

Особливості підбору імплантатів з використанням комплексу MIMICS-ANSYS

Features Selection of Implants using Complex MIMICS-ANSYS

Чуйко А.М.¹, Левандовський Р.А.^{2,4}

Угрин М.М.³, Беліков О.Б.⁴

¹Український аналітично-дослідницький центр у ділянці медицини М. Угрин, Львів

²Приватна стоматологічна клініка доктора Романа Левандовського, Коломия

³Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького, каф. ортопедичної стоматології (зав. — проф. Р.М. Ступницький)

⁴Буковинський державний медичний університет, каф. терапевтичної та ортопедичної стоматології (зав. — проф. О.Б. Беліков)

A.N. Chuiiko, M.M. Ugrin,
R.A. Levandovski, O.B. Belikov

Резюме Запропоновано методику підбору імплантатів на базі даних конусно-променевої комп'ютерної томографії конкретного пацієнта, що дає можливість врахувати основні механічні характеристики кісткових тканин навколо імплантату з використанням комплексу MIMICS-ANSYS.

Summary The method of selecting implants based on data from cone-beam computed tomography of the individual patient, which allows taking into account peculiarities of the mechanical properties of bone tissue surrounding the implant based on a set MIMICS-ANSYS.

Ключові слова конусно-променева комп'ютерна томографія, імплантат, кісткова тканина, механічні характеристики, умовно-знімний протез

Key words cone-beam computed tomography, implant, the bone tissue mechanical properties, conditionally removable dentures

Вступ

Під час планування та підготовки до протезування верхньої та нижньої щелеп конструкціями з опорою на денціальні імплантати, з врахуванням показань і протипоказань до імплантації, у кожній конкретній клінічній ситуації відразу виникають питання щодо анатомо-топографічних умов для імплантації, кількості та якості кісткової структури пацієнта та ін. [1-3]. На сучасному етапі найбільш ефективним і тепер уже доступним методом обстеження щелепно-лицевої ділянки є конусно-променева комп'ютерна томографія (КПКТ) [13, 14]. Для проведення успішної імплантації з'являється можливість на основі КПКТ моделювати будь-які елементи реконструкції, не розкриваючи попередньо операційне поле, визнача-

ючи геометричні параметри і механічні характеристики м'яких і кісткових тканин для прийняття рішень.

Метою роботи є визначення основних механічних характеристик м'яких і кісткових тканин у ділянці імплантації з використанням програмного комплексу MIMICS-ANSYS, що дасть змогу врахувати кількість і якість кісткових структур конкретного пацієнта на підставі конусно-променевої комп'ютерної томографії для спрощення та кращого результату роботи лікаря-практика.

Матеріали та методи дослідження

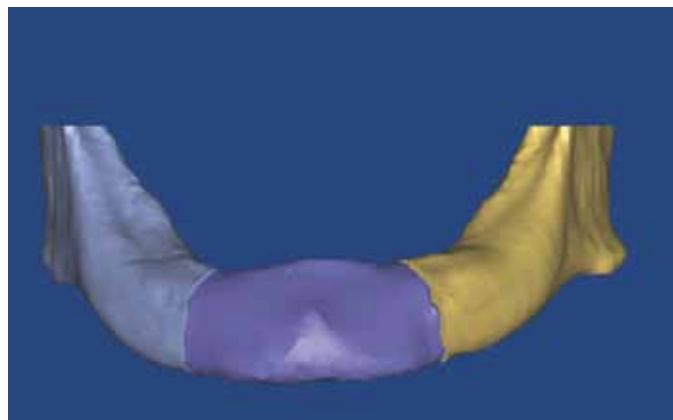
Аналіз анатомо-топографічних умов тканин протезного ложа, кількості та якості кісткових структур для підбору і проектування імплантатів проведено

на основі комплексу MIMICS-ANSYS. MIMICS (Materialises Interactive Medical Image Control System) – інтерактивний програмний пакет для візуалізації та сегментації зображень, отриманих за допомогою томографії, і 3D зображення об'єктів [9]. Пакет надає користувачеві широкий вибір функцій з перетворення зображень у 3D-об'єкти та підготовки цих об'єктів для різних сфер застосування. Можливості комплексу MIMICS при обробці конусно-променевих комп'ютерних томограм з урахуванням анатомо-топографічних умов для імплантації і підбору імплантатів у кожному клінічному випадку ми переконливо довели у попередній статті [10].

