

НЕПРЯМІ МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ *IN VIVO*

А. В. Копчак¹, М. С. Шидловський²

¹ Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ, Україна

² Національний технічний університет України "КПІ", м. Київ

INDIRECT METHODS OF DEFINITION OF MECHANICAL PROPERTIES OF BONE TISSUE *IN VIVO*

A. V. Kopychak, M. S. Shydlovskiy

In order to develop non-invasive methods of definition of elasticity modulus of bone tissue on basis of analysis of regression dependencies between bone tissue X-ray density, hardness and stiffness the 50 samples of cortical and spongy bone sampled during surgical interventions in patients with diseases of maxillofacial area were investigated. In 20 patients before surgery CT was performed to define the X-ray bone density in the zone of surgery. Samples of bone were exposed to compression load to define its physical and mechanical properties. It was established that density, X-ray density and hardness of bone tissue sure correlated with the value of elasticity modulus. At that relationship between bone density and its stiffness was described most precise by polynom of third degree, and relationship between X-ray density, hardness and elasticity modulus — by linear equations. These correlations had a high level of statistical significance ($r=0.74$; $p<0.05$ and $r=0.83$; $p<0.01$ respectively) and allowed to define the elasticity modulus of different bone types non-invasively with accuracy sufficient for operation planning and computer-assisted simulation and modelling.

Key words: bone tissue, elasticity modulus, computed tomography, biomechanics.

КОСВЕННЫЕ МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОСТНОЙ ТКАНИ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ *IN VIVO*

А. В. Копчак, Н. С. Шидловский

Для разработки неинвазивных методов определения модуля упругости костной ткани на основе анализа регрессионных зависимостей между ее рентгенологической плотностью, твердостью и жесткостью было исследовано 50 образцов кортикального и губчатого слоя нижней челюсти, удаленных при проведении оперативных вмешательств у пациентов с заболеваниями челюстно-лицевой области. У 20 больных предоперационно проводили компьютерную томографию и определяли рентгенологическую плотность кости в зоне операции. Образцы кости подвергали компрессионной нагрузке для определения ее физико-механических характеристик. Установлено, что плотность, рентгенологическая плотность, и твердость костной ткани достоверно связаны со значением модуля упругости. При этом зависимость между плотностью кости и ее жесткостью наиболее точно описывалась полиномом третьей степени, а зависимость между рентгенологической плотностью, твердостью и модулем упругости — линейными уравнениями. Эти зависимости имели высокий уровень статистической достоверности ($r=0,74$, $p<0,05$ и $r=0,83$, $p<0,01$ соответственно) и позволяли неинвазивно определять модуль упругости отдельных типов костной ткани с точностью, достаточной для планирования оперативных вмешательств и создания имитационных компьютерных моделей.

Ключевые слова: костная ткань, модуль упругости, компьютерная томография, биомеханика.

Вступ

Однією з важливих проблем сучасної хірургії і травматології є пошук надійних неінвазивних методів визначення механічних властивостей кісткової тканини, які можна було б застосовувати прижиттєво у пацієнтів із захворюваннями та травматичними ушкодженнями кісток. Це необхідно для розуміння механізмів перебудови й адаптації кістки в умовах функціонального навантаження, вивчення її взаємодії з імплантатами, фіксуючими пристроями, різноманітними лікувальними апаратами,

побудови сучасних математичних моделей кісток людини тощо [5, 7, 8].

Згідно з сучасними уявленнями кісткова тканина має складну багаторівневу структурну організацію і є динамічною відкритою системою, що перебуває в процесі постійної перебудови та іонного обміну з навколишнім середовищем. Вона є неоднорідною і складається з кортикального, губчатого шару і перехідних зон, що мають різну жорсткість. Під дією зовнішніх чинників і внутрішніх механізмів регуляції кістка змінює свою структуру і

механічні властивості, внаслідок чого значення її основних пружних констант, зокрема модуля пружності (що характеризує жорсткість кістки) може суттєво (на порядок і більше) змінюватись залежно від віку, статі, структурно-функціонального стану кісткової тканини, наявності локальних і системних патологічних процесів. [1, 2, 9]. Застосування прямих методів визначення механічних властивостей матеріалів, прийнятих в інженерній механіці, у клінічній практиці неможливе, зважаючи на низку технічних та біотичних обмежень.

