

УДК 620.171.3:611.018.4

А.І. Омелюх, Є.С. Білецький, О.С. Мусієнко, М.С. Шидловський,  
О.П. Заховайко

Національний технічний університет України «Київський політехнічний  
інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

### **Особливості деформування кісткової тканини під впливом фізіологічних навантажень**

Механічні властивості кортикальної (компактної) кісткової тканини (КТ) людини як жорсткого біологічного композиційного матеріалу викликають суттєвий інтерес у фахівців різного профілю. Особливою увагою користується цей матеріал у представників інженерних наук, що займаються проектуванням і розробкою технології виробництва нових композиційних матеріалів для штучних замінників кісток, а також фіксаторів для скріплення відламків кісток після перелому [1-5 та інші].

Знання про механічні характеристики КТ також необхідні при побудові 3D моделей кісток кінцівок людини для моделювання взаємодії кістки зі штучними імплантатами, фіксуючими пристроями та іншими лікувальними засобами.

**Засоби та методи випробувань.** Для вимірювання механічних характеристик кісткової тканини використовували універсальна випробувальна машина серії TIRA-test [6], точність вимірювання переміщення дорівнює 0.01мм. Також були виготовлені та використані допоміжні вузли та пристрої. Допоміжні вузли (рис. 1) представлені у вигляді затискувачів спеціально виготовлених для досліджень кісткової тканини [7, 8].

Перед випробуваннями кістки та виготовленні з них зразки зберігалися в лабораторних умовах при кімнатній температурі та вологості. Надалі безпосередньо перед експериментами зразки кісткової тканини протягом певного часу зберігалися при різній степені вологості та піддавалися нагріву під час експерименту.

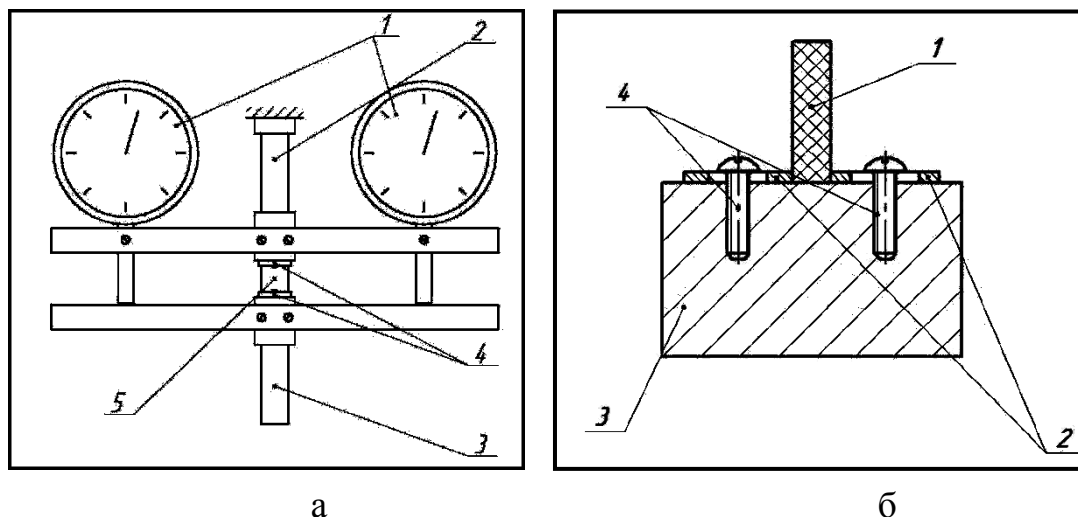
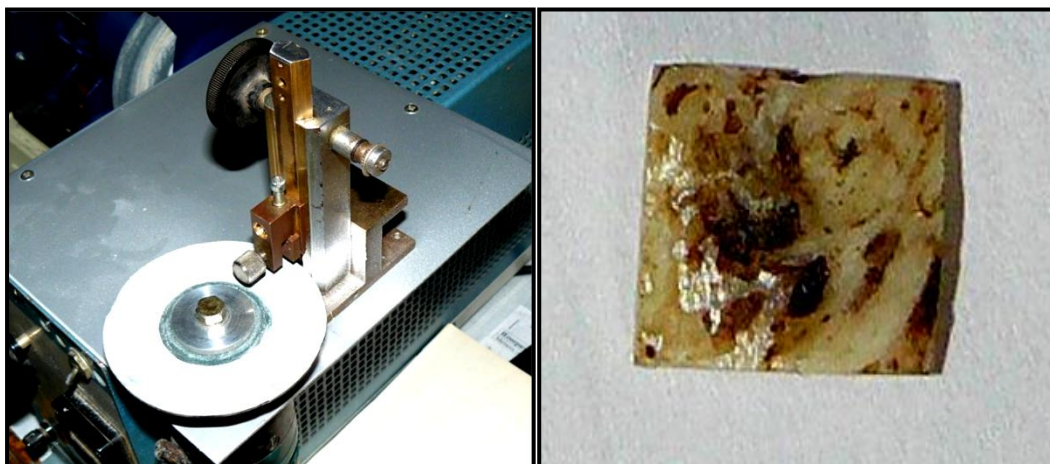


