

Слайд№2 МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

- Мета дослідження – визначення механічних параметрів кісткової тканини та вивчення закономірностей їх поведінки у часі.

Шляхом обробки діаграм деформування визначаються модулі пружності при стиску і границі пропорційності кісткової тканини.

Проведено статистичну обробку отриманих значень, виведено їх довірчі інтервали, коефіцієнт варіації та відносні відсоткові похибки.

Релаксаційні процеси дають інформацію про характер зміни механічних параметрів у часі при довготривалому навантаженні.

Досліджували виражені закономірності швидкостей в релаксаційних процесах кісткової тканини.

- Застосування на практиці:

Дослідження кісткової тканини надає можливість математичного моделювання кісток людини та сприяє детальному вивченню її механізму сприйняття функціонального навантаження, механізму перебудови та руйнування. Розуміння взаємодії кістки з імплантатом або фіксуючим пристроєм веде до удосконалення хірургічних методів діагностики і лікування травм опорно-рухового апарату.

Слайд№3 ДОСЛІДЖУВАНИЙ МАТЕРІАЛ

- В якості об'єкту дослідження було вибрано щелепу людини, оскільки вона являється одним із найбільш функціонально важливих елементів скелету.

1. Кісткова тканина - це багаторівнева динамічна система, знаходиться в стані постійної перебудови та іонного обміну з навколишнім середовищем.

2. Механічні властивості кістки можуть суттєво змінюватися в залежності від віку, статі, функціонального стану організму, наявності локальних і системних патологічних процесів.

3. КТ має дуже складну внутрішню структуру, чим обумовлюється унікальність її механічних параметрів. Для неї характерно:

- несуцільність, неоднорідність і анізотропія на мікро- та макрорівнях,
- не лінійність пружної області,
- виражена залежність її поведінки і властивостей від часу

- Кожна кістка скелету складається з двох шарів: кортикального (компактного) і губчастого (спонгіозного). Кортикальна на порядок міцніша, вона має більшу щільність та жорсткість.

- Кісткова тканина має 3 осі жорсткості, які визначають орієнтацію остеонів в кортикальній кістковій тканині і балочок в губчастому шарі кістки. Максимальна жорсткість при цьому збігається з напрямком орієнтації більшості структурних одиниць кісткового матриксу.

Слайд№4 ЗРАЗКИ

- Було досліджено 50 зразків кортикальної і губчастої тканини, видалених при проведенні оперативних втручань. Вік донорів становив від 15 до 60 років.
- Серед загальної кількості зразків ми виділили 4 основні групи, з яких кожна має свою анатомічну локалізацію, власні геометричні особливості ділянки забору та функціональне призначення. Складність форми нижньої щелепи унеможлиблює її вивчення як цілісного об'єкту. Ми окремо розглядаємо 3 основні ділянки нижньої щелепи. Ділянка 1 – це власне тіло нижньої щелепи, вона простягається від підборіддя до кута щелепи. Ділянка 2 – кут, який являється перехідною зоною між двом ділянками постійної геометрії. Ділянка 3 – гілка нижньої щелепи, охоплює область від кута до суглобу. Ділянка 4 – передня стінка гайморової пазухи, єдиний анатомічна локалізація зразків яка являється представником верхньої щелепи.
- При формуванні зразків ми намагались максимально наблизити його осі до головних осей жорсткості (див попередній слайд). Напрямок максимальної жорсткості тканини був направлений вздовж найбільшого розміру кожного зразку.

