

Іванок Д.В., студент 6-го курсу

ВИЗНАЧЕННЯ ПРУЖНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ПРИ РОЗТЯГУ ТА СТИСКУ

Механічні властивості жорсткого біологічного композиту - компактній кістковій тканині (КТ) людини - викликають великий інтерес у фахівців різного профілю. Вивчення механічної поведінки КТ ведеться по декількох напрямках із застосуванням сучасних методів і технічних засобів дослідження. Особливою увагою користується цей біокомпозит у представників інженерних наук, що займаються проектуванням і розробкою технології виробництва нового вигляду композитних матеріалів. Створені природою раціональна будова КТ і високоефективний механізм опору навантаженням можуть слугувати джерелом ідей при створенні нових композитних матеріалів для різних потреб медицини, зокрема, для штучних замінників кісток, а також фіксаторів для скріплення відламків кісток після перелому.

Представлена доповідь присвячена вивченню пружних характеристик твердих біологічних тканин з урахуванням фізіологічних особливостей і структури цих тканин. Робота була виконана в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри ДММ та ОМ.

Актуальність проблеми. Хірургами при виборі способу фіксації пошкодженої кістки важливо мати дані не тільки про структуру, але й про фізико-механічні параметри кісткової тканини. Точність теоретичних розрахунків НДС біологічних об'єктів напряму залежить від точності визначення пружних і в'язко-пружних характеристик КТ.

Наприклад, в даний час достатньо детально вивчена анізотропія й неоднорідність модулів пружності КТ. В той же час практично відсутні надійні відомості про різномодульність КТ та її в'язко-пружні характеристики. Надалі під різномодульністю будемо мати на увазі різницю в модулях пружності при розтязі та стискуванні в одній і тій же точці об'єкта. Відсутність цих даних знижує точність розрахунків. У відомих нам літературних джерелах дані про різномодульність відсутні взагалі.

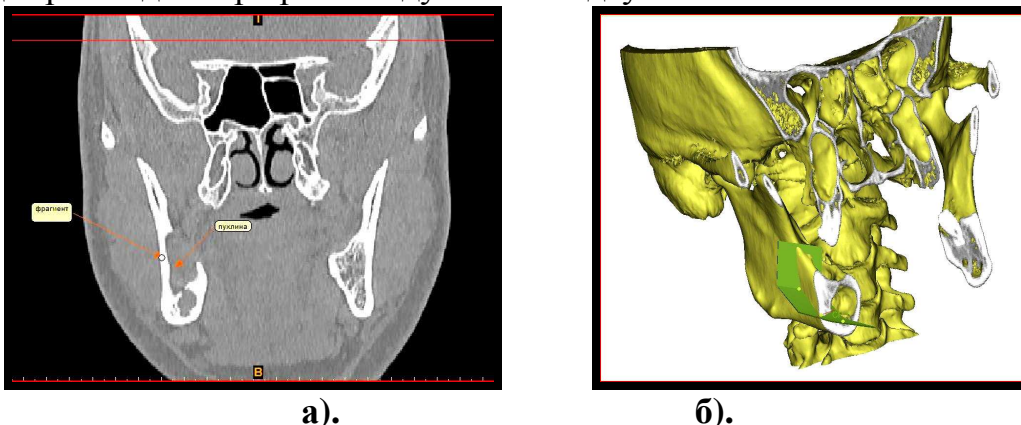
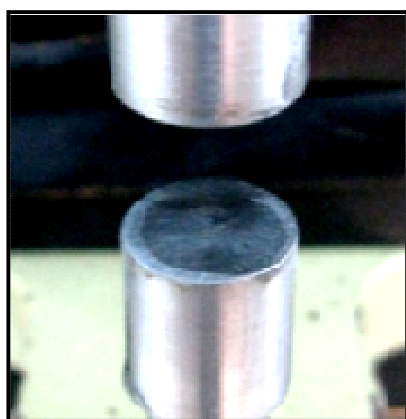


Рис.1. Рентгенограма (а) та томограма (б) досліджених об'єктів.

Об'єкти випробувань. Для дослідження взяті фрагменти анатомічних об'єктів, що були видалені під час операції у потерпілих (рис 1).

Методи випробувань. Для проведення вимірювань була використана машина TIRAtest 2151, часові процеси фіксувалися за допомогою індикаторів сили та деформації машини, відеокамерою та цифровою фотокамерою. Випробування проводилися по схемі, розробленої і апробованої в лабораторії

Для запису діаграм деформування використовували стандартні програми для дослідження композиційних матеріалів та конструкційних пластмас. Використовувалися 2 перехідних елемента, між якими розміщували зразок КТ. Для проведення випробувань на розтяг вперше використовували спосіб приклеювання зразка до перехідних елементів. Етапи прикріплення зразка показані на рис. 2.



б).



б).

Рис. 2. Етапи закріплення зразка.

Запропонований спосіб дозволяє безпосередньо виміряти "чисту" деформацію зразка. У склад деформації, що вимірюється, крім деформації самого зразка, входять деформації навантажувальної та вимірювальної систем, а також деформації області склейки. Для визначення зазначених "зайвих" деформацій на попередньому етапі використовували зразок із завідомо більш жорсткого матеріалу, ніж КТ, в нашому випадку сталевий зразок. Форма і розміри цього зразка в точності відповідають формам та розмірам зразка КТ. Надалі отриману деформацію вираховували із загальної деформації зразка і таким чином отримували істину деформацію КТ (так звана деформація "нетто"). Запропонованим способом отримані результати про модуль пружності при розтязі. Діаграми деформування при невеликих навантаженнях є нелінійними, що пов'язано з позиціонуванням зразка в початковий момент випробувань. Модулі розраховувалися по лінійній ділянці.

Аналогічним чином виміряні деформації того ж зразка на стиск. При цьому для повторення умов експерименту на розтяг, зразок приклеювався тим же способом, хоча необхідності в цьому не було.

Практичне застосування результатів проведено на кафедрі хірургічної стоматології та щелепно-лицьової пластичної хірургії НМУ ім. О.О.Богомольця

Основні висновки. Отримані нові дані про пружні характеристики КТ. Оцінено вплив знаку навантаження на величину модуля пружності. Встановлено, що модуль пружності кортикальної КТ у напрямку орієнтації остеонів складає $0.180 \cdot 10^5$ МПа при розтязі, та $0.117 \cdot 10^5$ МПа при стискуванні.