

УДК 616.314-089+616.716+616-006.34

DOI <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2023-48-2.16>**А.В. Пантус,**

доктор медичних наук,
професор кафедри хірургічної стоматології,
Івано-Франківський національний медичний університет
Міністерства охорони здоров'я України, вул. Галицька 2,
м. Івано-Франківськ, Україна, індекс 76000,
apantus@ifnmu.edu.ua

І.Д. Костишин,

кандидат медичних наук, доцент кафедри онкології,
Івано-Франківський національний медичний університет
Міністерства охорони здоров'я України, вул. Галицька 2,
м. Івано-Франківськ, Україна, індекс 76000,
ivankostyshyn30@gmail.com, ikostyshyn@ifnmu.edu.ua

Г.А. Гірна,

PhD, асистент кафедри онкології
та кафедри стоматології,
Навчально-науковий інститут післядипломної
освіти Івано-Франківського національного медичного
університету Міністерства охорони здоров'я України,
вул. Галицька 2, м. Івано-Франківськ, Україна,
індекс 76000, halynagirna@gmail.com

Н.І. Фрич,

кандидат медичних наук,
доцент кафедри медичної біології і медичної генетики,
Івано-Франківський національний медичний університет
Міністерства охорони здоров'я України, вул. Галицька 2,
м. Івано-Франківськ, Україна, індекс 76000,
frych@ifnmu.edu.ua

ВІДНОВЛЕННЯ ДЕФЕКТУ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ТИТАНОВОЮ КОНСТРУКЦІЄЮ З ПОРИСТОЮ ПРОМІЖНОЮ ЧАСТИНОЮ

Питання реконструкції кісток лицевого скелету є актуальним особливо сьогодні, враховуючи збільшення показників онкопатології, її занедбаність і воєнну травму. Кількість пацієнтів, що потребують радикального хірургічного лікування з наступним пластичним відновленням суттєво збільшилася. Відповідно зростають вимоги до реконструктивних операцій в щелепно-лицевій ділянці. Акцентується увага на максимальній імітації втрачених тканин, що можливе завдяки дотриманню основних принципів біомеханіки, біосумісності, ідентичності структур, форми та функцій втраченої кісткової тканини. **Мета дослідження.** Клінічно оцінити ефективність використання титанового ендопротезу з пористою проміжною частиною. **Методи дослідження.** Під нашим спостереженням перебував пацієнт із кістково-фіброзно-диспластичною формою адамантиніоми кута та тіла щелепи зліва. За даними мульти-спіральної комп'ютерної томографії відмічалось вогнище деструкції кісткової тканини з чіткими межами, розміром 50X40мм в ділянці кута та тіла нижньої щелепи. Деструкція кісткової тканини поєднувалась з деформацією кортикального шару кістки. В зоні деструкції наявні в значній кількості дрібні пороти мультициклічного характеру, розділені кістко-

вими перегородками. Після віртуального планування, яке складалося з кількох етапів нами було проведено резекцію нижньої щелепи з одномоментним титановим відновленням цілісності. **Наукова новизна.** Значення пористості структури титанового протезу для забезпечення балансу між міцністю імпланту і його вагою, формою та наданням проміжній частині функцій вторинної стабілізації. **Висновки.** 1. Використання титанової конструкції для заміщення кісткового дефекту будь якого розміру є оптимальним методом естетичного і функціонального відновлення щелепи. 2. Підготовчий етап, що включає в себе моделювання меж резекції, формування резекційного шаблону і остаточне формування титанової конструкції дозволяє максимально точно здійснити фіксацію протезу. 3. Оцінюючи наші спостереження в пізній післяопераційний термін вибраний тип конструкції сприяє інтеграції кісткової тканини в його пористу структуру. 4. При використанні імплантів щелеп великих розмірів слід удосконалити конструкцію протезів з метою відновлення жувальної функції. **Ключові слова:** нижня щелепа, адамантиніома, резекція, резекційний шаблон, 3D-друк, титановий протез, пориста структура ендопротезу.

