксованих бікортикально.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Плугатир О, Розколупа ОО. Дентальна імплантація з використанням остеопластичного матеріалу: Українська медична стоматологічна академія. 2019:57-8.
2. Gonzalez J, Triplett RG. Complications and Clinical Considerations of the Implant-Retained Zirconia Complete-Arch Prosthesis with Various Opposing Dentitions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(4):864-9.
3. Petrungaro PS, Kurtzman GM, Gonzales S, Villegas C. Zygomatic Implants for the Management of Severe Alveolar Atrophy in the Partial or Completely Edentulous Maxilla. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2018;39(9):636-45.
4. Курицын А, Куцевляк В, Любченко А. Планирование дентальной имплантации при вертикальном дефиците костной ткани с помощью конусно-лучевой компьютерной томографии. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014;1(4):363-7.
5. Макеев В, Крупник А, Варес Я, Крупник Н. Дентальна імплантація в ортопедичній реабілітації малих дефектів зубних рядів у підлітків. *Современная стоматология*. 2017; (3):70-3.
6. Fernandez de Grado G, Keller L, Idoux-Gillet Y, Wagner Q, Musset A-M, Benkirane-Jessel N, et al. Bone substitutes: a review of their characteristics, clinical use, and perspectives for large bone defects management. *Journal of tissue engineering*. 2018;9:2041731418776819.
7. Рачинский СВ, Шнайдер СА, Лабунец ВА, Лабунец ОВ, Диева, ТВ. Заболеваемость и состояние стоматологической ортопедической помощи у допризывников и военнослужащих Украины (обзор литературы). *Вісник стоматології*. 2019;4(34):57-61.

8. Добровольська О. Визначення стабільності імплантатів як об'єктивний метод прогнозування та оцінки ефективності лікування в дентальній імплантології. Вісник проблем біології і медицини. 2019;4(1):311-5.
9. Костенко Є, Белей О. Клініко-експериментальне обґрунтування ідентифікації особи за внутрішньокістковими дентальними імплантатами. Український медичний альманах. 2012;15(5):97-9.
10. Nahlieli O, Zagury A, Michaeli E, Bruck N, Nahlieli DD, Casap N. Four-years' experience with dynamic implants with internal port for minimally invasive sinus elevation. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985). 2016;47(8):669-75.
11. Дрогомирецька М, Дорошенко О, Волосовець Т, Якимець А, Дорошенко М. Обґрунтування вибору методів ортодонтичної реабілітації пацієнтів із адентією верхніх латеральних різців (методичні рекомендації). 2016:18с.
12. Дієв ЄВ, Шнайдер СА, Біда ВІ, Лабунець ВА, Дієва ТВ. Проект доповнень до наказу МОЗ України № 566 від 23.11. 2004 року за методами застосування дентальних імплантатів. Медичний форум. 2017;10(10):56-61.
13. Levandovsky R, Belikov A, Belikova N. Віддалені результати протезування покривними протезами на балках, фіксованих на дентальних імплантатах на беззубій нижній щелепі. Клінічна та експериментальна патологія. 2018;17(1):71-5.
14. Tsigarida A, Chochlidakis K, Fraser D, Lampraki E, Einarsdottir ER, Barmak AB, et al. Peri-Implant Diseases and Biologic Complications at Implant-Supported Fixed Dental Prostheses in Partially Edentulous Patients. Journal of Prosthodontics. 2020:1-7.
15. Старікова СЛ. Комплексна реабілітація хворих із дефектами зубних рядів субперіостальними імплантатами [дисертація]. Полтава.2019:36с.

16. Brechlichuk P, Mastruk P. Ендодонто-ендоосальна імплантація у сучасній стоматології: можливості, проблеми та перспективи застосування методу (огляд літератури). *Clinical Dentistry*. 2019 (4):10-7.
17. Костенко Є, Бокоч А, Кенюк А. Комплексний підхід до ортопедичного лікування та реабілітації стоматологічних пацієнтів з дефектами зубного ряду в естетичній зоні. *Современная стоматология*. 2016 (5):60-5.
18. Гончаренко ЄВ. Патогенетичне обґрунтування попередження ускладнень дентальної імплантації на етапі первинної фіксації імплантату [дисертація]. Одеса. 2016:112с.
19. Cerea M, Dolcini GA. Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *BioMed research international*. 2018. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2018/5420391/>
20. Параскевич В. Дентальная имплантология:[науч.-практ. издание для студ., интернов и врачей-стоматологов]. М: Медицинское информационное агентство. 2011:399.
21. Ренуар Ф, Рангерт Б. Факторы риска в стоматологической имплантологии. 2004:182.
22. Хобкек ДА, у.о.тсон РМ, Сизн ЛД. Руководство по дентальной имплантологии. Пер. с англ.; Под ред. МЗ Миргазизова.-2-е изд. М.: МЕД-пресс-информ. 2010:55-78.
23. Weingart D, Ten Bruggenkate CM. Treatment of fully edentulous patients with ITI implants Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 4*. 2000;11:69-82.
24. Соколова ІІ, Герман СІ, Герман СА. Деякі питання поширеності та структури дефектів зубних рядів у населення України. *Український стоматологічний альманах*. 2013;6:116-9.
25. Мірчук Б, Максимов Я. Частота дефектів зубних рядів серед дорослих пацієнтів м. Запоріжжя, які звернулися за протетичним лікуванням.

Актуальні питання фармацевтичної і медичної науки та практики. 2017;10(1):102-6.

