

ративных вмешательств. Монокондиллярное эндопротезирование целесообразно выполнять пациентам молодого возраста; при наличии сгибательной контрактуры в коленном суставе более 15° рекомендовано использование эндопротеза без сохранения задней крестообразной связки; при наличии дефекта мыщелка большеберцовой кости более 10 мм применяли эндопротез с тибиальным удлинителем; при тотальной нестабильности коленного сустава использовали цельносвязанные модели протеза.

Ключевые слова: гонартроз, монокондиллярный эндопротез, тибиальный удлинитель, цельносвязанный эндопротез.

УДК: 616.728.589-089.001-856

ФІЗИКО-МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТРАБЕКУЛЯРНОЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ КІСТОК ГОМІЛКОВОСТОПНОГО СУГЛОБА (експериментально-клінічне дослідження)

Омельченко Т.М.¹, Бур'янов О.А.¹, Лябах А.П.², Мазевич В.Б.²,
Мусієнко О.С.³, Шидловський М.С.³

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

²ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", Київ

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

Резюме. Досліджено 42 зразки спонгіозної кісткової тканини дистального відділу великогомілкової (ВГК) та малогомілкової (МГК), а також таранної (ТК) кісток. Перед проведенням натурного експерименту з визначення модуля пружності (МП) кісткової тканини шляхом реєстрації лінійних переміщень під час статичних та квазістатичних навантажень усі зразки було досліджено за допомогою комп'ютерної томографії та визначено їх рентгенологічну щільність (РЩ), виражену в одиницях Хаунсфілда (НУ). Встановлено, що середній показник РЩ для спонгіозної кісткової тканини ВГК складає 314,8 НУ, а середні значення МП спонгіозної кістки в цій зоні становить 581,5 МПа. Для МГК середні значення відповідних показників складають: РЩ – 258,9 НУ, МП – 374,7 МПа. Для таранної кістки: РЩ – 255,6 НУ, МП – 445,3 МПа. Після статистичної обробки результатів дослідження та проведення регресійного аналізу встановлено наявність кореляційного зв'язку між РЩ, механічною щільністю кісткової тканини та її МП в обраній анатомічній ділянці з метою наступного застосування отриманих даних при імітаційному комп'ютерному моделюванні та прогнозуванні результатів реконструктивних хірургічних втручань у зоні гомілковостопного суглоба.

Ключові слова: спонгіозна кісткова тканина, трабекулярна кісткова тканина, дистальна гомілка, таранна кістка, рентгенологічна щільність, модуль пружності.

Вступ

Висока частота пошкоджень у зоні гомілковостопного суглоба, а також значний відсоток незадовільних результатів лікування травм у цій зоні, що за літературними даними досягає 37%, обумовлюють необхідність подальшого реконструктивно-відновного лікування у майже 18% постраждалих пацієнтів [1, 3, 4]. При важких посттравматичних деформаціях та дегенеративно-деструктив-

них змінах у гомілковостопному суглобі адекватний вибір виду та методики реконструктивного хірургічного втручання є складним та багатокомпонентним процесом, що повинен враховувати як ситуацію, що має місце на момент звернення пацієнта, так і прогноз ефективності хірургічного лікування. Особливо важливим аспектом у прогнозуванні результатів того чи іншого виду реконструктивного лікування у зоні гомілковостопного суглоба (корекційна остеотомія, артродез чи ен-

допротезування) є їх складність, травматичність, функціональний результат та його потенційна стійкість, а також вартість [4].

Сучасним інструментом для прогнозування ефективності тих чи інших видів реконструктивного лікування є побудова імітаційних комп'ютерних моделей конкретної клінічної ситуації та моделювання хірургічного втручання із подальшою оцінкою напружено-деформованих станів у системі імплант-кістка, оцінкою біомеханічних змін в оперованому сегменті та ін. [2, 7].

Інформативність такого моделювання, його практична значимість та наближеність до реальних умов, що виникатимуть у житті конкретного пацієнта, прямо залежить від повноти та адекватності урахування фізико-механічних властивостей біологічних структур та небіологічних матеріалів, що закладаються під час побудови моделі. Саме фізико-механічні властивості біологічних та небіологічних матеріалів обумовлюють особливості їх подальшої взаємодії, а це прямо впливатиме на стабільність та витривалість імплантів або систем фіксації під час статичних та циклічних навантажень [2, 4, 5].

