

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.877>Мовчанюк В.О.¹, Жук П.М.¹, Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.², Сухоруков С.І.³¹Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова, м. Вінниця, Україна²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна³Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Експериментальне дослідження щільності кісткової тканини при моноконділярній артропластиці колінного суглоба за попередніми даними КТ та інтраопераційного її визначення

Резюме. Актуальність. Одним з основних ускладнень при моноконділярному ендопротезуванні колінного суглоба є нестабільність компонентів ендопротеза. При плануванні операції необхідно враховувати мінеральну щільність кісткової тканини для запобігання негативним наслідкам у післяопераційному періоді, таким як асептичний та септичний процеси в зоні встановлення компонента ендопротеза.

Мета. Провести порівняльний аналіз результатів дослідження характеристик щільності кісткової тканини за даними комп'ютерної томографії та запропонованого пристрою. **Матеріали та методи.** Для розв'язання поставленого завдання було проведено дослідження щільності кісткової тканини ділянки опилу великогомілкової кістки за допомогою вимірювального пристрою. Для порівняння результатів виконували дослідження щільності кісткової тканини в зоні інтересу великогомілкової кістки за КТ-зображеннями колінного суглоба за шкалою одиниць Гаунсфілда в 9 зонах. Досліджували дві групи по 10 хворих: I група — пацієнти, у яких за даними денситометрії була визначена остеопенія (T-score від -1,0 до -2,5), II група — за денситометрією T-score був меншим від -2,5. **Результати.** Установлено, що максимальна оптична щільність кортикального шару у хворих I групи становила 678 ± 150 HU, II групи — 377 ± 93 HU, модуль пружності становив 1435 ± 363 МПа, різниця величин абсорбції кортикального шару між групами статистично значуща ($t = 2,509$; $p = 0,046$). У центральних зонах 1, 2 та 3 індекс абсорбції тканини вищий у хворих I групи. На крайових зонах 4, 6, 7 та 8 рівень абсорбції кісткової тканини у групах хворих практично однаковий. Модуль пружності губчастої тканини великогомілкової кістки в зоні опилу при ендопротезуванні статистично не відрізняється від розрахованих значень, хоча показник менший. Це пов'язано із структурою губчастої тканини, яка має тонкі кісткові пластинки й перекладини (трабекули), які перехрещуються між собою й утворюють багато чарунок. У місці вимірювання твердості губчастої тканини велика ймовірність потрапляння в міжтрабекулярний проміжок, хоча розмір індентора більший, тому у вимірювання залучаються й кісткові структури. **Висновки.** Сучасні методи медичної візуалізації, у тому числі КТ, дають не тільки точні дані щодо змін структур кісткової тканини, а й можливість визначити фізичні властивості тканин — оптичну абсорбцію кісткових структур, геометричні розміри тощо. Однак томографічні дослідження на сьогодні все ж залишаються доволі дорогими, тому розробляються більш доступні способи визначення фізичних даних кістки. Розроблений спосіб та пристрій вимірювання щільності кісткової тканини дозволяє швидко та об'єктивно визначити якість кістки в зоні резекції. Але в деяких випадках у хворих зі зниженою щільністю кісткової тканини виникає необхідність у додатковому передопераційному проведенні КТ-досліджень.

Ключові слова: кісткова тканина; щільність; тибіальне плато; ендопротезування

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2022

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінська Олена Дмитрівна, науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: helen.karpinska@gmail.com

For correspondence: Olena Karpinska, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com

Full list of authors information is available at the end of the article.

Вступ

Монокондилярне ендопротезування колінного суглоба останніми десятиліттями набирає все більшої популярності серед ортопедів Європи загалом та України зокрема. Цей метод лікування дозволяє швидко відновити функцію колінного суглоба, отримати раннє та повне його навантаження, має малу травматичність та короткий термін порівняно з тотальним ендопротезуванням, дозволяє зберегти зв'язковий апарат, не менш важливою є і помірна вартість імплантата [1].