26. Лабунец В. Продолжительность, характер затрат врачебного труда на ряд ненормированных видов ортопедической помощи и методика расчёта её величины. Украшський стоматолопчний альманах. 2006;1:49-52.

27. Voznyi O, Hermanchuk S, Struk V, Vida V, Pohorila A. Стан і перспективи розвитку стоматологічної допомоги населенню України. Актуальні питання фармацевтичної та медичної науки та практики. 2019;12(2):228-34.

28. Струк В, Германчук С, Біда О. Статистичні показники ортопедичної стоматологічної допомоги в Україні. Вісник стоматології. 2019;32 (2):74-8.

29. Аветіков ДС, Проніна ОМ, Буханченко ОП. Сучасні уявлення про умови, які обмежують вибір методу дентальної імплантації на верхній і нижній щелепах. Вісник проблем біології і медицини. 2017;3(4):20-7.

30. Dyakova M, Bespalova N, Klochkov A, Durnovo E. Preservation of Bone and Soft Tissue Components of the Alveolar Ridge during Immediate Implantation in the Aesthetic Zone of Jaws with Bone Deficiency. Современные технологии в медицине. 2020;12(1):57-62.

31. Бульбук О, Рожко М. Аналіз методів лікування стоматологічних пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів. Precarpathian bulletin of the shevchenko scientific society Pulse. 2017;8 (44):9-22.

32. Макєєв В, Заблоцька О. Остеопороз і дентальна імплантація (огляд літератури). Український стоматологічний альманах. 2012;(6).

33. Фастовец Е, Сапалёв С. Сравнительная клинико-функциональная оценка эффективности протезирования больных с полным отсутствием зубов на нижней челюсти полными съёмными протезами и съёмными протезами с опорой на имплантаты. Вестник стоматологии. 2019;31(1):64-8.

34. Біда О. Особливості ортопедичного лікування хворих із частковою втратою зубів із застосуванням дентальної імплантації залежно

від показників щільності кісткової тканини щелеп. Український стоматологічний альманах. 2016;2(1):60-3.

35. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(3):434-41.

36. Breme H, Biehl V, Reger N, Gawalt E. A metallic biomaterials: Introduction. *Handbook of Biomaterial Properties*: Springer; 2016:151-8.

37. Barthes J, Ciftci S, Ponzio F, Knopf-Marques H, Pelyhe L, Gudima A, et al. The potential impact of surface crystalline states of titanium for biomedical applications. *Critical reviews in biotechnology*. 2018;38(3):423-37.

38. Hatamleh MM, Wu X, Alnazzawi A, Watson J, Watts D. Surface characteristics and biocompatibility of cranioplasty titanium implants following different surface treatments. *Dental Materials*. 2018;34(4):676-83.

39. Москвин ГВ, Гребнев ГА, Чернегов ВВ, Бородулина ИИ, Сливки АА, Щербина НЮ. Применение методик костно-пластических операций при атрофии челюстей. *Институт стоматологии*. 2018;3:59-61.

40. Омелюх А, Білецький Є, Мусієнко О, Шидловський М, Заховайко О. Особливості деформування кісткової тканини під впливом фізіологічних навантажень. *Інновації молоді в машинобудуванні*. 2020;2:19-28.

41. Michalusova I, Trubacova D, Sejnar P, Kuckova S, Santrucek J, Hunek R. Direct tryptic cleavage in bone tissue followed by LC-MS/MS as a first step towards routine characterization of proteins embedded in alveolar bones. *International Journal of Mass Spectrometry*. 2020:116375.

42. Watanabe K, Lewis S, Guo X, Ni A, Lee BS, Deguchi T, et al. Regional variations of jaw bone characteristics in an ovariectomized rat model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;110:103952.

43. Bays R. The pathophysiology and anatomy of edentulous bone loss. *Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery*. 1986;1:1-17.

44. Moreira CA, Dempster DW, Baron R. Anatomy and Ultrastructure of Bone—Histogenesis, Growth and Remodeling. 2019. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK279149/>
45. Нідзельський МЯ, Соколовська ВМ. Механізми формування патологічного прикусу. Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія». 2018. 121с.
46. Nidzelsky MY, Sokolovskaya V. Manifestations of pain symptoms in reduced occlusion. *Pain medicine*. 2018;3(3):74-8.
47. Habets L, Bras J, Borgmeyer-Hoelen A. Mandibular atrophy and metabolic bone loss: endocrinology, radiology and histomorphometry. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1988;17(3):208-11.
48. Voytiatskaya IV, Tscymbalystov AV, Gayvoronskaya MG, Lopuchanskaya TA, Kopytov AA. Anatomical and physiological basis of the reduced occlusion syndrome. *Drug Invention Today*. 2019;12(10): 2239-43.
49. Sheikh Z, Hamdan N, Ikeda Y, Grynypas M, Ganss B, Glogauer M. Natural graft tissues and synthetic biomaterials for periodontal and alveolar bone reconstructive applications: a review. *Biomaterials research*. 2017;21(1):9.
50. Wang H, Hu Z, Wu J, Mei Y, Zhang Q, Zhang H, et al. Sirt1 promotes osteogenic differentiation and increases alveolar bone mass via Bmi1 activation in mice. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2019;34(6):1169-81.
51. Chen C-H, Wang L, Tulu US, Arioka M, Moghim MM, Salmon B, et al. An osteopenic/osteoporotic phenotype delays alveolar bone repair. *Bone*. 2018;112:212-9.
52. Полупан ПВ. Применение одноэтапных дентальных имплантатов в лечении больных с дефектами зубных рядов и атрофией альвеолярных отростков челюстей. Москва. 2017.
53. Олесова В, Лернер А, Заславский Р, Олесов Е, Шматов К, Лобанов С. Перспективы применения сверхупругих безникелевых сплавов титана в дентальной имплантологии по результатам экспериментальных исследований. *Медицина экстремальных ситуаций*. 2018;20(2):153-8.