Відомо, що жорсткість кісткової тканини значною мірою залежить від її густини і мінеральної насиченості [4, 9]. Остання визначає рентгенологічну щільність кістки при проведенні традиційної рентгенографії чи комп'ютерної томографії. У зв'язку з цим було запропоновано низку способів непрямого визначення модуля пружності кісткової тканини на основі емпірично отриманих регресійних залежностей, що пов'язують модуль пружності із густиною та рентгенологічною щільністю [5, 7]. На жаль, отримані залежності виявились недостатньо точними, оскільки автори використовували для досліджень трупний або тваринний матеріал, з якого виготовляли однорідні зразки лише кортикального або губчастого шару. У зв'язку з цим отримані залежності дають значну похибку на ділянках перехідних зон або патологічно-зміненої кістки. Крім того, установлені залежності є різними для різних кісток.

Мета дослідження — розробити неінвазивний метод визначення модуля пружності кісткової тканини на основі аналізу регресійних залежностей між густиною, рентгенологічною щільністю кісткової тканини та її жорсткістю.

Матеріали і методи

У ході дослідження було вивчено 50 зразків кісткової тканини, видалених при проведенні оперативних втручань на нижній щелепі у хворих віком від 15 до 64 років (у середньому — $31,6 \pm 13,8$ років). Чоловіки становили 70%, жінки — 30%. При проведенні пластичних операцій 20 зразків було отримано з неушкодженої кістки, забори кісткових трансплантатів, видаленні ретенованих зубів тощо. Інші 30 зразків представляли собою фрагменти кісткових уламків, видалені у пацієнтів з травматичними переломами нижньої щелепі у строки від 6 днів до 4 місяців після травми.

У 20 хворих передопераційно проводили комп'ютерну томографію на томографі

Toshiba Activion 16. За допомогою програм для візуалізації томографічних зображень ретроспективно визначали рентгенологічну щільність кістки на ділянці, де було проведено забір матеріалу для дослідження, яку виражали в одиницях Хаунсфілда.

Після проведення антисептичної обробки отримані фрагменти нижньої щелепи зволожували в ізотонічному розчині NaCl або суміші, що містила 50% ізотонічного розчину NaCl та 50% етанолу, і заморожували при температурі від -4 до -7°C в закритих пластикових контейнерах. Перед проведенням дослідження ці фрагменти піддавали механічній обробці, надаючи їм правильної геометричної форми (рис. 1) у вигляді прямокутного паралелепіпеда (тип I) або циліндра (тип II). Кожен виготовлений зразок фотографували, зважували на аналітичних вагах, вимірювали його лінійні розміри штангенциркулем з цифровою індикацією та розраховували густину.

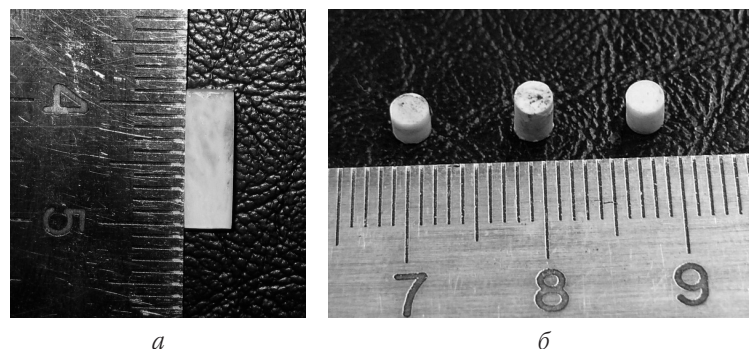


Рис. 1. Зразки кісткової тканини, підготовлені до механічних випробувань: *а* — у формі прямокутного паралелепіпеда (тип I); *б* — у формі циліндра (тип II)

Для визначення механічних властивостей зразка проводили його компресійне навантаження в універсальній випробувальній машині TIRATEST-2151. По закінченню дослідження отримана інформація фіксувалася у вигляді діаграми деформування у координатах зусилля — деформація. Для вивчення ступеня механічної анізотропії кісткової тканини навантаження зразків прямокутної форми проводили в 3-х взаємноперпендикулярних площинах із зусиллям, що не виходило за межі пружного діапазону (відносна деформація — до 1%) та наступним вимірюванням залишкових деформацій. Модуль Юнга розраховували, як тангенс нахилу лінійної ділянки діаграми деформування в координатах $\sigma - \epsilon_k$, де σ — напруження, ϵ_k — відносна деформація зразка кістки.

Твердість кісткової тканини визначали за допомогою сталевого циліндричного стержня діаметром 1,2 мм, який заглиблювали в кістку зі сталим зусиллям, як відношення сили до переміщення стержня, і виражали в Н/мм.