A.V. Pantus,

Doctor of Medical Sciences,
Professor at the Department of Surgical Dentistry,
Ivano-Frankivsk National Medical University, Ministry
of Health of Ukraine, 2 Halysytska street, Ivano-Frankivsk,
Ukraine, postal code 76000, apantus@ifnmu.edu.ua

I.D. Kostyshyn,

Ph.D. in Medicine,
Associate Professor at the Department of Oncology,
Ivano-Frankivsk National Medical University, Ministry
of Health of Ukraine, 2 Halysytska street, Ivano-Frankivsk,
Ukraine, postal code 76000, ivankostyshyn30@gmail.com

H.A. Hirna,

PhD, Assistant at the Department of Oncology
and the Department of Dentistry,
Educational and Scientific Institute of Postgraduate
Education of Ivano-Frankivsk National Medical University,
Ministry of Health of Ukraine,
2 Halysytska street, Ivano-Frankivsk, Ukraine,
postal code 76000, halynagirna@gmail.com

N.I. Frych,

Ph.D. in Medicine, Associate Professor at the Department
of Medical Biology and Medical Genetics,
Ivano-Frankivsk National Medical University, Ministry
of Health of Ukraine, 2 Halysytska street, Ivano-Frankivsk,
Ukraine, postal code 76000, frych@ifnmu.edu.ua

RESTORATION OF LOWER JAW BONE USING A TITANIUM STRUCTURE WITH A POROUS INTERMEDIATE LAYER

Актуальність теми. В ряду проблем, які зачіпають інтереси щелепно-лицевої хірургії, реконструкція кісток черепа займає особливу нішу в медицині. Вказана особливість пов'язана з наступними факторами: специфікою анатомії

лицевого скелету, труднощами, що виникають при відновленні втрачених або деформованих в результаті травми кісток, рубцевими змінами зі сторони м'яких тканин. Тільки використання сучасних оперативних методик та передового технологічного підходу може змінити традиційний підхід до лікування таких хворих [1, 2, 3, 4].

Через збільшення показників онкопатології, її занедбаність і воєнну травму, кількість пацієнтів з дефектами кісток лицевого скелету зростає, відповідно збільшуються вимоги до реконструктивних операцій в щелепно-лицевій ділянці [5, 6, 7, 8].

На сьогодні залишаються актуальними питання реконструкції з дотриманням основних принципів біомеханіки, біосумісності, ідентичності структур, форми та функції втраченої кісткової тканини. Тобто спроба досягнути максимальної імітації втрачених тканин [9].

Одним з альтернативних напрямків є імплантація синтетичних конструкцій [9, 10]. До імплантаційних матеріалів, який найчастіше використовується в реконструктивних технологіях, відноситься так званий "комерційно чистий титан". Самим міцним є сплав Ti-6Al-4V. Існуюча на сьогоднішній день сучасна технологія лазерного спікання дозволяє відтворити форму та мікроструктуру імпланту шляхом пошарового спікання металевого порошка вказаного матеріалу. Тобто ми можемо маніпулювати, як макроформою так і мікроструктурою, щоб досягти максимальної імітації кісткової тканини в аспекті маси імпланту, форми, міцності та можливості проростання кісткової тканини в серцевину ендопротезу забезпечуючи ефект так званої вторинної стабілізації конструкції. Це в свою чергу відкриває ряд перспектив у реконструктивній щелепно-лицевій хірургії.

Мета дослідження. Клінічно оцінити ефективність використання титанового ендопротезу з пористою проміжною частиною.

Матеріали та методи. Під нашим спостереженням та лікуванням знаходився пацієнт М. 60 років (№ історії хвороби 5884/2022) з адамантиною кута та тіла нижньої щелепи зліва. Перед оперативним втручанням пацієнту було проведено мультиспіральну комп'ютерну томографію на обладнанні TOSHIBA Aquilion PRIME 160-slices MODEL TSX-302A/1C. Після проведення мультиспіральної комп'ютерної томографії дані зберігали в Dicom форматі. Планування оперативного лікування проводили у програмному забезпеченні SimPlant Pro 11.04. Також проведена санація ротової порожнини і накладені назубні шини Васильєва перед проведенням операції.

Результати, аналіз та обговорення

На аксіальних томограмах відмічалось вогнище деструкції кісткової тканини з чіткими межами, розміром 50X40мм в ділянці кута та тіла нижньої щелепи. Деструкція кісткової тканини поєднувалась з деформацією кортикального шару кістки. В зоні деструкції наявні в значній кількості дрібні пустоти мультициклічного характеру, розділені кістковими перегородками рис. 1 (А, В).

За 2 тижні до хірургічного втручання проведено трепан-біопсію пухлини. Морфологічне заключення № 25433-5 від 18.05.2022р.: кістково-фіброзно-диспластична форма адамантиноми.

