

УДК: 539.3-616.31

Визначення механічних характеристик і оцінка напружено-деформованого стану зубного ряду з використанням комплексу MIMICS-ANSYS

Частина 1

Determining the Mechanical Characterization and Evaluation Stress-strain State of the Dentition using a Complex MIMICS-ANSYS Part 1

Чуйко А.М.¹, к.техн.н., Угрин М.М.², к.мед.н., доц., Уварова Л.В.³, к.мед.н.

¹Український аналітично-дослідницький центр в галузі медицини М. Угрин «MARC-UA», Львів, Україна

²Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького

³Багатопрофільна стоматологічна клініка Уральського державного медичного університету, Єкатеринбург, Росія

Chuiiko A.M.¹, Uhryn M.M.², Uvarova L.V.³

¹M. Uhryn Ukrainian Medical Analytical Reseach Centre, Lviv, Ukraine

²Danylo Halytskyi Lviv National Medical University

³Multidisciplinary Dental Clinic Ural State Medical University, Yekaterynburg, Russia

Адреса для кореспонденції:
Чуйко Анатолій Миколайович
e-mail: tolya.chuyko@mail.ru

Мета: Аналіз можливостей та особливостей визначення механічних характеристик м'яких і кісткових тканин та оцінки напружено-деформованого стану зубного ряду з використанням комплексу MIMICS-ANSYS. **Методи:** На підставі статистичних даних порогів щільності м'яких і кісткових тканин, закладених у програмі MIMICS, з використанням аналітичних залежностей визначено основні механічні характеристики м'яких і кісткових тканин, уточнені з використанням комп'ютерної томографії та комплексу MIMICS-ANSYS. **Результати:** Побудовано гістограму порогів (рівнів) чисел GV, щільності та механічних характеристик для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин, визначено їх основні біомеханічні характеристики за даними комп'ютерної томографії конкретного пацієнта. Проведено біомеханічний (кінцево-елементний) аналіз напружено-деформованого стану фрагмента зубного ряду на підставі томограми і комплексу MIMICS-ANSYS. Намічено шляхи вдосконалення аналітичних досліджень біомеханічної системи зуб-альвеола. **Висновки:** Поведінка будь-якої біомеханічної системи залежить від низки факторів: абсолютних розмірів системи, величини і напрямку навантажень, характеру взаємодії із суміжними елементами та механічних властивостей структурних складових систем. Комп'ютерна томографія як елемент системи СТ/CAD/CAE дає дослідникам і практикуючим лікарям потужний інструмент, що дозволяє не тільки обґрунтовано планувати операцію, а й прогнозувати як безпосередні, так і віддалені результати. Систему СТ/AD/CAE/CAM можуть використовувати щелепно-лицеві хірурги, ортопеди-стоматологи, імплантологи, ортоданти для моделювання будь-яких елементів реконструкції. Біомеханічний аналіз напружено-деформованого стану на підставі томограми конкретного пацієнта і комплексу MIMICS-ANSYS дозволяє визначати результати і прогнозувати лікування на різних етапах. Вказано шляхи вдосконалення аналітичних досліджень біомеханічної системи зуб-альвеола.

Ключові слова: м'які та кісткові тканини, механічні характеристики, комп'ютерна томографія, зубний ряд, напружено-деформований стан, комплекс MIMICS-ANSYS.

Purpose: Analysis of the possibilities and characteristics of determining the mechanical characteristics of soft and bone tissues and evaluation of the stress-strain state of the dentition using complex MIMICS-ANSYS. **Methods:** On the basis of statistical data threshold densities of soft and bone tissue from the program MIMICS, using analytical relationships, the basic mechanical properties of soft and bone tissues that are refined using computer tomography and complex MIMICS-ANSYS. **Results:** Histograms of thresholds (levels) numbers GV, density and mechanical properties of various structural components of bone and soft tissue. The main biomechanical characteristics of according CT particular patient. An biomechanical (finite element) analysis of the stress-strain state fragment dentition based on tomography and the complex MIMICS-ANSYS. Ways of improving the analytical studies in biomechanical system of tooth-alveoli. **Conclusions:** The behavior of any biomechanical system depends on several factors: the absolute size of the system, the magnitude and direction of loads, the nature of interaction with the near lying elements, and the mechanical properties of the structural components of the system. Computed tomography, as an element of CT/CAD/CAE, giving up researchers and practicing physicians a powerful tool that allows you to not only reasonably planning the operation, but also to predict it as immediate and long-term results. System CT/CAD/CAE/CAM can be used maxillofacial surgery, orthopedics, dental, implantology, orthodontics to simulate all the elements of reconstruction. Biomechanical analysis of the stress-strain state based on tomography of the particular patient and the complex MIMICS-ANSYS allows you to determine the results to predict of treatment at different stages. Ways of improving the analytical studies in biomechanical system of tooth-alveoli.

Key words: soft and bone tissues, mechanical characteristics, computed tomography, dentition, stress-strain state, the complex MIMICS-ANSYS.