Кісткова тканина має унікальну структурну організацію, пристосовану для виконання опорної, захисної та метаболічної функції. Вона відзначається високою жорсткістю, міцністю, здатністю до самооновлення та репаративної регенерації, а також до структурної перебудови залежно від характеру навантаження. Серед механічних властивостей кісткової тканини, що обумовлюють її структурно-функціональний стан, виділяють щільність, пружність (в'язко-пружні властивості), анізотропність та ортотропність, неоднорідність, міцність [2, 12]. Важливо відмітити, що механічні властивості кісткової тканини значною мірою залежать від анатомічної ділянки, віку, статі та загального стану людини. У різних анатомічних зонах фізико-механічні властивості кісткової тканини можуть значно відрізнитися, що унеможливило застосування стандартних величин модуля пружності та межі міцності для побудови реалістичних імітаційних комп'ютерних моделей.

Залежно від завдань дослідження проводиться визначення пружних властивостей (модуля пружності) кісткової тканини під час статичних та квазістатичних навантажень, визначення міцності, твердості кісткової тканини, визначення в'язко-пружних властивостей, а також випробування під час ударних та тривалих циклічних навантажень. З цією метою застосовуються такі методики, як визначення лінійних переміщень у зразках кісткової тканини; акустична мікроскопія для визначення акустичної емісії (виникнення механічних коливань у звуковому та ультразвуковому діапазоні

частот), що пов'язана з виникненням напруження, деформацією та руйнуванням мікроструктур кісткової тканини в процесі навантаження; ультразвукова денситометрія; методика індендації, мікро- та наноіндендації (визначення твердості кісткової тканини за здатністю протидіяти проникненню у неї іншого, твердішого тіла), методи патоморфологічного та біохімічного дослідження, рентгенологічні дослідження [2].

Пружні властивості кісткової тканини прямо залежать від її механічної щільності та мінеральної насиченості. У свою чергу, мінеральна насиченість кісткової тканини визначає її рентгенологічну щільність, що оцінюється при звичайному рентгенологічному дослідженні або комп'ютерній томографії. На підставі цього сьогодні запропоновані способи непрямого дослідження та визначення пружних властивостей кісткової тканини. Вказані способи засновані на емпірично отриманих регресійних залежностях, що пов'язують модуль пружності, механічну щільність та рентгенологічну щільність кісткової тканини [2, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12]. Однак, як зазначає більшість науковців, які займаються даними дослідженнями, у зв'язку зі значною анізотропністю, ортотропністю та неоднорідністю кісткової тканини, її залежності від індивідуальних особливостей, анатомічної ділянки та змін, що настають після травми або захворювання, спостерігаються значний дисонанс та розбіжності в результатах для окремих кісток та навіть їх ділянок [2, 6, 7, 8, 10, 11]. Відомо, що трабекулярна та кортикальна кісткові тканини мають значну (на порядок та більше) різницю у модулі пружності. На кінцеві результати дослідження впливають якість досліджуваного матеріалу та його походження (трупний, тваринний матеріал, час забору та методика зберігання, методика дослідження та ін.). Крім того, у численних дослідженнях показано, що модуль пружності трабекулярної кісткової тканини в різних кістках та їх відділах (кістки таза, хребці, епіметафізарні зони довгих кісток) також може значно відрізнитися (у 1,5-2 та більше разів). Те ж саме стосується і кортикальної кісткової тканини в різних анатомічних зонах (нижня та верхня щелепи, діафізи довгих кісток та ін.) [2, 10, 12]. При цьому, як вказувалося вище, адекватність та практична значимість імітаційного комп'ютерного моделювання напряму залежить від параметрів фізико-механічних властивостей кістки, що закладаються у модель. Враховуючи відсутність відповідних досліджень для ділянки гомілковостопного суглоба, з метою уточнення кореляційних залежностей між механічною, рентгенологічною щільністю та модулем пружності кісткової тканини кісток гомілки та таранної кістки нами проведено серію досліджень зразків кісткової тканини вказаних кісток.