Отже, за даними комп'ютерної томографії і морфологічного дослідження нами був виставлений попередній діагноз амелобластома кута та тіла нижньої щелепи зліва, кістково-фіброзно-диспластична форма. На основі попереднього діагнозу пацієнтові було рекомендовано проведення хірургічного методу лікування, а саме резекція нижньої щелепи в межах здорових тканин з одночасною її реконструкцією титановим ендопротезом. Перед проведенням оперативного втручання нами застосовано віртуальне планування хірургічної корекції, яке складалось з наступних етапів.

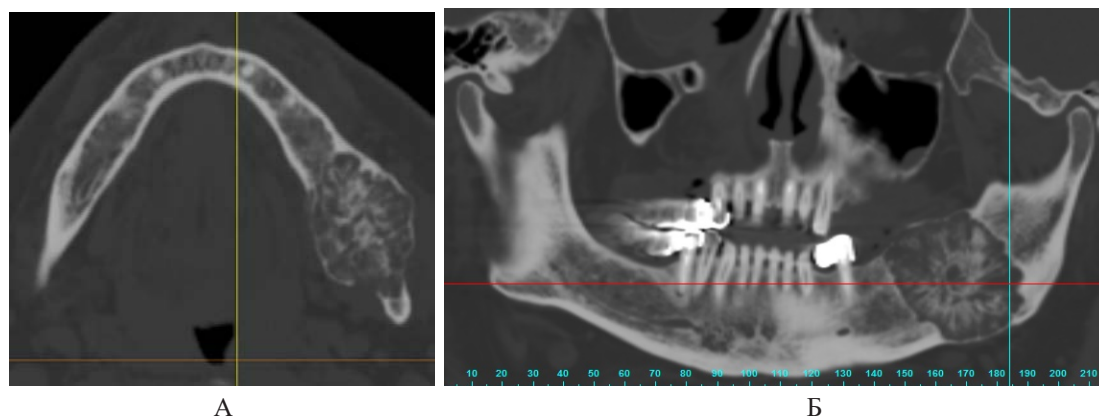


Рис. 1. Пацієнт М. 60 років. Серія аксіального зрізу (А) та панорамного (Б) мультиспіральної комп'ютерної томографії

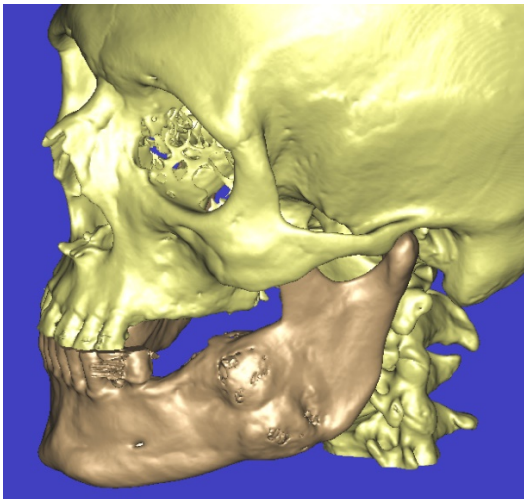
На першому етапі в програмному забезпеченні SimPlant Pro 11.04. створено 3D реконструкцію черепа пацієнта, на якій ми намічали межі резекції нижньої щелепи (рис. 2).

При визначенні розташування меж резекції нижньої щелепи ми дотримувались загальноприйнятих принципів абластики, відступаючи від країв патологічно зміненої кісткової тканини до 10 мм. Оскільки конфігурація ендопротезу окрім фіксаційних накладок передбачала наявність пористої проміжної частини (спейсера), траєкторія розрізу розраховувалась з позиції шляху введення імпланту, тобто розпил планувався трапецієподібної форми з широкою основою до зовні

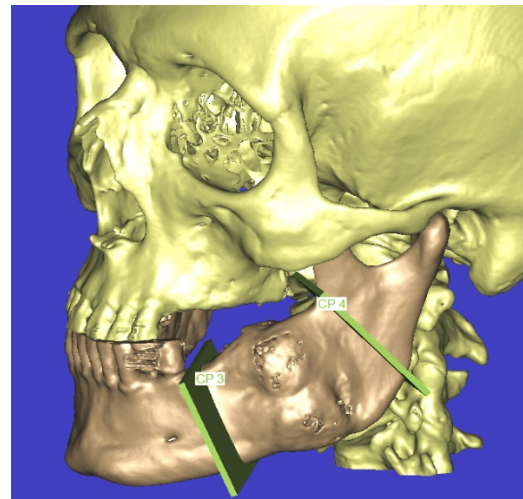
та до низу. Вказане топологічне розташування резекційних площин з однієї сторони дозволяло уникнути небажаних надмірних ротацій резекційних фрагментів в скронево-нижньощелепних суглобах, а з іншої враховувало розташування підщелепового хірургічного доступу.