Вступ

Сучасні комп'ютерні технології в медицині загалом і щелепно-лицевій ортопедії та стоматології зокрема, базуються на комп'ютерній томографії (СТ) і CAD/CAM-технологіях, які ввійшли в медицину практично одночасно, у 80-х роках минулого століття. Створена лауреатами Нобелівської премії (1979 р.) Г. Хаунсфілдом і А. Кормаком комп'ютерна томографія, стала не тільки одним із найважливіших методів діагностики в медицині, але й заклала підвалини побудови тривимірних (3D) зображень досліджуваних об'єктів. Сьогодні широко рекламуються програмні системи SimPlant, Implant-assistant, 3D-DOCTOR, MIMICS (Materialise) та інші, що дозволяють перейти від 2D комп'ютерних зрізів до 3D об'єктів з можли-

вістю структурного аналізу системи залежно від щільності кістки. На жаль, дотепер дуже часто СТ позиціонується переважно як система діагностики, також і в щелепно-лицевій хірургії, терапевтичній та хірургічній стоматології.

CAD/CAM-технології як елементи систем автоматизованого проектування прийшли в стоматологію із техніки. Засновником прийнято вважати Метта Андерсона, який 1981 р. застосував першу CAD/CAM систему при виробництві титанових каркасів мостоподібних протезів. Сучасні досягнення в біомеханіці базуються передусім на сучасних комп'ютерних технологіях – системах CAD/CAM/CAE. CAD (Computer Aided Design) – комп'ютерний дизайн або комп'ютерне конструювання; CAM (Computer Aided Mechanics) – комп'ютерна допомога у

виробництві, включно з передачею інформації у центр виготовлення виробу; CAE (Computer Aided Engineering) – комп'ютерна допомога в інженерних розрахунках, як правило, на базі методу кінцевих елементів (МКЕ). Особливо успішним виявилось застосування спеціалізованих програм за оцінкою напружено-деформованого стану (НДС) технічних систем, що базуються на такому сучасному методі механіко-математичного моделювання як метод кінцевих елементів (МКЕ). МКЕ – міжнародний стандарт для вирішення задач механіки твердого тіла за допомогою чисельних алгоритмів. Протягом останніх років цей метод отримує все ширше застосування у біомеханіці загалом, а також у щелепно-лицевій хірургії та стоматології зокрема. Це доводять численні статті та матеріали останніх

міжнародних конгресів, конференцій і симпозіумів. У медицині, як і в техніці, широко використовуються програмні комплекси ANSYS, ABAQUS, SolidWorks/COSMOSWorks та ін.

Як завжди при розвитку у науці і техніці, одне досягнення сприяє розвитку інших суміжних ділянок. Кінцево-елементне моделювання та аналіз у медицині отримують нові практично необмежені можливості, якщо це моделювання будується на базі комп'ютерної томографії, оскільки з'являється можливість створювати не канонічні чи ідеалізовані моделі, а моделі максимально наближені до конкретного пацієнта як за геометрією, так і за властивостями м'яких і кісткових тканин. Система CAD/CAM/CAE – це, з одного боку, система знань, що базується на інженерному підході. З іншого боку, система CAD/CAM/CAE – це складний комплекс різних комп'ютерних програм і їх теоретичне та практичне освоєння вимагає часу і методичного забезпечення. В одному програмному комплексі можуть об'єднуватися різні системи CT/CAD/CAE. У нашому випадку об'єднання можливостей програмних систем MIMICS (Materialise) і ANSYS, яким ми надаємо перевагу з огляду на їх технологічні можливості, дає дослідникам і практикуючим лікарям потужний інструмент, що дозволяє не тільки обґрунтовано планувати операцію, а й прогнозувати як безпосередні, так і віддалені результати. Пропонована система CT/CAD/CAE/CAM може бути використана щелепно-лицевими хірургами, ортопедами-стоматологами, імплантологами, ортодонтами, в ортопедії хребта і суглобів тощо, дозволяючи моделювати будь-які елементи реконструкції без попереднього розкриття операційного поля. Метою роботи є аналіз можливостей та особливостей визначення механічних характеристик кісткових

тканин та оцінки напружено-деформованого стану з використанням комплексу MIMICS-ANSYS.

1. Визначення основних біомеханічних характеристик кісткових тканин за даними статистики

Поведінка будь-якої біомеханічної системи залежить від низки факторів, із яких слід виокремити: абсолютні розміри системи, величину і напрямок навантажень, характер взаємодії із суміжними елементами (граничні умови) і механічні властивості власних структурних складових системи. Незважаючи на великий клінічний досвід лікування за різними методиками стоматологами різних спеціальностей, біомеханічні властивості кісткових і м'яких тканин досліджені недостатньо. Крім того, клінічний досвід і відповідна статистика відображають результати «експериментування» на пацієнті *in vivo*, і будь-які експериментальні дослідження в лабораторних умовах (*in vitro*) можуть суттєво відрізнитися від перших. Знання характеристик структурних складових системи є обов'язковими при будь-якому моделюванні, також і кінцево-елементному. Їх адекватність завданню, яке розглядається, є запорукою, що отримувані результати правильно відобразатимуть поведінку системи і можуть бути рекомендовані для клінічної практики. Відомі способи визначення фізичних і механічних характеристик матеріалів у техніці мають достатньо чіткий поділ усіх методів контролю на руйнівні та неруйнівні. Руйнівні випробування проводяться, як правило, з використанням спеціально підготовлених зразків, і стосовно визначення механічних властивостей матеріалів дають високоточні результати. Руйнівні методи контролю в техніці застосовують для перевірок якості вже готових виробів, властивості матеріалів яких вже відомі, зокрема за їх вхід-

