

ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ І СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ТРАВМ КІСТОК

Виконав: Ковальов Д.В. гр. МПм-41

Науковий керівник: Шидловський М.С. к.т.н., доц.

Консультанти: Копчак А.В., к.м.н., ас. (Національний медичний університет України ім. О.О. Богомольця), Лакша А.М., к.м.н. доц. (Українська військово-медична академія)

ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

❑ Відсутність надійних даних про механічні характеристики КТ з урахуванням анізотропії, неоднорідності та в'язко-пружних ефектів

❑ Відсутність експериментальних даних про характеристики жорсткості з'єднання переломів стегнових кісток новими системами остеосинтезу.

Автори дослідження	Основні результати
Протасов І.Д. (2004)	Тримірне реологічне рівняння стану, яке дозволяє отримати в'язко-пружні характеристики матеріалу.
Hight T. K., Brandeau J. F. (2003)	Представлена мікромеханічна модель кістки, як двофазний однонаправлено-армований матеріал.
Мелніс А. Е., Кнетс І. В.	Руйнуючі напруження та їх середньоквадратичні відхилення.
Кнетс І. В., Вілкс Ю. К. (2004)	Вплив умов зберігання та умов дослідів на в'язко-пружні властивості.
Riggins R. S. (2003)	Релаксація напружень при крученні.

Автори дослідження	Основні результати
Kumar A, Charlebois S J (2003)	Переломи малогомілкових кісток, що фіксовані інтрамедулярними стрижнями
Paul M. Morin, Rudolf Reindl, (2008)	Переломи малогомілкових кісток, що фіксовані стрижнями
Тяжелов А.А. з співроб. (2003)	Анатомо-биомеханические особенности голеностопного сустава
Рубленик І.М., Ковальчук П.Є. (2003)	Дослідження пристроїв для лікування трубчастих кісток
Ковальчук П.Є. (2004)	Дослідження переломів кісток гомілки

Мета роботи

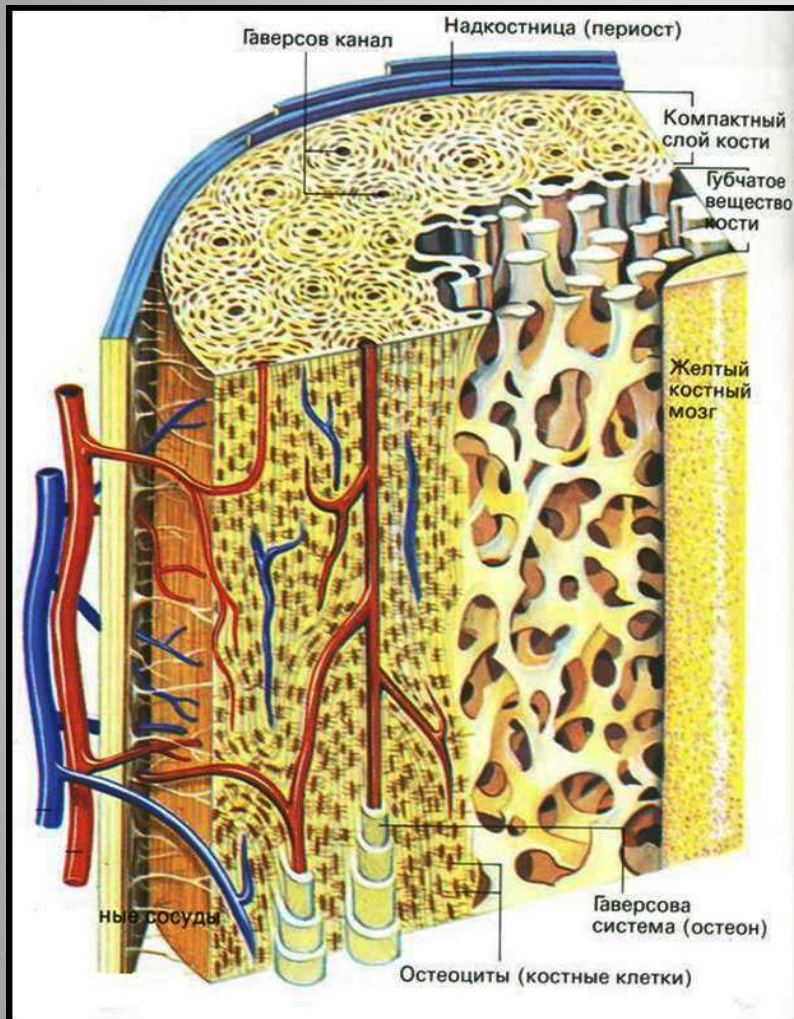
- ❑ Експериментальне дослідження особливостей деформування кісткової тканини при дії короточасних і довготривалих навантажень. Вивчення пружних і в'язко-пружних властивостей різних типів кісткової тканини.
- ❑ Отримання порівняльних даних про деформаційні характеристики з'єднання переломів кісток різними способами фіксації. Перевірка нових методів оцінки надійності фіксації переломів кісток кінцівок.

Практичне застосування:

- ✓ Обґрунтований вибір елементів фіксації переломів в залежності від типу та стану кісткової тканини
- ✓ Використання найбільш раціонального способу остеосинтезу переломів стегнових кісток
- ✓ Розробка нових методів оперативної діагностики КТ
- ✓ Використання даних про пружні і в'язко-пружні властивості КТ для розрахунків НДС біологічних об'єктів методом скінченних елементів