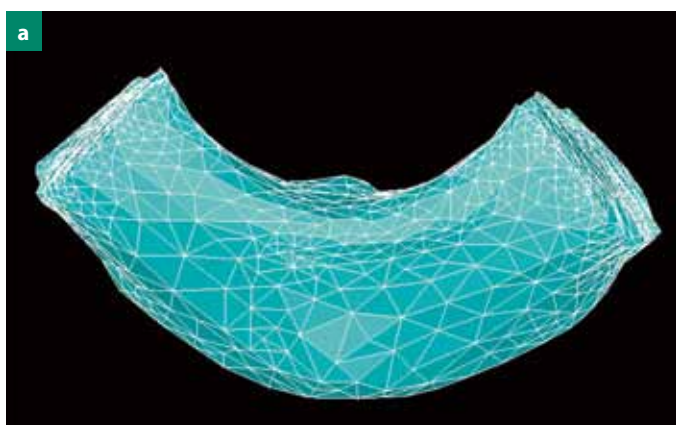
Останнім часом під час ортопедичної реабілітації хворих на нижній беззубій щелепі зі складною щелепно-лицевою патологією ми досить часто використо-



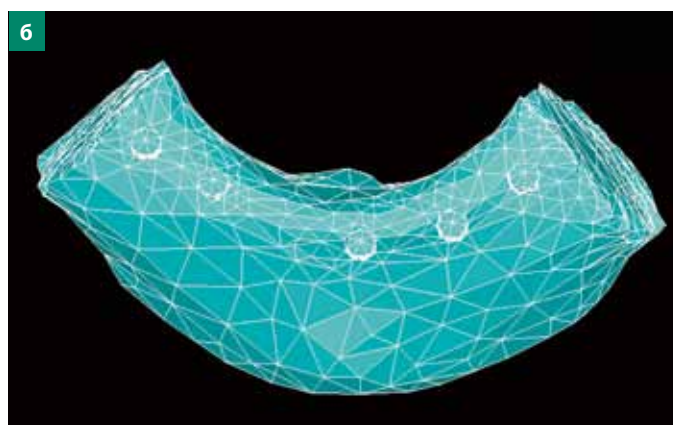
Мал. 1. Переріз 3D-зображення нижньої щелепи



Мал. 2. Віртуальна остеотомія 3D-моделі нижньої щелепи



Мал. 3. Поверхнева сітка 3D-моделі — без імплантатів (а) і з імплантатами (б), генерована в MIMICS і передана в ANSYS



вували метод одноетапної імплантації з негайним навантаженням і протезуванням умовно-знімним протезом запропонованої нами конструкції [11]. Застосовували, зокрема, нерозбірні одноетапні імплантати Radix-Gimlet-DM типів 51013, 51015, 51018.

Результати дослідження та їх обговорення

1. Особливості аналізу механічних характеристик м'яких і кісткових тканин на основі комплексу MIMICS-ANSYS

Відразу зазначимо деякі технологічні труднощі, що виникають під час використання комплексу MIMICS-ANSYS. З одного боку, програма MIMICS добре візуалізує не тільки зовнішню конфігурацію об'єкта, але і його внутрішню структуру, що показано в перерізі щелепи на мал. 1 [10].

З іншого боку, програма ANSYS призначена для вирішення інженерних за-

вдань, її об'єктами є балки, вали, оболонки і досить складні конструкції з цих елементів. Тому з її допомогою важко простежити конфігурацію, наприклад, губчастої кістки, яка показана в перерізі на мал. 1. Для забезпечення точності методу скінченних елементів (МКЕ) його сітка повинна бути дрібніша, ніж розміри модельованих елементів.