Наступний етап передбачав проведення віртуальної резекції нижньої щелепи із послідувочою віртуальною реконструкцією видаленого фрагменту, рис. 3.

При створенні віртуального дизайну ендопротезу ми повинні опиратись на патологічно не змінені анатомічні межі щелепи. З цією метою ми брали фрагмент кута та тіла нижньої щелепи

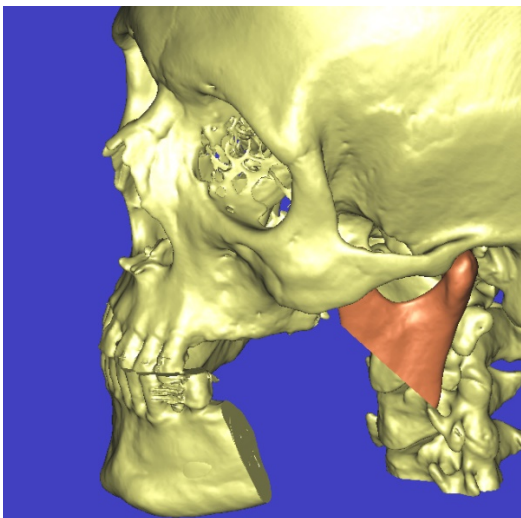


А

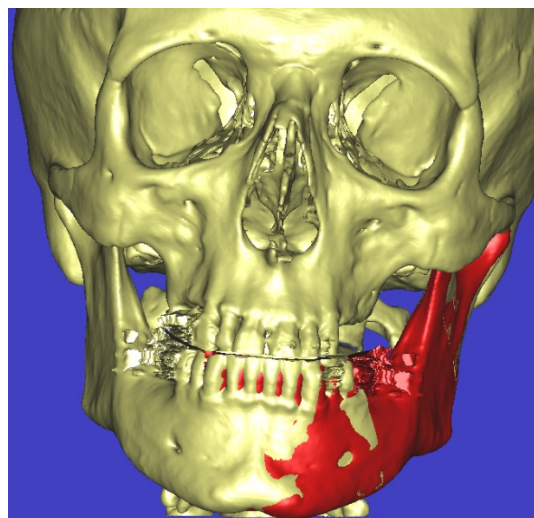


Б

Рис. 2. Пацієнт М. 60 років. 3D реконструкція черепа за даними мультиспіральної комп'ютерної томографії. А – віртуальна реконструкція черепа з амелобластомою. Б – визначення меж резекції нижньої щелепи



А



Б

Рис. 3. Пацієнт М. 60 років. 3D реконструкція черепа за даними мультиспіральної комп'ютерної томографії. А – віртуальна реконструкція черепа з віртуальною симуляцією резекцією нижньої щелепи. Б – віртуальна реконструкція відсутнього фрагменту (зображена червоним кольором)

справа та методом дзеркального відображення перенесли його на ліву сторону, адаптуючи дзеркальну реконструкцію під конфігурацію дефекту. Оскільки рельєф правої та лівої сторін нижньої щелепи анатомічно не є повністю ідентичними то при репозиції дзеркальної віртуальної моделі ми дотримувались неперервності контурів в ділянці нижнього та зовнішнього країв дефекту нижньої щелепи. Вказана особливість при моделюванні пов'язана насамперед з характером розташування ендопротезу, а саме зовнішньо-нижнім.

Моделювання самого ендопротезу проводилось по чітко визначеним нами контурам дзеркальної віртуальної моделі (рис. 4).