Для опису статистичних зв'язків між параметрами, що досліджувались, проводили їх регресійний аналіз у програмному середовищі Origin 7.0 (OriginLab, США), використовуючи поліноми першого, другого та третього ступеня. Для отримання рівнянь регресії застосовували метод найменших квадратів, після чого визначали стандартні похибки коефіцієнтів регресії, їх вірогідність та довірчий інтервал для лінії регресії [6].

Результати та їх обговорення

При проведенні досліджень було встановлено, що неушкоджена кортикальна кістка мала густину від 1,68 до 2,16 г/см³, густина

губчастого шару становила 0,87–1,3 г/см³. Значення модуля пружності, визначене в прямому експерименті, коливалось в межах від 59 до 15 500 МПа, рентгенологічна щільність кісткової тканини — від 153 до 2154 одиниць Хаунсфілда. При цьому було відзначено вірогідний статистичний зв'язок між рентгенологічною щільністю та густиною кісткової тканини. Ця залежність з високим рівнем вірогідності описувалась прямою лінійною функцією ($r=0,72$, $p<0,05$). При проведенні подальшого регресійного аналізу було встановлено, що обидва параметри — рентгенологічна щільність і густина кісткової тканини статистично пов'язані зі значенням модуля пружності (рис. 2, 3). Найбільш точно залежність між густиною кістки і величиною модуля пружності описувалась поліномом третього ступеня згідно з формулою:

$$E_1 = 23236 \times \rho - 19458 \times \rho^2 + 6211 \times \rho^3 - 9393,$$

де E_1 — модуль пружності, виражений у мегапаскалях (МПа), ρ — густина кісткової тканини в г/см³ ($r=0,6$; $p<0,05$).

Більш цікавою виявляється залежність між рентгенологічною щільністю і значенням модуля пружності (див. рис. 3), яка описувалась лінійним рівнянням: $E_1 = 6 \times \text{HU} - 792$, де E_1 — модуль пружності в напрямку максимальної

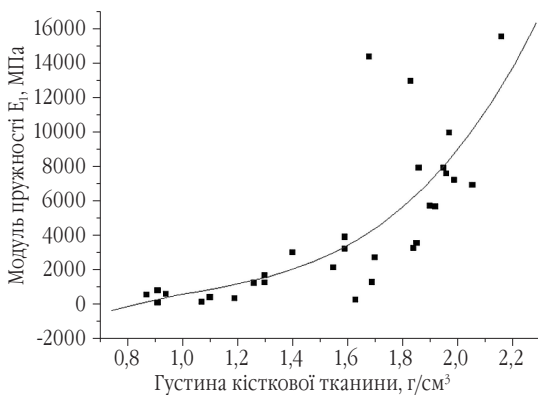


Рис. 2. Регресійна залежність між модулем пружності E_1 та густиною кісткової тканини

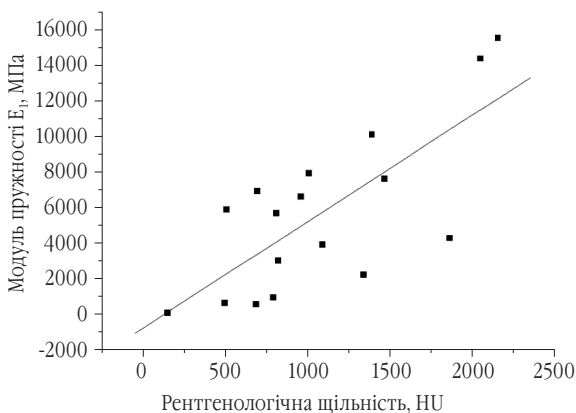


Рис. 3. Регресійна залежність між модулем пружності E_1 та рентгенологічною щільністю кісткової тканини

жорсткості, виражений у мегапаскалях, HU — рентгенологічна щільність кісткової тканини на ділянці, що досліджується, виражена в одиницях Хаунсфілда.

Ця регресійна залежність мала високий рівень статистичної вірогідності ($r=0,74$; $p<0,05$) і дозволяла неінвазивно визначати модуль пружності окремих типів кісткової тканини з урахуванням індивідуальних та топографічних відмінностей із точністю, достатньою для планування операційних втручань та створення імітаційних комп'ютерних моделей.