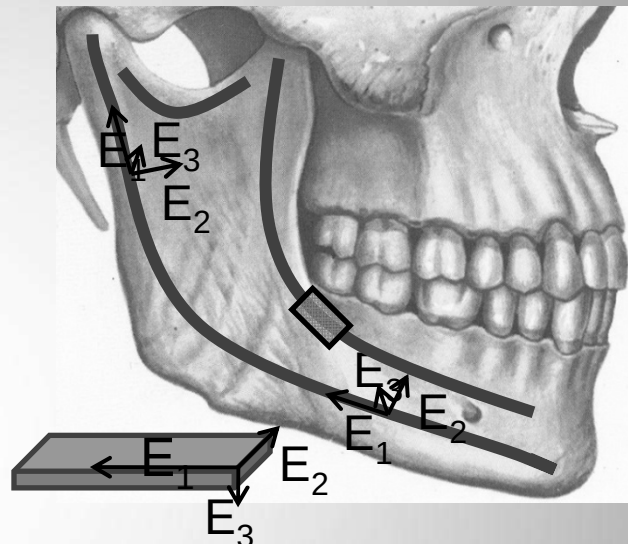
ОБ'ЄКТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Структура кісткової тканини

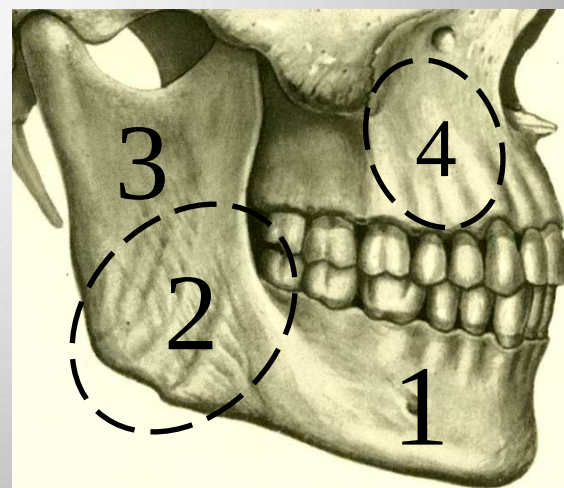


Из анатомического атласа
Тревора Уэстона, 1998г.

Головні вісі пружної симетрії вирізки зразків

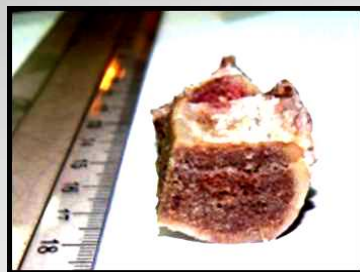


Області анатомічної локалізації зразків

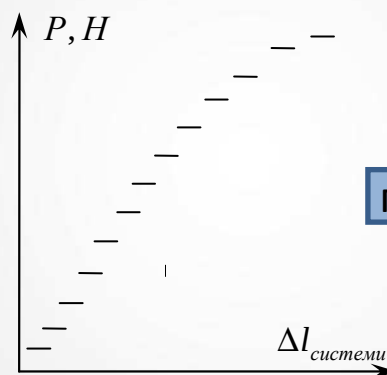


ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК МАТЕРІАЛУ

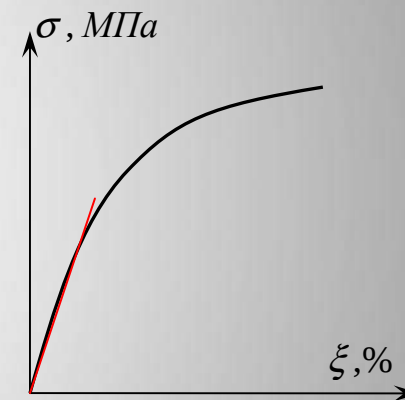
1. Зразки до виготовлення та вирізані зразки:



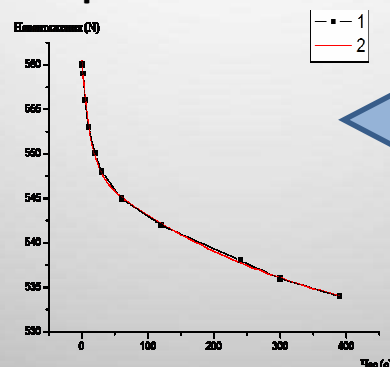
2. Випробування та обробка діаграм:



перерахунок



3. Реєстрація процесу релаксації:



Процес релаксації напружень описується експоненціальним рівнянням

$$P(t) = P_0 + \sum_i P_i \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right)$$

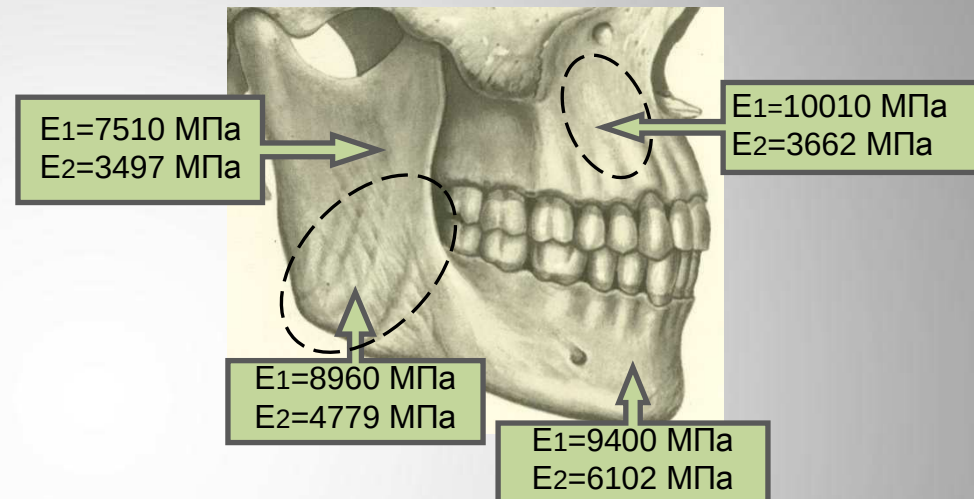
МЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ПРИ КОРОТКОЧАСНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