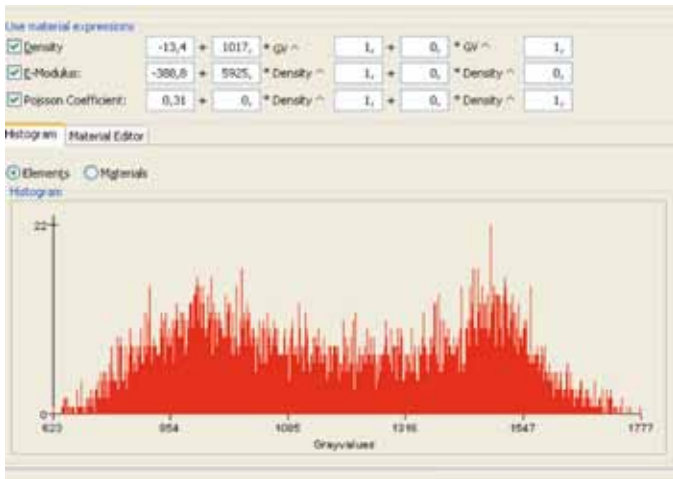
З метою подолання цих труднощів після невеликого «згладжування» 3D-моделі проведено її віртуальну остеотомію методами комплексу MIMICS з виділенням тільки передньої частини щелепи (мал. 2).

MIMICS генерує на 3D-моделі поверхневу сітку і після її оптимізації експортує оптимізований об'єкт в ANSYS (мал. 3). Цей крок з оптимізації сітки є відповідальним і може бути досить трудомістким, що визначає можливість подальшого застосування всього технологічного ланцюжка. Оптимізовану поверхневу сітку застосовують для генерування об'ємної сітки в ANSYS, де ви-

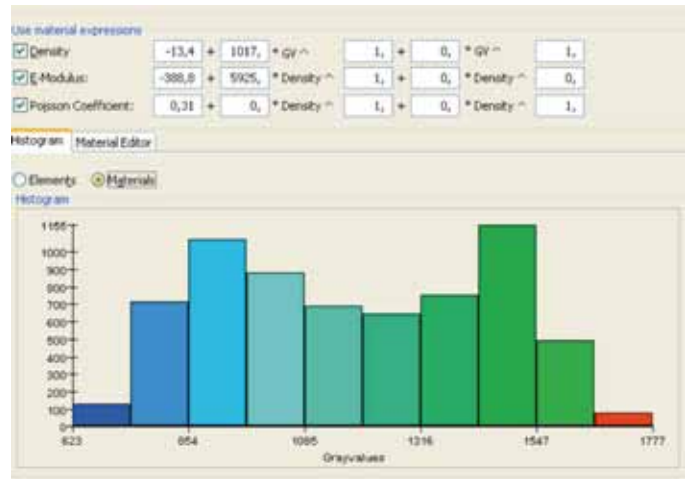
бирають тип твердотільного елемента з бібліотеки елементів ANSYS.

Надалі об'ємну сітку, створену в ANSYS, завантажують знову в MIMICS для визначення матеріалу кожного елемента. MIMICS може розраховувати властивості матеріалів як за значеннями сірого Gray values, так і за значеннями чисел Хоунсфілда (Hounsfield units). На спеціальній гістограмі MIMICS показано кількість елементів у моделі для кожного значення сірого кольору (мал. 4). Можна ввести кількість матеріалів, наприклад 10, і весь діапазон значень сірого в об'ємній сітці буде розділено на 10 рівних інтервалів, кожен з яких відобразатиме один матеріал, забарвлений у певний колір (мал. 5).

Після визначення властивостей матеріалів для кожного елемента скінченно-елементної сітки їх забарвлюють у певний колір відповідно до колірної гами, закладеної у MIMICS, і зводять у спеціальну таблицю редактором MIMICS (мал. 6).