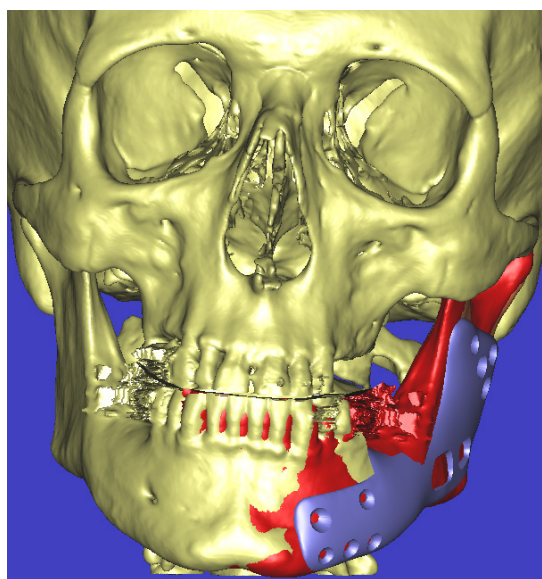
При створенні 3D ескізу титанового ендопротезу ми керувались загальними принципами біоніки, які передбачали створення не просто пластини, а повноцінного імпланту який був би продовженням тіла та кута нижньої щелепи. Розроблена та запропонована нами конструкція такого імпланту нижньої щелепи враховувала два основних елемента. Перший елемент це фіксаційні накладки на збережені кісткові фрагменти. Внутрішній рельєф накладок повністю відповідав зовнішньому рельєфу кісткової тканини, а їхня товщина не перевищувала 2,5 мм. Цього цілком достатньо для збереження конструкційної міцності та відсутності суттєвої різниці у плавності переходу між кістковим рельєфом та імплантом. З метою попередження хронічної травматизації

м'яких тканин об шляпки фіксаційних гвинтів та компенсації довжини їх робочої частини, кожен отвір мав воронкоподібний підтай для розміщення в ньому шляпки фіксаційного гвинта.

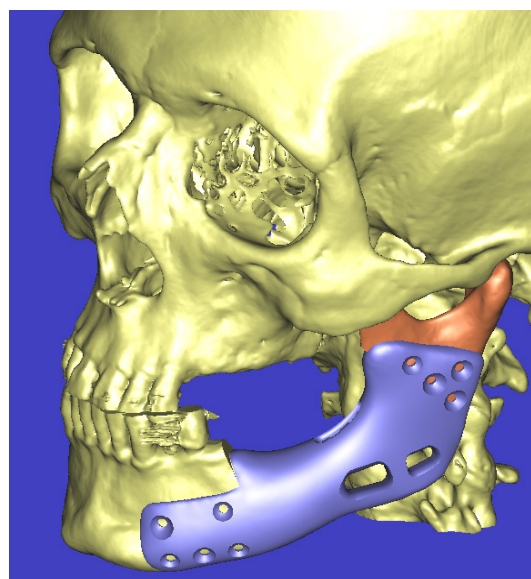
Самим складним технологічним рішенням конструкції імпланту було моделювання його проміжної частини, або спейсера (рис. 5).

Складність полягала у створенні балансу між міцністю імпланту, його вагою, формою та наданням проміжній частині певних функцій, а саме функцій вторинної стабілізації за рахунок проростання кісткових структур всередину імпланту. Одним з рішень було створення зовнішнього монолітного шару поверхні пористої серцевини. Як відомо кісткова тканина та навколишня сполучна тканина завжди конкурують між собою. Швидкість формування сполучної тканини більша від швидкості формування мінералізованих кісткових структур тому для попередження передчасного вrostання сполучної тканини раніше за кістку нами прийнято рішення зовнішню оболонку проміжної частини імпланту, та що контактує з зоною резекції, створити у вигляді монолітного шару. Це свого роду фільтр від вrostання сполучної тканини. Товщина останнього становила від 0,5мм до 1мм.

При конструюванні пористих структур ми опирались на ряд біоінженерних досліджень Seyed M A, Saber A Y та інших (2015), які аналізували взаємозв'язок між морфологічними та механіч-



А



Б

Рис. 4. Пацієнт М. 60 років. 3D реконструкція черепа за даними мультиспіральної комп'ютерної томографії. А – віртуальна реконструкція черепа з адаптованим під дзеркальну віртуальну реконструкцію ендопротезом. Б – віртуальна модель титанового ендопротезу (зображена синім кольором) після віртуальної симуляції резекції