Одним з основних ускладнень, що може вплинути на виживання встановленого імплантата, є нестабільність компонентів ендопротеза. Однією з основних причин цього є остеопороз.

Важливий вплив на стабільність встановленого тибіального компонента ендопротеза має мінеральна щільність кісткової тканини (МЩКТ) саме в зоні його імплантації. При плануванні операції необхідно врахувати МЩКТ для запобігання негативним наслідкам у післяопераційному періоді, таким як асептичний та септичний процеси в зоні встановлення компонента ендопротеза, ознаки його нестабільності, що можуть нівелювати роботу хірурга [2].

Складаються умови, у яких складно прогнозувати дійсну картину, пов'язану з мінералізацією кістки в зоні інтересу хірурга. Особливо це важливо при монокондилярному ендопротезуванні колінного суглоба і більшою мірою в літніх людей.

Для визначення мінеральної щільності кісткової тканини часто застосовують денситометричне обстеження, що має опосередкований характер та не завжди об'єктивно показує стан кістки, що спостерігається під час операції. Створилась ситуація, при якій складно дізнатись вірогідні дані про МЩКТ у зоні встановлення ендопротеза, що особливо важливо в людей похилого віку.

Стан кісткової тканини можна визначити за рентгенограмами за допомогою програмного комплексу X-rays [3, 4]. Недоліком цього методу є те, що він не дає можливості отримати дані про розподіл щільності кісткової тканини в площині її опилу.

Методом передопераційного планування може бути комп'ютерна томографія, яка дозволяє визначити щільність біологічних тканин в одиницях Гаунсфілда [5], але не завжди є можливість виконати КТ-дослідження до операції. Тому нами розроблений пристрій, що дозволяє проводити інтраопераційне вимірювання щільності кісткової тканини.

Мета: провести порівняльний аналіз результатів дослідження характеристик щільності кісткової тканини за даними комп'ютерної томографії та запропонованого пристрою.

Матеріали та методи

Для вирішення поставленого завдання було проведено дослідження щільності кісткової тканини ділянки опилу великогомілкової кістки за допомогою вимірювального пристрою. Схема пристрою наведена на рис. 1.

Робота пристрою базується на вимірюванні твердості за Віккерсом [6]. Цей метод відноситься до неруйнівних видів механічних випробувань та дозволяє вивчати механічні властивості компактною кісткової тканини у малих обсягах. Він ґрунтується на дослідженні залежності глибини проникнення алмазного конуса у вигляді чотиригранної пірамідки в досліджуваний матеріал від величини зусилля. Вимірювання проводили на 90 опилах плато великогомілкової кістки, видалених під час виконання операції монокондилярного ендопротезування (рис. 2).

Для порівняння результатів дослідження виконували рентгенометричне дослідження щільності кісткової тканини в зоні інтересу великогомілкової кістки. Ви-