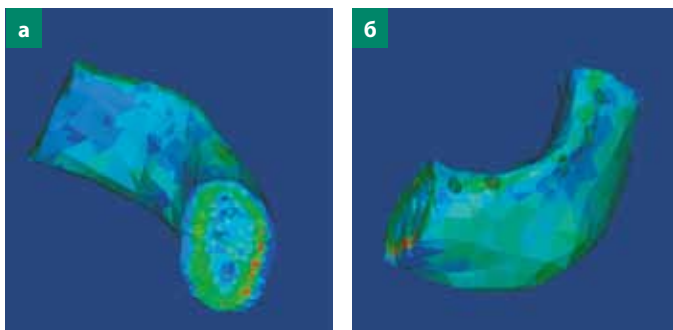
Мал. 4. Гістограма розподілу елементів за відтинками сірого



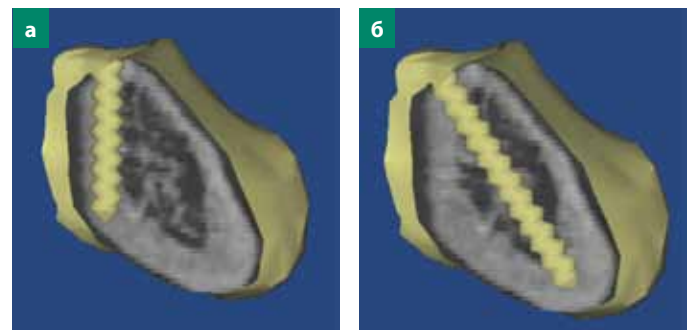
Мал. 5. Діаграма розподілу елементів на групи за кольорами

Color	Density	E-Modulus	Poisson Coefficient
692364,6209	4102259990	0,31	
809783,799	4797966620	0,31	
927202,9772	5493677251	0,31	
1044622,195	6189385881	0,31	
1162041,333	688594512	0,31	
1279460,512	7580803142	0,31	
1386679,69	8276511773	0,31	
1514298,668	8972220403	0,31	
1631718,046	9667929034	0,31	
1749137,224	1,036363766e+010	0,31	

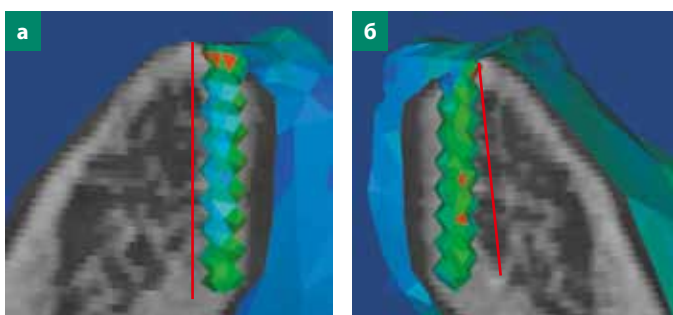
Мал. 6. Значення щільності DN, модуля пружності E та коефіцієнта Пуассона μ за групами. На основі проведених розрахунків MIMICS буде 3D-модель об'єкта з елементами, забарвленими у певний колір відповідно до колірної гами MIMICS (див. мал. 7)



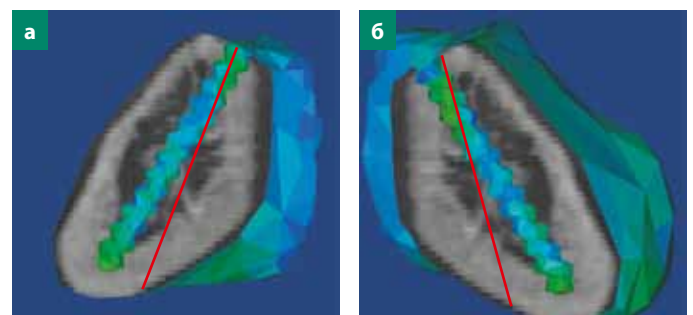
Мал. 7. 3D-модель об'єкта з елементами, забарвленими відповідно до колірної гами MIMICS, «чиста» (a) і з порожнинами для імплантів (б)



Мал. 8. Імплантати завдовжки 13 і 18 мм в одному з проміжних перерізів



Мал. 9. Поля механічних характеристик у перерізі навколо імплантату довжиною 13 мм зліва (a) і справа (б)



Мал. 10. Поля механічних характеристик у перерізі навколо імплантату довжиною 18 мм зліва (a) і справа (б)

На основі проведених розрахунків MIMICS будує 3D-модель об'єкта з елементами, забарвленими у певний колір відповідно до колірної гами MIMICS, (мал. 7).

