

УДК 616.728.4-018.4-073.7:004.94](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018380-84>

Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні надп'ятково-гомількового суглоба

Т. М. Омельченко¹, О. А. Бур'янов¹, А. П. Лябах², В. Б. Мазевич², М. С. Шидловський³, О. С. Мусієнко³

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

² ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Київ

³ Національний технічний університет України «КПІ ім. І. Сікорського», Київ

Objective: to determine the relationship between the X-ray density and the modulus of elasticity of the bone in the ankle joint, using an empirical method (in a natural experimental study). Methods: the modulus of elasticity of 10 samples of the tibia cortical bone and 42 — cancellous bone of the distal part of the tibia, fibula and talus was determined. The study of the bone modulus of elasticity was carried out by recording of linear displacements at static and quasistatic compression loads. X-ray density in Hounsfield units (HU) was estimated using computer tomography. Results: it was found that the average radiological density for cancellous tibia bone tissue was 314.8 HU, and the modulus of elasticity was 581.5 MPa. For the fibula the average values of the corresponding indicators were 258.9 HU and 374.7 MPa; for the talus — 255.6 HU and 445.3 MPa, respectively. For the cortical tibia shaft, the mean value of the X-ray density was 1 887.7 HU, the modulus of elasticity was 10 002.8 MPa. As a result of the regression analysis, a correlation between the radiological density of the bone and its modulus of elasticity in the ankle joint was established. The revealed dependence for cortical bone is described by the formula $E = 6,3 \cdot HU - 1905$; and for cancellous — $E = 3 \cdot HU - 407$. Conclusions: the use of the obtained formulas allows noninvasive determination of the modulus of elasticity of bone tissue in patients on the basis of the radiographic density in a standard computer tomography scan with sufficient accuracy. Key words: cancellous (trabecular) bone, cortical bone, distal tibia, talus, X-ray density, modulus of elasticity, Jung modulus, Hounsfield unit.

Цель: эмпирическим путем (в натурном экспериментальном исследовании) определить взаимосвязь между рентгенологической плотностью и модулем упругости костной ткани в области голеностопного сустава. Методы: определен модуль упругости 10 образцов корковой костной ткани большеберцовой кости и 42 — спонгиозной костной ткани дистального отдела большеберцовой (ББК), малоберцовой (МБК), таранной костей. Исследование модуля упругости костной ткани проводили путем регистрации линейных перемещений при статических и квазистатических компрессионных нагрузках. Рентгенологическую плотность в единицах Хаунсфилда (HU) оценивали с помощью компьютерной томографии (КТ). Результаты: установлено, что средний показатель рентгенологической плотности для спонгиозной костной ткани ББК составляет 314,8 HU, модуля упругости — 581,5 МПа. Для МБК средние значения соответствующих показателей были равными 258,9 HU и 374,7 МПа; для таранной кости — 255,6 HU и 445,3 МПа соответственно. Для корковой ткани диафиза ББК среднее значение рентгенологической плотности составило 1 887,7 HU, модуля упругости — 10 002,8 МПа. В результате регрессионного анализа установлена корреляция между рентгенологической плотностью костной ткани и ее модулем упругости в зоне голеностопного сустава. Выявленная зависимость для корковой кости описывается формулой $E = 6,3 \cdot HU - 1905$; а для спонгиозной — $E = 3 \cdot HU - 407$. Выводы: применение полученных формул позволяет неинвазивно определять модуль упругости костной ткани пациентов на основе измерения рентгенологической плотности при стандартном КТ-исследовании с достаточной точностью. Ключевые слова: спонгиозная (трабекулярная) кость, корковая кость, дистальный отдел голени, таранная кость, рентгенологическая плотность, модуль упругости, модуль Юнга, единица Хаунсфилда.

Ключові слова: спонгіозна (трабекулярна) кістка, коркова кістка, дистальний відділ гомілки, надп'яткова кістка, рентгенологічна щільність, модуль пружності, модуль Юнга, одиниця Хаунсфілда

Вступ

Високий відсоток незадовільних результатів лікування пацієнтів із травмами в зоні над'яtkово-гомiлкового суглоба, що досягає 37 %, обумовлює необхідність подальшого реконструктивно-відновного лікування в майже 18 % постраждалих [1, 3, 4]. Адекватний вибір виду та методики реконструктивного хiрургiчного втручання є складним і багатокомпонентним процесом, під час якого слід урахувувати як клінічну ситуацію на момент звернення пацієнта, так і прогноз ефективності лікування. Особливо важливим аспектом у прогнозуванні результатів певного виду реконструктивного втручання в зоні над'яtkово-гомiлкового суглоба (коригувальна остеотомія, артродез чи ендопротезування) є їхня складність, травматичність, функціональний результат і його потенційна стійкість, а також вартість [4].