Анатомічні

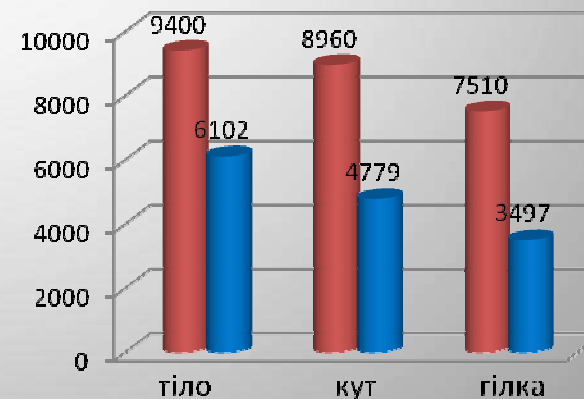
локалізація	Середні значення та довірчий інтервал, МПа	V, %
Тіло нижньої щелепи (1)	$E_{K1}=9400\pm1563$	17,5
	$E_{K2}=6102\pm1000$	20,4
	$E_{Г1}=495\pm63$	13,5
	$\sigma_{ПЦ}=84,6\pm17,2$	21,4
Кут нижньої щелепи (2)	$E_{K1}=8960\pm1511$	17,8
	$E_{K2}=4779\pm544$	11,9
	$\sigma_{ПЦ}=137\pm35$	26,7
Гілка нижньої щелепи (3)	$E_{K1}=7510\pm183$	2,6
	$E_{K2}=3497\pm582$	17,5
	$E_{Г1}=143\pm11$	8,1
	$\sigma_{ПЦ}=120\pm4,6$	4,1
Стінка гайморової пазухи (4)	$E_{K1}=10010\pm4122$	25
	$E_{K2}=3662\pm1520$	24
	$\sigma_{ПЦ}=69\pm7$	10,2

E_K – модуль пружності кортикального шару
 $E_{Г}$ – модуль пружності губчастого шару
 $\sigma_{ПЦ}$ – напрям вимірювання

Середні значення модулів пружності на досліджених ділянках

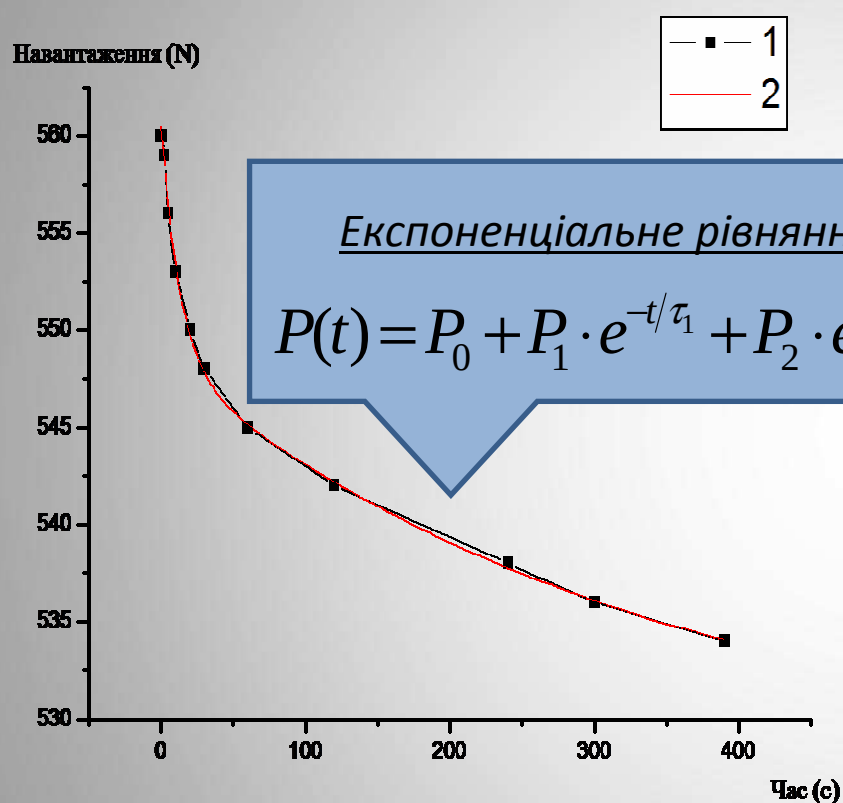


Анізотропія модулів пружності нижньої щелепи, МПа



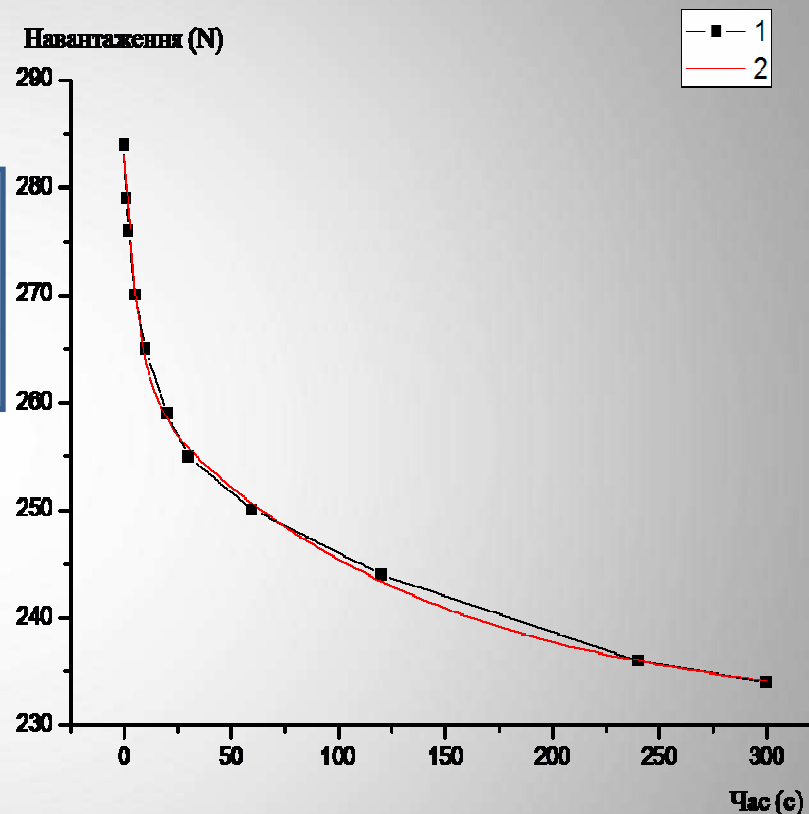
КРИВІ РЕЛАКСАЦІЇ НАПРУЖЕНЬ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Релаксація напружень кортикальної КТ