54. Petrungaro PS. Long-term clinical success in the management of compromised intertooth spaces utilizing small-diameter implants. 2018;3:12-3
55. Worthington P. Injury to the inferior alveolar nerve during implant placement: a formula for protection of the patient and clinician. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(5):731-4.
56. Tetsch P. *Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde: ein Atlas und Lehrbuch*: Hanser; 1991.
57. Chrcanovic BR, Custódio ALN. Mandibular fractures associated with endosteal implants. *Oral and maxillofacial surgery*. 2009;13(4):231-8.
58. Бунев А, Мураев АА, Гажва Ю, Мухаметшин РФ, Иванов С, Тетерин А, et al. Результаты непосредственной дентальной имплантации с немедленной нагрузкой и обоснование протокола методом математического моделирования. *Медико-фармацевтический журнал «Пульс»*. 2018;20(9):62-9.
59. Григор'єва Н, Власенко Р, Зубач О, Поворознюк В. Мінеральна щільність кісткової тканини та рівень вітаміну D в осіб різного віку з переломами кісток нижніх кінцівок (огляд літератури та результати власних досліджень). *Травма*. 2017;18(6):8-18.
60. Mellado-Valero A, Ferrer-García JC, Calvo-Catalá J, Labaig-Rueda C. Implant treatment in patients with osteoporosis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(1):52-7.
61. Giro G, Chambrone L, Goldstein A, Rodrigues JA, Zenóbio E, Feres M, et al. Impact of osteoporosis in dental implants: a systematic review. *World journal of orthopedics*. 2015;6(2):311.
62. Юсупалиева КБК, Ходжибекова ЮМ. Современные лучевые методы медицинской визуализации деструктивных изменений зубочелюстной области. *Научный журнал*. 2017;7 (20):72-4.
63. Соколова ІІ, Удовиченко НМ, Герман СІ, Томіліна ТВ, Хлисту́н НЛ. Рентгенографічні дослідження в стоматології: рекомендації для відбору пацієнтів і обмеження радіаційного впливу: навчально-методичний посібник. 2020: 64с.

64. Güngör E, Yildirim D, Çevik R. Evaluation of osteoporosis in jaw bones using cone beam CT and dual-energy X-ray absorptiometry. *Journal of oral science*. 2016;58(2):185-94.
65. Маланчук В, Копчак А. Оцінка якості кісткової тканини лицевого відділу черепа та класифікація її типів на основі біомеханічних параметрів. *Український медичний часопис*. 2013 (1):126-31.
66. Козей А, Ніколов М, Бурбурська С, Галузинський О. Методика порогової сегментації КТ-зображень кісток скелета. 2019;3:4-11.
67. Christensen A, Wake N. Medical image processing software. Wohlersassociates. 2019. Available from: <http://www.wohlersassociates.com/medical2018.pdf>
68. Олесова ВН. Комплексные методы формирования протезного ложа с использованием имплантатов в клинике ортопедической стоматологии. [дисертація]. Омск. 1993:47с.
69. Al-Dwairi ZN, Al-Hiyasat AS, Aboud H. Standards of teeth preparations for anterior resin bonded all-ceramic crowns in private dental practice in Jordan. *Journal of Applied Oral Science*. 2011;19(4):370-7.
70. Durrani F. Bone augmentation using autogenous block grafts and particulate bovine bone in the severe atrophic ridges: Case Reviews. *International Journal of Contemporary Dental & Medical Reviews*. 2016:1-4.
71. Levandovskyi R. Біомеханічне обґрунтування кількості імплантатів у міжментальному просторі нижньої щелепи для фіксації ортопедичної апаратури. *Буковинський медичний вісник*. 2013;17(2):69-75.
72. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*. 1986;1(1):11-25.
73. Пономаренко ВО, Силенко ЮІ, Хребор МВ, Хміль ТА. Стан регіонарного кровообігу тканин ротової порожнини в осіб старечого віку на етапах імплантаційного лікування. *Український стоматологічний альманах*. 2013;5:81-4.

74. Sîrbu D. Standard method of implant placement. A retrospective study of the success rate of standart mid-sized implants placed in the mandible, at a period of more than 7 years post implant placement. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*. 2018;10(3):75-88.

75. Суров О. Современная практика субпериостальной имплантации. *Новое в стоматологии*. 2009; 4:1-26.

76. Li K-Y, Wong MCM, Lam K-F, Schwarz E. Age, period, and cohort analysis of regular dental care behavior and edentulism: a marginal approach. *BMC Oral Health*. 2011;11(1):9.

77. Лабунець ОВ, Рачинський СВ, Шнайдер СА, Дієва ТВ, Лабунець ВА. Обґрунтування медичної, соціальної необхідності та економічної доцільності реформування та планування стоматологічної ортопедичної допомоги молоді України. *Colloquium-journal*. 2020;30(82):42-8.

78. Ищенко П. Путь пациента: субпериостальная имплантация как альтернатива ваших возможностей. *Современная стоматология*. 2016;4:84-7.

79. Борисенко АВ, Ищенко П. Застосування субперіостальної імплантації в сучасній стоматології. 2018;4:93.

