

ДИПЛОМНА РОБОТА

“ Дослідження біомеханічних властивостей
кісткових тканин людини при дії зовнішніх
навантажень ”

Автор: студент групи МП-32 Шутий Віталій Іванович

Місце виконання: кафедра динаміки, міцності машин та опору матеріалів
НТУУ "КПІ", лабораторія біомеханічних систем
та композиційних матеріалів

Науковий керівник: к.т.н., доц. Шидловський Микола Сергійович

Консультант: к.м.н. Копчак Андрій Володимирович

Мета роботи: визначити пружні та в'язко-пружні характеристики кісткових
тканин людини з урахуванням неоднорідності та анізотропії властивостей
матеріалу.

Стан проблеми

Огляд літературних джерел

Автори досліджень	Об'єкти досліджень	Основні результати
Протасов І.Д.	Кортикальна кісткова тканина людини	Тримірне реологічне рівняння стану, яке дозволяє отримати в'язко-пружні характеристики матеріалу.
Hight T. K., Brandeau J. F.	Кісткова тканина людини	Представлена мікромеханічна модель кістки, як двофазний однонаправлено-армований матеріал.
Мелніс А. Е., Кнетс І. В.	Кортикальна кісткова тканина діафізу лівої великоберцевої кістки	Руйнуючі напруження та їх середньоквадратичні відхилення.
Кнетс І. В., Вілкє Ю. К.	Кісткова тканина людини	Вплив умов зберігання та умов досліду на в'язко-пружні властивості.
Riggings R. S., Cartwright A. G., Bucker R. B.	Цілі кістки великої рогатої худоби	Релаксація напружень при крученні.
Саулгозис Ю. Ж., Кнетс І. В., Янсон Х. А.	Кортикальна кісткова тканина людини	Коефіцієнти поперечної деформації компактної кісткової тканини.
Добеліс М. А.	Демінералізована кортикальна кісткова тканина людини	Модулі пружності, модулі зсуву, коефіцієнти поперечної деформації.

Постановка задачі

Об'єкти досліджень



Основні проблеми, що виникають при операціях та подальшому лікуванні

1. Зміна біомеханічних властивостей у кісткової тканини у місцях зламу.
2. Утворення регенерату, що має інші біомеханічні властивості.
3. Значний вплив властивостей кісткової тканини на якість закріплення.

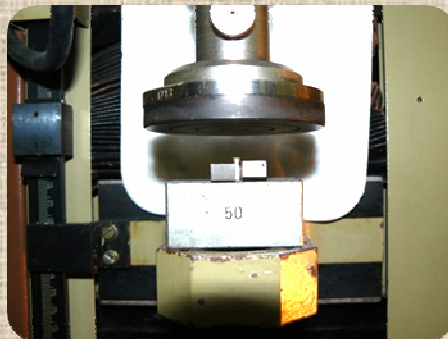
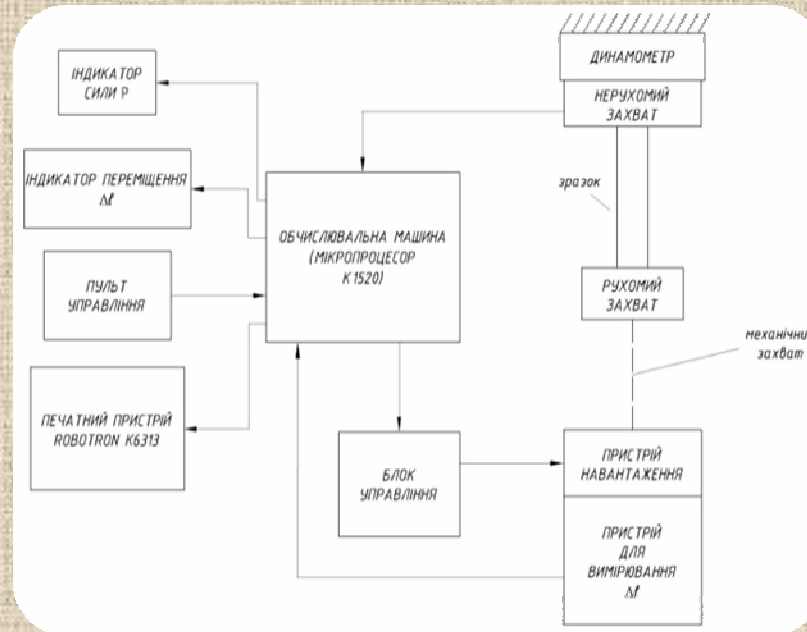
Використані методи досліджень