Мета роботи – визначити фізико-механічні та рентгенологічні властивості кісткової тканини великогомілкової, малоогомілкової та таранної кісток, провести статистичний аналіз та встановити наявність кореляційного зв'язку між рентгенологічною, механічною щільністю кісткової тканини та її модулем пружності в обраній анатомічній ділянці з метою наступного застосування отриманих даних при імітаційному комп'ютерному моделюванні реконструктивних хірургічних втручань у зоні гомілковостопного суглоба.

Матеріали і методи

Під час роботи виконувалися КТ та натурні дослідження зразків кісткової тканини.

Нами аналізувалися 14 зразків трабекулярної (спонгіозної) кісткової тканини, отримані від пацієнтів при хірургічному лікуванні, а також 28 зразків трупної кісткової спонгіозної тканини та 10 зразків трупної кортикальної кісткової тканини з середньої третини діафіза великогомілкової кістки (табл. 1).

Фрагменти спонгіозної кісткової тканини пацієнтів із переломами ДЕМ великогомілкової та малоогомілкової кісток вилучалися під час виконання хірургічного лікування. Забиралися лише кісткові уламки та кісткові фрагменти необхідного для дослідження розміру, що втратили зв'язок з окістям та могли бути вилучені без шкоди для пацієнта. Таких зразків кісткового матеріалу загалом досліджено 14 (12 із великогомілкової кістки, 2 із малоогомілкової кістки). У передопераційному періоді всім пацієнтам було виконано КТ-обстеження та визначено рентгенологічну щільність кісткової тканини в зоні, що досліджувалася. Середній вік пацієнтів складав $34 \pm 6,8$ років, чоловіків було 9, жінок 5.

Крім того, експериментально-клінічне дослідження проведено на 28 зразках спонгіозної кісткової тканини та 10 зразках кортикальної кісткової тканини, які було взято з неушкоджених нижніх кінцівок свіжих трупів. 11 зразків спонгіозної кісткової тканини взято з метаепіфізарної ділянки великогомілкової кістки, 8 із дистальної частини малоогомілкової кістки, 9 із таранної кістки, 10 зразків кортикальної кісткової тканини було взято з середньої третини діафіза великогомілкової кістки.

Матеріал було забрано від 12 трупів людей упродовж першої доби після настання смерті. Померлі не мали травматичних пошкоджень, локальних або системних уражень кісткової тканини. Вік померлих складав $57 \pm 10,7$ років, 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.

Таблиця 1

Розподіл матеріалу, що використано при натурному дослідженні пружних властивостей кісткової тканини в зоні гомілковостопного суглоба

Зона забору матеріалу	Трупний матеріал (кісткова тканина)			
	Кортикальна		Спонгіозна (ДЕМ)	
	абс.	%	абс.	%
Великогомілкова кістка	-	-	12	28%
Малоогомілкова кістка	-	-	2	5%
Таранна кістка	-	-	-	-
Усього	-	-	14	33%
	Операційний матеріал (кісткова тканина)			
	Кортикальна		Спонгіозна (ДЕМ)	
	абс.	%	абс.	%
Великогомілкова кістка	10	100%	11	26%
Малоогомілкова кістка	-	-	8	19%
Таранна кістка	-	-	9	22%
Усього	10	100%	28	67%
Σ	10	100%	42	100%

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

Дослідження пружних властивостей кістки (модуля пружності) проводили під час компресійних навантажень в апараті TIRATEST-2151 із наступними характеристиками: точність вимірювання навантаження $\pm 0,1$ Н, точність виміру переміщення 10^{-5} м, швидкість переміщення – 0,5 мм/хв ($8,3 \cdot 10^{-6}$ – $3,3 \cdot 10^{-5}$ м/сек). Після завершення дослідження результат фіксувався у вигляді діаграми деформування у координатах зусилля-деформація.