80. Ищенко П, Борисенко АВ, Ищенко Т. Аналіз результатів застосування заявлених і традиційних ортопедичних конструкцій за діагностично значущими показниками у групах дослідження пацієнтів, хворих на генералізований пародонтит у стадії стабілізації. *Сучасна стоматологія*. 2019 (3):40-7.

81. Черненко В. Обґрунтоване застосування ксеногенних остеопластичних матеріалів для досягнення оптимальних клінічних результатів при методиці безпосередньої одноетапної імплантації з негайним навантаженням. *Сучасні наукові інновації (частина I): матеріали II Міжнародної науково-практичної конференції м Київ, 24-25 лютого 2018 року–Київ: МЦНД, 2018–56 с.* 2018:42.

82. Jimbo R, Tovar N, Marin C, Teixeira H, Anchieta R, Silveira L, et al. The impact of a modified cutting flute implant design on osseointegration. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2014;43(7):883-8.
83. UgrinovIch M, Valner G, Hekmann Z. Immediate implantation in infected tooth socket. *Naukovo-praktichniy zhurnal Implantologiya Paradontologiya Osteologiya*. 2014;4:52-9.
84. Ефименко А, Король Д, Оджубейская О, Король М. Исследования макро- и микроструктуры поверхности имплантатов. *Вісник проблем біології і медицини*. 2018;1(2):274-7.
85. Heitz-Mayfield LJ, Aaboe M, Araujo M, Carrión JB, Cavalcanti R, Cionca N, et al. Group 4 ITI Consensus Report: Risks and biologic complications associated with implant dentistry. *Clinical oral implants research*. 2018;29:351-8.
86. Семенов Е, Сенников О, Потапенко А, Лазарева Д. Расчет двухопорной однопролетной мостовидной конструкции на дентальных имплантатах в боковом участке нижней челюсти. *Інновації в стоматології*. 2014 (3):85-8.
87. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clinical oral implants research*. 2004;15(5):520-8.
88. Alhassani AA, AlGhamdi AST. Inferior alveolar nerve injury in implant dentistry: diagnosis, causes, prevention, and management. *Journal of Oral Implantology*. 2010;36(5):401-7.
89. Костенко Є, Белей О, Мішалов В. Практичне застосування та теоретичне обґрунтування ідентифікації внутрішньокісткових дентальних імплантатів з агресивним типом різьби. *Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім ПЛ Шупика*. 2013; 22 (1):424-32.
90. Bose S, Banerjee D, Shivaram A, Tarafder S, Bandyopadhyay A. Calcium phosphate coated 3D printed porous titanium with nanoscale surface

modification for orthopedic and dental applications. *Materials & design*. 2018;151:102-12.

91. Омельчук А, Юденкова І, Захарченко М, Близнюк А. Електрохімічне полірування імплантатів з нержавіючих сталей для стабільно функціонального остеосинтезу. *Наука та інновації*. 2016;12(1):41-60.

92. Анітуа Е. Вертикальне нарощування кістки навколо імплантатів. *Новини стоматології*. 2015;2:70-81.

93. Егоров АА, Дровосеків МН, Аронов АМ, Рожнова ОМ, Егорова ОП. Сравнительная характеристика материалов, применяемых в стоматологической имплантации. *Бюллетень сибирской медицины*. 2014;13(6):41-7.

94. Esposito M, Barausse C, Pistilli R, Sammartino G, Grandi G, Felice P. Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(3):257-68.

95. Felice P, Barausse C, Pistilli R, Ippolito DR, Esposito M. Five-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. *Int. J. oral Implant*. 2019;12:25-37.

96. Варес Я, Павленко О, Іде С, Павленко М. Горбово-крилоподібні імплантати – терапевтична опція для пацієнтів з дефектами дистальних відділів верхньої щелепи. *Современная стоматология*. 2016; 3:99-103.

97. Awadalkreem F, Khalifa N, Satti A, Suleiman AM. The influence of immediately loaded basal implant treatment on patient satisfaction. *International Journal of Dentistry*. 2020;2020:1-10.

98. Kumar K, Kumar S, Singh R, Vaibhav V, Kedia NB, Singh AK. Basal implants-A new era of prosthodontic dentistry. *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2020;6(1):1-3.

99. Kaur SP, Rao J, Bhargava A, Gaur V. Basal Implants: A New Innovation in Implant Dentistry. *Indian Journal of Health Sciences and Care*. 2016;3(2):96-9.

100. Дубова Л, Малик М, Серикова Ю. Изучение напряженно-деформационного состояния различных материалов временных ортопедических конструкций с опорой на изоэластичные имплантаты из полиэфирэфиркетона методом конечных элементов. *Современная стоматология*; 2017.

101. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Nunes M. The All-on-4 concept for full-arch rehabilitation of the edentulous maxillae: A longitudinal study with 5-13 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019;21(4):538-49.

102. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Botto J. The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A longitudinal study with 10 to 18 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019;21(4):565-77.

103. Souza JC, Sordi MB, Kanazawa M, Ravindran S, Henriques B, Silva FS, et al. Nano-scale modification of titanium implant surfaces to enhance osseointegration. *Acta biomaterialia*. 2019;94:112-31.

104. Dragan E, Odri GA, Melian G, Haba D, Olszewski R. Three-dimensional evaluation of maxillary sinus septa for implant placement. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*. 2017;23:1394.

105. Beschnidt SM, Cacaci C, Dedeoglu K, Hildebrand D, Hulla H, Iglhaut G, et al. Implant success and survival rates in daily dental practice: 5-year results of a non-interventional study using CAMLOG SCREW-LINE implants with or without platform-switching abutments. *International journal of implant dentistry*. 2018;4(1):33.

