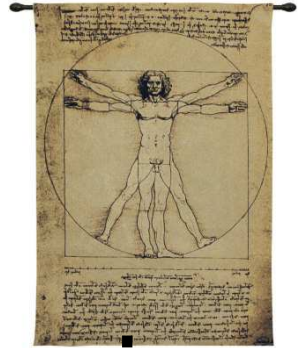


Дослідження впливу характеристик режиму навантажень на біомеханічні властивості кісткової тканини



- Виконавець: Іванок Д.В студент групи МП-61
- Науковий керівник: Шидловський М.С. доцент , к.т.н.
- Консультант: Копчак А.В. кандидат медичних наук, доцент кафедри хірургічної стоматології, щелепно-лицьової пластичної хірургії НМУ ім. О.О.Богомольця
- Експериментальна частина роботи виконана в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри ДММ та ОМ НТУУ “КПІ”.



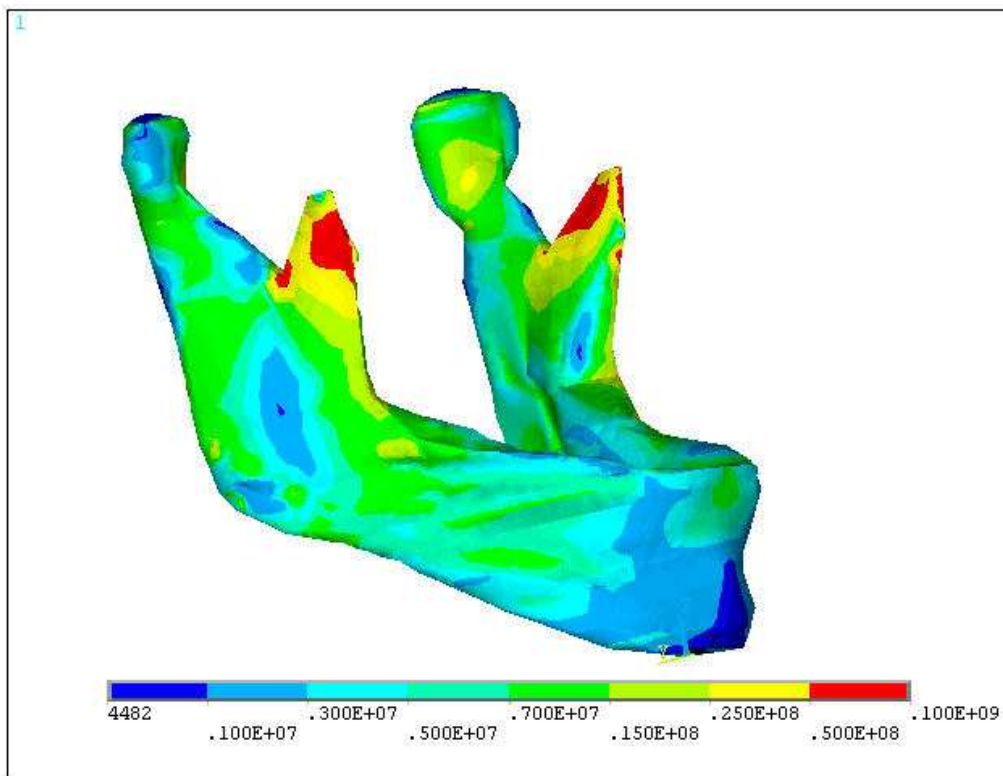
Мета роботи:

- ▶ Оволодіння методами дослідження механічних властивостей біологічних тканин при різних видах деформування
- ▶ Розробка та апробація методики випробування кісткової тканини на розтяг.
- ▶ Проведення експериментів і порівняння модулів пружності при випробовуваннях на розтяг та стиск.
- ▶ Отримання додаткових даних про анізотропію та неоднорідність кісткової тканини
- ▶ Дослідження в'язко пружних властивостей кісткової тканини.