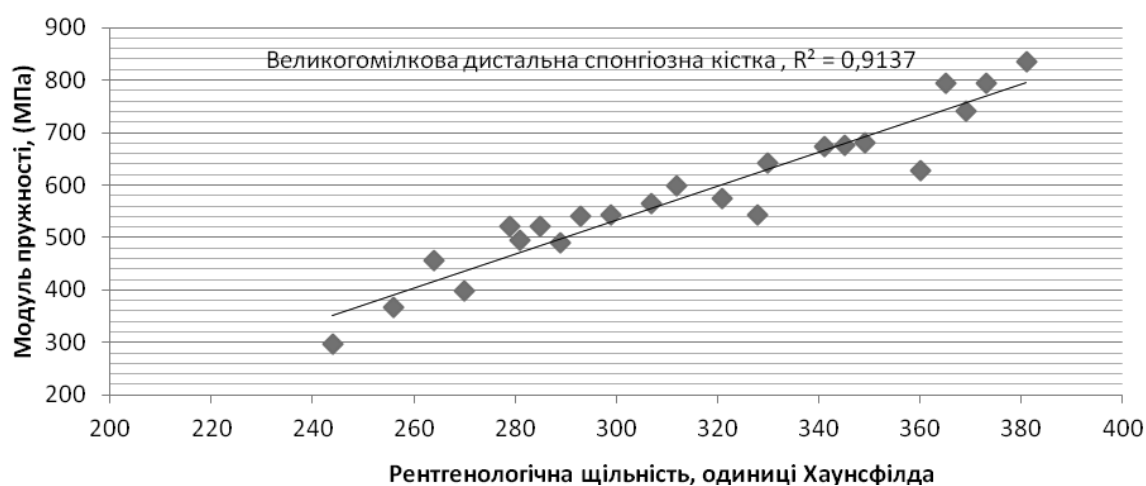


Рис. 1. Діаграма залежності модуля пружності спонгіозної кісткової тканини дистального відділу великогомілкової кістки від її рентгенологічної щільності

Результати та їх обговорення

Аналіз та статистична обробка результатів вимірювання рентгенологічної щільності та модуля пружності 23 зразків кісткової тканини з дистального метаепіфіза великогомілкової кістки виявили наступні показники: рентгенологічна щільність зразків коливалася від 244 HU (одиниць Хаунсфілда) до 381 HU з середнім показником 314,8 HU, при цьому модуль пружності досліджуваних зразків становив у середньому 581,5 МПа від 297,4 МПа до 834,9 МПа (рис. 1). Ізотропний модуль пружності розраховувався за діаграмою розвантаження з передбаченим коефіцієнтом Пуассона 0,3, а твердість визначалася як відношення максимальної сили тиску до відповідної площі контакту.

Дослідження аналогічних параметрів 10 зразків спонгіозної кісткової тканини з дистального відді-

лу малоюмілкової кістки та їх кореляційно-регресійний аналіз показали коливання рентгенологічної щільності від 232 HU до 298 HU, що в середньому складало 258,9 HU, а відповідний модуль пружності коливався у межах 258,3 МПа до 534,2 МПа з середнім показником 374,7 МПа (рис. 2).

Рентгенологічна щільність спонгіозної кісткової тканини таранної кістки перебувала в межах від 212 HU до 300 HU (в середньому 255,6 HU), при цьому модуль пружності спонгіози тут складав у середньому 445,3 МПа та коливався в межах від 337,7 МПа до 678,2 МПа (рис. 3).

Таким чином визначено, що рентгенологічна щільність та пружні властивості незміненої спонгіозної кісткової тканини кісток у зоні гомілковостопного суглоба мають певні відмінності, що пов'язано з їх архітектонікою, розмірами, формою та характером навантаження.