Сучасним інструментом для прогнозування ефективності певних видів реконструктивного лікування є побудова імітаційних комп'ютерних моделей конкретної клінічної ситуації та відтворення хiрургiчного втручання з подальшим оцінюванням напружено-деформованих станів у системі «імплантат – кістка», біомеханічних змін в оперованому сегменті тощо [2, 6, 7].

Інформативність такого моделювання, його практична значимість і наближеність до реальних умов, що виникатимуть у житті конкретного пацієнта прямо залежать від повноти й адекватності врахування фізико-механічних властивостей біологічних структур і штучних матеріалів, які закладають під час побудови моделі. Саме фізико-механічні властивості біологічних і синтетичних матеріалів обумовлюють особливості їхньої подальшої взаємодії, а це прямо впливатиме на стабільність і витривалість імплантатів або систем фіксації під дією статичних і циклічних навантажень [2, 4, 5].

Відомо, що трабекулярна та компактна кісткові тканини мають значну (на порядок і більше) різницю за модулем пружності. На кінцевий результат дослідження впливають якість матеріалу, його походження (трупний, тваринний), час забору, методики зберігання та вивчення тощо. Ураховуючи відсутність відповідних робіт для ділянки над'яtkово-гомiлкового суглоба, із метою уточнення кореляційних залежностей між рентгенологічною щільністю та модулем пружності кісткової тканини кісток гомілки та над'яtkової кістки нами проведено серію досліджень зразків кісткової тканини обстеженого матеріалу.

Мета роботи: емпірично (шляхом прямого експериментального дослідження) встановити наявність зв'язку між рентгенологічною щільністю кісткової тканини в зоні над'яtkово-гомiлкового суглоба та її модулем пружності.

Матеріал і методи

Робота розглянута та рекомендована до друку комісією з біоетики при ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» (протокол № 4 від 08.08.2018).

Під час роботи виконували комп'ютерну томографію (КТ) зразків кісткової тканини та їхні натурні дослідження щодо визначення модуля пружності.

Проаналізовано 14 зразків трабекулярної (спонгіозної) кісткової тканини, які отримано від пацієнтів під час хiрургiчного лікування, 28 — спонгіозної та 10 компактною кісткової тканини з середньої третини діафіза великогомілкової кістки трупів людини (таблиця).

Фрагменти спонгіозної кісткової тканини пацієнтів із переломами дистального епіметафіза (ДЕМ) великогомілкової та малогомілкової кісток вилучали під час виконання хiрургiчного лікування. Забирали лише кісткові відламки необхідного для досліду розміру, які втратили зв'язок з окістями та могли бути вилучені без шкоди для пацієнта. Таких зразків кісткового матеріалу загалом досліджено 14 (12 із великогомілкової кістки, 2 — із малогомілкової). У передопераційному періоді всім хворим виконано КТ-обстеження та визначено рентгенологічну щільність кісткової тканини в одиницях Хаунсфінда (HU). Середній вік пацієнтів становив ($34 \pm 6,8$) року, чоловіків було 9, жінок — 5.

Також експериментально-клінічне дослідження виконано на 28 зразках спонгіозної та 10 — коркової кісткової тканин, отриманих із неушкоджених нижніх кінцівок трупів. 11 зразків спонгіозної кісткової тканини взято з метаепіфізарної ділянки великогомілкової кістки, 8 — із дистальної частини малогомілкової, 9 — із над'яtkової. 10 фрагментів коркової кістки вилучено з середньої третини діафіза великогомілкової кістки. Матеріал було забрано від 12 трупів людей упродовж першої доби після настання смерті. Померлі не мали травматичних ушкоджень, локальних або системних уражень кісткової тканини. Вік померлих становив ($57 \pm 10,7$) року, жіночої статі — 7, чоловічої — 5. Одразу після забору кісткової тканини виконували маркування та КТ-дослідження зразків на комп'ютерному томографі

Philips, Brilliance 16, з товщиною зрізів 1,0 мм, режим сканування 120 kV.

У подальшому проводили механічну обробку та підготовку до натурних досліджень: шліфування зразків і надання їм стандартної форми прямокутного паралелепіпеда або циліндра, реєстрацію результатів зважування та вимірювання з метою визначення щільності кісткової тканини. Ці типи зразків використовують у більшості механічних досліджень кістки, як стандартні [15, 16], а значення модуля пружності, визначені під час їх випробування не відрізняються за умови однакової висоти та площі поперечного перетину зразка [13, 14].