ним контролем на підприємстві. У медицині до руйнівних методів контролю належать замір опору свердління, біопсія тощо. Звісно, в медицині перевагу слід надавати неруйнівним методам контролю, навіть незважаючи на їх невисоку точність. У медицині та стоматології широку популярність отримала класифікація за Lekholm та Zarb (1985 р.) [6], де залежно від морфології та щільності кістки вона поділена на групи (мал. 1).

Група А – інтактний альвеолярний відросток, без ознак атрофії; кісткова тканина щелепи представлена практично повністю компактним шаром. Такий тип архітекtonіки частіше трапляється у фронтальному відділі нижньої щелепи, рідше в її бічних відділах.

Група В – незначна резорбція краю альвеолярного відростка; співвідношення компактного і губчастого шарів становить 1:1. Губчастий шар представлений нечисленними, але дуже товстими трабекулами; товщина контактного шару – 3–5 мм. Такий тип архітекtonіки частіше трапляється на ділянці малих і великих корінних зубів нижньої щелепи та у її фронтальному відділі.

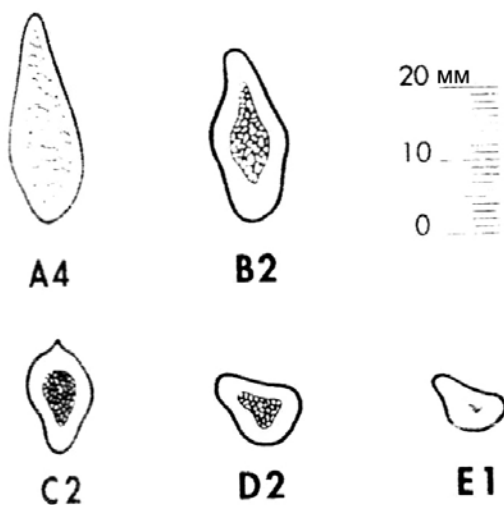
Група С – повна резорбція альвеолярного відростка до рівня базального відділу щелепи; співвідношення компактного і губчастого шарів складає 3:1. Товщина компактного шару при такому типі архітекtonіки становить зазвичай 2–3 мм. Губчастий шар представлений рівномірною, добре розвинутою мережею трабекул, проте вони тонкі та не формують чітко орієнтовані засади. Такий тип архітекtonіки частіше локалізований у ділянці молярів і фронтальному відділі нижньої щелепи.

Група D – початкова резорбція базальних відділів; співвідношення компактного і губчастого шарів становить 4:1 і більше. Товщина компак-

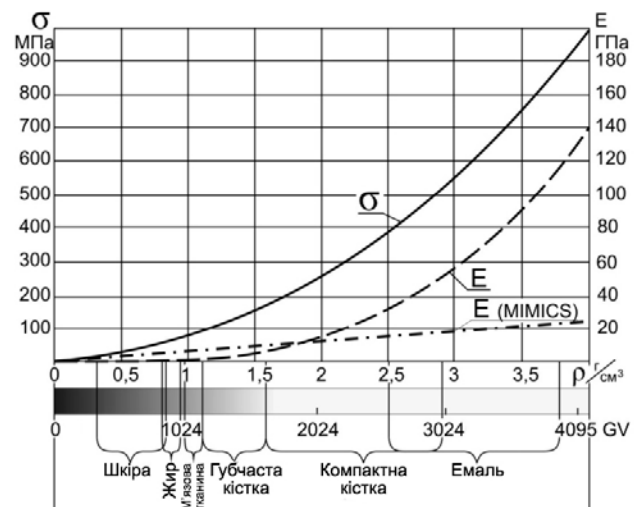
тного шару – 1–2 мм. Губчастий шар представлений пухкою мережею тонких трабекул. Трапляється, але рідко, на ділянці молярів нижньої щелепи. Група E – значна резорбція базальних відділів щелепи. Товщина компактного шару становить 2–4 мм. Губчастий шар майже відсутній. Ця класифікація, побудована на базі анатомічних досліджень *in vitro*, не задовольняє потреб сучасних наукових досліджень. На наш погляд, ця класифікація за групами нагадує таку загальну характеристику пацієнта – чоловік середнього віку, зросту і середньої комплекції, хоча можна сказати – чоловік 40 років, зростом 175 см і масою 79 кг, що інформативніше з позицій біомеханіки. Частково конкретизація властивостей м'яких і кісткових тканин на підставі даних комп'ютерної томографії може бути врахована на основі викладеної нижче методики. Ситуація із впровадженням неруйнівних методів контролю стала істотно змінюватися у кращий бік із впровадженням у практику комп'ютерної томографії. 1987 р. Schwartz та співавт. представили концепцію використання результатів КТ для попередньої оперативної оцінки якості