Постановка задачі: необхідність уточнення пружних констант для проведення розрахунків НДС щелеп та інших анатомічних об'єктів

Не враховуються:

- 1. Різномодульність кісткової тканини;**
- 2. В'язко-пружні властивості КТ.**



Літературні дані:

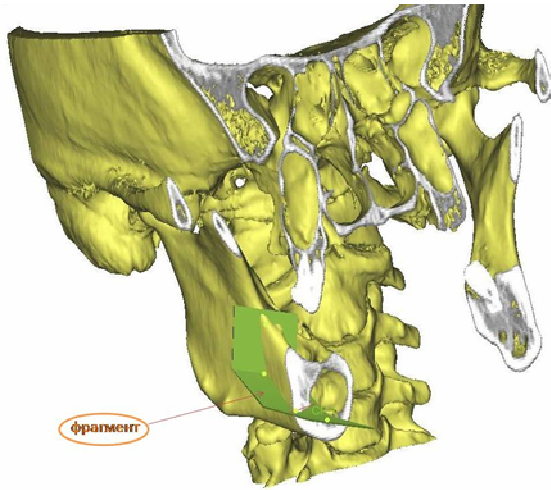
- 1. Анізотропія
модулів пружності
 $E_1 = 6000-9000 \text{ МПа};$
 $E_2 = 4000-6000 \text{ МПа};$
 $E_3 = 2000-4000 \text{ МПа}$**
- 2. Неоднорідність
пружних
характеристик
Модуль
кортикального шару
 $E = 2000 - 9000 \text{ МПа}.$
Модуль
спонгіозного шару $E = 80- 130 \text{ МПа}.$**

Стан проблеми:

Огляд літературних джерел

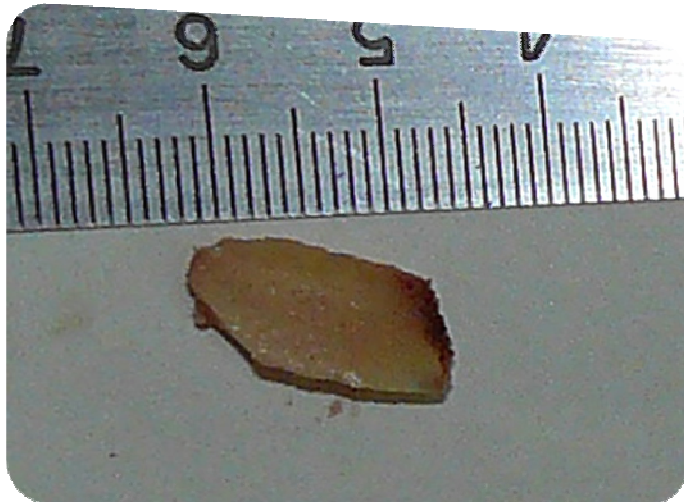
Автори досліджень	Об'єкти досліджень	Основні результати
Кагурін О. К. Вирва О. Є., Леонтьєва Ф. С. Arendts F.J. Sigolotto C. Misch C.E. Qu Z. Bidez M.W. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C.	Модулі пружності кортикальної кістки	Вимірювання в різних дослідах, коливаються в діапазоні від 4 до 22 ГПа, губчатої кістної тканини від 0,05 до 1,5 ГПа і більше
Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C. Добелис М.А., Саулгозис Ю.Ж	Величина коефіцієнта Пуассона	Виміри в різних напрямках, для різних типів кістки також коливаються в межах 0.05 - 0.35

Біомеханічні об'єкти дослідження



Фрагмент кістки на щелепі

Як об'єкт експериментального дослідження було вибрано фрагмент щелепи. Пацієнт Я. віком 41 рік, був прооперований з приводу видалення новоутворення(одонтогенна кератокіста). Операція відбувалася 25 грудня 2011 року.