- 1 – Експериментальна крива релаксації
 2 - Графік регресійної функції, що описує релаксацію даного зразку
 $P(t) = 527 + 21 e^{-t/372} + 12 e^{-t/13}$

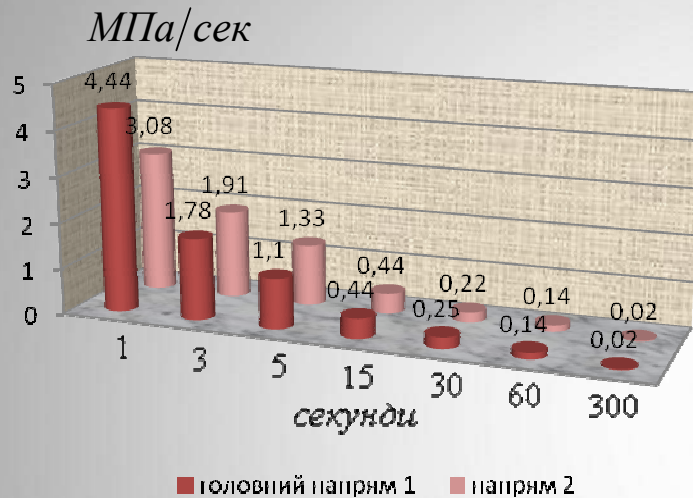
Релаксація напружень губчастої КТ



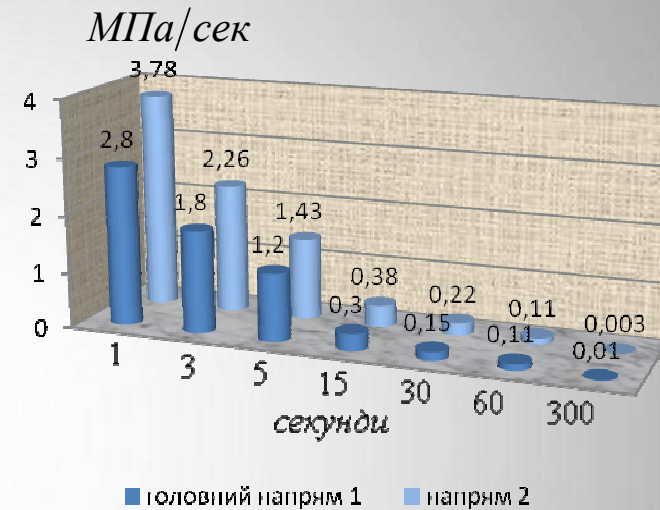
- 1 – Експериментальна крива релаксації
 2 - Графік регресійної функції, що описує релаксацію даного зразку
 $P(t) = 231 + 30 e^{-t/131} + 21 e^{-t/6}$

ШВИДКІСТЬ РЕЛАКСАЦІЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

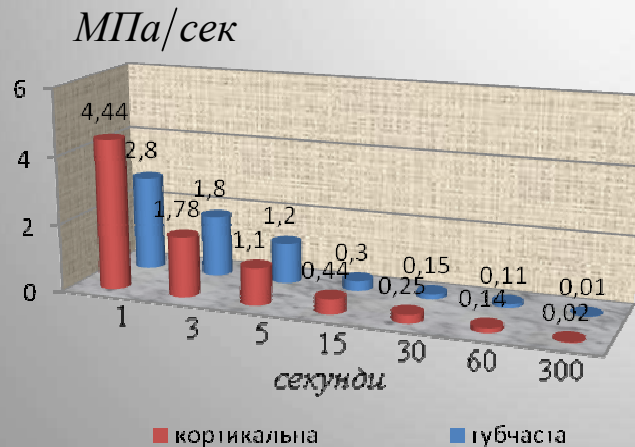
Зміна швидкості релаксації в
кортикальній тканині



Зміна швидкості релаксації в
губчастій тканині



Криві змін швидкості в головному напрямку



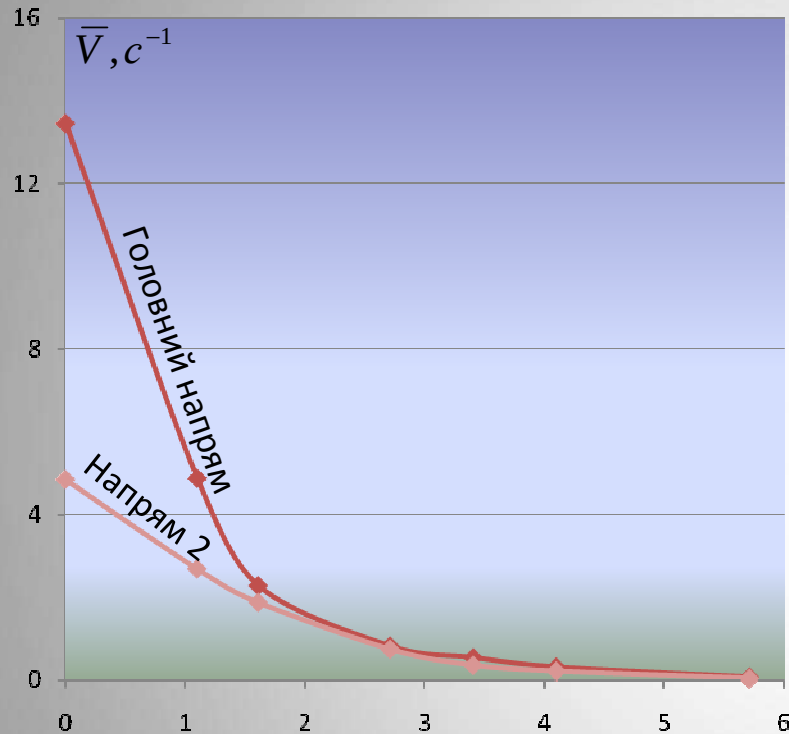
Експоненціальне рівняння та
рівняння для заходження
швидкості процесу

$$E(t) = E_0 + E_1 \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + E_2 \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right)$$