Дослідження пружних властивостей кістки (модуля пружності) проводили за умов компресійних навантажень в апараті TIRATEST 2151 із характеристиками: точність вимірювання навантаження $\pm 0,1$ Н, переміщення — 10^{-5} м, швидкість переміщення — 0,5 мм/хв ($8,3 \cdot 10^{-6}$ – $3,3 \cdot 10^{-5}$ м/с). Результат фіксували у вигляді діаграми деформування в координатах «зусилля – деформація».

Ізотропний модуль пружності розраховували за діаграмою розвантаження з передбаченим коефіцієнтом Пуассона 0,3; а твердість визначали як відношення максимальної сили тиску до відповідної площі контакту.

Результати та їх обговорення

Дослідження коркової кісткової тканини великогомілкової кістки

Досліджено 10 зразків коркової кісткової тканини середньої третини діафіза великогомілкової кістки та визначено їхню рентгенологічну

щільність за КТ і модуля пружності шляхом реєстрації лінійних переміщень за умов компресійних навантажень. Установлено, що рентгенологічна щільність зразків коркової кісткової тканини великогомілкової кістки коливалася від 1 700 HU до 2 112 HU із середнім показником 1 887,7 HU. Мінімальний показник модуля пружності цих зразків дорівнював 8 597,2 МПа, максимальний — 11 123,8 МПа, середній — 10 002,79 МПа. На підставі регресійного аналізу результатів дослідження з високим рівнем вірогідності ($r = 0,93$; $p < 0,05$) доведено залежність між мінеральною щільністю кісткової тканини за рентгенологічною оцінкою в одиницях Хаунсфілда та фізико-механічними її властивостями, а саме модулем пружності (рис. 1).

Виявлена залежність описується формулою:

$$E = 6,3 \cdot HU - 1\,905, \quad (1)$$

де E — модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості в МПа; HU — рентгенологічна щільність кісткової тканини визначена під час КТ-досліджень, виражена в одиницях Хаунсфілда; 6,3 та 1 905 — коефіцієнти, знайдені в результаті регресійного аналізу.

Дослідження спонгіозної (трабекулярної) кісткової тканини кісток над'яtkово-гомiлкового суглоба

У процесі аналізу та статистичного опрацювання результатів вимірювання рентгенологічної щільності та модуля пружності 23 зразків кісткової тканини з дистального метаепіфіза великогомілкової кістки виявлено, що їхня рентгенологічна щільність була 244–381 HU зі середнім значенням 314,8 HU, а модуль пружності — від 297,4 до 834,9 МПа (у середньому 581,5 МПа).

Таблиця

Розподіл матеріалу, використаного в натурному дослідженні пружних властивостей кісткової тканини в зоні над'яtkово-гомiлкового суглоба

Зона вилучення матеріалу, кістка	Кісткова тканина			
	матеріал від трупів людини			
	коркова		спонгіозна (ДЕМ)	
	абс.	%	абс.	%
Великогомілкова	—	—	12	28
Малогомілкова	—	—	2	5
Над'яtkова	—	—	—	—
Усього	—	—	14	33
	операційний матеріал			
Великогомілкова	10	100	11	26
Малогомілкова	—	—	8	19
Над'яtkова	—	—	9	22
Усього	10	100	28	67
Σ	10	100	42	100

Дослідження аналогічних параметрів 10 зразків спонгіозної кісткової тканини з дистального відділу малоомілкової кістки та їхній кореляційно-регресійний аналіз показали коливання рентгенологічної щільності від 232 до 298 HU (у середньому 258,9 HU), модуля пружності — від 258,3 до 534,2 МПа (середній показник — 374,7 МПа).

Рентгенологічна щільність 9 зразків спонгіозної кісткової тканини над'яркової кістки була в межах від 212 до 300 HU (у середньому 255,6 HU), при цьому модуль пружності становив у середньому 445,3 МПа (від 337,7 до 678,2 МПа).

Таким чином, рентгенологічна щільність і пружні властивості незміненої спонгіозної кісткової тканини кісток у ділянці над'ярково-гомілкового суглоба мають певні відмінності, що пов'язано з їхньою архітектонікою, розмірами, формою та характером навантаження. Відношення модулів пружності для великогомілкової та малоомілкової кісток становить 1,5; великогомілкової та над'яркової — 1,2; над'яркової та малоомілкової — 1,1. Це свідчить про загальну структурну однорідність указаних кісток та обумовлено подібністю функціонального навантаження в процесі ходьби.