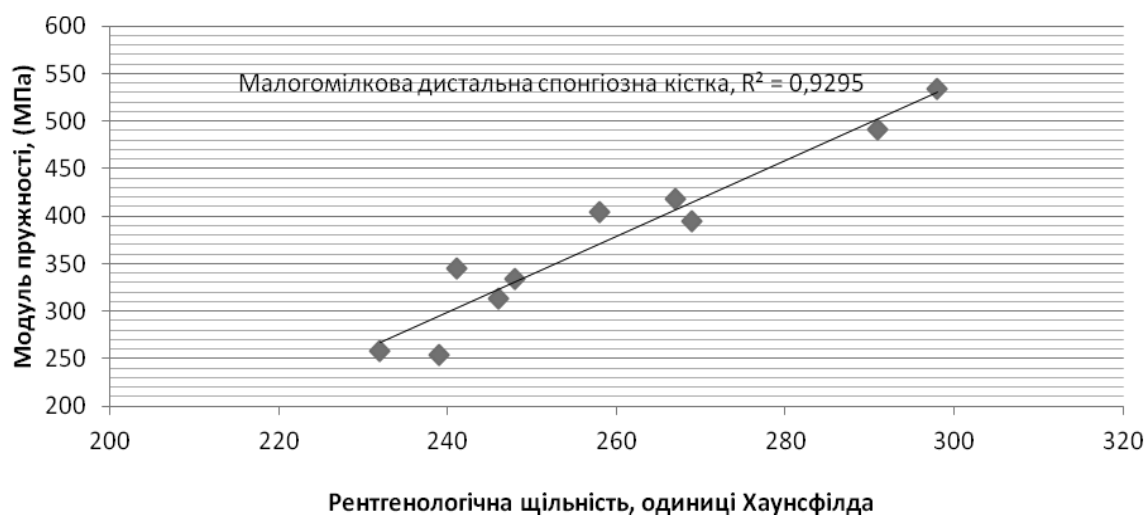


Рис. 2. Діаграма залежності модуля пружності спонгіозної кісткової тканини дистального відділу малоюмілкової кістки від її рентгенологічної щільності



Рис. 3. Діаграма залежності модуля пружності спонгіозної кісткової тканини таранної кістки від її рентгенологічної щільності

Відношення модулів пружності для великогомілкової та малогомілкової кісток складає 1,5, великогомілкової та таранної кісток – 1,2, таранної та малогомілкової кісток – 1,1. Це вказує на загальну структурну однорідність вказаних кісток та обумовлено подібністю функціонального навантаження у процесі ходьби.

Враховуючи вищевказане, ми провели регресійний аналіз з урахуванням результатів дослідження всіх 42 зразків спонгіозної кісткової тканини з зони гомілковостопного суглоба та з високим рівнем статистичної вірогідності ($r=0,94$, $p<0,05$) встановили залежність між мінеральною щільністю кісткової тканини за рентгенологічною оцінкою в одиницях Хаунсфілда та фізико-механічними її властивостями, а саме модулем пружності (рис. 4).

Дана залежність описується лінійною формулою:
 $E=3 \cdot HU - 407$,

де E – модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості в МПа, HU – рентгенологічна щільність кісткової тканини, визначена при КТ досліджуваної ділянки, що виражена в одиницях Хаунсфілда, 3 та 407 – коефіцієнти, визначені в процесі регресійного аналізу.

Висновки

Встановлена регресійна залежність дає можливість визначення модуля пружності кісткової тканини кісток, що формують гомілковостопний суглоб з урахуванням індивідуальних та топографічних від-

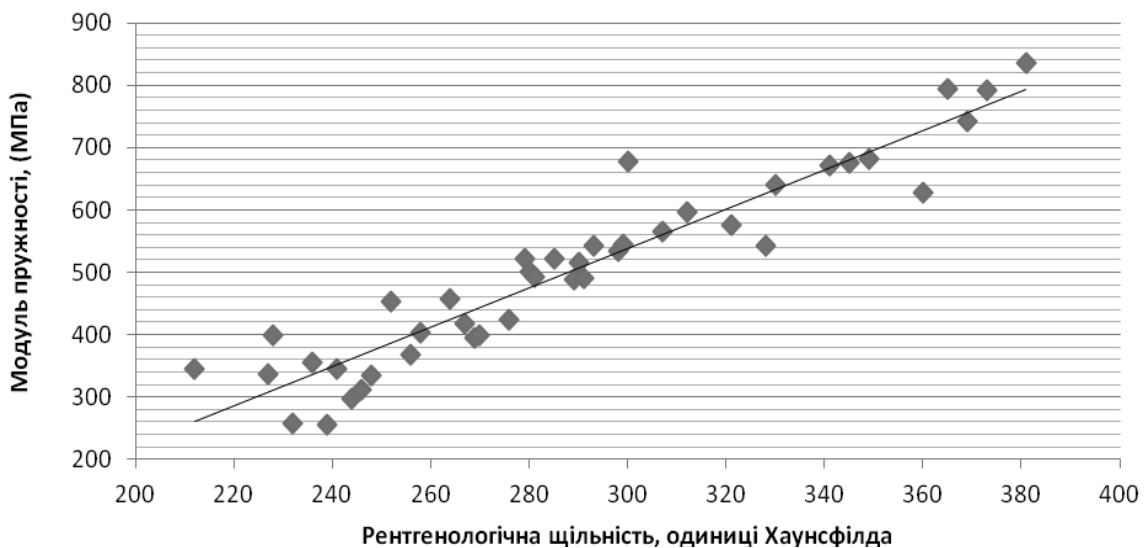


Рис. 4. Загальна діаграма залежності модуля пружності спонгіозної кісткової тканини від рентгенологічної щільності кісток у зоні гомілковостопного суглоба