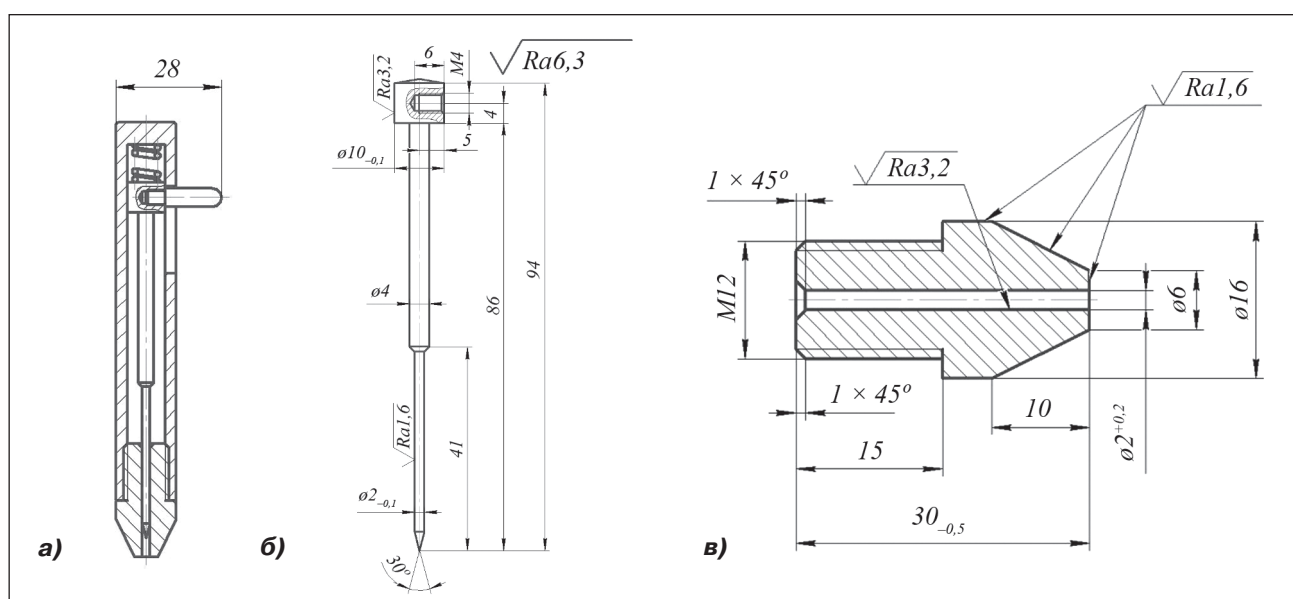


Рисунок 1. Пристрій для визначення щільності кісткової тканини: а) корпус; б) шток; в) наконечник



Рисунок 2. Опил медіального плато великогомілкової кістки

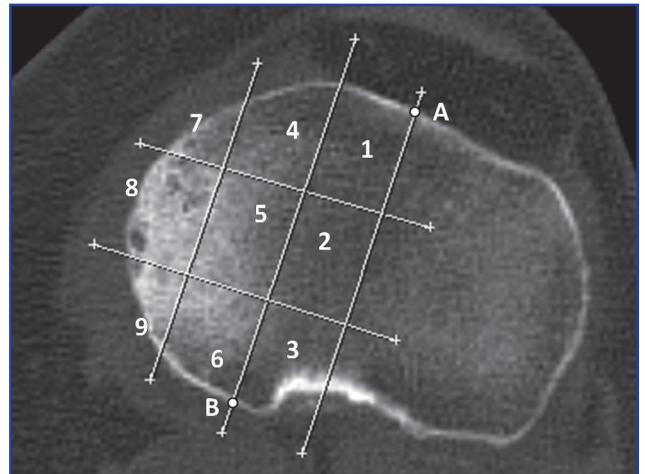


Рисунок 3. Зони вимірювання оптичної щільності

мірювання виконували на КТ-зображеннях колінного суглоба за шкалою одиниць Гаунсфілда [5]. Використовували томограми тих самих пацієнтів, зроблені до виконання оперативного втручання.

Шкала одиниць Гаунсфілда (денситометричних показників, англ. HU) — шкала лінійного послаблення (абсорбції) випромінювання щодо дистильованої води, рентгенівська щільність якої була прийнята за 0 HU (при стандартному тиску та температурі) [5].

Для визначення рівня абсорбції губчастої тканини ділянки опилу великогомілкової кістки проводили аналіз КТ, зроблених до виконання операції ендопротезування.

Шар КТ, по якому передбачалося видалення необхідної частини великогомілкової кістки, було розділено на 9 зон (рис. 3).

По кожній зоні визначали максимальний індекс абсорбції в одиницях Гаунсфілда (HU) (рис. 4).

