

КОРЕЛЯЦІЙНІ ЗВ'ЯЗКИ МІЖ БІОМЕХАНІЧНИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ТА СТРУКТУРНИМИ ОСОБЛИВОСТЯМИ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Вступ. В процесі проведення операцій хірургам-травматологам необхідно мати якомога більше даних про механічні характеристики та структуру кісткової тканини (КТ). Рентгенографічний аналіз не дає повну інформацію про механічні характеристики та стан КТ. В зв'язку з цим в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри ДММ та ОМ розробляються засоби діагностики стану КТ. Експериментально визначено механічні характеристики твердих біологічних тканин різної структури, зокрема твердість КТ і кореляції твердості з модулем пружності та структури цих тканин.

Для оптимізації пружних характеристик і розмірів інденторів, які входять в будову твердомірів, виникла необхідність експериментально визначити характеристики твердості і пружності ділянок КТ. Вивчені літературні джерела не дають можливості знайти взаємозв'язок між характеристиками твердості, пружності та структурою КТ. В зв'язку з цим здійснено спробу визначення характеристик твердості та пружності на однотипних зразках з відомою структурою КТ.

Об'єкти досліджень. Досліджувалися фрагменти анатомічних об'єктів (рис.1а), які видалялися під час операції у постраждалих в результаті різних травм. На рис.1а показаний фрагмент видаленої кістки і зразок після шліфувальної обробки (рис.1б).

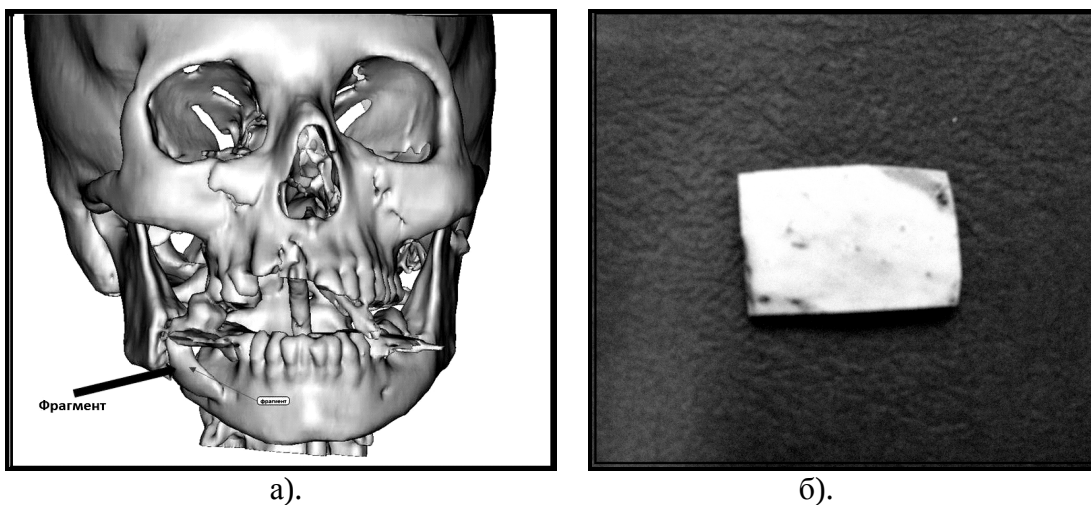
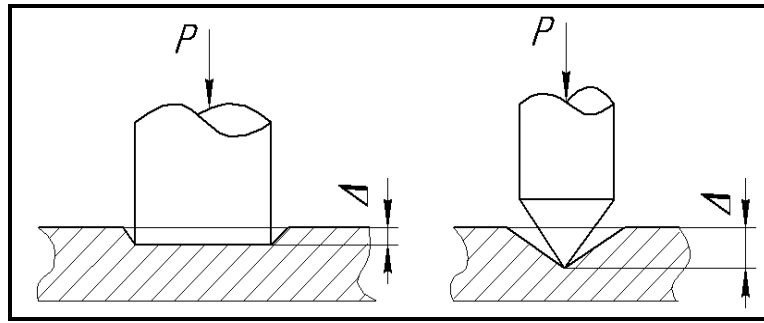
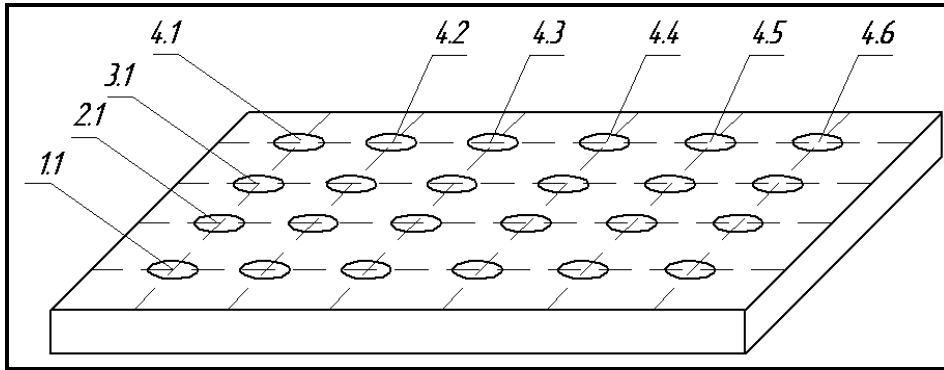