Слайд№5 МЕТОД ОБРОБКИ ДІАГРАМ

- Проводили статичні випробування зразків на стиск за допомогою експериментальної машини TIRA-test 2151. При проведенні випробувань отримується діаграма деформування в координатах зусилля-переміщення (Н / мм). Під час експерименту разом зі зразком деформується шарнірна платформа, дає усадку динамометр та ущільнюються люфти в місцях контакту. Отримана діаграма виражає деформацію всієї системи. З метою одержання достовірної діаграми деформування зразку необхідно вихідну діаграму перерахувати.
- Суть перерахунку діаграми дуже проста – від переміщення всієї системи віднімається переміщення деталей випробувальної машини і, як результат, отримується переміщення зразку. Машина TIRA-test призначена для випробувань зразків з пластмас. Металічний зразок сприймається нею як абсолютно жорстке тіло. Для отримання діаграми деформування деталей машини, в її захвати встановлюється металічний зразок і при будь-якому зусиллі маємо деформування машини.
- З вихідної діаграми зчитуються певна кількість координат точок (від 7 до 12), які найбільш повно відображають її поведінку. Від

кожної координати, яка представляє переміщення, віднімається величина переміщень деталей машини при відповідному навантаженні. Діаграму деформування зразку будемо в координатах напруження-деформація (МПа/%).

- Модуль пружності знаходиться як тангенс кута нахилу між лінією апроксимації пружної зони і віссю деформації.
- Границя пропорційності фіксується в місці переходу характеру деформування від неявної до вираженої пластичності.

Слайд №6 МОДУЛЬ ПРУЖНОСТІ КОРТИКАЛЬНОГО ШАРУ

- В рамках даної роботи окремо розглядається кортикальний і губчастий шари кістки. Зразки зі змішаною структурою не піддавалися статистичному розрахунку із-за відсутності інформації про їх відсотковий склад.
- Головна вісь пружної симетрії в кортикальному шарі (напрямок 1) кістки наділена найбільш показниковими властивостями. Маючи найбільшу міцність і жорсткість вона являється несучим каркасом складної конструкції будь-якої кістки скелету. Сприйняття навантаження кісткою на рівні точки являється розтягом або стиском волокон, тому дослідження кортикального шару в даному напрямі приділяється особлива увага по всім параметрам.
- Середні значення E_1 ділянок 1 і 2 мало відрізняються між собою і входять в довірчі інтервали одна одної, що дає можливість впевнитися в ідентичності матеріалу по даному параметру (табл.). Модуль пружності гілки НЩ (ділянка 3) також входить в довірчі інтервали перших двох, але являється матеріалом більш стабільним, оскільки відносна відсоткова похибка даної ділянки становить 2,5%, а перших двох – до 17 %. По середньому значенню $\bar{x} = 10010$ МПа матеріал стінки гайморової пазухи (4) найміцніший, але стверджувати це як факт неможливо, оскільки граничні значення довірчого інтервалу відрізняються майже в 3 рази.
- Волокна КТ в поперечному напрямку працюють в меншій мірі ніж в головному, тому мають нижчі значення модулів пружності (табл.). На графіку маємо можливість спостерігати анізотропію модулів пружності нижньої щелепи. Якщо підрахувати співвідношення, то маємо: 1 – 1,5; 2 – 1,8; 3 – 2,2.

Слайд №7 ГРАНИЦЯ ПРОПОРЦІЙНОСТІ КОРТИКАЛЬНОГО ШАРУ

- В таблиці на слайді представлена статистика границь пропорційності, яка по ділянках 1, 2, 3 проявляє характер аналогічний модулям пружності (попередній слайд). Довірчий інтервал гілки нижньої щелепи (3) повністю увійшов в інтервал ділянки 2.
- Розсіювання значень напруження пропорційності в сторону більшої міцності (верхня границя = 171 МПа) спостерігається в матеріалі кута НЩ (2). Область кута повороту нижньої щелепи (2), як перехід між двома відносно сталими геометриями тіла і гілки, являється локальним концентратором напружень, тому матеріал даної області повинен бути наділений високими допустимими характеристиками.
- Стінка гайморової пазухи (4) проявляє пластичність в деформуванні швидше будь-якого дослідженого в даній роботі матеріалу. Середня границя пропорційності дорівнює 69 МПа (табл. 4) і мала відносна похибка 9,6% дають вузький довірчий інтервал.
- Для встановлення узагальнених параметрів міцності для біоматеріалу в подальших його дослідженнях це може мати суттєве значення. Нижня границя довірчого інтервалу 62 МПа, тобто найменша для всіх 4-х ділянок. Чим нижче величина напруження пропорційності, тим більша достовірність пружної роботи матеріалу. Кісткова тканина за нормальних умов роботи працює в області власної пружності, тому це може мати значення в галузі імплантатів та замінників. Із всього розглянутого матеріалу 4-х ділянок маємо 2 значення напружень пропорційності, які нижче заданого і становлять 56 МПа. Враховуючи велике розходження даних матеріалу КТ, а в даному випадку не більше 10%, величину 62 МПа можна вважати узагальненим допустимим значенням границі пропорційності для кортикального шару верхньої і нижньої щелеп.