Таблиця 1. Середні денситометричні показники деяких речовин та тканин в одиницях Гаунсфілда

Речовина	HU
Повітря	-1000
Вода	0
Кров	Від +30 до +45
М'язи	Від +10 до +40
Кістка	Від +700 (губчаста речовина) до +3000 (кісткова речовина)

Рівень абсорбції кортикального шару визначали за максимальним значенням по протяжності від точки А до точки В. Отримані дані абсорбції кісткової тка-

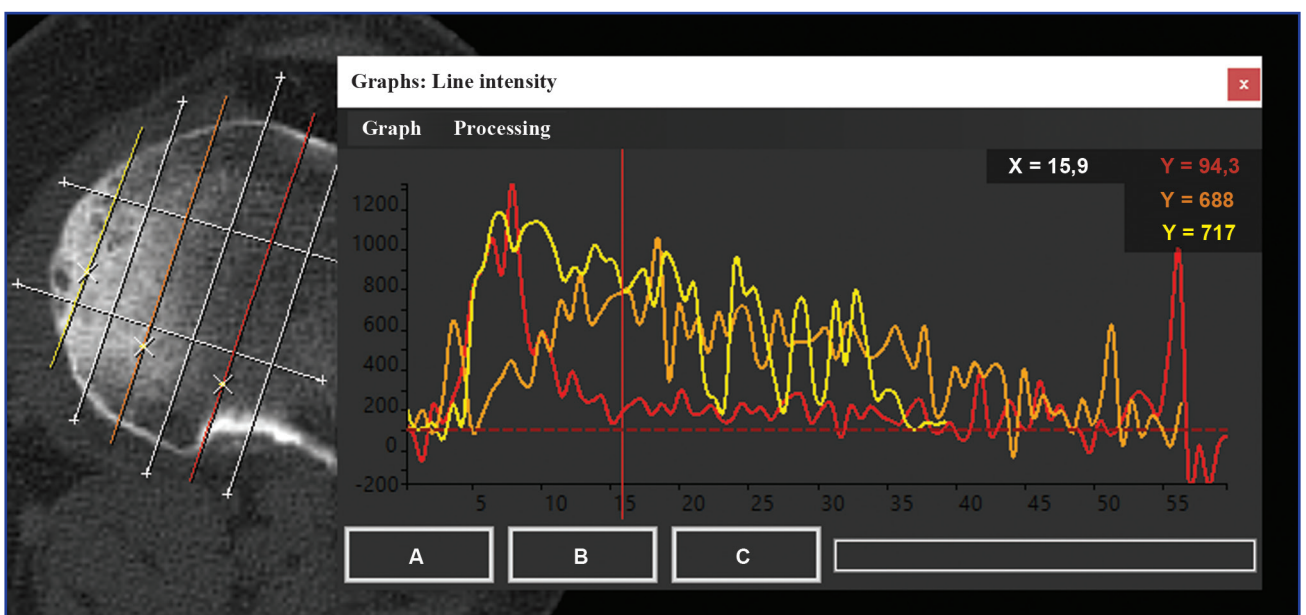


Рисунок 4. Визначення індексу Гаунсфілда

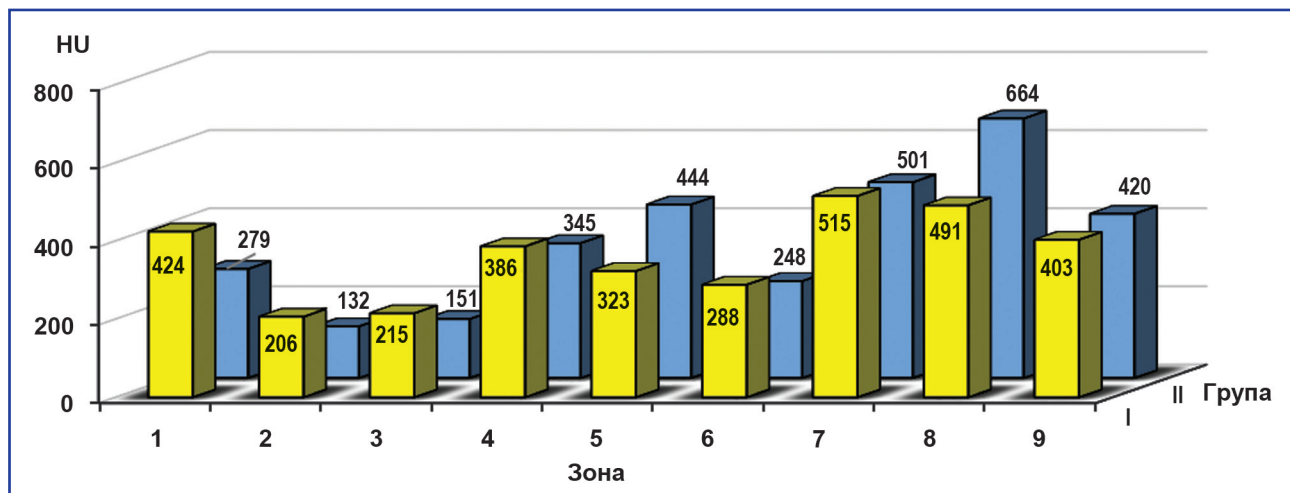


Рисунок 5. Розподіл індексу абсорбції губчастої тканини за зонами

нини в одиницях Гаунсфільда за формулою, яка була запропонована розробниками програми Mimics (фірма «Materialise») [7], переводили в одиниці щільності кістки:

$$\rho = 1,067 \times \text{HU} + 131 \text{ (кг/м}^3\text{)},$$

де ρ — щільність в кг/м^3 , HU — коефіцієнт абсорбції кісткової тканини в одиницях Гаунсфільда, 1,067 та 131 — поправні величини.

Отриману щільність переводили для розрахунку модуля пружності (E) за формулою:

$$E = \rho \times 3,64 - 506 \text{ (МПа)},$$

де ρ — щільність, 3,64 та 506 — поправні величини.

Досліджували дві групи хворих: I група — 10 пацієнтів, у яких за даними денситометрії була визначена остеопенія (T-score від $-1,0$ до $-2,5$), та II група — 10 хворих, у яких за денситометрією T-score був меншим від $-2,5$ [8].

Отримані дані КТ-досліджень були оброблені статистично, розраховували середнє (M), його стандартне відхилення (SD) та граничні дані вибірки (min ÷ max). Порівняння між групами проводили за допомогою T-тесту для незалежних вибірок. Через те що абсорбція кісткової тканини та розрахований за формулами модуль пружності є залежними величинами, різниці між групами визначали за одним показником [9].

Результати та обговорення