кістки кандидатів для встановлення дентальних імплантатів. Обсяг використання СТ почав стрімко зростати завдяки зниженню стурбованості пацієнтів через ймовірність надмірного опромінення. Комп'ютерна томографія є одним з найінформативніших методів рентгенологічного дослідження. З високим ступенем достовірності вона дозволяє визначити висоту і ширину кістки, топографію нижньощелепних каналів і верхньощелепних пазух, особливості архітекτονіки різних відділів щелеп та їх співвідношення, а також створити тривимірне зображення лицевого відділу черепа. Однак можливості аналізу механічних характеристик м'яких і кісткових тканин на підставі даних комп'ютерної томографії використовуються не завжди. У більшості відомих робіт рекомендується проводити дослідження з використанням класифікації кістки за Lekholm та Zarb (1985 р.). Найрезультативнішим неруйнівним методом визначення механічних характеристик м'яких і кісткових тканин є стандартна комп'ютерна томографія, коли властивості м'яких і кісткових тканин визначають за допомогою

умовних рентгенологічних показників значення сірого (Grey Values, GV) або за одиницями Хаунсфілда (Hounsfield, HU). Тканини та органи візуалізуються по-різному, щільніші виглядають менш затемненими, але конкретні механічні показники, необхідні передусім при біомеханічних дослідженнях, значення сірого (GV) та одиниць Хаунсфілда (HU) характеризують тільки якісно. Тоді як точність отримуваних результатів при моделюванні, їх «наближеність» до конкретного пацієнта залежать від точності задання основних механічних характеристик, включно з модулем пружності та межею міцності. У пропонуваній методиці визначення механічних характеристик м'яких і кісткових тканин використані аналітичні залежності між одиницями Хаунсфілда, що визначають рентгенологічну щільність тканини в умовних одиницях, і фізичною (реальною) щільністю м'яких і кісткових тканин та їх механічними характеристиками – межею міцності (σ) і модулем пружності (E). Створення єдиної лінійної залежності між одиницями Хаунсфілда, що вимірюються в діапазоні як від'ємних, так і додатних одиниць HU, і фізичною



Мал. 1. Класифікація ступеня атрофії беззубих щелеп за Lekholm та Zarb



Мал. 2. Гістограма порогів (рівнів) одиниць GV, щільності та механічних характеристик для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин

Таблиця 1. Залежність одиниць GV (HU), щільності та механічних характеристик для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин

Тканина	Вік	HU	GV	ρ , г/см ³	σ , МПа	E, ГПа
Кістка	—	226...3071	1250...4095	1,271...4,164	88,8...1040	3,97...158,5
Емаль	дитячий	2042...3071	3064...4095	3,116...4,164	582...1040	66,4...158,5
	дорослий	1553...2850	2577...3874	2,51...3,778	378...856	34,7...118,36
Компактна кістка	дитячий	586...2198	1610...3222	1,637...3,276	160...644	9,63...77,17
	дорослий	662...1988	1686...3012	1,644...2,94	162...518,6	9,75...55,77
Губчаста кістка	дитячий	156...585	1180...1609	1,20...1,628	86,4...159	3,79...9,47
	дорослий	148...661	1172...1685	1,143...1,643	78,4...161,97	3,28...9,73
М'язова тканина	дитячий	-25...139	998...1163	1,015...1,183	61,8...83,97	2,29...3,63
	дорослий	-5...135	1019...1159	0,993...1,13	59,16...76,6	2,15...3,17
Жирова тканина	дитячий	-212...-72	812...952	0,826...0,968	40,94...56,22	1,237...1,99
	дорослий	-205...-51	819...973	0,798...0,949	38,21...54,04	1,11...1,88
Шкіра	дитячий	-766...-202	258...822	0,262...0,836	4,11...41,93	0,039...1,28
	дорослий	-718...-177	306...847	0,299...0,826	5,36...40,94	0,059...1,24

щільністю (ρ), з визначенням співвідношення між одиницею HU і збільшенням щільності, дозволяє отримувати основні механічні характеристики м'яких і кісткових тканин пацієнта на підставі даних комп'ютерної томографії фактично в режимі реального часу [1].