Рис. 1 – Розміщення зразка КТ при випробуваннях на стиск та розтяг: а - допоміжні вузли випробувального пристрою (1 – індикатори годинникового типу МИГ-1; 2 – верхній нерухомий затискувач; 3 – нижній рухомий затискувач; 4 – знімні пластинки для фіксування зразка; 5 – зразок; б - закріплення зразка між захватами: 1 – зразок КТ; 2 – допоміжні пластинки-фіксатори; 3 – платформа нижнього рухомого затискувача; 4 – гвинти для закріплення пластинок фіксаторів

Уламки кістки поміщали в затискувач спеціального шліфувального пристрою (рис. 2). Довжину виходу з затискувача зразка регулювали за допомогою набору обмежувальних вставок. Потім зразок закріплювали за допомогою притискної пластини. Затискувач закріплювали на механізмі переміщення, за допомогою якого можна точно регулювати хід зразка вздовж вертикальної осі під час обробки. Непаралельність протилежних сторін зразка не перевищувала 0.01 мм на кожні 10 мм довжини поверхонь. Застосовували 3-4 послідовних операції шліфування. На останній (фінішній) обробці застосовували шкурку шліфувальну паперову Р 600 за ГОСТ 6456-82. Обстеження поверхні зразка та визначення його геометричних розмірів проводили за допомогою оптичної системи катетометра В-630.



а

б

Рис. 2 – Шліфувальний пристрій (а); зразок КТ після шліфування (б)

**Методика проведення випробувань при стисканні.** Для визначення механічних властивостей зразка проводили його компресійне навантаження за допомогою універсальної випробувальної машини TIRA-test 2151. Зразок встановлювали на рухомому нижньому захваті, попередньо зафіксувавши його допоміжними пластинками-фіксаторами для уникнення перекосів. Пересуваючи нижній затискувач, зразок притискали до верхнього захвату системи до досягнення величини попереднього навантаження.

21

Швидкість деформування зразка складала 0,5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 50 Н. Зусилля стиску вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини. Деформацію зразків вимірювали за допомогою індикаторів годинникового типу МИГ-1, які відображали зміну відстані між горизонтальними рейками системи, жорстко закріплених до верхнього та нижнього захватів. Індикатори встановлювались симетрично з обох боків зразка (рис. 1, а), а їх усереднені покази відповідають реальній деформації зразка.

Для побудови діаграм деформування, покази фіксувалися за допомогою відеокамери, що одночасно записувала зміну навантаження на випробувальній машині та зміну показів індикаторів. Далі оброблюючи відеозапис [9], ці покази знімалися для певної кількості контрольних точок, за якими будували діаграму.

Перед кожним випробуванням зразків з КТ проводились калібрувальні випробування на жорстких металевих зразках з розмірами, що відповідають розмірам зразків з КТ. Далі деформації, отримані із жорстким зразком (деформації випробувальної машини) віднімалися від значень, отриманих для

кісткової тканини. Абсолютну деформацію зразка визначали як різницю між деформацією системи і деформацією деталей випробувальної машини.