106. Хоббек ДА, у.о.тсон РМ, Сизн ЛД. Руководство по дентальной имплантологии. Пер с англ Под общ ред МЗ Миргазизова: МЕД-пресс-информ. 2007;224с.
107. Simmons DE, Maney P, Teitelbaum AG, Billiot S, Popat LJ, Palaiologou AA. Comparative evaluation of the stability of two different dental implant designs and surgical protocols—a pilot study. *International Journal of Implant Dentistry*. 2017;3(1):16.
108. Martin A, Ducharme D, Strnad LA. Method of making orthopedic implants and the orthopedic implants. United States patents 7799061. 2009.
109. Cristache CM, Gurbanescu S. Accuracy evaluation of a stereolithographic surgical template for dental implant insertion using 3D superimposition protocol. *International journal of dentistry*. 2017;2017:1-9.
110. Bhadwal M. Guided surgery in dental implantology. 2019;5(4):92-6
111. Ломакин М, Филатова А, Солощанский И. Направленная костная регенерация при реконструкции альвеолярного костного объема в области дентальной имплантации. *Российская стоматология*. 2011;4(5):15-8.
112. Matta R-E, Bergauer B, Adler W, Wichmann M, Nickenig H-J. The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2017;45(6):804-8.
113. Куц ПВ, Неспрядько В, Гонтар Н, Паньков А. Аналіз використання направляючих шаблонів на хірургічному етапі операції дентальної імплантації. *Новини стоматології*. 2014;4:55-60.
114. Pozzi A, Polizzi G, Moy PK. Guided surgery with tooth-supported templates for single missing teeth: A critical review. *European journal of oral implantology*. 2016;9(2):135-53.
115. Пономарев А, Уханов И, Боровой С. Усовершенствованный дизайн операционного шаблона. *Новое в стоматологии*. 2004;5:28.
116. Крищук Н, Маланчук В, Копчак А, Ещенко В. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния

челюсти человека при функциональной нагрузке. *Journal of Mechanical Engineering NTUU" Kyiv Polytechnic Institute"*. 2010;59:55-8.

117. Aydemir CA, Arısan V. Accuracy of dental implant placement via dynamic navigation or the freehand method: A split-mouth randomized controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*. 2020;31(3):255-63.

118. Coe JM. Implant success does not differ significantly according to implant type. *The Journal of the American Dental Association*. 2017;148(1):52-3.

119. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM, Pharoah M, Smith DC, Chipman M, et al. A prospective clinical study in humans of an endosseous dental implant partially covered with a powder-sintered porous coating: 3-to 4-year results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(1):87-95.

120. Heiland M, Habermann CR, Schmelzle R. Indications and limitations of intraoperative navigation in maxillofacial surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2004;62(9):1059-63.

121. Бунь ЮМ, Бунь ОВ. Малоінвазивна методика дентальної імплантації (клінічний випадок). *Науковий журнал*. 2020;27:12-4.

122. Потапчук АМ, Русин ВВ, Криванич В. Малоінвазивна імплантація в умовах дефекту зубного ряду естетично важливої ділянки. *Науковий вісник Ужгородського університету*. 2008;34:212–5.

123. Mai HN, Lee DH. Effects of supporting conditions and anchor microcrew on the stabilization of the implant guide template during the drilling process: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;124(6):727-31.

124. Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2007;80(1):234-46.

125. Serrano MR, Estela SA, Diago MP, Diago MP. Software applied to oral implantology: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13(10):661-5.
126. Солонько М, Угрин М. Можливості застосування конусно-променевої комп'ютерної томографії при плануванні дентальної імплантації. *Огляд літератури. Новини стоматології*. 2011;2:6-12.
127. Авербух И, Павленко АВ, Долгов Н, Павленко МА, Сиренко АФ. Исследование напряженного состояния нижней челюсти с имплантатами. *Сучасна стоматологія*. 2019;5:70-74.
128. Ісарик С. Спосіб виготовлення хірургічних шаблонів на медичних моделях. Попереднє повідомлення. *Імплантологія Пародонтологія Остеологія*. 2009;3:15.
129. Ewers R, Schicho K, Undt G, Wanschitz F, Truppe M, Seemann R, et al. Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;34(1):1-8.
130. Weiss R, Read-Fuller A. Cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery: an evidence-based review. *Dentistry journal*. 2019;7(52):1-23.
131. Ілік Р. Планування ортопедичного етапу лікування як основа успіху стоматологічної імплантації. *Новини стоматології*. 2009;1:14-9.
132. Заблоцький ЯВ. Планування, клінічне обґрунтування та оцінка ефективності дентальної імплантації у незнімному протезуванні [дисертації]. Львів; 2006.-27 с.
133. Проць Г, Пюрик В, Солоджук Ю, Ничипорчук Г, Омельчук Л, Пюрик Я, та ін. Сучасні аспекти променевиx методів діагностики при плануванні дентальної імплантації і на етапах хірургічної реабілітації. *Український стоматологічний альманах*. 2016;2(3):87-92.
134. Леоненко П. Створення і аналіз імітаційних 3D моделей біомеханічних систем" зуб-періодонт-щелепа" з метою експериментального

вивчення змін їх біомеханіки у пацієнтів з генералізованим пародонтитом. 2012; 21(4):40-57.

135. Verhamme LM, Meijer GJ, Boumans T, Schutyser F, Bergé SJ, Maal TJ. A clinically relevant validation method for implant placement after virtual planning. *Clinical Oral Implants Research*. 2013;24(11):1265-72.