- Проведення експериментів на натурних об'єктах.
- Безпосередні вимірювання модулів пружності, твердості та швидкостей релаксації напружень при стисканні зразків, що вирізані з уламків кісток людини.

Практичне застосування результатів

1. Удосконалення методів лікування травматичних переломів щелепи.
2. Розробка не інвазійних методів визначення механічних характеристик кісткових тканин під час хірургічних операцій.
3. Діагностика патологічних процесів за змінами механічних характеристик кісткових тканин.
4. Використання характеристик для розрахунків НДС щелепи методом скінчених елементів.

Основне використане обладнання



Технічні дані машини

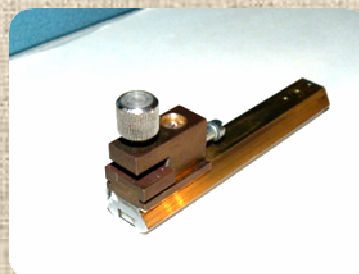
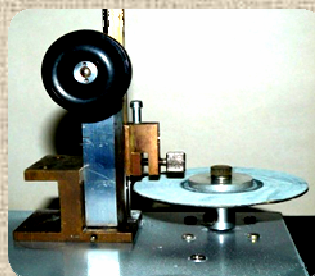
- Максимальне навантаження – 5кН;
- Межі зміни навантаження – 0,01Н – 5кН;
- Точність вимірювання переміщення – 0,01мм;
- Діапазон швидкості переміщення траверси – 0,5 – 1000 мм/хв.

Режими роботи машини

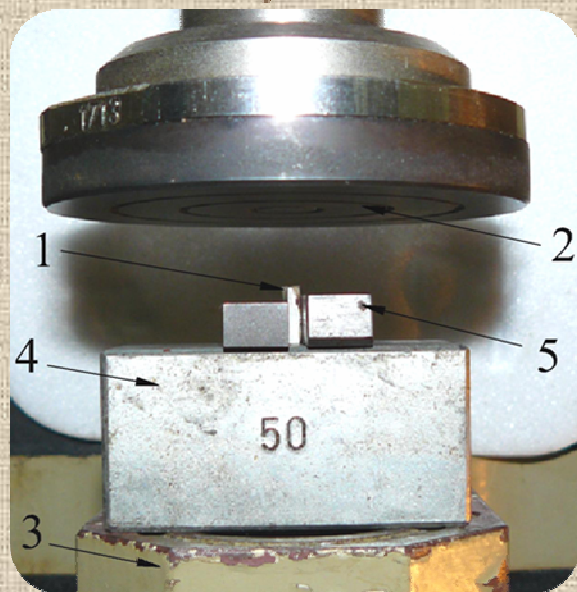
- режим TEST-RETURN – після закінчення роботи (розрив зразка) активний затискувач повертається у вихідне положення;
- режим TEST-STOP – після закінчення роботи активний затискувач зупиняється і повертається у вихідне положення лише після натискання клавіші 15 чи 17;
- режим POSITION-L0-SET – встановлення затискувача на потрібну відстань;
- режим POSITION-VARIABLE – переміщення траверси із змінною швидкістю;
- режим POSITION-RAPID – переміщення траверси з максимальною швидкістю.