**Визначення впливу вологості і температури на механічні характеристики КТ.** Оскільки в процесі життєдіяльності кісткова тканина в тілі людини знаходиться в температурних умовах та при вологості, що досить суттєво відрізняється від лабораторних умов, вплив цих факторів має бути врахований для отримання достовірних характеристик КТ.

При дослідженнях впливу вологості на характеристики КТ нами були проведені дослідження за трьох умов: 1) лабораторні умови (ЛУ) – зразок після обробки зберігався за кімнатної температури та вологості; 2) зневоложений зразок (СЗ) – перед випробуваннями зразок поміщався на 24 години в ексикатор з абсорбуючою вологу речовиною (силікагель); 3) зволожений зразок – перед випробуванням зразок поміщався у фізіологічний розчин на період від 24 до 72 годин.

Вплив температури визначали за трьох її рівнів: 20, 30, та 40° С. Нагрівання зразка проводилось за допомогою електричного нагрівального пристрою. Ступінь нагріву варіювався за допомогою відстані розміщення нагрівача від зразка. Покази температури контролювались термопарою, закріпленою на зразку, і підключеною до електронного вольтметра.

Дослідження проводились на зразках кортикальної кісткової тканини, вирізаних з стегнової кістки та нижньої щелепи людини (рис 3). Через будову кістки та функціональної можливості виготовлення з неї зразків, їхні розміри відрізнялись.

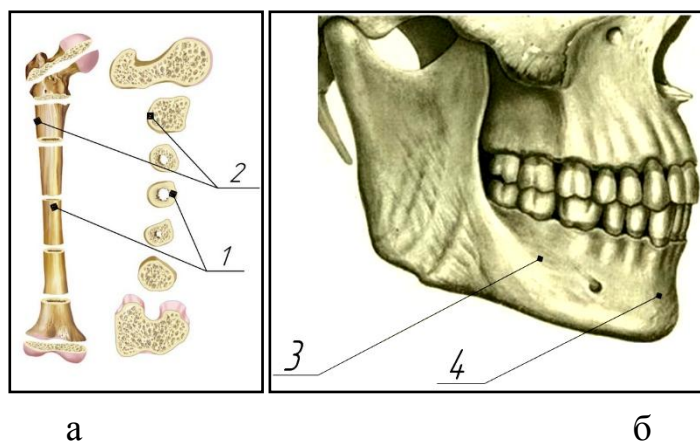


Рис. 3 – Розташування виготовлених зразків на стегновій кістці (а), та на нижній щелепі (б)

В табл. 1 представлені значення модулів пружності випробуваних кісткових зразків в різних напрямках:  $E_1$  - модулі пружності, що відповідають напрямку орієнтації остеонів та трабекул КТ (головний напрямок);  $E_2$  – модулі, виміряні перпендикулярно орієнтації остеонів (поперечний напрямок).

Таблиця 1 Модулі пружності зразків КТ в залежності від напрямку навантаження та степені зволоженості

Об'єкт	№ зразка	Напрямок	Модуль пружності, ГПа		
			Лабораторні умови	Обезвожений зразок	Зволожений зразок
Стегнова кістка	1	$E_1$	12.11	15.12	13.32
		$E_2$	3.33	3.76	3.40
	2	$E_1$	7.75	12.92	11.18
		$E_2$	6.81	7.07	6.78
Нижня щелепа	3	$E_1$	11.94	15.26	14.10
		$E_2$	5.98	4.79	4.84
	4	$E_1$	10.28	13.33	11.39
		$E_2$	7.65	7.62	7.59

З отриманих результатів видно, що в кістковому матеріалі спостерігається анізотропія механічних властивостей. Модулі пружності, що відповідають напрямку найбільш наближеному до орієнтації більшості остеонів, є суттєво більшими, ніж модулі пружності в поперечному напрямку (рис. 4). Відношення  $E_1$  до  $E_2$ , в залежності від області кістки, її структурно-функціонального призначення та умов зберігання, складають від 1.14 до 4.02.