Ураховуючи сказане, ми провели регресійний аналіз за результатами дослідження всіх 42 зразків спонгіозної кісткової тканини з ділянки над'ярково-гомілкового суглоба та з високим рівнем вірогідності ($r = 0,94$; $p < 0,05$) встановили залежність між мінеральною щільністю кісткової тканини за рентгенологічною оцінкою в одиницях Хаунсфілда та її модулем пружності (рис. 2).

Виявлена кореляційна залежність описується формулою:

$$E = 3 \cdot HU - 407, \quad (2)$$

де E — модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості (МПа); HU — рентгенологічна щіль-

ність кісткової тканини, визначена під час КТ-досліджень виражена в HU; 3 та 407 — коефіцієнти, отримані в результаті регресійного аналізу.

У численних роботах показано, що модуль пружності трабекулярної кісткової тканини в різних кістках та їхніх відділах (таз, хребці, епіметафізарні ділянки довгих кісток) може значно відрізнятися (у 1,5–2 рази та більше) [11–14]. Те саме стосується й коркової кісткової тканини в різних анатомічних зонах (нижня та верхня щелепи, діяфізи довгих кісток та ін.) [8–10, 12]. Адекватність і практична значимість імітаційного комп'ютерного моделювання прямо залежить від параметрів фізико-механічних властивостей кістки, які закладають у модель. У повсякденній практичній роботі визначити модуль пружності для кожного хворого неможливо, оскільки отримання кісткового матеріалу передбачає додаткове хірургічне втручання, значне подовження часу обстеження та передопераційного планування, витрати та ризику для пацієнта. Сучасне клініко-діагностичне обстеження перед виконанням реконструктивних хірургічних втручань на кістках майже завжди передбачає КТ, а це, окрім візуалізації кісткових структур та 3D-моделювання, дозволяє оцінити рентгенологічну щільність кісткової тканини у досліджуваній ділянці без залучення додаткового програмного забезпечення. За результатами проведених досліджень ми визначили залежності між рентгенологічною щільністю та модулем пружності кісткової тканини кісток ділянки над'ярково-гомілкового суглоба. Вони наведені у вигляді діаграм і формул (1, 2) диференційовано для коркової (рис. 1) та спонгіозної (трабекулярної) (рис. 2) кісткових тканин, що дає змогу в практичній роботі швидко та неінвазивно визначати модуль пружності в конкретного пацієнта і застосувати отримані індивідуалізовані реальні дані в імітаційному комп'ютерному моделюванні.

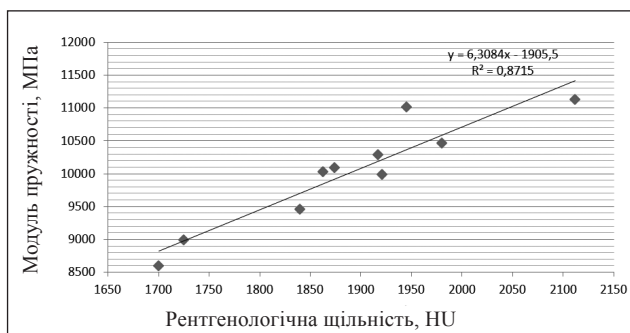


Рис. 1. Діаграма залежності модуля пружності коркової кісткової тканини великогомілкової кістки від її рентгенологічної щільності

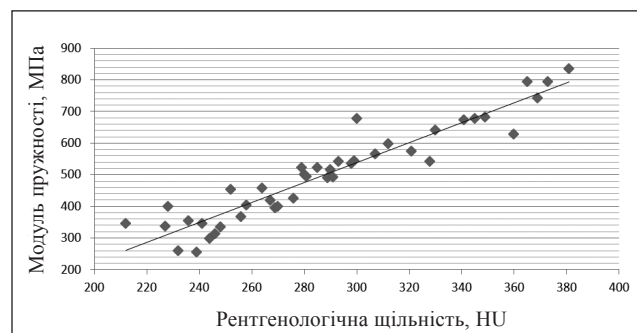


Рис. 2. Загальна діаграма залежності модуля пружності спонгіозної кісткової тканини від рентгенологічної щільності кісток у зоні над'ярково-гомілкового суглоба