Розглянемо можливості цієї методики за кількісною оцінкою механічних характеристик кісткових тканин, прилеглих до імплантатів завдовжки 13 і 18 мм, в одному з проміжних перерізів, які показано на мал. 8.

Результати оцінки механічних характеристик кісткових тканин навколо імплантатів наведено на мал. 9 і 10.

Оскільки механічні характеристики кісткових тканин змінюються не тільки за довжиною імплантату, від витка до витка, а й за глибиною кістки, в межах одного витка, на мал. 9 і 10 зображено поля зміни механічних характеристик у перерізі як зліва (мал. 9а, 10а), так і справа (мал. 9б і 10б). Незважаючи на те, що інформативність даних, наведених на мал. 9 і 10, значно вища, ніж на мал. 8, візуальна оцінка не дає змоги зробити точний висновок про те, який імплантат встановлений раціональніше з погляду його рухомості та ортопедичної доцільності.

Відомо, що до кінця 3-го тижня будь-який ендосальний імплантат, незалежно від щільності його встановлення, обов'язково послаблюється, що є результатом формуючого остеогенезу – імплантат стає рухомий або мікрорухомий внаслідок формування остеокластів. Від інтенсивності цього процесу залежить величина рухомості. Частково це може бути виявлено під час повторної КПКТ.

На мал. 9 і 10 імплантати розміщено у найхарактерніших положеннях згідно з методикою, що розробляється. Практикуючий лікар-імплантолог встановлює імплантати у положеннях, позначених червоною лінією. Після відпрацювання методики її передбачається застосовувати для будь-яких клінічних випадків – як біомеханічний супровід операції. В імплантолога з'являється додаткова база даних, яку він може використовувати для свого клінічного досвіду.

2. Числова оцінка ефективної жорсткості кісткових тканин навколо імплантату

Для розробки методики чисельної оцінки ефективної жорсткості кісткових тканин навколо імплантату скористаємося теорією різьбових з'єднань, яка досить повно розроблена в технічних додатках [12]. Наведемо кілька основних визначень цієї теорії [5, 12].

У загальному випадку для лінійної системи з одним ступенем свободи сила F і викликане її дією переміщення Δ пов'язані лінійною залежністю:

$$F = k \cdot \Delta = \frac{1}{\lambda} \cdot \Delta, \quad (1)$$

або при визначенні переміщень:

$$\Delta = \lambda \cdot F = \frac{F}{k}, \quad (2)$$

де k – коефіцієнт жорсткості системи; λ – коефіцієнт податливості системи.

Жорсткість елемента конструкції визначається видом навантаження (розтягнення-стиснення, вигин, крутіння і т.д.), жорсткістю поперечного перерізу, лінійними розмірами елемента і граничними умовами, а оцінюється коефіцієнтом жорсткості k .

Податливість елемента конструкції λ – величина, обернена жорсткості конструкції (системи), обчислюється в мм/Н.

Податливість будь-якої біоконструкції є відносним показником, що характеризує здатність чинити опір зовнішнім навантаженням незалежно від їхньої конкретної величини. Показник податливості може бути обчислений аналітично, оскільки математично обчислюється за формулами, що включають основні конструктивні параметри – це власне властивість конструкції. Він може бути визначений і експериментально, якщо заміряні переміщення в системі розділити на величину навантаження, яке спричинило це переміщення. Податливість – це переміщення в системі внаслідок дії сили, яке дорівнює одиниці. Для імплантату, мостоподібного протеза або будь-якого апарата зовнішньої фіксації коефіцієнт податливості можна уніфікувати для кожного

типу конструкції, що полегшить підбір необхідного пристрою у кожному конкретному випадку.

Коефіцієнт жорсткості має розмірність Н/мм і показує, яка сила спричинить переміщення, що дорівнює 1 мм, а коефіцієнт податливості має обернену розмірність – мм/Н і показує величину переміщення при дії сили, що дорівнює 1 Н. Обидва коефіцієнти використовуються рівноправно, залежно від того, який показник обчислюється. Зазвичай для визначення зусилля застосовують коефіцієнт жорсткості (1), для визначення переміщення – коефіцієнт податливості (2).