Приладдя для виготовлення зразків кісткової тканини

Шліфувальний пристрій

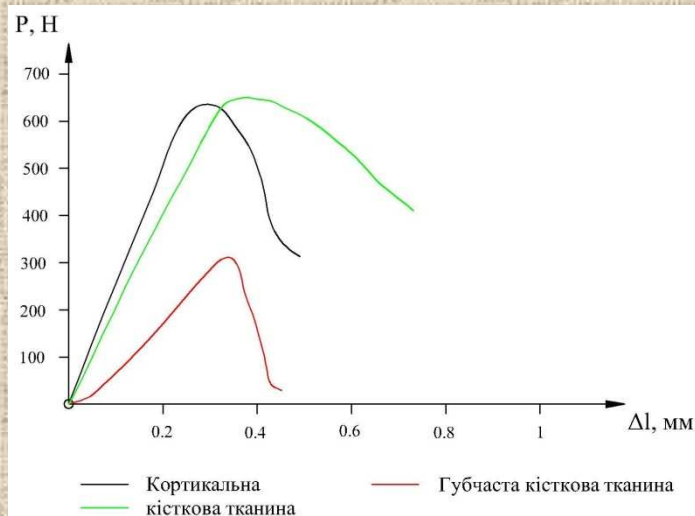


Методика визначення характеристик пружності та міцності кісткової тканини

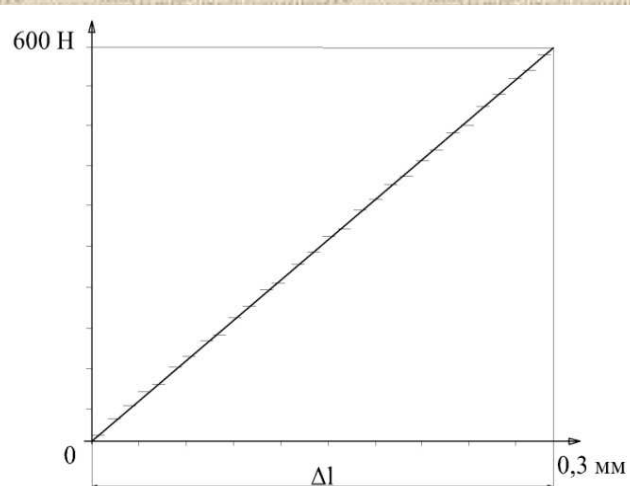


1. Зразок.
2. Шарнірна опора динамометра.
3. Рухома траверса випробувальної машини TIRAtest - 2151.
4. Жорсткий брус.
5. Підтримуючі елементи.