136. Van Lierde C, Van Roie B. Method for creating a personalized digital planning file for simulation of dental implant placement. United States patent 9579170. 2017.

137. Chen X, Possel JK, Wacogne C, Van Ham AF, Klink PC, Roelfsema PR. 3D printing and modelling of customized implants and surgical guides for non-human primates. *Journal of Neuroscience Methods*. 2017;286:38-55.

138. Basten CH-J. The use of radiopaque templates for predictable implant placement. *Quintessence International*. 1995;26(9):609-12.

139. Оленець СЮ, Сушич О. Сучасні технології 3D моделювання. *Medycyna. Ekologia. Biologiczne nauki*. 2017;10:51-4.

140. Мельник ГВ. Цифрова 3Д модель геометрії кукси в CAD/CAM технологіях протезування: Київ; 2018.

141. Чертов С. Методика виготовлення стереолітографічної моделі щелеп при проведенні субперіостальної імплантації. *Dental science and practice*. 2015;1-2:29-33.

142. Гончаров ИЮ. Планирование хирургического этапа дентальной имплантации при лечении пациентов с различными видами отсутствия зубов, дефектами и деформациями челюстей [диссертация]. Москва: Московский гос. медикостомат. университет Росздрава; 2009. 50 с.

143. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(1):87-95.

144. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery versus conventional

implants in partially edentulous patients: a 3-year randomized controlled clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(5):867-75.

145. Abad Gallegos M, Gómez Santos L, Sánchez Garcés M, Piñera Penalva M, Freixes Gil J, Castro García A, et al. Complications of guided surgery and immediate loading in oral implantology: a report of 12 cases. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 2011;16(2):220-4.

146. Massironi D, Pascetta R. Ein Behandlungskonzept Für die erfolgreiche Sofortbelastung. 2003;6:8-24.

147. Калашніков Д, Король Д, Тончева К, Кіндій Д, Зубченко С. Переваги та недоліки 3-D моделювання в стоматології. *Вісник проблем біології і медицини*. 2019;3:257-60.

148. Солонько М, Угрин М. Оцінка точності хірургічних шаблонів SKY PlanX в експерименті. *Новини стоматології*. 2012;1:8-15.

149. Bayon Y, Ladet S, Lefranc O, Gravagna P. Medical implant including a 3D mesh of oxidized cellulose and a collagen sponge. United States patent 9119898. 2015.

150. Kleinman A, Leyva F, Lozada J, Patel RD. Loma Linda guide: a stereolithographically designed surgical template: technique paper. *Journal of Oral Implantology*. 2009;35(5):238-44.

151. Solonko M, Uhryn M. Evaluation of SKY PlanX surgical guides precision in experimental conditions. *Новини стоматології*. 2012;1:8-15.

152. Wentaschek S, Hartmann S, Walter C, Wagner W. Six-implant-supported immediate fixed rehabilitation of atrophic edentulous maxillae with tilted distal implants. *International Journal of Implant Dentistry*. 2017;3(1):35.

153. Луцкая И, Борткевич С, Назаров И, Коржев А. Опыт несъемного протезирования на дентальных имплантатах. *Современная стоматология*. 2016;3:56-8.

154. Anastasiia Z. Comparative study of the optional use of various implant systems in single defects of upper jaw dentition. 2016.

155. Valeria I. Removable complete dentures and ways of individualising their design. 2017.
156. Король ДМ. Клініко-патогенетичне обґрунтування лікування вторинної часткової і повної адентії із застосуванням дентальних субперіостальних та ендоосальних імплантатів. [дисертація]. Полтава: УМСА;2009. 38 с.
157. Salmi M, Tuomi J, Paloheimo KS, Björkstrand R, Paloheimo M, Salo J, et al. Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing. *Rapid Prototyping Journal*. 2012;18(3):209-14
158. Zaharia C, Gabor A-G, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, et al. Digital dentistry—3D printing applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*. 2017;2(1):50-3.
159. Parthasarathy J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Annals of maxillofacial surgery*. 2014;4(1):9.
160. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 2: rapid-prototype medical modeling and stereolithographic drilling guides requiring bone exposure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2006;26(4):346-353.
161. Pyo S-W, Lim Y-J, Koo K-T, Lee J. Methods used to assess the 3D accuracy of dental implant positions in computer-guided implant placement: a review. *Journal of clinical medicine*. 2019;8(1):54.
162. Buser D, Von Arx T, Ten Bruggenkate C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 3*. 2000;11:59-68.
163. Buser D, Mericske-stern R, Pierre Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):161-72.

164. Оршко А, Рожко М, Штурмак В. Порівняльна оцінка болю у пацієнтів після встановлення дентальних імплантатів без відкидання слизово-окістного клаптя та традиційним методом. Вісник проблем біології і медицини. 2015;2(2):193-7.

165. Рубникович С, Горбачев Ф. Цифровое планирование дентальной имплантации с использованием хирургических шаблонов. Стоматолог Минск. 2018;1:48-53.

166. Юдин Л, Юдин П. Предоперационное планирование дентальной имплантации с помощью специализированного программного обеспечения SimPlant. Российский вестник дентальной имплантологии. 2012;1:25.

167. Юдин П, Юдин Л. Управляемая дентальная имплантация: от томографии к хирургическому шаблону. Дентальная имплантология и хирургия. 2011;4-5:122-9.

168. Трунин Д, Попов Н, Новикова Е, Ипполитов А, Борисова М. Индивидуальный реконструктивный имплантат-шаблон. ББК 566 С 56 Современные достижения стоматологии: сборник. 2018:112.