Поставлена мета досягається тим, що при використанні інтерактивних програмних пакетів (типу MIMICS, Ez3D та ін.) для візуалізації та сегментації зображень, отриманих за допомогою даних комп'ютерної томографії, вимірювання щільності тканин у конкретних пацієнтів дозволяє встановити відповідність значень сірого кольору на томограмі лінійно до значень сірого кольору на моніторі. Значення сірого на зображеннях СТ виражаються відповідно до шкали Хаунсфілда – HU. Ця шкала складається з 4095 (від 1024 до 3071) значень, які відповідають 256 значенням сірого кольору на моніторі. Діапазон, що покриває всю гістограму, відображає усі видимі на томограмі тканини. Звуження діапазону дозволяє краще виділити незначні відмінності яскравості в м'яких чи кісткових тканинах, оскільки яскравість розподіляється серед 256 значень, що відображаються. Оскільки шкала гістогра-

ми складається з 4095 значень чисел Хаунсфілда, що включають повітря HU=-1024; воду HU=0 і найщільнішу кісткову тканину з HU=3071, то, приймаючи для повітря $\rho=0,00129$ г/см³ і для води $\rho=1,0$ г/см³, отримуємо, що одиниця HU1 відповідає щільності $\rho=0,975 \times 10^{-3}$ г/см³. Далі, умовно суміщаючи початок шкали з відміткою HU=-1024, тобто враховуючи, що $GV=1024+HU$, можна отримати абсолютний приріст чисел GV для всіх структур кісткових тканин, наведених на гістограмі (мал. 2).

Цей алгоритм можна виразити за допомогою залежностей

$$GV1 = \frac{1,0 - 0,00129}{1024} = 0,975 \times 10^{-3}, \quad (1)$$

тоді $\rho = 1,29 \times 10^{-3} + 0,975 \times 10^{-3} \times GV$, де GV – абсолютний приріст чисел GV для всіх структур кісткових тканин, наведених у табл. 1 і на гістограмі (для дорослої людини) (мал. 2).

MIMICS (Materialises Interactive Medical Image Control System) – інтерактивний програмний пакет для візуалізації та сегментації зображень, отриманих за допомогою томографії (КТ, мікроКТ, МРТ тощо), і 3D об'єктів [8]. Пакет надає користувачеві широкий вибір функцій з перетворення наборів зображень у 3D об'єкти та підготовки

цих об'єктів для різних ділянок застосування. У програмі MIMICS визначені пороги (рівні) щільності для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин дитини і дорослої людини (табл. 1, мал. 2). При аналізі в табл. 1 для визначення основних механічних характеристик кісткових тканин (модуля пружності та межі міцності) залежно від їх щільності використано емпіричні формули [7]

$$E = 2195 \rho^3 \text{ та } \sigma = 60 \rho^2, \quad (2)$$

де ρ – щільність кісткових тканин, г/см³. У цьому випадку модуль пружності і напруження мають розмірність мегапаскаль (МПа).

Програма MIMICS дозволяє визначити основні механічні характеристики м'яких і кісткових тканин фактично в режимі *in vivo*, за емпіричними формулами, що залежать від типу тканин, які розглядаються. Для компактної кістки Femur рекомендуються формули:

Для визначення щільності ρ або DN (Density)

$$DN = -13,4 + 1017 \times GV, \quad (3)$$

де GV (Grey Values) – значення сірого на томограмі.

Значення модуля пружності E обчислюється за формулою:

$$E = -388,8 + 5925 \times DN \quad (4)$$

Результати розрахунків за цими

формулами в усьому діапазоні значень сірого наведені на мал. 2 – штрих-пунктирна лінія. Результати розрахунку за цими формулами і даними табл. наведені на мал. 2 у вигляді графічних залежностей σ та E . При щільності кістки ρ близько $1,8 \text{ г/см}^3$ ці криві для E перетинаються, тобто значення за різними методами збігаються. При порівнянні результатів, наведених в табл. 1.3.6 [1], видно належну кореляцію, де міцність губчастої кістки змінюється в діапазоні $26\text{--}160 \text{ МПа}$, міцність компактної кістки в діапазоні $50\text{--}400 \text{ МПа}$ і значення модулів пружності губчастої та компактної кісток становлять відповідно $5,0 \times 10^3 \text{ МПа}$ і $20,0 \times 10^3 \text{ МПа}$. Можна очікувати, що після уточнення емпіричних формул типу (3, 4) та їх диференціації за типом кістки, статтю і віком пацієнта результати з визначення механічних характеристик будуть ще точніші. MIMICS, Ez3D дають можливість визначити щільність м'яких і кісткових тканин для кожного конкретного пацієнта в будь-якій точці організму, проводити диференціацію за статтю і видом захворювання, що сприяє накопиченню та систематизації статистичних даних для будь-якого типу передбачуваного дослідження.

2. Визначення основних біомеханічних характеристик кісткових тканин за даними комп'ютерної томографії