Типові діаграми деформування кісткових тканин



Пружна частина діаграми деформування



$$E = \frac{Pl_{зр}}{S\Delta l_{зр}}$$

$$\Delta l_{зр} = \Delta l - \Delta l_{сист}$$

Результати вимірювань модулів пружності

Неушкоджені кісткові
тканини

E1=560 МПа
E2=290 МПа
E3=100 МПа

Регенеровані після
пошкоджень
тканини

E1=130 МПа
E2=98 МПа
E3=65 МПа

E1=7900 МПа
E2=3960 МПа
E3=1280 МПа

E1=1260 МПа
E2=1180 МПа

E1=1700 МПа

E3=400 МПа

E1=5730 МПа
E2=4510 МПа

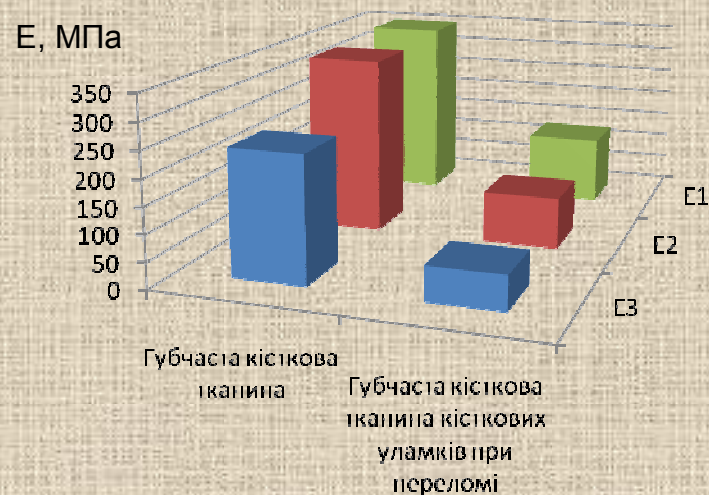
E1=7000 МПа
E2=5000 МПа

Результати вимірювань модулів пружності

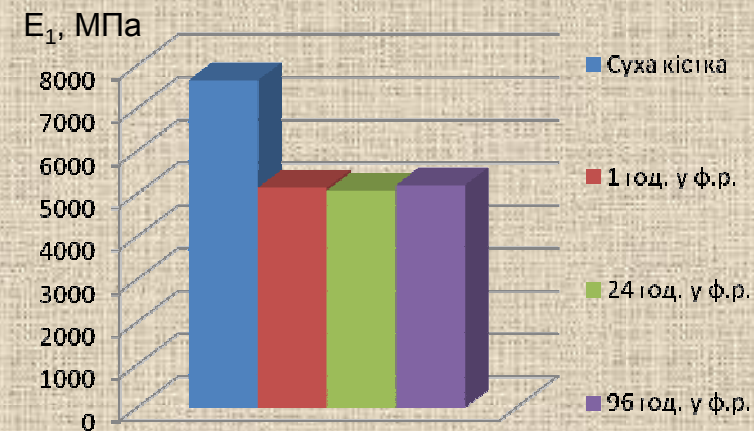
(продовження)



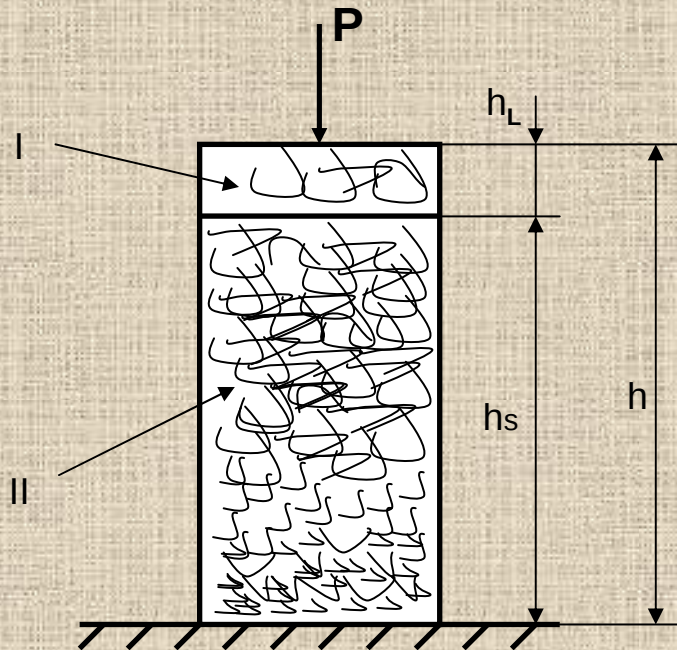
Середні значення модулів пружності в залежності від напрямку навантаження



Значення модулів пружності в залежності від стану насиченості вологою кісткової тканини



Результати вимірювань модулів пружності методом пошарового зрізу кісткової тканини