мінностей на підставі вимірювання їх рентгенологічної щільності при стандартних КТ-дослідженнях. Точність такого визначення є достатньою для планування хірургічних втручань і створення імітаційних моделей напружено-деформованого стану в зоні гомілковостопного суглоба. Моделювання хірургічного втручання та прогнозування його результатів з застосуванням таких моделей дозволяє зменшити частоту помилок та ускладнень при реконструктивно-відновному лікуванні пацієнтів із наслідками пошкодження гомілковостопного суглоба.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

Література

1. Бур'янов О.А. Аналіз причин незадовільних результатів лікування переломів в ділянці гомілковоступневого 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. Кончак. – К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. – 231 с.
3. Омельченко Т.Н. Переломи лодыжек и быстропрогрессирующий остеоартроз голеностопного сустава: профилактика и лечение / Т.Н. Омельченко // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – № 4. – С. 35–40.
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 (8). DOI: 10.1186/1757-1146-7-8.
5. Ciarelli M.J. 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. Kubn, D.D. Cody, M.B. Brown // Journal of Orthopaedic Research. – 1991. – № 5, Vol. 9. – P. 674–682.
6. Esses S. 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. – № 5, Vol. 4. – P. 715–722.
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. Hobatbo M.-C. Anatomical Variation of Human Cancellous Bone Mechanical Properties In Vitro / M.-C. Hobatbo, J.Y. Rbo, R.B. Ashman // Studies in Health Technology and Informatics. – 1997. – Vol. 40. – P. 157–173.
9. Hvid I. X-Ray Quantitative Computed Tomography: The Relations to Physical Properties of Proximal Tibial Trabecular Bone Specimens / I. Hvid, S.M. Bentzen, F. Linde, L. Mosekilde, B. Pongsoipetch // Journal of Biomechanics. – 1989. – № 8/9, Vol. 22. – P. 837–844.
10. McBroom R.J. Prediction of Vertebral Body Compressive Fracture using Quantitative Computed Tomography / R.J. McBroom, W.C. Hayes, W.T. Edwards, R.P. Goldberg, A.A. White // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1985. – № 8, Vol. 67-A. – P. 1206–1214.
11. Rbo J.Y. Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone / J.Y. Rbo, M.-C. Hobatbo, R.B. Ashman // Medical Engineering and Physics. – 1995. – № 5, Vol. 17. – P. 347–355.
12. Taylor W.R. Determination of Orthotropic Bone Elastic Constants Using FEA and Modal Analysis / W.R. Taylor, E. Roland, H. Ploeg, D. Hertig, R. Klabunde, M.D. Warner, M.-C. Hobatbo, L. Rakotomanana, S.E. Clift // 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 // J. Biomech. – 1992. – Apr. – Vol. 25 (4). – P. 359–438.
14. 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.
15. Arendts F.J. Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible-II / F.J. Arendts, C. Sigolotto // Biomed Tech. – 1990. – Vol. 35 (6). – P. 123–130.
16. Linde F. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. / F. Linde // Dan. Med. Bull. – 1994. – Apr. – Vol. 1 (2). – P. 119–138.

PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF TRABECULAR BONE TISSUE OF THE ANKLE JOINT (experimental research)

Omelchenko T.M., Burianov O.A., Lyabakh A.P., Mazevich V.B., Musienko O.S., Shidlovskiy M.S.

Summary. 42 samples of the spongy bone tissue of the distal tibial (DT), distal fibular (DF), and talar (T) bones were studied. Before the full-scale experiment to determine the elastic modulus (EM) of bone tissue by recording linear movements under static and quasistatic loads, all samples were examined by computed tomography to determine their radiological density (RD) in Hounsfield units (HU). It was found that the average RD for spongy bone tissue of the DT is 314.8 HU, and the average value of EM of the spongy bone in this zone is 581.5 MPa. For the DF the average values of the corresponding indicators are: RD – 258.9 HU, EM – 374.7 MPa. For the T bone: RD – 255.6 HU, EM – 445.3 MPa. After the statistical analysis of the results of the study and regression analysis, a correlation was established between the RD, the mechanical density of the bone tissue and its EM in the selected anatomical region for the purpose of subsequent application of the obtained data in simulation computer modeling and predicting the results of reconstructive surgical interventions in the ankle zone.