Можливості аналізу механічних характеристик м'яких і кісткових тканин

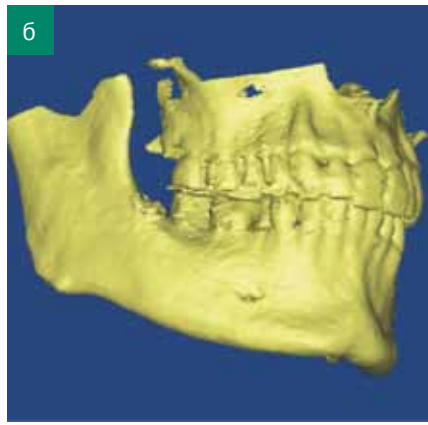
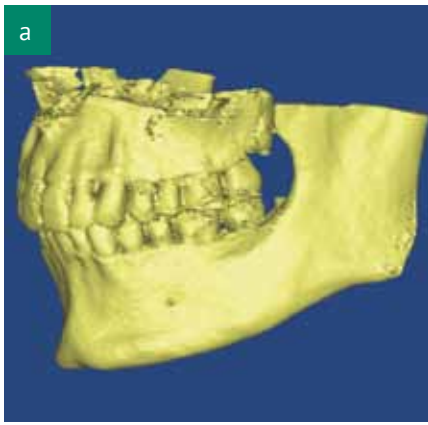
на підставі даних комп'ютерної томографії з використанням сучасних комп'ютерних технологій розглянемо на прикладі КТ пацієнта Г., отриманої на конусно-променевому томографі Planmeca. Загальний вигляд щелеп пацієнта Г. в діапазоні $GV=1250\text{--}3523$ представлений на мал. 3, вигляд зліва та справа. Для попереднього аналізу структури кісткових тканин будь-якого пацієнта можна застосувати методику [1], якщо щільність кістки фіксується при різних рівнях (порогах) відтінків сірого GV або одиниць HU . Цей підхід для пацієнта Г. зображений на мал. 4. Перший і очевидний висновок з порівняльного аналізу мал. 4 а, б, в – це те, що щільність базальної кістки нижньої щелепи вища, ніж кістки верхньої щелепи, а коронкової частини зубного ряду верхньої щелепи вища, ніж зубного ряду нижньої щелепи. Також можна відзначити, що контрфорси в їх класичному вигляді [1] у пацієнта Г. не виражені. Оскільки це дослідження перш за все є демонстраційним з оцінки можливостей та особливостей визначення механічних характеристик кісткових тканин та оцінки напружено-деформованого стану з використанням комплексу MIMICS-ANSYS спростимо завдання, провівши сегментацію об'єкта дослідження з виділенням із загальної структури спочатку нижньої щелепи, потім будь-якого фрагмента з цієї щелепи. У цьому випадку розглянемо зубощелеповий сегмент (ЗЩС) на ділянці зуба 33, який зображений на мал. 5 а, б. Таке спрощення

пов'язане з «високою вимогливістю» програми ANSYS до вихідної моделі, оскільки ANSYS не може прийняти всі геометричні особливості ЗЩС, зображені на мал. 5 б. Суть цієї вимоги докладніше розглядатиметься далі. Проведено аналогічне дослідження для повної нижньої щелепи [1]. Вже на цьому етапі можна виконати довільні перерізи для визначення щільності кісткових тканин. На мал. 6 зображено переріз, проведений через поздовжню вісь зуба 33. Для зазначених еліпсів (або прямокутників) наводиться площа фігури, середні значення щільності ($Mean$) і стандартне відхилення. Ці значення щільності можна використовувати при розрахунку основних механічних характеристик за формулами (1–4) або за гістограмою (мал. 2).

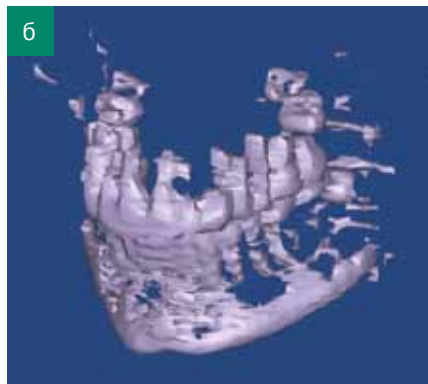
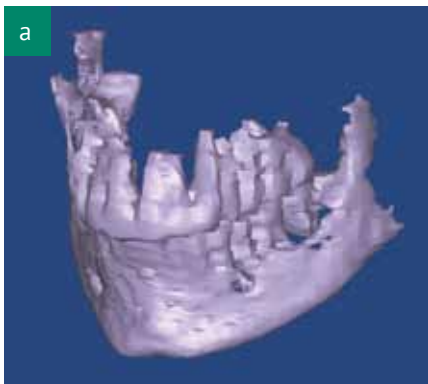
Докладніше можливості аналізу механічних характеристик м'яких і кісткових тканин на підставі даних комп'ютерної томографії з використанням комплексу MIMICS-ANSYS розглянемо на прикладі нижньої щелепи пацієнта Г. Комплекс методу кінцевих елементів (МКЕ) ANSYS призначений для розрахунку завдань механіки деформованого твердого тіла (МДТТ), температурних завдань, завдань механіки рідини і газу, а також розрахунку електромагнітних полів [3]. Відразу окреслимо певні технологічні труднощі, що виникають при використанні комплексу MIMICS-ANSYS. З одного боку, програма MIMICS добре «бачить» не тільки зовнішню конфігурацію об'єкта, але і його вну-