За даними, отриманими після обробки КТ, установлено, що максимальна оптична щільність кортикального шару хворих I групи становила 678 ± 150 HU, у хворих II групи — 377 ± 93 HU, модуль пружності становив 1435 ± 363 МПа, різниця величини абсорбції кортикального шару між групами статистично значуща ($t = 2,509$; $p = 0,046$). Візуально при аналізі КТ у хворих II групи відмічали осередки повного руйнування кортикального шару тих же зон. Індекс абсорбції кортикального шару у зонах руйнування

не перевищував 100 HU, у середньому — 50 ± 45 HU. У деяких хворих спостерігали повну відсутність кортикального шару по зоні 8 із залученням у руйнівний процес суміжних ділянок зон 7 та 9. У хворих I групи руйнування кортикального шару з утворенням зон остеонекрозу не спостерігали, хоча відмічали значне його потоншення. Однозначно визначити загальну тенденцію розташування ділянок кортикального шару з максимальною й мінімальною щільністю неможливо через високу варіабельність їх виникнення, хоча треба відмітити, що медіальний відділ колінного суглоба переважно має меншу щільність кортикального шару, ніж передній й задній.

Розподіл рівня абсорбції губчастої тканини за зонами наведено в табл. 2.

Через те що ми визначали максимальний рівень абсорбції в зонах опилу, різниці між групами пацієнтів не визначено, але можна спостерігати зміну розподілу щільності губчастої тканини у хворих у групах. Для наочності дані абсорбції були показані на діаграмі (рис. 5).

За даними табл. 2 та рис. 5 можна простежити зміни коефіцієнта абсорбції губчастої тканини в групах. Так, у центральних зонах 1, 2 та 3 індекс абсорбції тканини вище у хворих I групи. На крайових зонах 4, 6, 7 та 8 рівень абсорбції кісткової тканини в групах хворих практично однаковий. Цікавим виявилася медіальна крайова 8-ма та центральна 5-та зони, в яких спостерігаються осередки некротизованої тканини з оптичною щільністю на рівні максимального значення кортикальної тканини. Не у всіх хворих II групи були відмічені зони остеонекрозу в 5-й зоні, поява яких свідчить про поширеність процесів руйнування кісткової тканини.