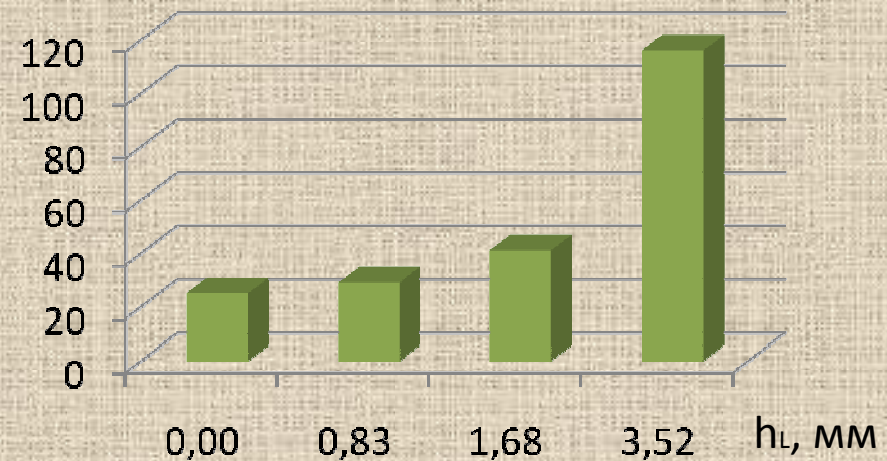
$E = (P/F) / (h/\Delta h)$ - середній модуль пружності зразка до видалення шару I

$E_s = (P/F) / (h_s/\Delta h_s)$ - середній модуль пружності зразка II після видалення шару I

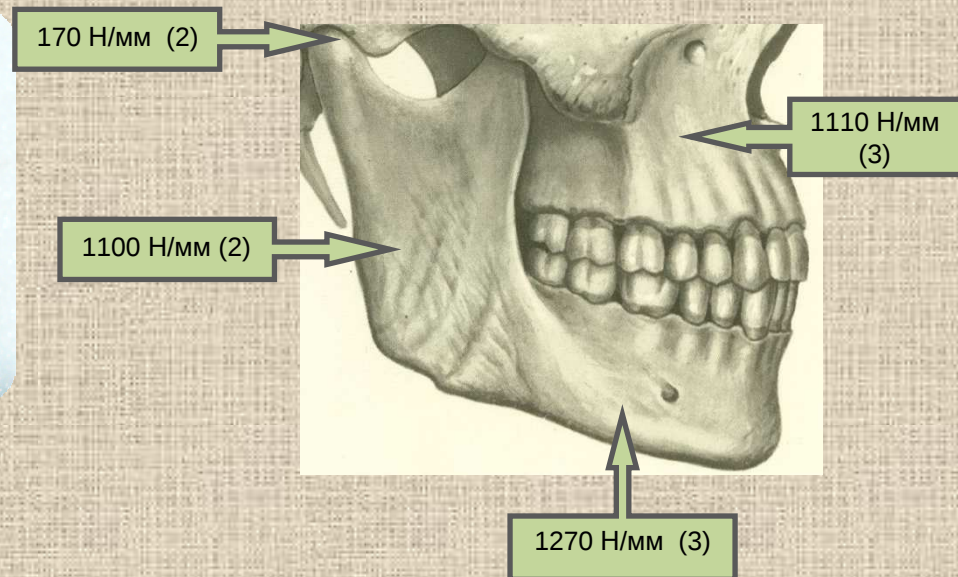
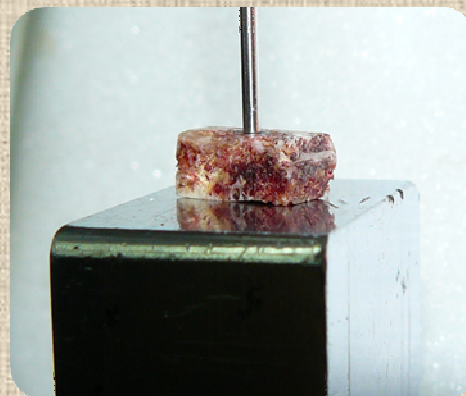
$$E_L = E \cdot E_s \cdot \Delta h_L / (E_s \cdot h - E \cdot h_s)$$