Таблиця 2. Відмінності гама кольорів MIMICS та ANSYS

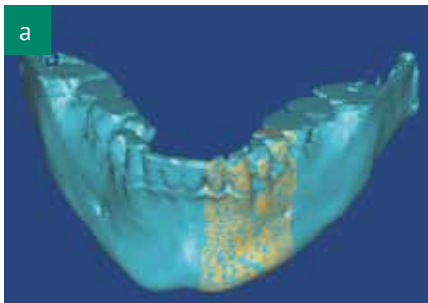
№	1	2	3	4	5
MIMICS	темно-синій	синій	голубий	бірюзовий	зелений
ANSYS	фіолетовий	синій	синьо-голубий	бірюзовий	бірюзово-зелений
№	6	7	8	9	10
MIMICS	світло-зелений	жовтий	оранжевий	червоний	темно-червоний
ANSYS	зелений	жовто-зелений	жовтий	оранжевий	червоний



Мал. 3. Загальний вигляд щелеп пацієнта Г. зліва (а) та справа (б)



Мал. 4. Структура кісткових тканин пацієнта Г. при GV=1700-3523 (а), GV=1950-3523 (б) та GV=2200-3523 (в)

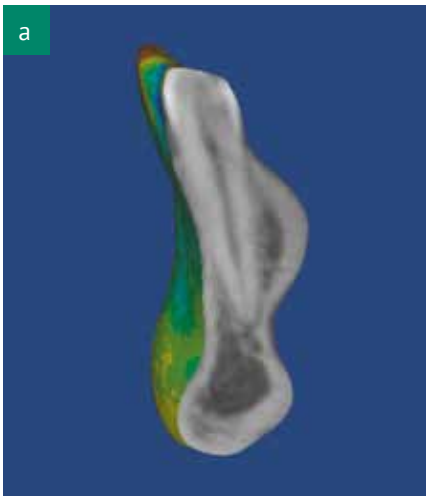


Мал. 5. Нижня щелепа (а) та ЗЩС у ділянці зуба 33 (б)

трішню структуру (мал. 6). З іншого боку, програма ANSYS призначена для вирішення інженерних завдань, її об'єктами є балки, вали, оболонки і доволі складне збирання цих елементів. Але трапляється, що комплексу важко відстежити конфігурацію, наприклад, губчастої кістки, розріз якої зображений на мал. 6. Для забезпечення точності МКЕ його сітка повинна бути дрібнішою, ніж розміри модельованих елементів. Після незначного «згладжування» 3D моделі

(мал. 5 б) методами комплексу MIMICS (модуль Remesher) отримано модель, що зображена на мал. 7. MIMICS генерує на 3D моделі поверхневу сітку і після її оптимізації експортує об'єкт в ANSYS. Цей крок із оптимізації сітки є відповідальним і може бути досить трудомістким, що визначає можливість подальшого застосування всього технологічного ланцюжка. Оптимізована поверхнева сітка застосовується далі для генерування об'ємної сітки в ANSYS, де обирається

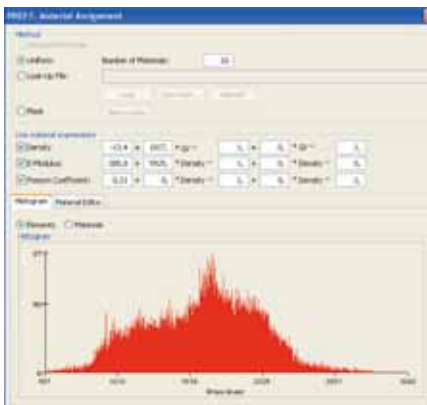
тип твердотільного елемента з бібліотеки елементів ANSYS. Далі створена в ANSYS об'ємна сітка завантажується знову в MIMICS для визначення матеріалу для кожного елемента. MIMICS може розраховувати властивості матеріалів як за значеннями сірого (Gray values), так і за значеннями Хаунсфілда (Hounsfield units). На спеціальній гістограмі MIMICS показує кількість елементів у моделі для кожного значення сірого кольору (мал. 8). Можна ввести кількість матеріалів, напри-



Мал. 6. Переріз ЗЦС через зуб 33 та значення GV у певних точках



Мал. 7. Поверхнева сітка 3D моделі, згенерована в MIMICS і передана у ANSYS



Мал. 8. Гістограма розподілу елементів за відтинками сірого



Мал. 9. Діаграма розподілу елементів на групи за кольорами

Color	Density	E Modulus	Poisson Coefficient
Blue	11700.000	11000000.0	0.30
Light Blue	11700.000	11000000.0	0.30
Light Green	11700.000	11000000.0	0.30
Green	11700.000	11000000.0	0.30
Yellow	11700.000	11000000.0	0.30
Orange	11700.000	11000000.0	0.30
Red	11700.000	11000000.0	0.30

Мал. 10. Значення щільності DN, модуля пружності E та коефіцієнта Пуассона μ за групами

клад 10, і весь діапазон значень сірого, що наявний в об'ємній сітці, буде розділений на 10 рівних інтервалів, кожен з яких відобразить один матеріал, забарвлений у певний колір (мал. 9). Після обчислення властивостей матеріалів для кожного елемента кінцево-елементної сітки вони забарвлюються у певний колір згідно з гамою кольорів, закладеною в MIMICS, і зводяться у спеціальну таблицю редактором MIMICS (мал. 10). ANSYS, крім модуля пружності E, використовує коефіцієнт Пуассона (Poisson coefficient), який для всіх груп матеріалів становить $\mu=0,31$. На підставі проведених розрахунків MIMICS будує 3D модель об'єкта з елементами, забарвленими в певний колір відповідно до гами ко-