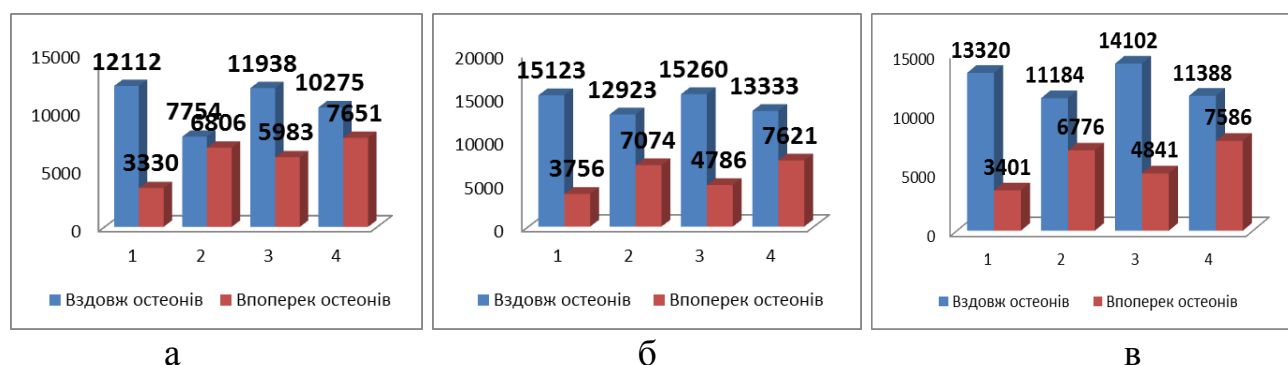


Рис. 4 – Гістограми порівняння модулів пружності зразків КТ в головному та поперечному напрямках після зберігання зразків у лабораторних умовах (а), після обезвожування зразків (б) та після зволоження зразків (в)

Зміна вологості зразків КТ також впливає на значення модулів пружності. В напрямку орієнтації остеонів в зразках, що підлягали просушуванню, модуль пружності збільшується на 25 ... 44%. В напрямку, поперечному до напрямку орієнтації остенів, після просушування модуль змінюється в межах похибки експерименту. При подальшому зволоженні зразків кісткової тканини модуль пружності в головному напрямку зменшується на 8 ... 15% і практично повертається до початкового стану за лабораторних умов. На значення модулів пружності в поперечному напрямку зволоження, як і просушка зразків, суттєвого впливу не має.

При дослідженні впливу температури був використаний зразок кісткової тканини з нижньої щелепи людини. Записані діаграми деформування зразка КТ в головному та поперечному напрямках при температурах 20 ... 43° С. Встановлено, що в діапазоні температур від кімнатної до максимальної температури тіла людини пружні характеристики кісткової тканини практично не змінюються (рис. 5).