Key words: spongy bone tissue, trabecular bone tissue, distal shin, talus bone, radiographic density, modulus of elasticity.

**ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТРАБЕКУЛЯРНОЙ
КОСТНОЙ ТКАНИ КОСТЕЙ ГОЛЕНСТОПНОГО СУСТАВА
(экспериментально-клиническое исследование)**

Омельченко Т.Н., Бурьянов А.А., Лябах А.П., Мазевич В.В., Мусиенко А.С., Шидловский М.С.

Резюме. Исследовано 42 образца спонгиозной костной ткани дистального отдела большеберцовой (ББК) и малоберцовой (МБК), а также таранной (ТК) костей. Перед проведением натурального эксперимента по определению модуля упругости (МУ) костной ткани путем регистрации линейных перемещений при статических и квазистатических нагрузках все образцы были исследованы с помощью компьютерной томографии для определения их рентгенологической плотности (РП) в единицах Хаунсфилда (НУ). Установлено, что средний показатель РП для спонгиозной костной ткани ББК составляет 314,8 НУ, а среднее значение МУ спонгиозной кости в этой зоне составляет 581,5 МПа. Для МБК средние значения соответствующих показателей составляют: РП – 258,9 НУ, МУ – 374,7 МПа. Для таранной кости: РП – 255,6 НУ, МУ – 445,3 МПа. После статистической обработки результатов исследования и проведения регрессионного анализа установлено наличие корреляционной связи между РП, механической плотностью костной ткани и ее МУ в выбранной анатомической области с целью последующего применения полученных данных при имитационном компьютерном моделировании и прогнозировании результатов реконструктивных хирургических вмешательств в зоне голеностопного сустава.

Ключевые слова: спонгиозная костная ткань, трабекулярная костная ткань, дистальная голень, таранная кость, рентгенологическая плотность, модуль упругости.

УДК 616.716-007-089.843-089.168.1

**ОСОБЛИВОСТІ РЕМОДЕЛЮВАННЯ АУТОТРАНСПЛАНТАТІВ
ІЗ ГРЕБЕНЯ КЛУБОВОЇ КІСТКИ У ПАЦІЄНТІВ
ІЗ ДЕФЕКТАМИ І ДЕФОРМАЦІЯМИ КІСТОК
ЛИЦЕВОГО ЧЕРЕПУ В РАННЬОМУ
ТА ВІДДАЛЕНОМУ ПІСЛЯОПЕРАЦІЙНОМУ ПЕРІОДІ**

Рибак В.А.², Копчак А.В.¹, Павличук Т.О.¹

¹Кафедра стоматології Інституту післядипломної освіти
Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, м. Київ

²Центр щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної
клінічної лікарні, м. Київ

Резюме. Актуальність. Метою дослідження було вивчити зміни об'єму та щільності кісткових аутотрансплантатів із гребеня клубової кістки на основі аналізу даних комп'ютерної томографії (КТ) у найближчому та віддаленому післяопераційному періоді у пацієнтів із дефектами і деформаціями щелеп. **Матеріали і методи.** Матеріалом дослідження були 42 пацієнта (середній вік $38,3 \pm 12$ років), яким проводили заміщення післяопераційних дефектів щелеп, використовуючи кісткові аутотрансплантати. Стан хворих оцінювали клінічно та рентгенологічно (КТ) відразу після операції, через 6 та 12 місяців. За даними КТ визначали об'єм трансплантатів, вміст різних типів кістки в них та рентгенологічну щільність кісткової тканини реципієнтної ділянки. **Результати та їх обговорення.** Встановлено, що в післяопераційному періоді трансплантати зазнавали інтенсивної резорбції та перебудови зі зменшенням об'єму на $65,1 + 21,8\%$ та збільшенням його рентгенологічної щільності. Найбільш інтенсивну резорбцію відзначали в перші 6 місяців після операції ($45,6 + 21,8\%$). Було виявлено статистично вірогідні