Для деталей, що з'єднуються болтами, податливість болта λ_b і деталей λ_d визначається за формулами [12]:

$$\lambda_b = \frac{l_b}{E_b A_b}; \quad \lambda_d = \frac{l_d}{E_d A_d}, \quad (3)$$

де E_b, E_d – модулі пружності матеріалів болта і деталей;

A_b, A_d – площі поперечних перерізів болта і деталей;

l_b, l_d – довжина болта і товщина деталей.

Надалі відповідно до механічної ідентичності вважатимемо, що гвинтовий імплантат – це болт (гвинт), а кісткова тканина навколо імплантату – це деталь (гайка).

Величина (добуток) $E_i \cdot A_i$ називається жорсткістю на розтягування (стиснення). Вона враховує жорсткість матеріалу, що визначається модулем пружності E_i , і його кількість, що визначається площею поперечного перерізу A_i . Тому, чим вища жорсткість на розтягнення ($E_i \cdot A_i$), тим нижча податливість елемента, а чим більша довжина (l_i), тим вища податливість елемента. Як аналог можна розглядати звичайну спіральну пружину.

За аналогією з формулою (3), в теорії різьбових з'єднань [12] отримано формули для податливості витка різьби з урахуванням його вигину і зсуву, як затисненої балки, а також від переміщення уздовж осі витка як жорсткого цілого, спричиненого радіальною деформацією тіла кістки (гайки, болта). Збережемо в цих формулах тільки складові, що

враховують вигин і зміщення витка:

$$\lambda_i = \frac{s}{\pi d_2 E_i h} \quad (4)$$

де λ_i – податливість витка імплантату або кістки;

s і h – крок і робоча висота профілю різьби ($h=0,65s$);

d_2 – середній діаметр різьби;

E_i – модуль пружності матеріалу імплантату або кістки.

У формулі (4) параметри s , h і d_2 прийняті однаковими для витків імплантату і кістки. Утворення $\pi d_2 h$ відображає площу перерізу витка площиною, перпендикулярною до осі імплантату, а формула (4) за механічним змістом відповідає формулі (3).

Результати, які можна отримати за формулою (4), прокоментуємо окремо:

1) На результат істотно впливає параметр E_i , тому що модулі пружності матеріалу імплантату і кістки можуть суттєво відрізнитися.

2) Для врахування впливу на податливість різьбового з'єднання імплантат-кістка всіх витків у знаменник формули (4) слід ввести n – кількість витків.

3) Співвідношення (4) разом з формулою (2) дає можливість визначити переміщення (рухомість) імплантату при відомій силі F , що особливо важливо під час аналізу характеристик мостоподібної конструкції, встановленої на імплантати.

Надалі співвідношення $E_i n$ – модуль пружності, помножений на кількість витків n , пропонується називати ефективною жорсткістю елемента, яка інтегрально відображає жорсткість імплантату або кістки, прилеглої до імплантату. Відзначимо істотну відмінність при застосуванні формули (4) для імплантату і кістки, прилеглої до імплантату.

Для імплантату, модуль пружності матеріалу якого постійний, формулу (4) можна переписати у вигляді:

$$\lambda_u = \frac{s}{\pi d_2 h E_u n} \quad (5)$$

Для кістки, прилеглої до імплантату, механічні характеристики якої суттєво змінюються (див. мал. 7 і 8), формула (5) повинна бути модернізована так, щоб

враховувати зміну механічних характеристик:

$$\lambda_k = \frac{s}{\pi d_2 h E_{\max} \sum_n \varphi_i} \quad (6)$$

У формулі (6) для зручності подальших арифметичних обчислень введено коефіцієнт редукції кісткових тканин, як відношення модуля пружності елемента кістки до максимального модуля пружності для кістки конкретного пацієнта:

$$\varphi_i = \frac{E_i}{E_{\max}} \quad (7)$$

Розглянемо можливість порівняльної оцінки ефективної жорсткості кістки навколо імплантатів довжиною 13 і 18 мм, розміщених як на мал. 9 і 10.