Значення модулів пружності при пошаровому зрізі губчастої кісткової тканини

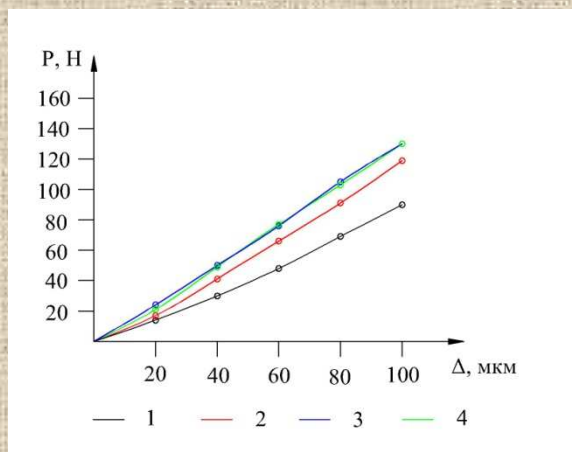
E , МПа



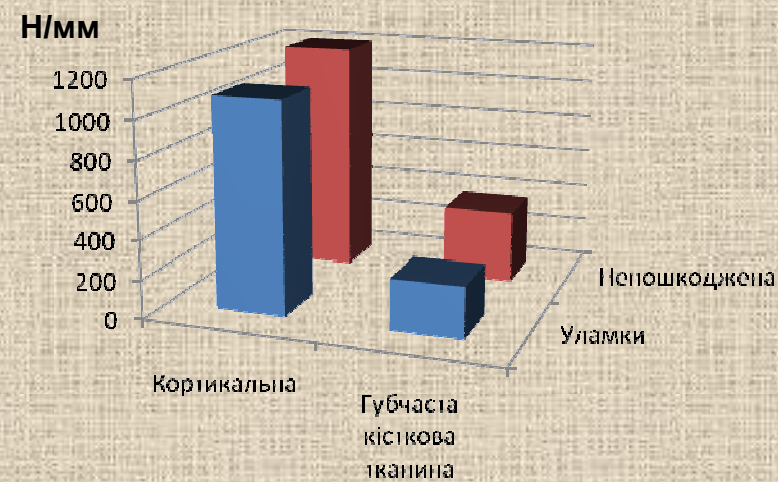
Методика та результати вимірювання твердості кісткових тканин



Діаграми випробувань твердості зразка №37



Середні значення умовної твердості

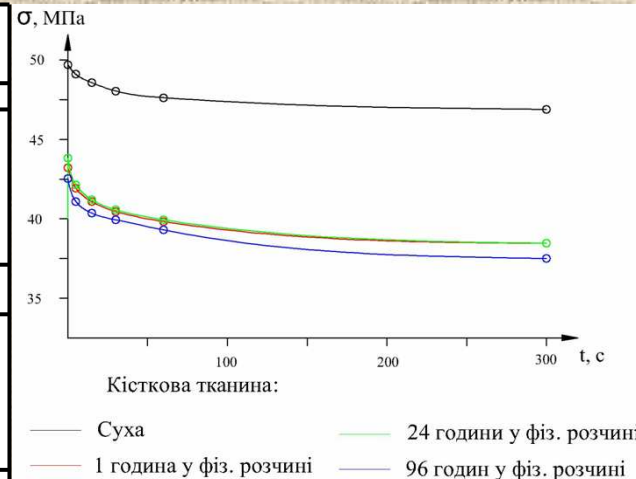


Методика визначення реологічних характеристик та результати дослідження в'язкопружних властивостей

Зміни зусиль та часи релаксації
напружень кісткової тканини (зразок
№28)