За даними абсорбції було розраховано модуль пружності губчастої кістки, що було порівняно з результатами вимірювань за допомогою розробленого пристрою. Дані про величини модуля пружності кісткової тканини наведено в табл. 3.

За даними статистичного аналізу нами було визначено, що модуль пружності губчастої тканини великогомілкової кістки в зоні опилу при ендопротезуванні статистично не відрізняється від розрахованих значень, хоча показник менший. Це пов'язано із структурою губчастої тканини, яка має тонкі кісткові пластинки і перекладки (трабекули), які перехрещуються між собою і утворюють

багато чарунок. У місці вимірювання твердості губчастої тканини велика ймовірність потрапляння в міжтрабекулярний проміжок, хоча розмір індентора більший, тому у вимірювання залучаються і кісткові структури.

Цікавими виявилися зона 8 у пацієнтів I групи та зони 7 й 8 у пацієнтів II групи. Було виявлено статистично значущу ($p < 0,05$) різницю у значеннях розрахованого та

Таблиця 2. Розподіл рівня абсорбції кісткової тканини за зонами

Зона	Рівень абсорбції, НУ		Статистична значущість між групами хворих (t, p)
	Група I	Група II	
1	424 ± 56 359 ÷ 492	279 ± 106 172 ÷ 384	t = 2,386 p = 0,063
2	206 ± 74 122 ÷ 260	132 ± 68 50 ÷ 197	t = -1,369 p = 0,229
3	215 ± 126 98 ÷ 348	151 ± 71 76 ÷ 238	t = -0,876 p = 0,421
4	386 ± 121 219 ÷ 486	345 ± 42 301 ÷ 384	t = 0,554 p = 0,604
5	323 ± 201 110 ÷ 595	444 ± 156 267 ÷ 564	t = -0,859 p = 0,430
6	288 ± 185 141 ÷ 558	248 ± 17 228 ÷ 260	t = 0,360 p = 0,733
7	515 ± 222 354 ÷ 835	501 ± 92 397 ÷ 570	t = 0,097 p = 0,927
8	491 ± 252 279 ÷ 826	664 ± 358 258 ÷ 934	t = -0,757 p = 0,483
9	403 ± 319 193 ÷ 877	420 ± 118 285 ÷ 500	t = 0,086 p = 0,935

Таблиця 3. Розподіл модуля пружності кісткової тканини виростка великогомілкової кістки в зоні ендопротезування