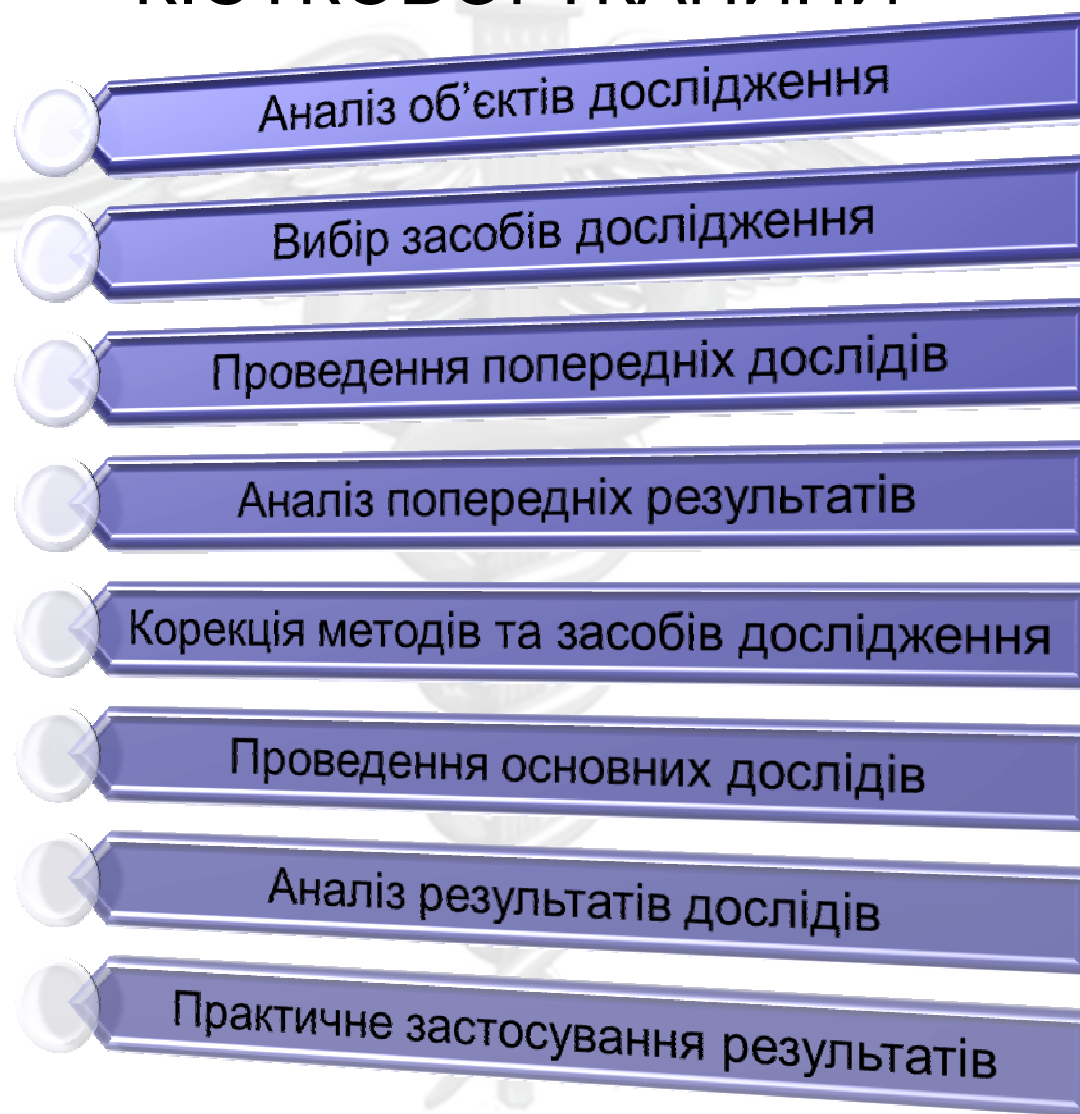
Необроблений зразок



Оброблений зразок

№ п/п	Найменування	Технічні характеристики	Похибка вимірювань
1	Машина випробувальна TIRATEST – 2151 	навантаження до 5 кН	± 0.1 Н
		переміщення до 1 м	± 0.01 мм
		швидкість переміщення від 0.5 до 1000 мм / хв	± 1 %
2	Штангенциркуль з цифровою індикацією 	Розміри від 0 до 160 мм	± 0.01 мм
3	Цифровий фотоапарат SONY- DSC-W200 	Кількість мегапікселів 12.1	в залежності від фокусної відстані