Слайд №8 МОДУЛЬ ПРУЖНОСТІ І ГРАНИЦЯ ПРОПОРЦІЙНОСТІ ГУБЧАСТОГО ШАРУ

- Розглянемо статистичний розрахунок параметрів губчастої тканини в головному напрямку. З повного набору даних статистичній обробці надалися зразки КТ тільки двох ділянок: тіла нижньої щелепи (1) та гілки НЩ (3) (табл.).
- Як бачимо з таблиці, модулі пружності губчастого шару на порядок менші ніж у кортикального.
- Розрахунок границь пропорційності для губчастої тканини має вагоме значення, оскільки в ньому при навантаженні можуть проявлятися небезпечні точки.
- Довірчий інтервал становить 9,9 – 21,5 МПа при середньому значенні 15,7 МПа. Кортикальний шар при зазначених напруженнях працюватиме в пружній області, а в губчастому проявляється структурна перебудова.

СЛАЙД №9 МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ РЕЛАКСАЦІЙНИХ ПРОЦЕСІВ

- Проводили компресійне навантаження зразків на випробувальній машині TIRATEST-2151 із зусиллям, що не виходило за межі пружного діапазону. **Релаксацію напружень вивчали при сталій величині відносної деформації за зміною зусиль, що вимірювались динамометром дослідної машини.** Показники приладу фіксували в режимі реального часу шляхом відеозйомки.
- Побудову кривих релаксації з їх наступним регресійним аналізом і математичним описанням процесу згідно узагальненої моделі в'язко-пружного тіла Максвелла здійснювали в програмному середовищі Origin.
- Згідно цієї моделі закон перебігу релаксаційних процесів описується наступним рівнянням:

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

Де P_0 - початкове зусилля у зразку;
 t – час;

P_i – коефіцієнт, який представляє силову складову при регресійному аналізі;

τ_i – час релаксації.

Час релаксації τ_i і P_i розраховуються для кожної експоненти.

СЛАЙД №10 КРИВІ РЕЛАКСАЦІЇ НАПРУЖЕНЬ КТ

- Отримані дані свідчили, що релаксація напружень в зразках з різних типів кісткової тканини відбувалась з різною швидкістю. В зразках кортикальної кістки за період спостереження (5 хв) напруження зменшувались на 3-20%. В губчастій кістковій тканині релаксація напружень більша. За період спостереження напруження зменшувались на 18-57%.
- Найбільш інтенсивно напруження в зразку зменшувались протягом першої хвилини, а в наступному цей процес суттєво уповільнювався по мірі наближення до певного граничного значення.
- Для всіх зразків процес релаксації з високою точністю описувався рівнянням експоненціального зменшення другого порядку (сума двох експонент одна з яких характеризувала швидку фазу процесу релаксації а друга - повільну).

При розкладі на 2 експоненти рівняння має вигляд:

$$P(t) = P_0 + P_1 \cdot e^{-t/\tau_1} + P_2 \cdot e^{-t/\tau_2} \text{ (на слайді)}$$

СЛАЙД №11 ШВИДКІСТЬ РЕЛАКСАЦІЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

- Дослідженням швидкості релаксаційних процесів зразків в різних напрямках було виявлено анізотропність поведінки кісткової тканини. З метою виведення узагальненої закону зміни швидкості релаксаційного процесу кісткового матеріалу було зафіксовано швидкості релаксації зразків в різні моменти часу та підраховано їх середні значення. Було отримано абсолютні значення швидкостей в одиницях МПа/сек.

$$E(t) = E_0 + E_1 \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + E_2 \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (1)$$

$$V = \frac{dE(t)}{dt} = -\frac{E_1}{\tau_1} \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) - \frac{E_{21}}{\tau_2} \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (2)$$

В даному випадку експоненціальним рівнянням (1) відображаємо закон зміни в часі модуля пружності. Перша похідна (2) дає швидкість зміни модуля пружності, у свою чергу, в повній мірі відображає швидкість зміни релаксаційного процесу.