Зона	Модуль пружності, МПа					
	Група I			Група II		
	КТ	Індентор	T, p	КТ	Індентор	T, p
K	2602 ± 584 1928 ÷ 3334	2523 ± 615 1850 ÷ 3340	t = 1,857 p = 0,160	1517 ± 293 1179 ÷ 1691	1333 ± 208 1100 ÷ 1500	t = 2,984 p = 0,096
1	1618 ± 217 1365 ÷ 1882	1575 ± 194 1350 ÷ 1800	t = 2,795 p = 0,068	1053 ± 412 639 ÷ 1462	960 ± 350 600 ÷ 1300	t = 2,560 p = 0,125
2	484 ± 265 165 ÷ 736	710 ± 248 430 ÷ 900	t = 2,625 p = 0,120	771 ± 286 445 ÷ 981	239 ± 246 45 ÷ 600	t = 1,934 p = 0,149
3	556 ± 275 266 ÷ 895	757 ± 476 300 ÷ 1250	t = 3,902 p = 0,060	807 ± 488 351 ÷ 1322	343 ± 272 100 ÷ 720	t = 1,660 p = 0,195
4	1471 ± 471 821 ÷ 1858	1443 ± 460 800 ÷ 1800	t = 2,763 p = 0,070	1311 ± 162 1140 ÷ 1462	1087 ± 380 700 ÷ 1460	t = 1,102 p = 0,385
5	1224 ± 781 398 ÷ 2282	1193 ± 755 370 ÷ 2200	t = 1,841 p = 0,163	1694 ± 607 1008 ÷ 2161	1667 ± 586 1000 ÷ 2100	t = 1,600 p = 0,251
6	1087 ± 717 518 ÷ 2138	1085 ± 719 520 ÷ 2140	t = 1,011 p = 0,387	934 ± 68 856 ÷ 981	923 ± 64 850 ÷ 960	t = 2,149 p = 0,165
7	1970 ± 861 1346 ÷ 3214	1963 ± 862 1340 ÷ 3210	t = 2,180 p = 0,117	1918 ± 357 1513 ÷ 2185	1877 ± 352 1480 ÷ 2150	t = 5,422 p = 0,032
8	1879 ± 979 1054 ÷ 3179	1775 ± 932 1000 ÷ 3000	t = 3,896 p = 0,030	2550 ± 1390 973 ÷ 3598	2220 ± 1146 960 ÷ 3200	t = 1,978 p = 0,027
9	1536 ± 1240 720 ÷ 3377	1523 ± 1232 710 ÷ 3350	t = 2,900 p = 0,063	1602 ± 457 1078 ÷ 1913	1567 ± 493 1000 ÷ 1900	t = 1,671 p = 0,237

вимірюваного модуля пружності. Це пояснюється тим, що саме в цих зонах спостерігаються осередки остеонекрозу зі збільшеною щільністю та каверни, у яких кісткова тканина практично відсутня. У принципі саме наявність руйнування кісткової тканини медіального краю плато великогомілкової кістки і є причиною ендопротезування колінного суглоба. У хворих II групи зони з нерівномірною щільністю кісткової тканини більше, що і показує наявність руйнування в зоні 7 на додаток до зони 8.

За результатами статистичного аналізу розрахункових даних КТ та прямих вимірювань за допомогою розробленого пристрою все ж рекомендуємо для хворих, у яких за даними денситометрії діагностовано остеопороз, проводити додатково КТ колінних суглобів для більш точного визначення зон руйнування кісткових структур або враховувати, що зона некрозу губчастої тканини може бути більшою.

Висновки

Сучасні методи медичної візуалізації, у тому числі КТ, дають не тільки точні дані щодо змін структур кісткової тканини, а й можливість визначити фізичні властивості тканин — оптичну абсорбцію кісткових структур, геометричні розміри тощо. Однак томографічні дослідження на сьогодні все ж залишаються доволі дорогими, тому розробляються більш доступні способи визначення фізичних даних кістки. Розроблений спосіб та пристрій вимірювання щільності кісткової тканини дозволяє швидко та об'єктивно визначити якість кістки в зоні резекції. Але в деяких випадках у хворих зі зниженою щільністю кісткової тканини виникає необхідність у додатковому передопераційному проведенні КТ-досліджень.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Жук П. М., Бойнюк А. Л., Бабун Д. В. та ін. Віддалені результати моноконділярної артропластики колінного суглоба. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2014. № 4. С. 47-50.
2. Zhuk P.M., Movchaniuk V.O., Matsipura M.M. *Actual analysis of complications after unicompartmental arthroplasty of the knee joint*. *Visnyk ortopedii, travmatologii ta protezuvannia*. 2020. № 1. P. 101-106.
3. Тимошенко О. П., Карпинский М. Ю., Верещин А. Г. *Исследование диагностических возможностей программного комплекса «X-rays»*. *Медицина и...* 2001. № 1. С. 62-64.
4. Вирва О. Є., Головіна Я. О., Малик Р. В., Карпінський М. Ю., Карпінська О. Д. *Рентгенометричне дослідження кісткової щільності у разі алокомпозитного ендопротезування (експеримент in vivo)*. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2020. № 4. С. 18-24. DOI: 0.15674/0030-59872020418-24.
5. Хоффер М. *Компьютерная томография. Базовое руководство. 2-е изд., перераб. и доп. М.: Мед. лит., 2008. 224 с.*
6. ISO 6507-1:2005 *Metallic materials. Vickers hardness test. Part 1. Test method*.
7. Воронкевич И. А. *Особенности структуры проксимального эпифиза большеберцовой кости и эффективность фиксации отломков импрессионной зоны оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости (экспериментальное исследование)*. *Травматология и ортопедия России*. 2013. 3 (69). 57-63.
8. Новиков В. Е., Скрипникова И. А., Мурашко Л. М., Абилова Э. С. *Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия в клинических исследованиях и реальной практике. Вопросы воспроизводимости и качества. Остеопороз и остеопатии*. 2014. № 17(1). С. 39-42. <https://doi.org/10.14341/osteo2014139-42>
9. Наследов А. *SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных*. СПб.: Питер, 2011. 400 с.