Час навантаження	$\ln(t)$, с	Зусилля у зразку	Час релаксації, τ
Суша кістка			
0	0	471.6	106.9
5	1.61	466	
15	2.71	461	
30	3.40	456	
60	4.09	452	
300	5.70	445	
Після перебування протягом 1 години у фізіологічному розчині			
0	0	410.2	57.2
5	1.61	398	
15	2.71	390	
30	3.40	384	
60	4.09	378	
300	5.70	365	
Після перебування протягом 24 години у фізіологічному розчині			
0	0	415.8	54.6
5	1.61	400	
15	2.71	391	
30	3.40	385	
60	4.09	379	
300	5.70	365	
Після перебування протягом 96 години у фізіологічному розчині			
0	0	403.6	54.0
5	1.61	390	
15	2.71	383	
30	3.40	379	
60	4.09	373	
300	5.70	356	

Графіки релаксації напружень в залежності
від стану насиченості вологою кісткової
тканини



Часи релаксації (хв.) напруження в зразках
кісткової тканини різної структури

Номер зразка	τ_1 , с	τ_2 , с	τ_3 , с
Кортикальна кісткова тканина			
28	-	57,2	-
30 Б	109,3	54,0	-
Губчаста кісткова тканина			
32	-	8,4 (нелінійн)	20,4
35 А	15,6	19,4	22,4
35 Б	18,9	14,4	14,6
Кісткові регенерати			
33	21,2	20,5	-

$$P(t) = P_0 \cdot \exp(-t/\tau)$$

$$\tau = \frac{t_1 - t_2}{\ln P_1 - \ln P_2}$$

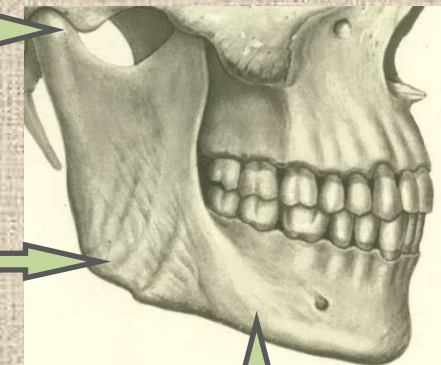
$$\sigma(t) = \varepsilon_0 E_0 \left\{ 1 - \frac{\omega_0}{\omega_\infty - \omega_0} [1 - \exp(-\omega_\infty \lambda t)] \right\}$$

$$\lambda=0,063; \omega_0=0,064; \omega_\infty=0,517$$

$$\begin{aligned} \tau_1 &= 15,6 \text{ с} \\ \tau_2 &= 19,4 \text{ с} \\ \tau_3 &= 22,4 \text{ с} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_1 &= 21,2 \text{ с} \\ \tau_2 &= 20,5 \text{ с} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_1 &= 109,3 \text{ с} \\ \tau_2 &= 54,0 \text{ с} \end{aligned}$$



Загальні висновки

З отриманих даних проведених досліджень впливає :

1. Потрібно враховувати вплив крайових ефектів на зразках кісткової тканини.
2. Кісткова тканина має високий ступінь неоднорідності. В різних точок щелепи людини модуль пружності може відрізнятись на порядок.
3. Кісткова тканина має високий ступінь анізотропії механічних характеристик. В різних напрямках для однієї точки модулі пружності можуть відрізнятись в 6-7 разів.
4. Модулі пружності залежать як від розміру зразка, так і від його стану насиченості вологою.
5. Спостерігається досить велика неоднорідність за твердістю. Твердість, визначена навіть в близько розташованих точках може відрізнятись на 50%.
6. У кісткових тканинах спостерігаються залежності напружень від часу випробувань, тобто відбуваються процеси повзучості та релаксації.
7. Час релаксації суттєво залежить як від типу кісткової тканини, так і від стану насиченості вологою.
8. Для опису реологічних властивостей можна використовувати інтегральні рівняння спадкової теорії лінійної в'язкопружності у формі Ю.Н. Роботнова. Для описування дії короточасного навантажування можна використовувати просту модель Максвелла.

ДЯКУЮ ЗА УВАГУ