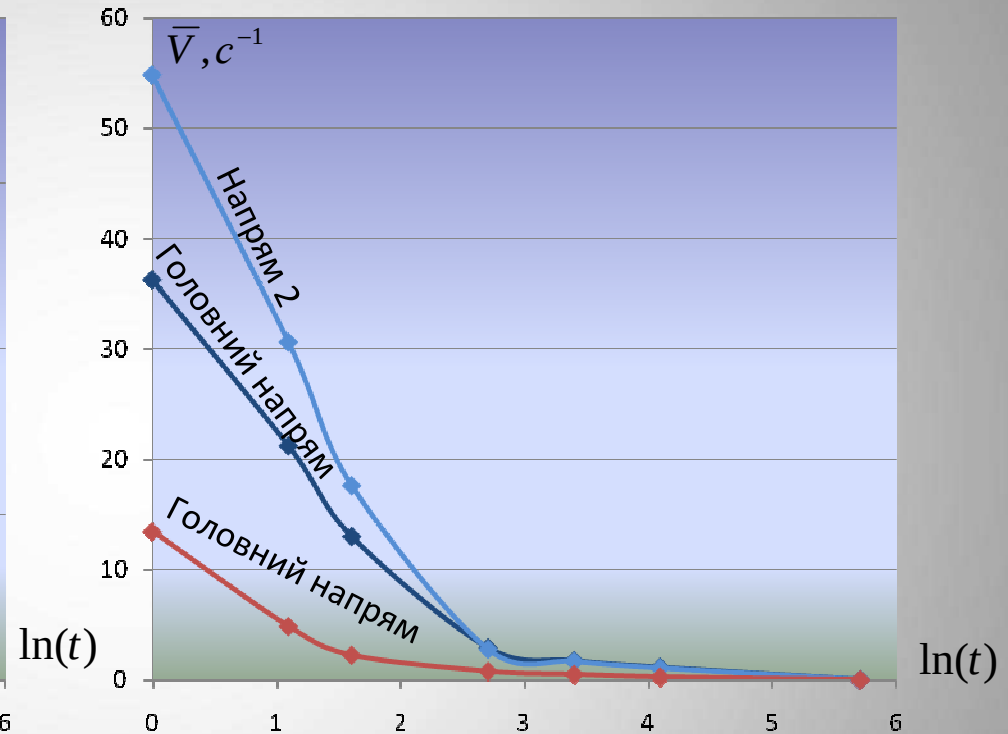
$$|V| = \frac{dE(t)}{dt} = \frac{E_1}{\tau_1} \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + \frac{E_2}{\tau_2} \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right)$$

ШВИДКІСТЬ РЕЛАКСАЦІЇ У ВІДНОСНИХ КООДИНАТАХ

Криві відносних швидкостей
релаксації кортикальної кістки



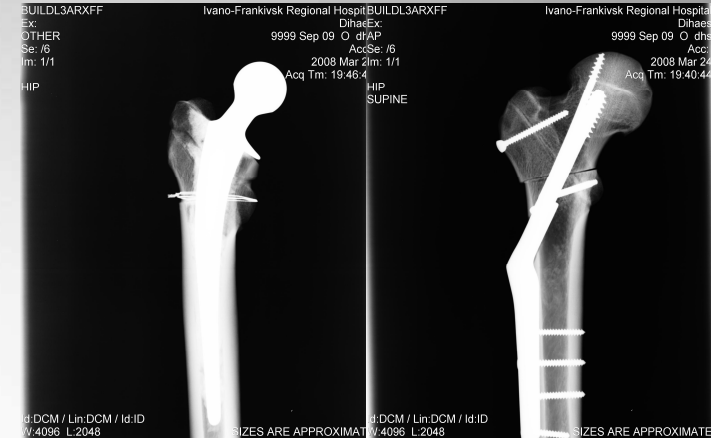
Криві відносних швидкостей
релаксації губчастої кістки



Швидкість зміни приведенного модуля пружності

$$|\bar{V}(t)| = \frac{1}{E_0} \frac{dE(t)}{dt} = \frac{1}{\tau_1} \left(\frac{E_1}{E_0} \right) \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + \frac{1}{\tau_2} \left(\frac{E_2}{E_0} \right) \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right)$$

ОБ'ЄКТИ ВИПРОБУВАННЯ ТА ЇХ СПОСОБИ НАВАНТАЖЕННЯ



Об'єкти дослідження – стегнові кістки:

1. 3 фіксацією ендопротезом на цементі (препарат 1)
2. 3 DHS фіксатором (препарат 2)
3. Неушкоджена (препарат 3)