Отримано/Received 05.01.2022

Рецензовано/Revised 17.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 24.01.2022 ■

Information about authors

V. Movchanyuk, PhD student at the Department of traumatology and orthopaedics, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: vadyymmovchaniuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-7496-9530>.

P. Zhuk, MD, PhD, Professor at the Department of traumatology and orthopaedics, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: dr.petro.zhuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-7320-8900>.

Olena Karpinska, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

M. Karpinsky, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

S. Sukhorukov, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: suhorukov@vntu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0003-4201-1691>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of their manuscript.

V.O. Movchanyuk¹, P.M. Zhuk¹, O.D. Karpinska², M.Yu. Karpinsky², S.I. Sukhorukov³

¹National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

²State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

³Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine

Experimental study of bone tissue density in monocondylar knee arthroplasty according to preliminary CT data and its intraoperative determination

Abstract. Background. One of the main complications in monocondylar arthroplasty of the knee joint is the instability of the components of the endoprosthesis. When planning the operation, it is necessary to take into account the bone mineral density to prevent

negative consequences in the postoperative period, such as aseptic and septic processes in the area of the implantation component. The purpose was to conduct a comparative analysis of the results of studying the characteristics of bone density according to computed

tomography and the proposed device. **Materials and methods.** To solve this problem, a study of the bone density of the tibial sawdust area was carried out using a measuring device. To compare the results, a study of bone density in the area of interest of the tibia was performed using CT images of the knee joint on a scale of Hounsfield units in nine zones. Two groups of 10 patients were studied: group I — patients in whom, according to densitometry, osteopenia was determined (T-score from -1.0 to -2.5) and group II — patients, in which densitometry T-score was less than -2.5 . **Results.** It was found that the maximum optical density of the cortical layer in group I patients was 678 ± 150 HU, in group II patients — 377 ± 93 HU, the elastic modulus was 1435 ± 363 MPa, the difference in the absorption of the cortical layer between the groups was statistically significant ($t = 2.509$; $p = 0.046$). In central zones 1–3, the tissue absorption index is higher in patients of group I. On the marginal zones 4, 6–8, the level of bone tissue absorption in both groups of patients is almost the same. The modulus of elasticity of the cancellous tissue of the tibia in the sawdust area during endoprosthesis does not statistically differ

from the calculated values, although it shows fewer data. This is due to the structure of the cancellous tissue, which has thin bone plates and crossbars (trabeculae), which intersect with each other and form many cells. The place where the spongy tissue stiffness is measured is highly likely to fall into the intertrabecular space, although the size of the indenter is larger, therefore, bone structures are also involved in the measurements. **Conclusions.** Modern methods of medical imaging, including CT, provide not only accurate data on changes in bone tissue structures but also the ability to determine the physical properties of tissues — optical absorption of bone structures, geometric dimensions, etc. However, tomographic studies are still quite valuable today, so more affordable ways to determine the physical data of the bone are being developed. The developed method and device for measuring bone density makes it possible to quickly and objectively determine the quality of the bone in the resection area. But in some cases, in patients with low bone density, there is a need for additional preoperative CT examinations.

Keywords: bone tissue; density; tibial plateau; arthroplasty