Модулі пружності елементів кістки відповідно до діаграм на мал. 4, 5 (колірної гами) та коефіцієнта редукції за формулою (7) зведені у табл. 1.

Формула (7) враховує зміну механічних характеристик тільки від витка до витка, але як показують мал. 9 і 10, механічні характеристики істотно змінюються і в межах одного витка (по колу). Для врахування цієї обставини за допомогою спеціальних робочих таблиць для кожного витка визначали число елементарних ділянок однакового кольору, яке множили на відповідний коефіцієнт редукції з визначенням середнього арифметичного значення цього коефіцієнта для витка. Це значення підставляли в формулу (7).

Уникаючи досить громіздких арифметичних обчислень, наведемо остаточний результат – ефективна жорсткість кістки навколо імплантату завдовжки 13 мм на 27% вища, ніж у імплантату завдовжки 18 мм. Візуально у довгого імплантату тільки 5 витків оточено щільною кісткою, тоді як у імплантату довжиною 13 мм всі 9 витків контактують із щільною кісткою.

Тут постає класичне завдання оптимізації під час прийняття рішення. Крім біомеханічних чинників – типорозміру імплантату (його діаметра і довжини), властивостей прилеглих до імплантату кісткових тканин, слід враховувати і технологічні (клінічні) чинники – мож-

ливості свердління кістки під кутом, забезпечення точності, якщо довжина імплантату відповідає загальній висоті кістки та ін. Щодо розміщення імплантату в кістці з урахуванням анатомії фрагмента кістки і властивостей кісткових тканин, проведемо таку аналогію – короткий гвинт у відносно тонкій дубовій дошці може бути довговічнішим, ніж довгий гвинт, що пронизує обидві стінки деревини стовбура тополі з трухлявою серцевиною.

Пропонована методика дає можливість не тільки варіювати розміщення імплантатів для конкретного пацієнта, а й провести попередній біомеханічний аналіз будь-яких конструктивних схем для оптимізації планованої реконструкції.

Отже, у імплантолога під час планування операції з'являється можливість ґрунтовно дослідити анатомію об'єкта в ділянці прогнозованого встановлення імплантатів, включно з внутрішніми структурами, а також якісно і кількісно визначити механічні властивості м'яких і кісткових тканин. Інакше кажучи, у лікарів-практиків з'являються абсолютно нові можливості для досягнення найкращих результатів у клініці.

Особливо підкреслимо, що числова оцінка механічних властивостей кісткових тканин потрібна для глибших біомеханічних досліджень – оцінки напружено-деформованого стану в ділянці контакту імплантатів з кісткою. Для вирішення таких завдань повинна створюватися твердотільна модель – об'єкт з конкретними фізико-механічними властивостями та геометричними параметрами для кожного конкретного пацієнта, що було би вершиною успіху. У разі успішного вирішення таких завдань з'являється можливість якісно підготувати оперативне втручання та оцінити податливість імплантатів [7] і можливості резорбції прилеглих кісткових тканин, тобто спрогнозувати довговічність всіх складових реконструкції.

Отож, запропонований комплекс MI-MICS-ANSYS дає можливість оцінити як якісні, так і кількісні характеристики

Таблиця 1. Модулі пружності елементів кістки і коефіцієнти редукції за формулою (7)

№	1	2	3	4	5
MIMICS	Синій	Синьо-блакитний	Блакитний	Бірюзовий	Бірюзово-зелений
$E_i \cdot 10^{-10}$	0,4122	0,4798	0,5497	0,6189	0,6885
Φ_i	0,396	0,463	0,53	0,597	0,664
№	6	7	8	9	10
MIMICS	Світло-зелений	Зелений	Темно-зелений	Зелено-жовтогарячий	Червоний
$E_i \cdot 10^{-10}$	0,7581	0,8276	0,8972	0,9668	1,036
Φ_i	0,731	0,799	0,866	0,933	1,0

кісткових структур і м'яких тканин навколо ділянки імплантату.