Рис.1. Томограма черепа пацієнтки із зазначенням видаленого фрагмента (а) та зразок, підготовлений для випробувань (б).

Методи випробувань. Зразок для випробувань разом з додатковим обладнанням розміщувався на робочому столі випробувальної машини, в процесі навантаження контролювали зусилля в зразку та виникаючі при цьому деформації. Для точної установки (позиціювання зразка) використовували жорсткий предметний столик мікроскопа ММУ-3. Він дозволяє переміщувати зразок в площині, що перпендикулярна до осі навантаження. Індентори закріплювали в затискувачі, які, в свою чергу, були закріплені на осі динамометра. Використовували два види інденторів: плоский індентор діаметром 1.3 мм та конічний індентор з кутом конуса 90° (рис. 2).



а).



б).

Рис.2. Схема проникнення інденторів в поверхневий шар зразка (а) та точки вимірювання твердості на поверхні (б).

На першому етапі твердість вимірювали в п'яти точках зразка. В процесі проникнення індентора записані діаграми що показують зв'язок між проникненням індентора у КТ і виникаючим навантаженням, що передається через індентор. Як правило, діаграми мали лінійний характер. За контрольну характеристику була прийнята питома деформація, що визначалася як відношення глибини проникнення індентора до прикладеного при цьому навантаженні.

Наступна частина роботи присвячена детальному вивченню вимірювання твердості КТ при варіюванні місця точки прикладання плоского індентора. Встановлено, що місце розташування точки прикладання сили суттєво впливає на характеристики твердості КТ.

Встановлена залежність між твердістю КТ з двома різними структурами і модулями пружності цих тканин. Показано, що модуль пружності і твердість КТ суттєво залежать від її структури. Твердість зовнішнього кортикального шару в декілька разів більша за твердість губчастого шару. Представлені детальні дані про кореляційні зв'язки між твердістю та модулем пружності, що описані доволі простою степеневою функцією. Похибка апроксимації не перевищує 6%. Аналогічні дані представлені для губчастого шару. В цьому випадку також підходить степенева залежність.

Основні висновки. 1. Отримані нові дані про твердість КТ різної структури.

2. Показано вплив форми і розмірів індентора на значення твердості КТ. Оптимальна форма індентора – плоский наконечник.

3. Встановлено, що вибір місця вимірювання може в значній степені вплинути на характеристики твердості КТ навіть на малій площі випробувального зразка.

4. Встановлені кореляційні залежності між твердістю, модулем пружності та структурою досліджуваної КТ.