ЗАГАЛЬНА СХЕМА ВИЗНАЧЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

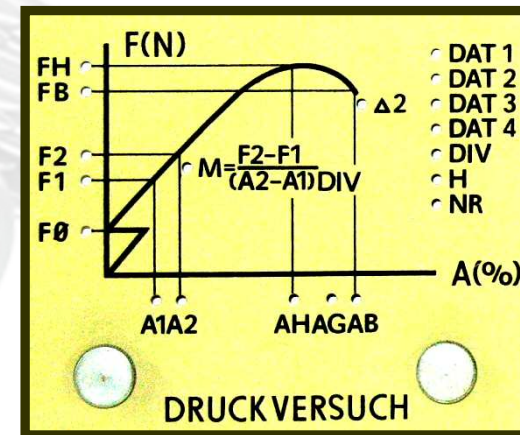


Застосування системи TIRA - test



Загальний вид встановленого зразка

Програма "Druckersuch"
(випробування на розтяг - стиск)



Кістка готова до випробування

Позиціювання зразка



Проклеювання нижньої
ГОЛОВКИ



Притискання зразка



Клей

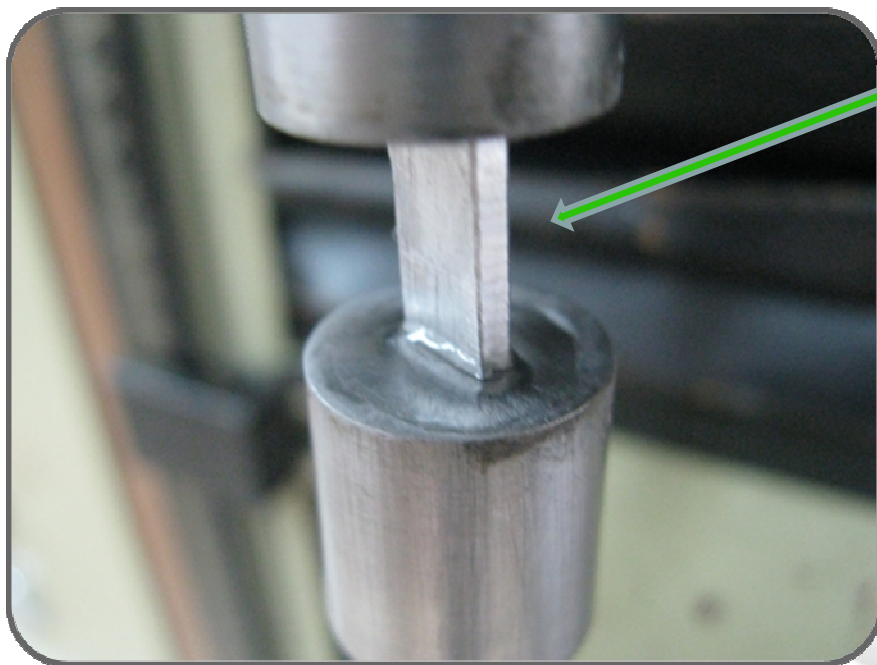


Проклеювання другої сторони



Зразок готовий до випробувань

Визначення жорсткості системи



Зразок, що має підвищену жорсткість

Жорсткість системи
“Випробувальна машина - затискувачі -
клей” знаходимо за формулою:

$$C_{сист} = \frac{P}{\Delta l_{сист}}$$

Стиск:

Р, Н	$\Delta l_{сист}, \text{мм}$	$C_{сист}, \text{Н/мм}$
600	0,2131	2816
600	0,2103	2853
700	0,2355	2972
700	0,2411	2902

Розтяг:

Р, Н	$\Delta l_{сист}, \text{мм}$	$C_{сист}, \text{Н/мм}$
200	0,0985	2030
200	0,1003	1994
200	0,0916	2183

Результати досліджень при розтягу



Знаходимо величину деформації зразка

δ'

$$\delta' = \frac{\Delta l}{P}$$

Підраховуємо модуль пружності зразка за формулою:

$$E = \frac{Pl}{\Delta l_{zp} S'}$$

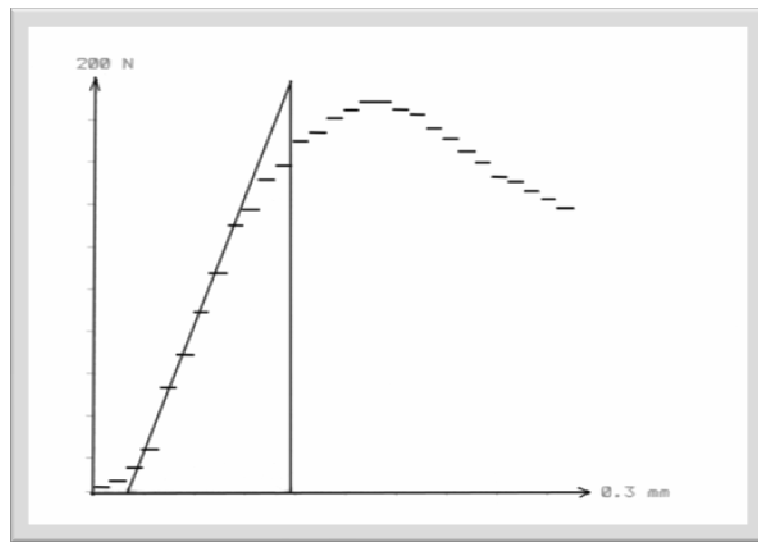
В нашому випадку модуль пружності :

P, Н	$\Delta l_{zp}, мм$	$\delta' * 10^3, мм/Н$
200	0,0995	0,4975
200	0,1019	0,5095
200	0,0879	0,4395
200	0,1312	0,6558
200	0,1191	0,5953

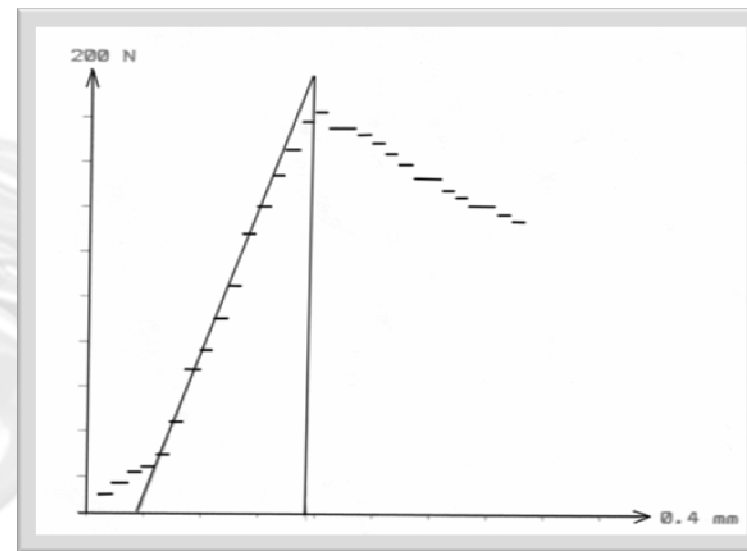
$$E = \frac{1 * 12}{(0,5395 * 10^{-3} - 0,4840 * 10^{-3}) * 6 * 2}$$

$$= 18018 МПа$$

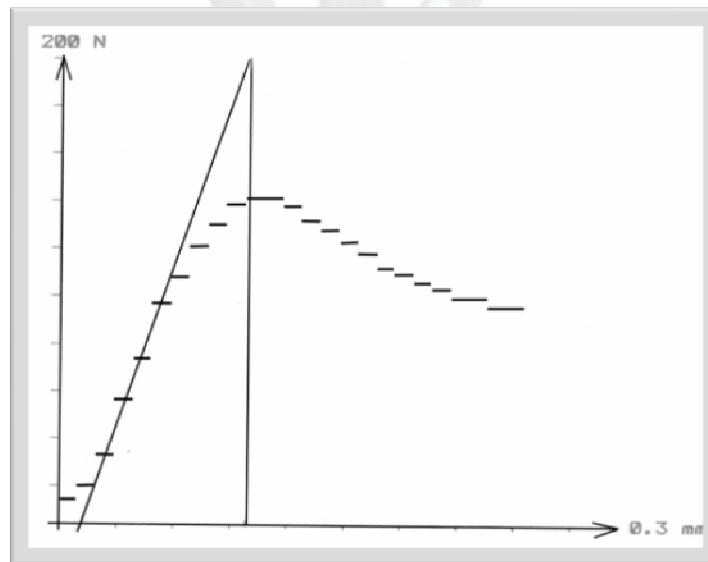
Діаграми при розтягу



I



II



III

Результати досліджень при стиску



Знаходимо величину деформації зразка

$$\delta' = \frac{\Delta l}{P}$$

Підраховуємо модуль пружності зразка за формулою:

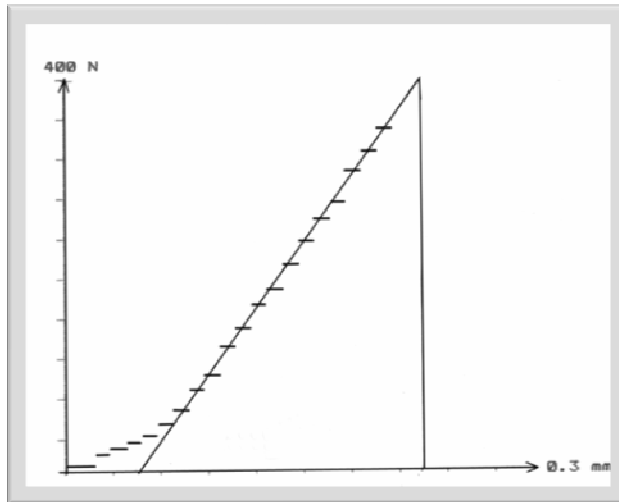
$$E = \frac{Pl}{\Delta l_{zp} S},$$

В нашому випадку модуль пружності буде:

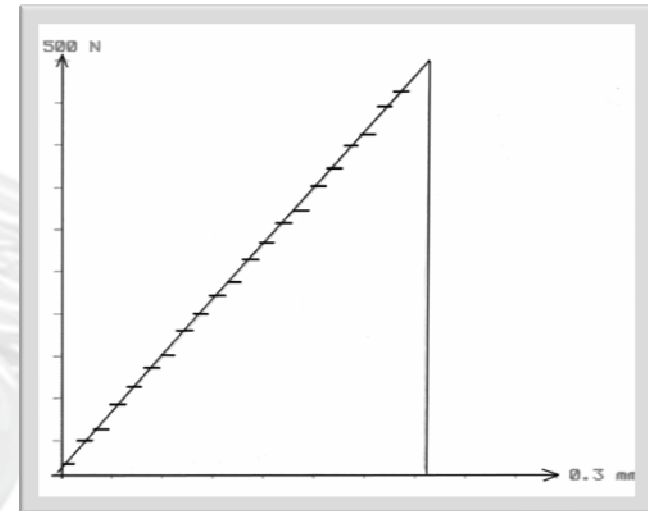
$$E = \frac{1 \cdot 12}{(0,4318 \cdot 10^{-3} - 0,3466 \cdot 10^{-3}) \cdot 6 \cdot 2} = 11737 \text{ МПа}$$

Р, Н	$\Delta l_{zp}, \text{мм}$	$\delta' \cdot 10^3, \text{мм/Н}$
400	0,1794	0,4486
500	0,2243	0,4486
500	0,2130	0,4262
500	0,2070	0,4150
500	0,2103	0,4206