169. Чарун Ю. Уникальная возможность прироста костной ткани на невинтовые имплантаты Vicon. Дентальная имплантология и хирургия. 2018;1:36-7.

170. Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. International. Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2014;29:117-36.

171. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: a systematic review of restorative material and fabrication techniques. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2018;119(4):545-51.

172. Flügge T, Derksen W, Te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans—A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. Clinical oral implants research. 2017;28(9):1113-8.

173. Brunette D. Mechanism of Directed Cell-Migration on Grooved Titanium Substrata. *Journal of Dental Research*. 1987;66:114.

174. Кисельова ОГ, Настенко Є, Швець О. Системи тривимірної візуалізації медичних зображень. *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. 2011;2(10):16-20.

175. Баркова А, Даниленко Т. Особливості обробки зображень стандарту dicom на етапі планування дентальної імплантації. *Український журнал телемедицини та медичної телематики*. 2012; 10(1):27-32.

176. Schwarz MS, Rothman S, Chafetz N, Rhodes M. Computed tomography in dental implantation surgery. *Dental Clinics of North America*. 1989;33(4):555-97.

177. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29:55-77

178. Меркулова К, Даниленко Т, Меркулова Е. Розробка спеціалізованої комп'ютерної системи визначення анатомо-топографічних параметрів щелепно-лицьової ділянки за даними СКТ, на етапі планування дентальної імплантації. *Наукові праці ДонНТУ. Серія: обчислювальна техніка та автоматизація*. 2012;23(201):112-8.

179. Чуйко А, Левандовський Р, Беліков О, Угрин М. Аналіз анатомо-топографічних умов для імплантації з використанням комплексу mimics-solidworks. *Новини стоматології*. 2012;3:66-70.

180. Lee T-H, Jeong M-A, Kim T-H. Feasibility of Assessing Maxillary and Mandibular Bone Mineral Density for Dental Implantation by Using Multidetector Computed Tomography. *Implant dentistry*. 2019;28(4):367-71.

181. Hilgenfeld T, Juerchott A, Deisenhofer UK, Krisam J, Rammelsberg P, Heiland S, et al. Accuracy of cone-beam computed tomography, dental magnetic resonance imaging, and intraoral radiography for detecting peri-implant bone

defects at single zirconia implants—An in vitro study. *Clinical oral implants research*. 2018;29(9):922-30.

182. Байриков АИ. Особенности протезирования с опорой на дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью [диссертация]. Самара; 2016.144 с.

183. Сманалиев МД, Сманалиева Д, Мавледов И. 3-d планирование-"золотой стандарт" диагностики дентальной имплантации. *Научные исследования в Кыргызской Республике*. 2018;1:23-30.

184. Yeotikar S, Parimi AM, Rao YD. Automation of end effector guidance of robotic arm for dental implantation using computer vision. 2016. Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7806263/references#references>

185. Varga Jr E, Antal M, Major L, Kiscsatári R, Braunitzer G, Piffkó J. Guidance means accuracy: A randomized clinical trial on freehand versus guided dental implantation. *Clinical Oral Implants Research*. 2020;31(5):417-30.

186. Пантус А. Методика інтерактивної форми навчання на основі 3D-моделювання із застосуванням технологій Motion Capture та Hand Capture. *Вісник проблем біології і медицини*. 2019;2 (1):226-9.

187. Робустова ТГ. Имплантация зубов: хирургические аспекты. Москва: Издательство Медицина; 2003. 406с.

188. Renouard F, Rangert B. Risk factors in implant dentistry: simplified clinical analysis for predictable treatment: Quintessence Books; 1999.

189. Zarb GA. On parafunctional considerations in implant therapy. *Int J Prosthodont*. 2014;27(3):199.

190. Чулак ЛД. Цветовой показатель как тест состояния слизистой оболочки полости рта у лиц, пользующихся съемными протезами. *Вісн. Стоматології*. 1997;4:635-6.

191. Mish C. Density of bone: effect on treatment plants, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Implant*. 1990; 6(2):230-1.

192. Литвиненко АН. Дентальная имплантация при недостаточном объеме костной ткани альвеолярной части нижней челюсти. [диссертация]. Москва; 2005. 24с.
193. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2):95-105.
194. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical oral implants research*. 2006;17(2):2-7.
195. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(2):179-85.
196. Ivanoff C-J, Sennerby L, Lekholm U. Reintegration of mobilized titanium implants: An experimental study in rabbit tibia. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;26(4):310-5.
197. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*. 2008;47(1):51-66.
198. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research*. 1996;7(3):261-7.
199. Гветадзе Р, Матвеева А, Борисов А, Фролов В, Кушхабиев З. Влияние параметров имплантата на напряженно-деформированное состояние костной ткани зоны имплантации. *Стоматология*. 2010;89(1):54-5.
200. Матвеева А, Гветадзе Р, Гаврюшин С. Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов. *Стоматология*. 1997;76(5):44-8.
201. Олесова В, Журули Г, Силаев Е, Магаметханов Ю, Рогатнев В, Киселев А, et al. Напряженно-деформированное состояние кортикальной

костной ткани нижней челюсти при вертикальной нагрузке бокового отдела интактного зубного ряда. Хирург. 2009 (6):54-6.

202. Рогожников Г, Конюхова С, Няшин Ю, Чернопазов С, Еремина С. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке. Российский журнал биомеханики. 2004;8(1):54-60.