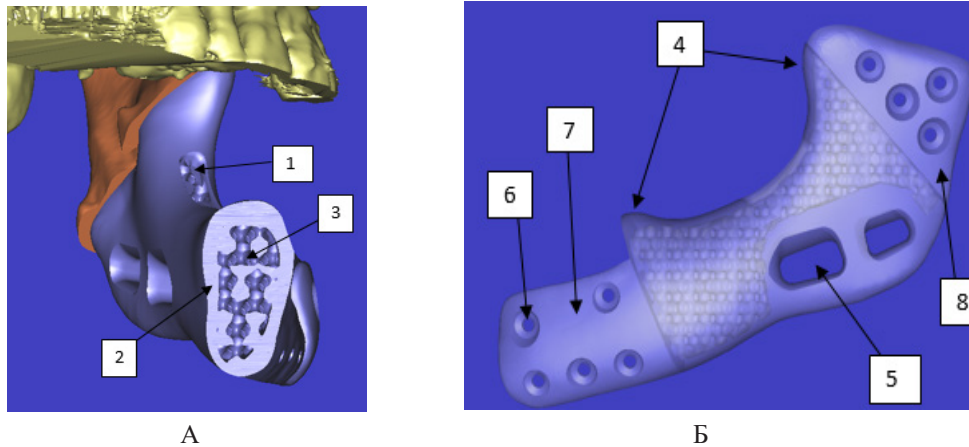


Рис. 5. Пацієнт М. 60 років. 3D реконструкція черепа за даними мультиспіральної комп'ютерної томографії. А – віртуальна модель імпланту (1-ревізійне вікно, 2-монолітний шар, 3-пориста структура). Б – віртуальна модель імпланту з візуалізацією конфігурації пористої серцевини (4-проміжна частина або спейсер, 5-отвори для підшиття жувальної мускулатури, 6-отвори для фіксаційних шурупів, 7 та 8-накладки для фіксації ендопротезу)

ними властивостями селективних біоматеріалів із пористого титанового сплаву Ti6Al4V-ELI powder (according to ASTM B348, grade 23), шести різних типів елементарних комірок із різним просторовим заповненням [9].

Аналізуючи роботи вказаних авторів з розрахунку міцності та жорсткості пористого каркасу ми вирішили застосувати поєднання алмазного типу мікроструктури з формою усіченого куба. Вказані типи структур є своєрідними кібернетичними моделями та аналогом балок спонгіозної кісткової тканини.

Окрім міцності в пористих структурах на нашу думку також повинен бути виражений і гідрофільний ефект, який з однієї сторони сприяє більшій концентрації білкових структур на поверхні імпланту, з іншої сторони за рахунок мікропористої поверхні утвореної самим технологічним процесом селективного лазерного спікання частинок порошку, забезпечує додаткову мікроретенцію кісткових структур при проростанні їх в мікропори утворені спеченими мікроглобулами (рис. 6).

При визначенні геометрії та мікроархітекτονіки пор серцевини розробленої нами конфігурації імпланту ми також притримувались загальних визначених вимог до проектування скафолдів в тканевій інженерії. Так сконструйований матрикс (каркас майбутніх тканин) повинен мати пористу структуру, яка діє як шаблон або матриця для регенерації тканини в трьох вимірах і стимулювати нову регенерацію в формі, заданої каркасом. Функція пор матриксу полягає у створенні великої площі поверхні та сприяє прикріпленню клітин і їхньому росту. Великий обсяг пор вміщує і забезпечує достатнє число клітин, а висока

пористість забезпечує легку дифузію поживних речовин, транспорту і васкуляризації.



Рис. 6. Приклад пористої структури поверхні трабекулярного титану

На етапі створення 3D ескізу ми також дотримувались технологічних вимог, які полягали у створенні ревізійного овального вікна у верхній частині імпланту. Верхнє розташування такого отвору також пов'язане з анатомічною вимогою. Оскільки вказана ділянка межує з жувальною мускулатурою зовнішнє розташування вікна на нашу думку могло б призводити до хронічної травматизації м'язевого волокна при скороченні.

Після завершення роботи над 3D ескізом імпланту ми приступали до моделювання хірургічного резекційного шаблону. Потреба в останньому диктувалась анатомічною вимогою точної конгруентності поверхонь імпланту та кістки і дублюванням віртуального плану операції безпосередньо в операційній рані. Конструкція

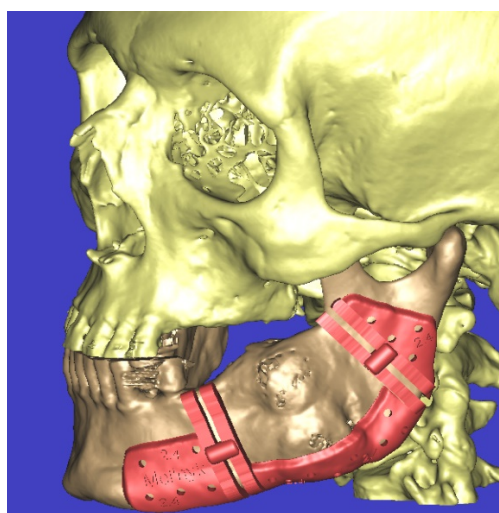
хірургічного шаблону також складалась з накладок розташування отворів яких дублювали розташування отворів на імплантанті тільки були менші за діаметром (рис. 7).