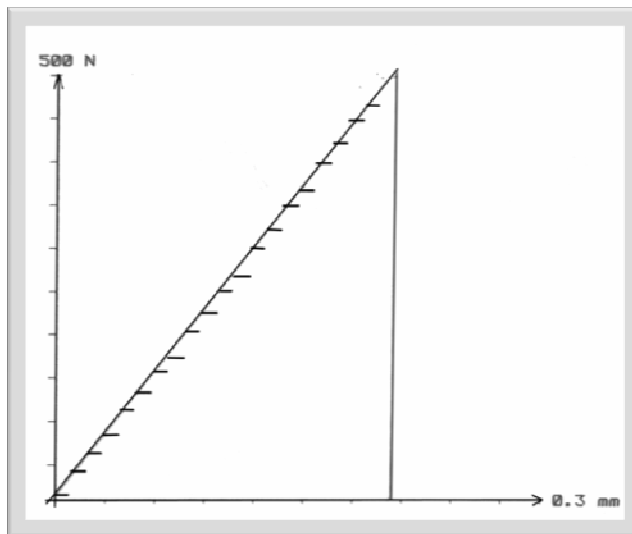
Діаграми при стиску



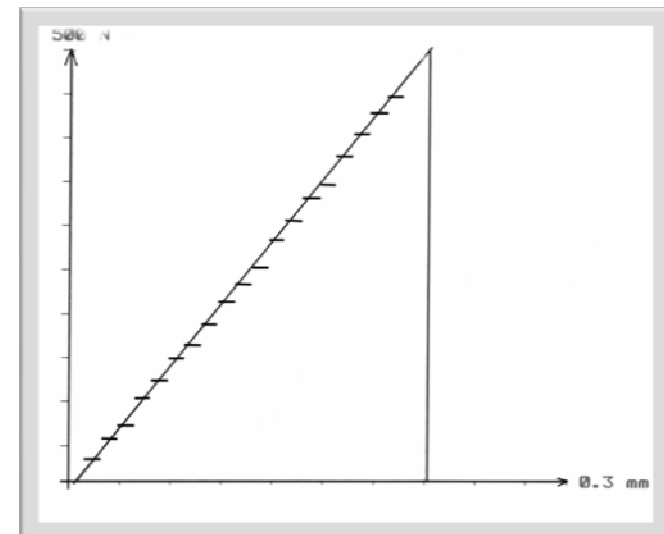
I



II

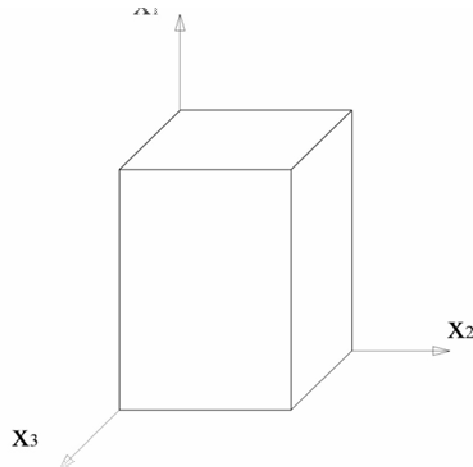


III



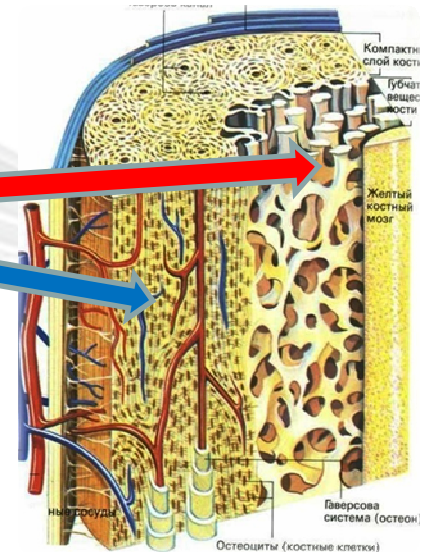
IV

Дослідження неоднорідності та анізотропії кісткових тканин



Кісткова тканина щелепи складається з:

- Губчастої частини
- Кортикальної частини



Розміщення осей на зразку

- 1 – вздовж росту остенів кісткової тканини (довжина зразка);
- 2 – перпендикулярно до росту остенів (ширина зразка);
- 3 – перпендикулярно до росту остенів (товщина зразка).

Структура кістки

Кортикальна частина має 5 рівнів:

- макромолекули тропокалогену,
- мікрофібрили калогену,
- волокна мікрофібрил,
- кісткові ламели,
- і основний конструктивний елемент – остеон, який утворюється навколо кровоносних судин кістки.

Визначення модулів пружності в зразках, що складаються з різних типів кісткової тканини та перехідних зон

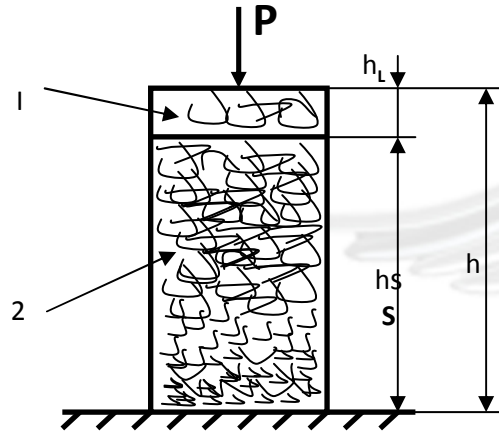


Схема випробувань та позначення шарів зразка

Вводимо такі позначення:

h - загальна товщина зразка до видалення шару I;

h_L - товщина зрізаного (локального) шару I;

h_S - товщина зразка II після видалення шару I;

Δh - скорочення зразка товщиною h при навантаженні;

Δh_S - скорочення зразка II товщиною h_S при навантаженні;

Δh_L - скорочення шару товщиною h_L при навантаженні.