Висновки

- Інформація, отримана з використанням запропонованої методики, за обсягом і ґрунтовністю є істотно повнішою, ніж інформація, отримана на підставі аналізу рентгенограм і ортопантограм, які зазвичай використовують на практиці.
- Числова оцінка механічних властивостей кісткових тканин забезпечує ґрунтовніші біомеханічні дослідження – оцінку напружено-деформованого стану в ділянці контакту імплантатів з кісткою. З'являється можливість зроби-

ти точніший висновок про податливість імплантатів і резорбцію кісткових тканин навколо них, тобто оцінити довговічність усі складових реконструкції.

- Пропонована методика дослідження анатомії об'єкта в ділянці прогнозованого встановлення імплантатів, включно з внутрішніми структурами, дає змогу визначити якісні і кількісні механічні властивості м'яких і твердих тканин, а найважливіше – лікар-практик побачить, з чим він може зіткнутися на різних рівнях у 3D-просторі конкретного пацієнта в конкретному місці щелепи і використати це в клініці.
- Технологію можуть застосовувати імплантологи, щелепно-лицеві хірурги,

ортопеди-стоматологи, ортоданти, травматологи-ортопеди та ін., моделюючи будь-які елементи реконструкції та не розкриваючи попередньо операційне поле.

Отже, для повноцінного функціонування імплантату необхідна оцінка напружено-деформованого стану в ділянці контакту імплантатів з кісткою. Для вирішення таких завдань треба створювати твердотільну модель – об'єкт з конкретними фізико-механічними властивостями та геометричними параметрами з подальшим повноцінним скінченно-елементним аналізом. Це завдання можна вирішити з використанням вищих версій MIMICS, наприклад, MIMICS 12.

Список використаної літератури

- Параскевич В.Л. Дентальна імплантологія: Основи теорії та практики: [науч.-практ. пособие] / В.Л. Параскевич. — Мн. : ООО «Юнипресс», 2001. — 368 с.: ил.
- Неспрядько В.П. Дентальна імплантологія. Основи теорії та практики / В.П. Неспрядько, П.В. Куц. — Харків : ВПП «Контраст», 2009. — 292 с.
- Миш К.Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты / Карл Е. Миш; пер. с англ. — М. : Рид Элсивер, 2010. — 616 с.
- Lekholm U., Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark, P.-I., Zarb G., Albrektsson T., eds. Tissue integrated prostheses, Chicago : Quintessence. — 1985. P — 117—128.
- Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский: [монография]. — Х. : Изд-во «Форт». 2010. — 516 с.
- Чуйко А.Н. Определение основных механических характеристик костных тканей на базе данных компьютерной томографии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский // Современная стоматология. — 2011. — №1. — С. 90 — 98.
- Об особенностях биомеханики мостовидных протезов в зависимости от состояния опорных зубов и имплантатов разных типов / А.Н. Чуйко, О.Н. Сувор, И.А. Шинчуковский, Р.А. Левандовский // Український стоматологічний альманах. — 2011. — №4. — С. 60—66.
- Басов К.А. ANSYS: справочник пользователя. — М. : ДМК Пресс, 2005. — 640 с., ил.
- Mimics 12. Пакет обработки изображений. Базовый обучающий курс/ Mimics Materialise, 2008, с. 81.
- Чуйко А.М. Аналіз анатомо-топографічних умов для імплантації з використанням комплексу MIMICS-SolidWorks / А.М. Чуйко, Р.А. Левандовський, А.Б. Беликов // Новини стоматології. — 2012.
- Патент України на корисну модель № 50105U. Умовно-знімний протез на імплантатах / Р.А. Левандовський, А.М. Шановський. — від 25.10.2010, Бюл. №10.2010.
- Биргер И.А. Резьбовые и фланцевые соединения / И.А. Биргер, Г.Б. Иосилевич. — М. : Машиностроение, 1990. — 368 с.: ил.
- Implantologia / Pod red. S. W. Majewskiego. — Wrocław : Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner. — 2004. — P—407.
- Рогацкин Д.В. Радиодиагностика челюстно-лицевой области. Конусно-лучевая компьютерная томография. Основы визуализации / Д.В. Рогацкин. — Львов : ГалДент. — 2010. — 148 с., 235 ил.