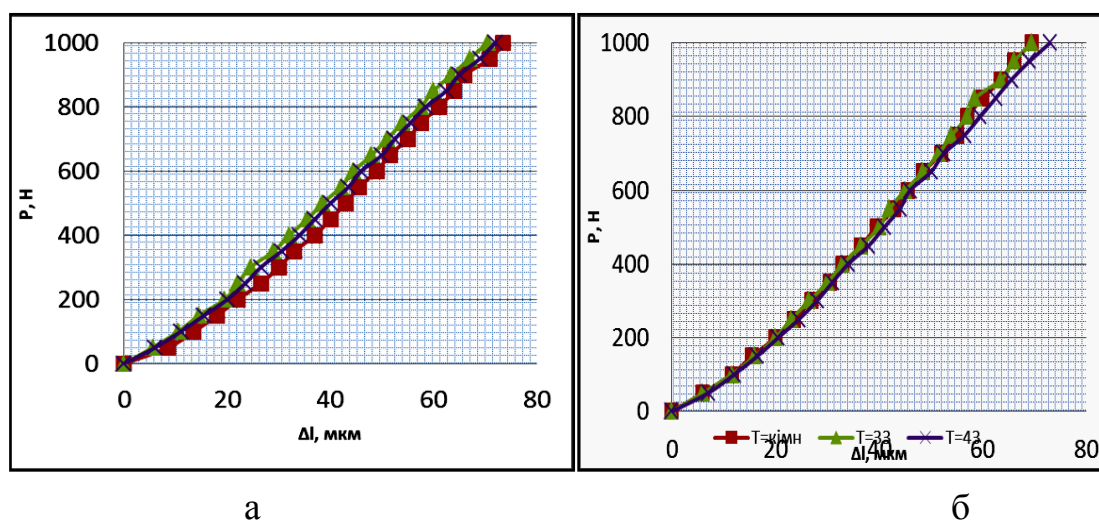


Рис. 5 – Діаграми деформування зразків КТ в головному (а) та поперечному (б) напрямках при різних температурах

#### Дослідження релаксації напружень кісткової тканини при стисканні.

Однією з характеристик в'язко-пружних властивостей КТ є швидкість зміни напружень (релаксація) у зразку, що тривалий час витримується в zdeформованому стані. Дослідження процесів релаксації, проведених зі

зразками різного ступеня зволоження, показує, наскільки суттєвим є стан КТ при натурних біомеханічних випробування та наскільки може вплинути цей стан на результати експериментів з трупним або ампутованим матеріалом.

Дослідження релаксації напружень КТ проводились при сталій величині відносної деформації зразка зі зміною зусиль, що вимірювалися динамометром випробувальної машини. Випробування проводились в різних напрямках та при різних ступенях зволоження. Результати вимірювань релаксації напружень представлені в табл. 2 та на рис. 6.

Таблиця 2 Релаксація напружень зразка в головному напрямі за різного ступеня зволоження

Час, с	Поперечний напрямок					
	Нормальна вологість		Зневоложений зразок		Зволожений зразок	
	Р, Н	Б, МПа	Р, Н	Б, МПа	Р, Н	Б, МПа
	Поздовжній напрямок					
0	432	22.3	411	21.2	421	21.6
5	423	21.8	403	20.7	414	21.3
15	419	21.6	398	20.5	410	21.1
60	414	21.3	391	20.1	406	20.9
180	410	21.1	385	19.8	403	20.8
300	408	21.0	383	19.7	402	20.7
	Поперечний напрямок					
0	408	12.9	410	13.0	403	12.7
5	404	12.8	402	12.7	393	12.4
15	401	12.7	399	12.6	388	12.3
60	397	12.5	396	12.5	383	12.1
180	393	12.4	393	12.4	378	12.0
300	390	12.3	391	12.4	376	11.9

Отримані дані свідчать, що релаксація напружень в зразках що зберігаються в різних умовах відбувається з різною швидкістю. За період спостереження (5 хв.) напруження зменшувались на 4 ... 7%.