Рентгенограми препаратів



Ендопротез



Монтаж DHS
фіксатору



Випробування на згин
препаратів

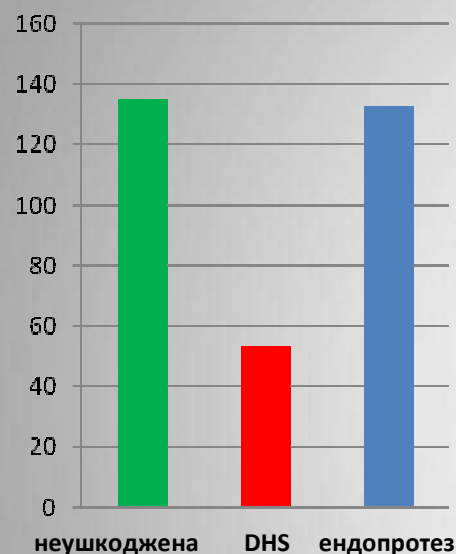


Випробування на стиск
препаратів

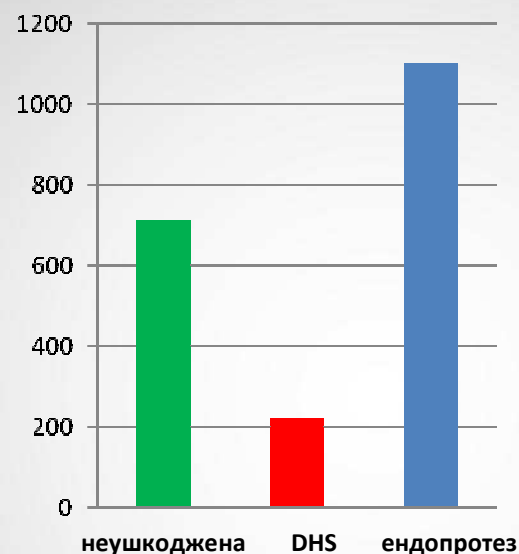
ЖОРСТКІСТЬ ДОСЛІДЖУВАНИХ ОБ'ЄКТІВ

Загальні жорсткості (Н/мм) препаратів

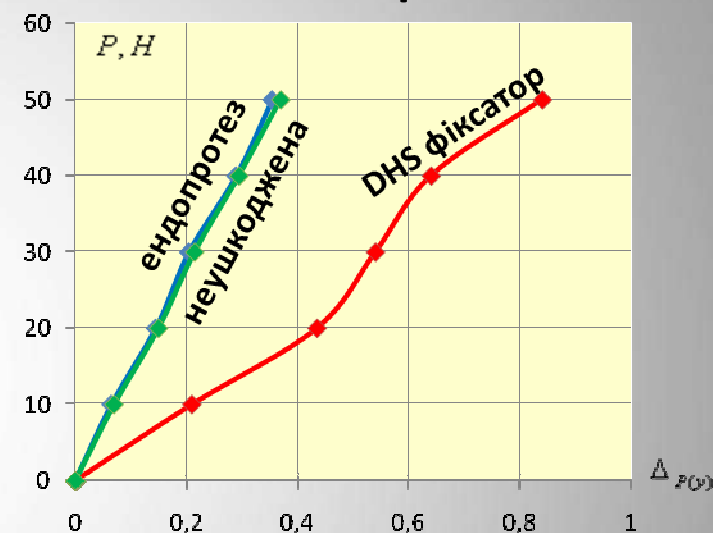
при згинанні



при стискуванні



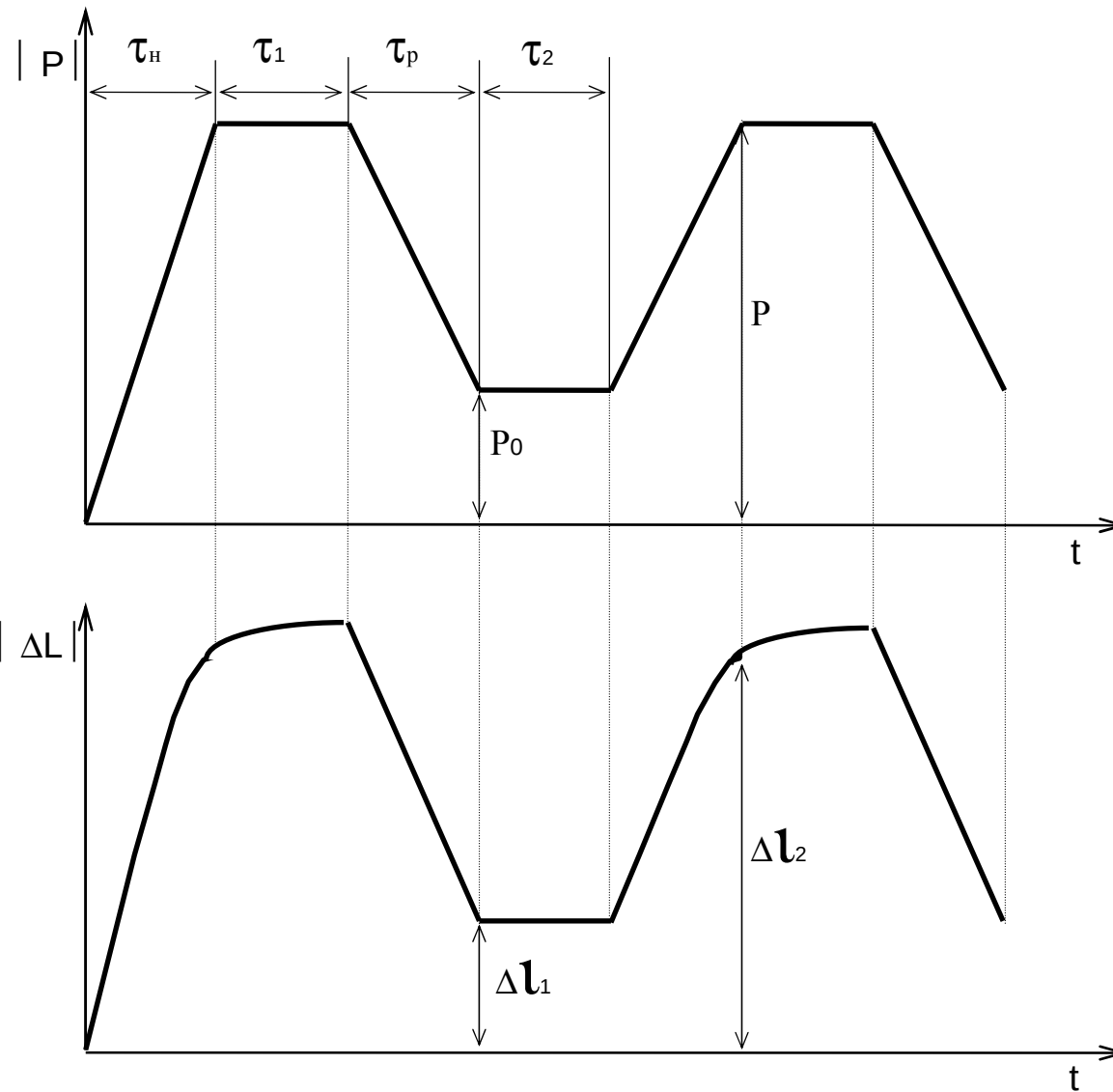
Залежність загального переміщення препаратів від навантаження при згині