Визначені за допомогою запропонованого способу значення модуля пружності коливалися в межах від 136 до 12150 МПа. При порівнянні розрахункових значень з результатом прямого експерименту встановлено, що точність визначення величини модуля пружності була достатньою і перевищувала точність відомих способів. Найбільші розходження розрахункових значень і результатів прямих вимірів (понад 50%) були притаманні для фрагментів кістки видалених з ділянки травматичного ушкодження у пацієнтів з переломами нижньої щелепи в ранні строки після травми. У цих пацієнтів зниження жорсткості кістки в ділянці ушкодження зумовлене дезорганізацією структури, появою мікротріщин і пор унаслідок дії травмуючого агенту, що не супроводжується суттєвим зменшенням вмісту мінеральних речовин, які визначають густина і мінеральну щільність [3].

У цих випадках вважали необхідним вносити відповідні поправки до отриманого розрахункового значення модуля пружності на основі інтраопераційного визначення твердості кісткової тканини на ділянці оперативного втручання, яке дозволяло з високою вірогідністю судити про пружні властивості кісткової тканини, оскільки твердість кістки залежить не лише від її густини і мінеральної насиченості, але й від особливостей структурної організації та наявності мікроушкоджень.

При визначенні твердості кісткової тканини в експерименті було встановлено, що її величина для кортикальної кістки коливалась від 700 до 1290 Н/мм і в середньому становила 1103 ± 172 Н/мм. Для губчастості кістки вона коливалась від 80 до 520 Н/мм і в середньому становила 227 ± 109 Н/мм. Наявність структурної неоднорідності, притаманна кістковій тканині на мікрорівні, значною мірою позначалась на результатах цих вимірів. Так, для кортикального шару розбіжності вимірів твердості в різних точках однієї поверхні зразка становили від 14 до 37%. Для губчастого шару, який мав коміркову структуру із розміром комірок, що був співставним з діаметром індентора, варіативність вимірів була більшою: розкид між максимальним і мінімальним значенням для однієї поверхні зразка становив від 13 до 67%. Тому для вивчення регресійних залежностей між модулем пружності і твердістю кісткової тканини використовували усереднену величину твердості, отриману не менше, як у 3 вимірах для кортикальної кістки і в 4–5 — для губчастості.

При проведенні регресійного аналізу було встановлено сильний статистичний зв'язок ($r=0,83$; $p<0,01$) між твердістю кістки та величиною модуля пружності в напрямку прикладання навантаження. Ця залежність описувалась рівнянням: $E=3,9A - 450$, де E — модуль пружності, A — твердість кісткової тканини, яка

дозволяла визначити модуль пружності із точністю, більшою за інші методи його непрямої оцінки.

Висновки

Жорсткість кісткової тканини вірогідно пов'язана з її густиною, рентгенологічною щільністю і твердістю. Отримані регресійні залежності, що пов'язують ці показники, дозволяють неінвазивно визначати модуль пружності кісткової тканини нижньої щелепи у пацієнтів із захворюваннями і травмами з точністю, достатньою для планування операційних втручань та створення імітаційних комп'ютерних моделей напружено-деформованого стану кістки.

Література

1. *Бегун П.И.* Биомеханика [Учебник для вузов] / *П.И. Бегун, Ю.А. Шукейло.* — СПб.: Политехника, 2000. — 463 с.
2. *Кадурін О.К.* Біофізичні властивості компактної кісткової тканини / *Кадурін О.К., Вирва О.Є., Леонтьєва Ф.С.* — Х.: Прапор, 2007. — 136 с.
3. *Маланчук В.О.* Зміна механічних властивостей кісткової тканини уламків нижньої щелепи при травматичному переломі / *Маланчук В.О., Шидловський М.С., Копчак А.В.* // Укр. стоматолог. альманах. — 2009. — № 6. — С. 44–48.
4. Руководство по внутреннему остеосинтезу : Методика, рекомендуемая группой АО (Швейцария) / *Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллинеггер Х.* — М.: Ad Marginem, 1996. — 750 с.
5. *Чуйко А.Н.* Биомеханика в стоматологии / *А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский.* — Х.: Форт, 2010. — 466 с.
6. *Гланц С.* Медико-биологическая статистика / *С. Гланц* : пер. с англ. — М.: Практика, 1998. — 459 с.
7. *Hobatbo M.C.* Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro / *Hobatbo M.C., Rbo J.Y., Ashman R.B.* // Stud Health Technol Inform. — 1997. — Vol. 40. — P. 157–173.
8. *Misch C.E.* Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible : implications for dental implant treatment planning and surgical placement / *Misch C.E., Qu Z., Bidez M.W.* // J. Oral. Maxillofac Surg. — 2000. — Vol. 58, № 2. — P. 247–248.
9. *Schwartz-Dabney C.L.* Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible / *C.L. Schwartz-Dabney, P.C. Dechow* // American journal of physical anthropology. — 2003. — Vol. 120. — P.252–277.