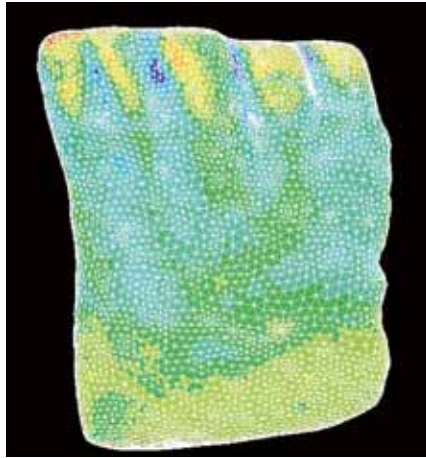
льорів MIMICS (мал. 11). На жаль, гама кольорів елементів у перерізах MIMICS не відображається (мал. 6). Цей недолік, що виявляється за необхідності візуального вивчення властивостей матеріалів, може бути усуневаний за допомогою програми ANSYS. Об'ємна сітка з визначеними матеріалами може бути ще раз експортована в ANSYS для проведення необхідних розрахунків. В ANSYS можна провести визначення кольору матеріалів за групами «вручну», відповідно до гами кольорів ANSYS. На мал. 12 зображена 3D модель об'єкта з елементами, забарвленими відповідно до гами кольорів ANSYS. Певну відмінність гами кольорів різних програм можна узгодити за допомогою таблиці 2. Порів-

няння мал. 11 та 12 свідчить про ідентичність розподілу щільності на обох об'єктах при їх різному забарвленні. Для розширення можливостей візуального вивчення властивостей матеріалів об'єкта засобами ANSYS можуть бути проведені будь-які перерізи 3D моделі, один з яких зображений на мал. 13. Отримані результати з розподілу щільності в елементах зубного ряду можна порівнювати з даними, отриманими за іншими методиками [4].

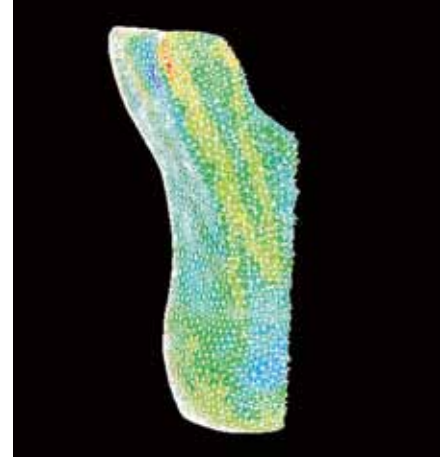
Отже, у стоматолога при плануванні операції з'являється можливість докладного дослідження як анатомії об'єкта, включно з внутрішніми структурами, так і якісного та кількісного визначення механічних властивостей



Мал. 11. 3D модель гами кольорів матеріалів у MIMICS



Мал. 12. 3D модель гами кольорів у ANSYS (порівняно з мал. 11)



Мал. 13. Переріз ЗЩС через зуб 33 у ANSYS

м'яких і кісткових тканин. Ретельне опрацювання методики визначення основних механічних характеристик

кісткової тканини за даними комп'ютерної томографії може стати суттєвим внеском у розвиток наукових

досліджень з біомеханіки, зокрема у щелепно-лицеву ортопедію (хірургію) та стоматологію.

Продовження у наступному номері

Список використаної літератури

1. Чуйко А.Н., Угрин М.М., Левандовский Р.А., Калиновский Д.К., Алымбаев Р.С. Биомеханика и компьютерные технологии в челюстно-лицевой ортопедии и дентальной имплантологии. — Львов: ГалДент, 2014. — 350 с., 408 илл.
2. Чуйко А.Н., Шинчуковский А.Н. Биомеханика в стоматологии: монография. — Х.: Форт, 2010. — 516 с., ил.
3. Басов К.А. ANSYS: справочник пользователя. — М.: ДМК Пресс, 2005. — 640 с., ил.
4. Ронь Г.И., Уварова Л.В., Еловицова Т.М. Опыт синхронной визуализации минеральной плотности нижней челюсти больного пародонтитом на трехмерной реконструкции. Сопоставление клинических и рентгенологических методов обследования // Проблемы стоматологии. — №1. — 2015. — С.20-24.
5. Чуйко А.Н. Еще раз о биомеханике пародонта. Часть 2 // Пародонтология. — №4. — 2007. — С. 45-52.
6. Lekholm U., Zarb G. Patient selection and preparation. In: Tissue integrated prostheses./ P.-I. Branemark, G. Zarb, T. Albrektsson, eds. — Chicago: Quintessence, 1985. — 117-128.
7. Mow C., Hayes W.C. Basic Orthopedic Biomechanics. — New York, 1991.
8. Mimics 12. Пакет обработки изображений. Базовый обучающий курс. — Materialise, 2008. — С. 81.

Стаття надійшла в редакцію 15 червня 2015 року