- На першій гістограмі представлено швидкості зміни релаксаційного процесу у кортикальному шарі кістки. В головному напрямку кістки напруження спадають швидше. На першій секунді порівняно з другим напрямом маємо відношення швидкостей в 1,43. Після 15-ї секунди процеси поступово переходять в один режим.

У випадку губчатої тканини (гістограма 2) маємо зворотну ситуацію, а саме швидкість плину процесу в головному напрямку менша від напрямку 2 і на першій секунді співвідношення становить 1,35. Після 15 секунди спостерігається така сама ситуація як із кортикальним шаром, тобто обидва напрямки в матеріалі поведуться однаково і виходять на асимптоту.

- Якщо порівнювати в головному напрямку швидкості кортикального і губчастого шарів (гістограма 3), то бачимо що на першій секунді кортикальний шар релаксує швидше, але буквально з 3-ї секунди процеси проходять майже однаково.

СЛАЙД №12 ВІДНОСНА ШВИДКІСТЬ РЕЛАКСАЦІЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

- На графіках даного слайду були перераховані швидкості релаксаційних процесів з використанням відносних координат. Відносність координатних осей полягає у використанні рівняння зміни модуля пружності відносно власного початкового значення (3). Перша похідна являється відносною швидкістю процесу (4) (на слайді). Логарифм часової вісі надає можливість порівняти криві швидкості релаксації на протязі всіх 5-ти хвилин.

$$\frac{E(t)}{E_0} = 1 + \frac{E_1}{E_0} \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + \frac{E_2}{E_0} \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (3)$$

$$\left| V \left(\frac{E(t)}{E_0} \right) \right| = \frac{1}{E_0} \frac{dE(t)}{dt} = \frac{1}{\tau_1} \left(\frac{E_1}{E_0} \right) \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + \frac{1}{\tau_2} \left(\frac{E_2}{E_0} \right) \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (4)$$

- На першому графіку маємо відносні криві швидкостей релаксації кортикальної кістки в головному та поперечному (другому)

напрямах. Найбільша різниця кривих спостерігається на 1-й секунді (логарифм нуля) і становить 64%.

- В губчастому різниця на першій секунді становить 34%, що менше ніж у кортикального шару.
- При накладанні кривої головного напрямку кортикального шару на графік губчастої тканини, то маємо зворотну ситуацію відносно попереднього слайду з абсолютними швидкостями. На першій секунді головні напрямки відрізняються в 2,5 рази. **Це явище можна пояснити тим, що відсоткова складова спаду напружень у часі губчастої тканини більша ніж у кортикальної.**

СЛАЙД №13 ВИСНОВКИ

Дослідження доводять, що:

- Кісткова тканина характеризується вираженою анізотропією і неоднорідністю властивостей, що пояснюється значними індивідуальними і топографічними відмінностями.
- Для точного визначення механічних властивостей кісткової тканини постає необхідність створення єдиної уніфікованої системи отримання та обробки експериментальних даних. Притримуватись єдиних позначень і одиниць вимірювання.
- В рамках даного дослідження пропонується брати за допустиме значення границі пропорційності в головному напрямі кортикального шару для щелеп 62МПа.
- Найменше розсіювання експериментальних даних проявляється у гілки НЩ. Відносна відсоткова похибка для модуля пружності та границі пропорційності не перевищує 5-ти %.
- Швидкість релаксації для кортикального шару більше порівняно з губчастим, але відсотковий спад напруження менший.