Проміжна частина хірургічного шаблону повторювала форму зовнішньої поверхні пухлини, а прорізи в шаблоні повністю дублювали напрямок розрізів кістки.

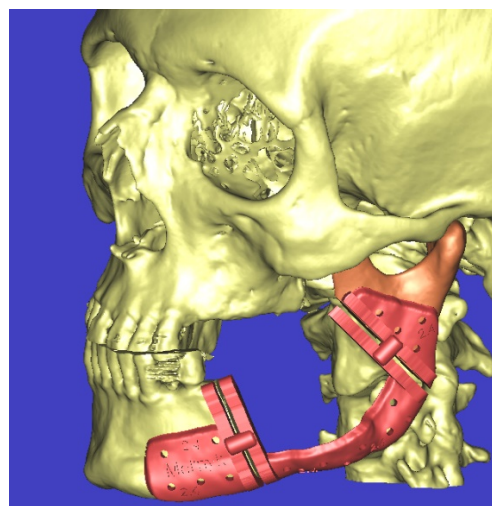
Для перевірки стабілізації імпланту і резекційного шаблону на поверхні кістки, спочатку роздруковували полімерну копію ендопротезу та сам резекційний шаблон з використанням лазерної стереолітографії, а також молимерну модель нижньої щелепи із змодельованим резекційним дефек-

том та наявною пухлиною методом FDM друку. Після детальної перевірки стабілізації імплантанта його виготовляли методом селективного лазерного спікання із титанового сплаву Ti-6Al-4V (рис. 8).

Оскільки проміжна частина імплантанта має закриту пористу структуру найдоцільнішим методом стерилізації було опромінення імпульсним пучком електронів з енергією 4 000 000 електрон вольт (4 МэВ) імпульсами, які випромінюються з частотою 250 Гц. Обробка електронами з енергією менше 10 МэВ не викликає ядерних трансмутацій, тобто не призводить до утворення радіоактивних ізотопів і не створює залишкового радіаційного фону об'єкту обробки.



А



Б

Рис. 7. Пацієнт М. 60 років. 3D реконструкція черепа за даними мультиспіральної комп'ютерної томографії. А – віртуальна модель резекційного шаблону до віртуальної симуляції резекції. Б – віртуальна модель резекційного шаблону після віртуальної симуляції резекції



А



Б

Рис. 8. А – фото моделі нижньої щелепи з резекційним шаблоном та титановим імплантантом. Б – фото моделі нижньої щелепи з резекційними фрагментами та припасованим титановим імплантом

Хворому М., (№ історії хвороби 5884/2022) виконано операцію – резекцію нижньої щелепи з одномоментним титановим відновленням цілісності. Протокол операції. Під інтубаційним наркозом, після асептичної обробки операційного поля в ротовій порожнині проведено два дугоподібні розтини слизової оболонки альвеолярного паростка нижньої щелепи з вестибулярної і оральної сторін, починаючи від 34 зуба вздовж до ретромолярної ділянки. Відсепаровано слизово-окісні клапти і операцію продовжено на шиї. Проведено горизонтальний розтин шкіри довжиною 8 см паралельно краю нижньої щелепи відступивши в сторону від краю щелепи на 3 см. Частково гостро, частково тупо рану поглиблено з оголенням нижнього краю щелепи, її кута і вище нього на 3,0 см. Відсепаровано м'які тканини зі сторони рани доверху з візуалізацією краю альвеолярного відростка і скелетуванням гілки щелепи вище її кута на 3,0 см, відпрепаровано медіальний крило-видний м'яз із внутрішньої сторони кута щелепи. Накладено на нижню щелепу з пухлиною попередньо виготовлений резекційний шаблон, який фіксовано за допомогою гвинтів (d 1,2 мм). За допомогою пили Джиглі проведено резекцію щелепи за попередньо встановленими межами резекційного шаблону. Слизову порожнину рота вшито вікрилом. Припасовано і укладено титановий протез на збережені фрагменти щелеп і фіксовано гвинтами (d 2,0 мм). Жувальні м'язи фіксовано між собою через ревізійне вікно імпланта вікрилом. В рані залишено 1 гумовий випускник. Асептична пов'язка. Носо-гастральний зонд. Щелепи іммобілізовані попередньо накладеними шинами Васильєва. Макропрепарат: фрагмент нижньої щелепи з горбистою пухлиною розміром 6,0 см в діаметрі, в межах здорових тканин.