Висновки

Шляхом регресійного аналізу встановлено кореляцію між рентгенологічною щільністю та модулем пружності кісткової тканини кісток, які формують над'яtkово-гомільковий суглоб. Ця залежність визначена у вигляді формул, диференційовано для коркової та спонгіозної кісткової тканин. Застосування отриманих формул дає змогу неінвазивно визначати модуль пружності кісткової тканини пацієнтів із урахуванням індивідуальних і топографічних відмінностей на підставі вимірювання рентгенологічної щільності під час стандартного КТ-дослідження. Точність такого визначення є достатньою для планування хірургічних втручань і створення імітаційних моделей напружено-деформованого стану в зоні над'яtkово-гомількового суглоба. Моделювання хірургічного втручання та прогнозування його результатів із використанням таких моделей зменшує частоту помилок та ускладнень реконструктивно-відновного лікування пацієнтів із наслідками ушкодження над'яtkово-гомількового суглоба.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Аналіз причин незадовільних результатів лікування переломів в ділянці гомільковоступневого суглоба / О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, О. І. Волошин, Т. М. Омельченко // Літопис травматології та ортопедії. — 2006. — № 1–2. — С. 93–96.
2. Маланчук В. О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В. О. Маланчук, М. Г. Кришук, А. В. Копчак. — К. : Асканія, 2013. — 231 с.
3. Омельченко Т. Н. Переломы лодыжек и быстро прогрессирующий остеоартроз голеностопного сустава: профилактика и лечение / Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 4 (593). — С. 35–40. — DOI: 10.15674/0030-59872013435-40.
4. Leardini A. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint / A. Leardini, J. J. O'Connor, S. Giannini // Journal of Foot and Ankle Research. — 2014. — Vol. 7. — Article ID : 8. — DOI: 10.1186/1757-1146-7-8.
5. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography / M. J. Ciarelli, S. A. Goldstein, J. L. Kuhn [et al.] // Journal of Orthopaedic Research. — 1991. — Vol. 9 (5). — P. 674–682.
6. Esses S. I. Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography / S. I. Esses, J. C. Lotz, W. C. Hayes // Journal of Bone and Mineral Research. — 1989. — Vol. 4 (5). — P. 715–722. — DOI: 10.1002/jbmr.5650040510.
7. Harp J. H. Noninvasive determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by quantitative computed tomography scans / J. H. Harp, J. Aronson, M. Hollis // Clinical Orthopaedics and Related Research. — 1994. — № 301. — P. 42–48.
8. Hobatho M. C. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro / M. C. Hobatho, J. Y. Rho, R. B. Ashman // Studies in Health Technology and Informatics. — 1997. — Vol. 40. — P. 157–173.
9. X-Ray quantitative computed tomography: the relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens / I. Hvid, S. M. Bentzen, F. Linde [et al.] // Journal of Biomechanics. — 1989. — Vol. 22 (8/9). — P. 837–844.
10. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography / R. J. McBroom, W. C. Hayes, W. T. Edwards [et al.] // Journal of Bone and Joint Surgery. — 1985. — Vol. 67-A (8). — P. 1206–1214.
11. Rho J. Y. Relations of mechanical properties to density and ct numbers in human bone / J. Y. Rho, M. C. Hobatho, R. B. Ashman // Medical Engineering and Physics. — 1995. — Vol. 17 (5). — P. 347–355.
12. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis / W. R. Taylor, E. Roland, H. Ploeg [et al.] // Journal of Biomechanics. — 2002. — Vol. 35. — P. 767–773.
13. Linde F. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens / F. Linde, I. Hvid, F. Madsen // Journal of Biomechanics. — 1992. — Vol. 25 (4). — P. 359–438.
14. Linde F. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach / F. Linde // Danish Medical Bulletin. — 1994. — Vol. 1 (2). — P. 119–138.

Стаття надійшла до редакції 13.08.2018

CORRELATION OF ELASTIC MODULUS AND X-RAY BONE DENSITY IN THE AREA OF THE ANKLE JOINT

T. M. Omelchenko¹, O. A. Buryanov¹, A. P. Lyabakh², V. B. Mazevich², M. S. Shidlovsky³, O. S. Musienko³

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²SI «Institute of Traumatology and Orthopaedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv

³National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

✉ Taras Omelchenko, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tarasomel@ukr.net

✉ Olexandr Buryanov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: kaftraum@ukr.net

✉ Andriy Lyabakh, MD in Traumatology and Orthopaedics: lyabakh@gmail.com

✉ Vadim Mazevich: kaftraum@ukr.net

✉ Mykola Shidlovsky, PhD: n_shidlovsky@ukr.net

✉ Olga Musienko: n_shidlovsky@ukr.net