203. Чумаченко Е, Воложин А, Маркин В. Биомеханическая модель и методика расчета напряженно-деформированного состояния пародонтального комплекса нижней челюсти. Научные технологии. 2001;2(1):49-60.

204. Чуйко А, Вовк В. Особенности биомеханики в стоматологии. Харьков: Прапор; 2006. 304 с.

205. Копейкин ВН, Бушан МГ, Лебеденко ИЮ, Хватова ВА. Руководство по ортопедической стоматологии. Москва: Медицина; 1993. 403с.

ДОДАТКИ

Додаток А

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці в яких опубліковані основні результати дослідження:

1. Павліш ІВ. Клінічні та технологічні аспекти керованої хірургії в стоматологічній імплантології. Світ медицини та біології. 2013;2(38):207-11.
2. Павліш ІВ, Дворник ВМ, Фенко ГО, Добровольський ОВ. Математичне обґрунтування бікортикальної імплантації в бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Вісник проблем біології та медицини. 2014;2;2(108):62-69.
3. Павліш ІВ, Дворник ВМ, Рябушко НО. Спосіб виготовлення хірургічного шаблону для встановлення дентальних імплантатів. Український стоматологічний альманах. 2016;3(2):81-86.
4. Павліш ІВ, Дворник ВМ. Дослідження остеоінтеграції бікортикально встановлених імплантатів малого діаметру методом частотно-резонансного аналізу. Український стоматологічний альманах. 2017;2:79-82.
5. Павліш ІВ. Клініко-рентгенологічна характеристика малоінвазивної методики дентальної імплантації у бічних відділах нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2020;20;4(72):163-168.
6. Павліш ІВ, Дворник ВМ. Математическое моделирование функционирования бикортикально установленных имплантатов в боковом отделе нижней челюсти в условиях дефицита костной ткани при различных вариантах протезирования. Российский вестник дентальной имплантологии. 2020; 3–4(49–50): 12-19.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

1. Павліш ІВ. Аспекти використання хірургічних шаблонів в дентальній імплантології. Проблеми екології та медицини: матеріали науково-практичної конференції «Інноваційні технології в стоматології та клінічній медицині», присвяченої 90-річчю ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» (Полтава, 2011р.). 2011;15;3-4:122.

2. Павліш ІВ, Дворник ВМ. Методика виготовлення хірургічного шаблону для встановлення дентальних імплантатів. Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного дня стоматолога. 2015;11(2):166-70.

Наукові праці, які додатково відображають результати дослідження:

1. Павліш ІВ, Рябушко НО, винахідники; Українська медична стоматологічна академія, патентовласник. Скан-шаблон. Патент на корисну модель № 103567. 2015 Груд 25.

2. Павліш ІВ, Дворник ВМ, Рябушко НО, винахідники; Українська медична стоматологічна академія, патентовласник. Пристрій для позиціонування моделей при виготовленні хірургічного шаблону для дентальної імплантації. Патент на корисну модель № 127608. 2018 Серп 10.

Додаток Б

Апробація результатів дисертації. Основні результати дисертаційної роботи викладено та обговорено на: науково-практичній конференції «Інноваційні технології в стоматології та клінічній медицині», присвячена 90-річчю ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» (Полтава, 2011), всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної хірургії голови та шиї» (Полтава, 2014), міжнародній науково-практичній конференції «Актуальні проблеми стоматології (до 90-річчя проф. Вареса Е.Я.)» (Львів, 2015), всеукраїнській науково-практичній конференції «Комплексний підхід у реабілітації стоматологічних хворих» (Запоріжжя, 2015), науково-практичній конференції «Гофунговські читання» (Харків, 2015), всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної хірургії голови та шиї», присвячена 155-річчю народження професора М.Б.Фабриканта (Полтава, 2019).

Додаток В

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я
УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ
КАФЕДРА ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ З ІМПЛАНТОЛОГІЄЮ

Карта спостереження № _____**Прізвище, ім'я, по батькові** _____**Рік народження, стать** _____**Адреса** _____**Скарги** __________
_____**Анамнез захворювання** __________
_____**Анамнез життя** (перенесені хвороби, супутня загальносоматична патологія,
шкідливі звички, інфекційні хвороби) __________
_____**Об'єктивне обстеження*****позаротове обстеження** __________
_____***внутрішньоротове обстеження:****-відкривання рота (екскурсія суглобових головок)** __________
_____**-стан слизової оболонки** __________

-зубна формула

18 17 16 15 14 13 12 11	21 22 23 24 25 26 27 28
48 47 46 45 44 43 42 41	31 32 33 34 35 36 37 38

-прикус _____

-ступінь атрофії беззубої ділянки щелепи за Lekholm і Zarb _____

Діагноз _____

План обстеження _____

План лікування

- виготовлення хірургічного шаблону
- проведення операції імплантації
- тимчасове протезування акриловими незнімними конструкціями
- постійне протезування через 1 рік металокерамічними незнімними конструкціями
- _____

Протокол операції №**Дата****Опер. Хірург****Час****Асистент****Хід операції**

Знеболення _____

Ускладнення _____

Післяопераційні призначення:

- Аугментин 500 по 1 таб. 2 рази на день 7 днів
- Цифран СТ по 1 таб. 2 рази на день 7 днів
-
- Хлоргексидину біглюконату 0,05% полоскати порожнину рота 4-5 разів на день
- Німесил по 1 порошку при болях не більше 3 днів 3 рази на добу
- Ентерожерміна по 1 фл. підчас їжі на період прийому антибіотика
- Зняття швів через 7-10 днів