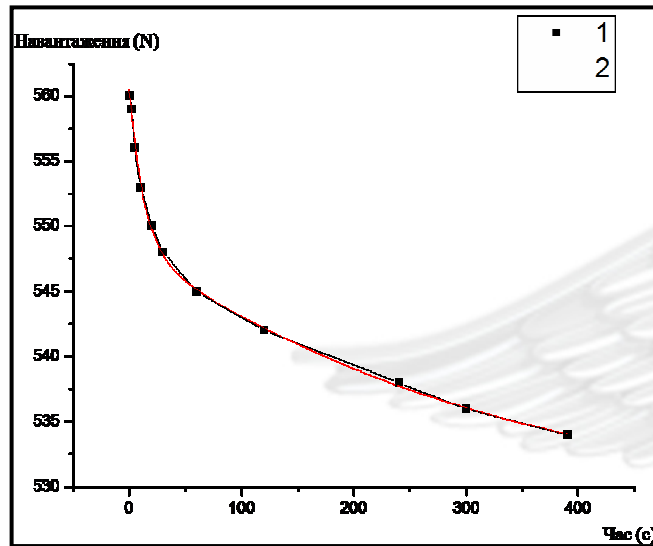
Номер зразка	Загальна товщина зразка до видалення шару I	Товщина зразка після видалення шару I h_s , мм	Товщина видаленого шару I $h_l = h - h_s$, мм	Модуль пружності E , МПа	Модуль пружності E_s , МПа	Модуль пружності матеріалу в зоні $h-h_s$ E_L , МПа
31 A	5.22	4.39	0.83	25	29	14.4
	4.39	3.54	0.85	29	41	13.1
	3.54	1.70	1.84	41	116	25.7
	1.70	---	---	116	---	116

Результати вимірювання та розрахунків модулів пружності неоднорідної кісткової тканини

кінцевий вираз для модуля пружності

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

Релаксація кісткової тканини



Релаксація напружень в кортикальній КТ:

1. Крива релаксації за експериментальними даними;

2. Апроксимація

$$P(t) = 527 + 21\exp(-372 / t) + 12\exp(-13 / t).$$

Номер зразка	τ_1	τ_2	τ_3
Кортикальна кісткова тканина			
28	-	57,2	-
30 Б	109,3	54,0	-
Губчаста кісткова тканина кісткових нідемів при порожній			
32	-	8,4 (нелінійний)	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	-

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

Вплив біологічних факторів на процеси релаксації напружень в кісткових тканинах

Тривалість перебування зразка в фізіологічному розчині	Маса зразка, мг
Суха кістка	178,8
1 година	186,7
24 години	196
96 годин	195,9

Маса зразку в залежності від його експозиції в фізіологічному розчині

Тривалість перебування зразка в фізіологічному розчині	Е, МПа
Суха кістка	7654,2
1 година	5134
24 години	5072
96 годин	5197,3

Значення модуля пружності в залежності від ступеня гідратації

Тривалість перебування зразка в фізіологічному розчині	τ, хв.
Суха кістка	106,9
1 година	57,2
24 години	54,63
96 годин	54,03

Значення часу релаксації кісткової тканини

Висновки

- Кісткова тканина – живий матеріал, що має дуже складну структуру, яка постійно зазнає певних змін, включає в себе відмінні за механічними характеристиками типи тканин та по різному реагує на зовнішнє навантаження у різних площинах.
- Після визначення модулів пружності кісткової тканини при стиску та розтягу, стало видно, що вона є неоднорідною та анізотропною. Експериментально було доведено різномодульність кісткової тканини при стиску та розтягу.