Жорсткість з'єднання уламків, Н/мм

Препарат	при згинанні	при стискуванні
Ендопротез	312	909
DHS фіксатор	57	156

РЕЖИМИ ЦИКЛІЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ



Режим 1:

$$P = 100 \dots 400 H$$

$$V = const$$

$$\tau_1 = const$$

Режим 2:

$$V = 5 \dots 20 \text{ мм / хв}$$

$$P = const$$

$$\tau_1 = const$$

Режим 3:

$$\tau_1 = 1 \dots 60 c$$

$$V = const$$

$$P = const$$

Постійні параметри

навантаження:

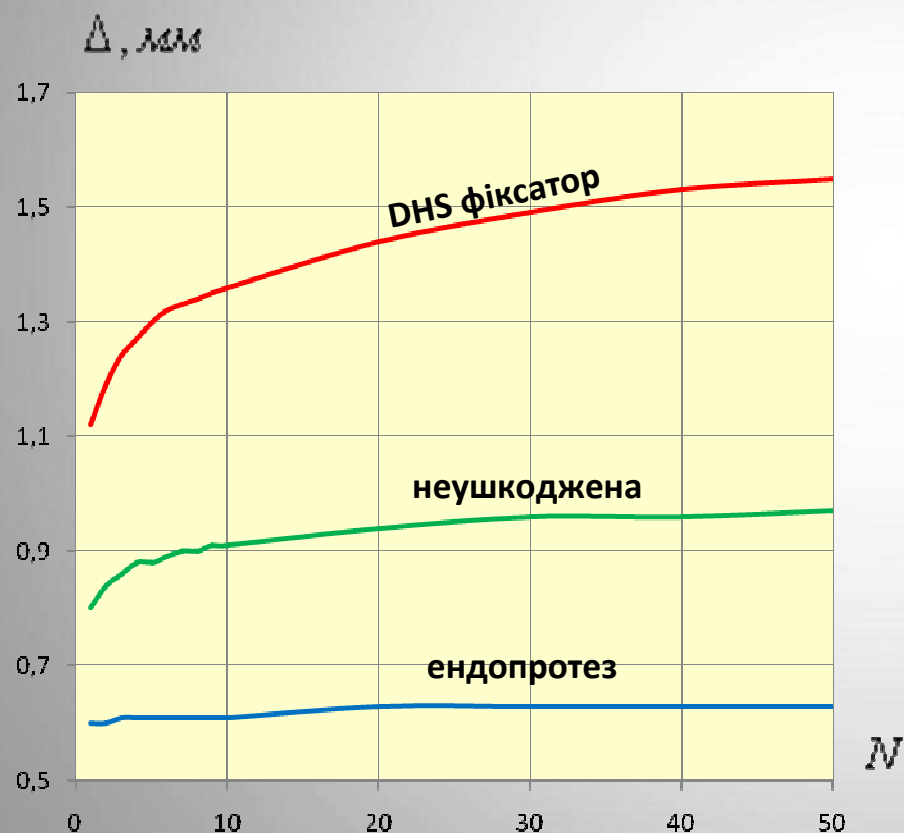
$$P_{MIN} = 25 H$$

$$\tau_1 = 1 c$$

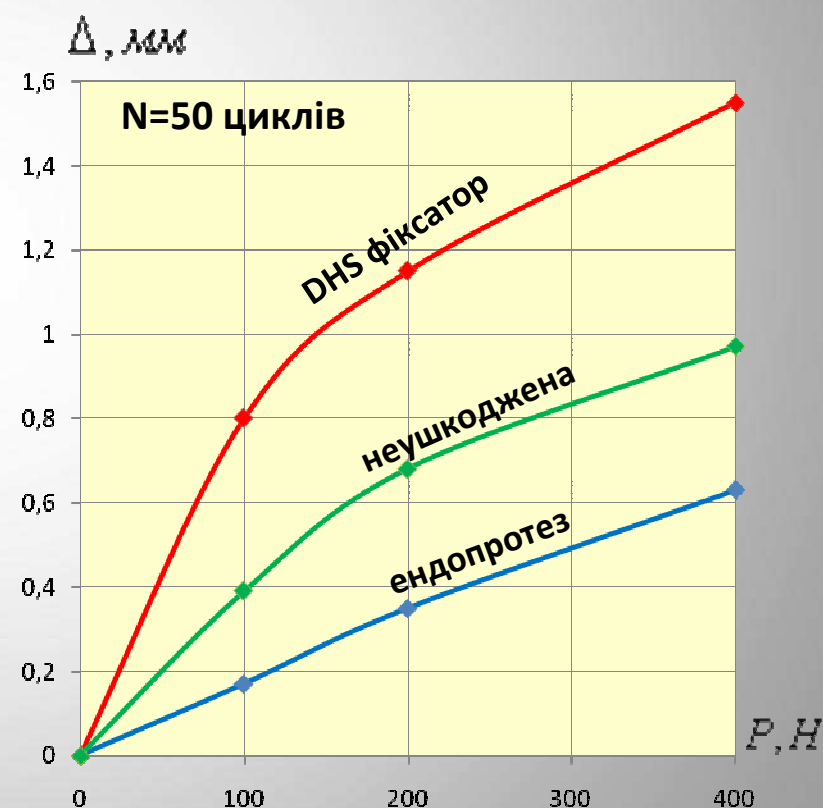
$$\text{Число циклів} = 50$$

ЗАЛЕЖНІСТЬ ДЕФОРМАЦІЇ ПОВЗУЧОСТІ ПРЕПАРАТІВ ВІД ПАРАМЕТРІВ ЦИКЛІЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

Криві циклічної повзучості препаратів при циклічному навантаженні 25-400Н

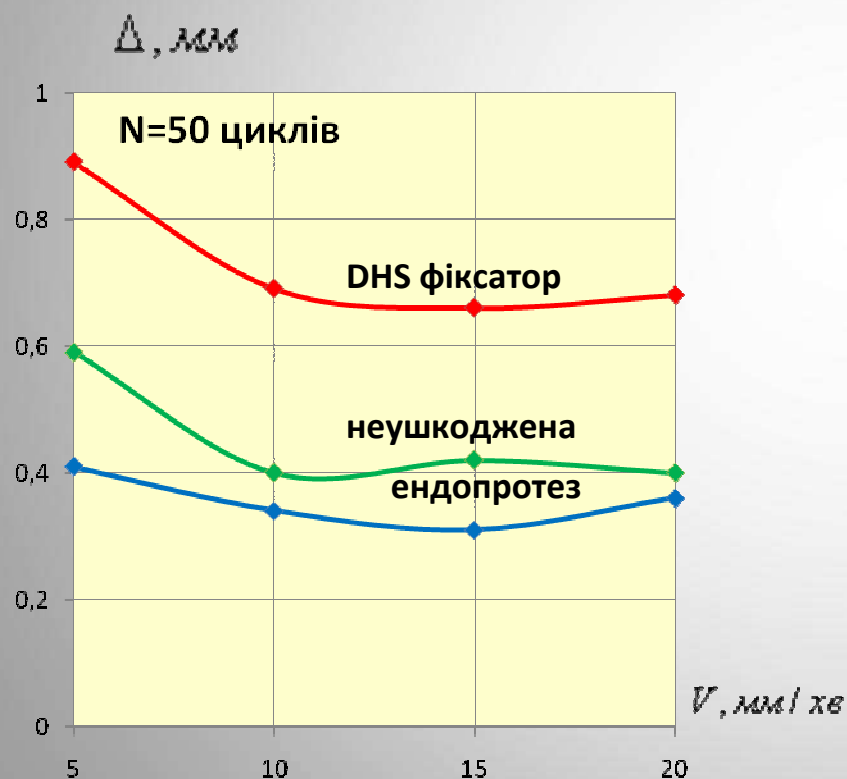


Залежність величини переміщень препаратів від максимального навантаження (режим 1)

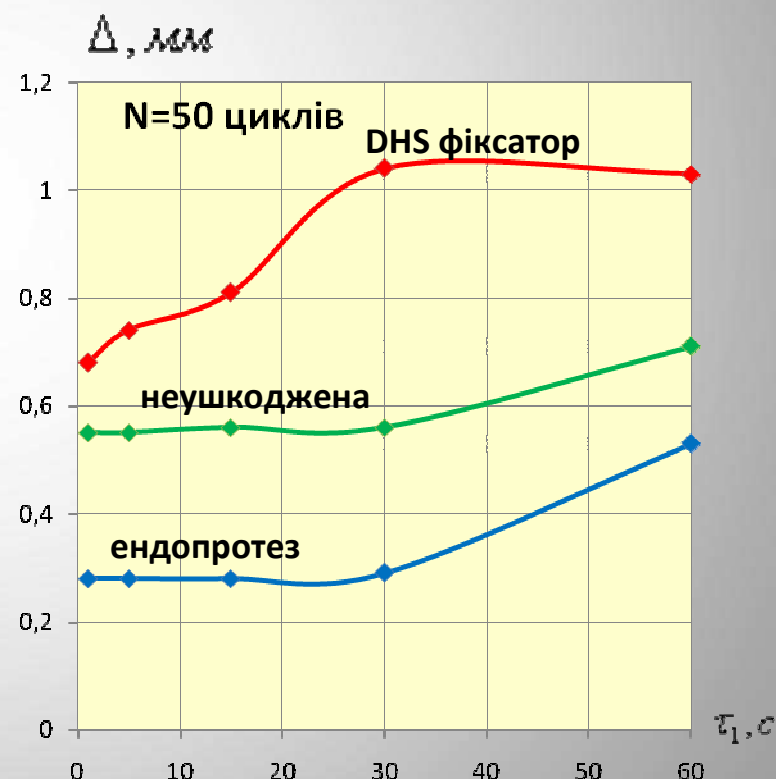


ЗАЛЕЖНІСТЬ ДЕФОРМАЦІЇ ПОВЗУЧОСТІ ПРЕПАРАТІВ ВІД ПАРАМЕТРІВ ЦИКЛІЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ

Залежність величини переміщень препаратів від швидкості навантаження (режим 2)



Залежність величини переміщень препаратів від періоду максимальної сили (режим 3)



ВИСНОВКИ

- ❑ Кісткова тканина характеризується вираженою анізотропією і неоднорідністю. Високе розходження в абсолютних значеннях механічних параметрів проявляється із-за значних індивідуальних і топографічних відмінностей.
- ❑ В рамках даного дослідження з достовірністю можна стверджувати, що при напруженні до 62 МПа кортикальний шар в головному напрямку щелепи людини буде пружно працювати.
- ❑ Найменше розсіювання експериментальних даних має гілка нижньої щелепи, оскільки похибка розсіювання по дослідженим параметрам не перевищує 5-ти %. Це може мати значення в галузі замінників біологічного матеріалу.
- ❑ Кісткова тканина проявляє анізотропію в релаксаційних процесах. Швидкість релаксації в кортикальному шарі більша ніж в губчастому, але порівняно з губчастим має нижчий відсотковий спад напружень.
- ❑ Ендопротез проявляє властивості неушкодженої кістки при статичному і циклічному навантаженнях. В рамках робочого навантаження не проявляє в'язкої складової деформацій і не піддається циклічному накопиченню деформацій.
- ❑ DHS фіксатор проявляє низьку стабільність в роботі, але має перевагу в тому, що колінний суглоб залишається донорським.