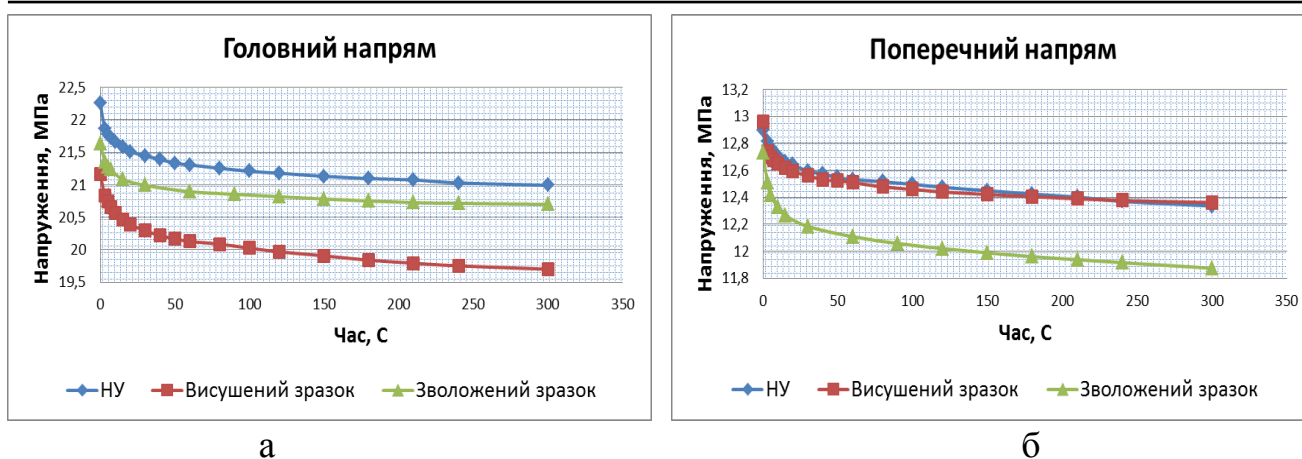


Рис. 6 – Криві релаксації напружень зразків стегнової кістки КТ в поздовжньому (а) та поперечному (б) напрямках за різного ступеня зволоження зразка

Аналіз результатів показав, що швидкість релаксації напружень в напрямі орієнтації остенів, після зневоложення зменшується на перших секундах, далі переходячи у такий самий режим, що і звичайний зразок. Після зволоження швидкість в цьому напрямку зменшується, порівняно із сухим або нормальним зразком, поступово вирівнюючись з ними після хвилини спостережень.

В поперечному напрямі відбувається майже обернений процес. Швидкість релаксації напружень зразка після просушування збільшується на перших секундах, але вже з п'ятої секунди швидкість стає меншою ніж у зразка після зберігання в лабораторних умовах. Після зволоження, швидкість релаксації в поперечному напрямі збільшується порівняно з сухим або нормальним зразком, поступово вирівнюючись з ними після хвилини спостережень. Така поведінка також свідчить про анізотропність властивостей цього матеріалу.

**Деформації повзучості КТ при стисканні.** Повзучість КТ вивчали на випробувальній машині TIRA-test при постійному навантаженні та в режимі циклічного навантаження. В цьому режимі задавався один цикл з потрібним навантаженням та його тривалістю. Таким чином після досягнення необхідного навантаження машина зупинялась і підтримувала дане навантаження протягом певного часу. Деформації зразка знімали за показами індикаторів.

Випробування проводили при чотирьох рівнях навантаження в діапазоні 400 ... 1000 Н протягом 5 хвилин, у різних напрямках: в головному, що



відповідає орієнтації остеонів, та поперечному. Експеримент повторювали при різних степенях зволоженості зразка. На рис. 7 представлені типові криві повзучості кісткової тканини при навантаженні в різних напрямках.