Патогістологічний висновок № 25433-5 – адантиннома, кістково-фіброзно-диспластична форма. Післяопераційний період протікав без особливостей, шви були зняті на 10 день, шини через 3 тижні. Хворий виписаний під спостереження стоматолога. При клінічному і рентгенологічному обстеженні через 6 місяців ознак рецидиву пухлини щелепи не виявлено, прикус ортогнатичний, стабільний, відкривання рота повне і вільне.

Висновки.

1. Використання титанової конструкції для заміщення кісткового дефекту будь якого розміру є оптимальним методом естетичного і функціонального відновлення щелепи.

2. Підготовчий етап, що включає в себе моделювання меж резекції, формування резекційного шаблону і остаточне формування титанової кон-

струкції дозволяє максимально точно здійснити фіксацію протезу.

3. Оцінюючи наші спостереження в пізній післяопераційний термін вибраний тип конструкції сприяє інтеграції кісткової тканини в його пористу структуру.

4. При використанні імплантів щелеп великих розмірів слід удосконалити конструкцію протезів з метою відновлення жувальної функції.

Література:

1. Cahill TJ, Gandhi R, Allori AC, Marcus JR, Powers D, Erdmann D. et al. Hardware Removal in Craniomaxillofacial Trauma: A Systematic Review of the Literature and Management Algorithm. *Ann. Plast. Surg.* 2015. Vol. 75 (5). P. 572-578.
2. Cho PWJ, Burton RG, Gratton D, Cho JH. Biomechanical study of SonicWeldRx p in in cortical bone graft layering technique. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011. Vol. 69 (5). P. 1519-1524.
3. Colnot C, Romero DM, Huang S, Helms JA. Mechanisms of action of demineralized bone matrix in the repair of cortical bone defects. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2005. Vol. 435. P. 69-78.
4. Wanyura H, Kamiński A, Stopa Z. Three-layered osteodural plasty for severe anterior skull base and facial injuries. Report of eleven cases. *Neurol Neurochir Pol.* 2014. Vol. 48 (1). P. 8-14.
5. Bellamy JL, Munding GS, Flores JM, Reddy SK, Mithani SK, Rodriguez ED. et al. Facial fractures of the upper craniofacial skeleton predict mortality and occult intracranial injury after blunt trauma: an analysis. *J. Craniofac. Surg.* 2013. Vol. 24 (6). P. 1922-1926.
6. Breeze J, Gibbons AJ, Opie NJ, Monaghan A. Maxillofacial injuries in military personnel treated at the Royal Centre for Defence Medicine June 2001 to December 2007. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010. Vol. 48 (8). P. 613-616.
7. Brown Baer PR, Wenke JC, Thomas SJ, Hale CR. Investigation of severe craniomaxillofacial battle injuries sustained by u.s. Service members: a case series. *Craniomaxillofac. Trauma Reconstr.* 2012. Vol. 5 (4). P. 243-252.
8. Cabalag MS, Wasiak J, Andrew NE, Tang J, Kirby JC, Morgan DJ. Epidemiology and management of maxillofacial fractures in an Australian trauma centre. *J. Plast. Reconstr. Aesthet Surg.* 2014. Vol. 67 (2). P. 183-189.
9. Seyed MA, Saber AY, Ruebn W, Behdad P, Jan S, Harrie W, Amir AZ. Additively Manufactured Open-Cell Porous Biomaterials Made from Six Different Space-Filling Unit Cells: The Mechanical and Morphological Properties. *Materials*, 2015. Vol. 8. P. 1871-1896.
10. Keselowsky BG, Wang L, Schwartz Z, Garcia AJ, Boyan BD. Integrin alpha(5) controls osteoblastic proliferation and differentiation responses to titanium substrates presenting different roughness characteristics in a roughness independent manner. *J. Biomed. Mater. Res. A.* 2007. Vol. 80 (3). P. 700-710.