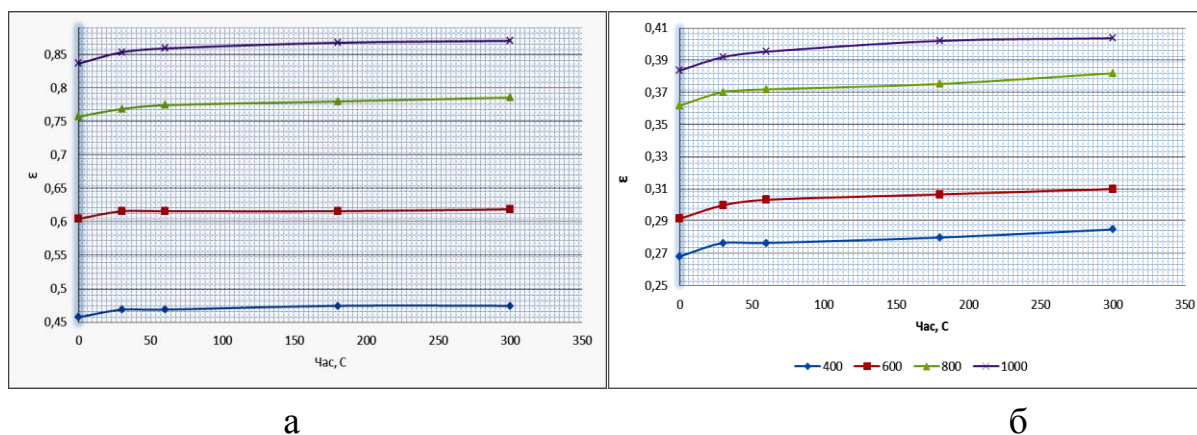


Рис. 7 – Криві повзучості деформацій зразків КТ, що зберігався перед експериментом в лабораторних умовах, в головному (а) та поперечному (б) напрямках при навантаженнях 400, 600, 800, 1000 Н

За час спостереження у зразку що зберігався в лабораторних умовах, у головному напрямку деформації накопичувались на 2.3 ... 4.1 % , у поперечному на 5.2 ... 6.3%. Після просушування зразка накопичення деформацій в головному напрямі збільшилось до 3.1 ... 4.6 % , а в поперечному зменшилось до 3.1 ... 5.6%. Після зволоження деформації збільшились як в одному так і в іншому напрямках, приріст деформацій склав 4.7 ... 6.3% в головному напрямі та 5.8 ... 9.0% в поперечному. Отримані результати підтверджують неоднорідність властивостей кісткової тканини, та вплив на них умов зберігання.

#### Висновки:

1. Створено обладнання та методика для проведення випробувань зразків кісткової тканини. Проведені випробування зразків, вирізаних з різних типів кісток, в статичних та циклічних режимах навантаження та деформування.
2. Підтверджена висока степінь анізотропії пружних та в'язко-пружних властивостей кісткової тканини. Відношення модулів пружності в напрямку орієнтації остенів до модулів в напрямку перпендикулярному до орієнтації остенів складає від 1.1 до 4.0. Анізотропія поведінки кісткової тканини також спостерігається при релаксації та повзучості.

3. Випробування при різних умовах зберігання зразків довели, що степінь зволоження зразка досить суттєво впливає на його механічні характеристики. Тому для отримання більш достовірних даних, зразки кісткової тканини після вилучення з тіла людини потрібно зберігати за умов наближених до умов в яких зразок знаходиться в тілі людини.

#### Список використаних джерел

1. Кадурін О. К., Вирва О. Є., Леонтьєва Ф. С. Біофізичні властивості компактної кісткової тканини. — Х.: Прапор, 2007.— 136 с.

2. J.-Y. Rho, J.D. Currey, P. Zioupos, *et al.*, «The anisotropic Young's modulus of equine secondary osteons and interstitial bone determined by nanoindentation», *J. Exp. Biol.* 204:1775-1781 (2001).

3. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. - СПб.: Политехника, 2000. - 463 с.

4. Добелис М.А., Саулгозис Ю.Ж. Роль структурных компонентов компактной костной ткани в ее деформативности и несущей способности. В кн. Современные проблемы биомеханики. Выпуск 2. Механика биологических тканей. Рига «Зинатне», 1985, С. 70-102.

5. [Arendts F.J.](#), [Sigolotto C.](#) 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 // [Biomed Tech.](#) 1990 35(6):123-30.

6. Шидловський М.С, Шпак Д.Ю., Тимошенко О.В. Обладнання для випробувань конструкційних пластмас та гум при короткочасному навантаженні. – Київ НТУУ «КПІ» 2011. - 48 с.

7. Білецький Є.С., Копчак А.В., Шидловський М.С. В'язко-пружні характеристики кістковій тканині нижньої щелепи людини // Матеріали загально-університетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів. – Київ, НТУУ «КПІ», 2011. – С. 29-31.

8. Білецький Є.С., Копчак А.В., Шидловський М.С. Методи комплексного дослідження біомеханічних властивостей та діагностика стану кісткової тканини // Матеріали загально-університетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів. – Київ, НТУУ «КПІ», 2013. – С. 16 - 18.

9. Шидловський М.С, Лакша А.М. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.