

КОРЕЛЯЦІЙНІ ЗВ'ЯЗКИ МІЖ ПРУЖНІСТЮ ТА ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ТВЕРДОСТІ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ РІЗНОЇ СТРУКТУРИ

При проведенні хірургічних операції травматологам необхідно мати інформацію про стан кісткової тканини (КТ) постраждалого для обґрунтованого вибору способу фіксації уламків, зокрема місця розташування фіксуючого пристрою та кількості з'єднувальних елементів. Найбільш зручним для цього є вимірювання твердості КТ. Існуючі способи вимірювання твердості не завжди можливо реалізувати в умовах, в яких проводяться хірургічні операції.

У лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів розроблений та створений новий тип твердоміру (рис.1 та 2), який апробований при проведенні оперативних втручань на нижніх щелепах хворих та постраждалих людей. У доповіді представлено конструкція, принцип дії та приклади застосування приладу.

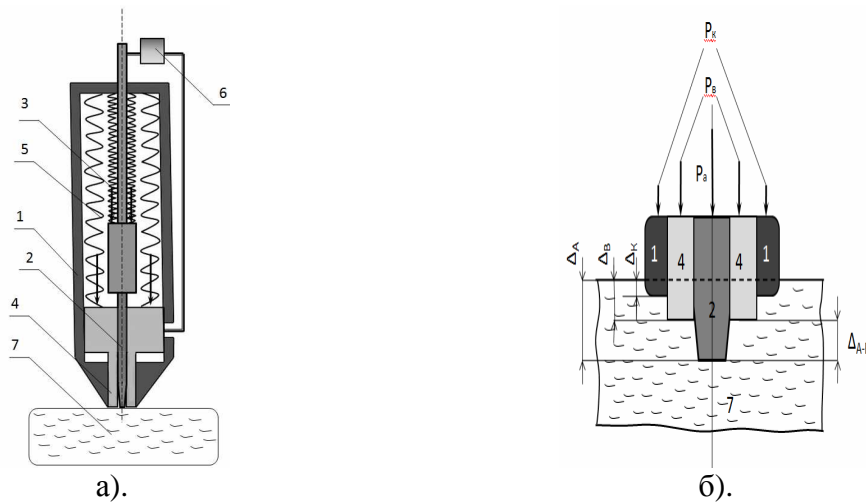


Рис. 1 – Принципова схема диференційного твердоміру (а) та ділянка контакту з кістковою тканиною (б)

При притисканні корпусу 1 до поверхні кістки пружина 3 виштовхує стрижень - індентор 2 з корпусу назовні с силою P_A , а пружина 5 виштовхує стержень 4 с силою P_B . Торці стрижнів 2 і 4 під дією цих сил занурюються в поверхневий шар кістки 7 на величину Δ_A та Δ_B . Торець корпусу 1 при притисканні до поверхні кістки 7 також занурюється до неї на глибину Δ_K , яка залежить, як від характеристик кісткової тканини, так і від сили притискання устрою в ході вимірювань.

Враховуючи, що довжина пружин 3 та 5 не набагато більше за величини Δ_K , зміна сил P_A і P_B , при притисканні устрою до поверхні кістки з певною силою у межах можливостей хірурга, який проводить вимірювання (як правило 10-50 Н), є нехтовно малою, а отже, величина Δ_{A-B} не залежить від сили притискування корпусу 1 до поверхні кістки, а визначається тільки її твердістю.

Результати досліджень. Проведені вимірювання показали, що визначення твердості кістки з використанням диференціального твердоміру дозволяє з високою вірогідністю судити про пружні властивості кісткової тканини. Цей параметр визначається не тільки густиною і мінеральною насиченістю кістки, але й особливостями її структурної організації та наявністю мікроушкоджень.



а).



б).

Рис. 2 – Складові частини (а) та загальний вигляд (б) диференційного твердоміру

При визначенні твердості кісткової тканини в експерименті було встановлено, що її величина для кортикальної (компактної) кістки коливалась від 700 до 1290 Н/мм, а в середньому становила 1103 ± 172 Н/мм. Для губчастої кістки вона коливалась від 80 до 520 Н/мм, а в середньому становила 227 ± 109 Н/мм.

При визначенні твердості наявність структурної неоднорідності, що притаманна кістковій тканині на мікрорівні, більшою мірою позначалась на результатах вимірів ніж при визначенні модуля пружності експериментальними методами. Так, для кортикального шару, що був більш однорідним, розбіжності вимірів твердості в різних точках однієї поверхні зразка або 2 паралельних поверхонь становили від 14 до 37%.

Для губчастого шару, який мав комірчасту структуру із розміром вічок, порівняні з діаметром індентора варіативність вимірів була більшою: розкид між максимальним і мінімальним значенням для однієї поверхні зразка становив від 13 до 67%. Тому для вивчення регресійних залежностей між модулем пружності і твердістю кісткової тканини використовували усереднену величину твердості, отриману не менше, як в 3-х вимірах для кортикальної кістки і в 4-5 для губчастої.

При проведенні регресійного аналізу було встановлено суттєвий статистичний зв'язок ($r=0,83$; $p<0,01$) між твердістю, визначеною відповідно до розробленої методики та величиною модуля пружності в напрямку прикладання навантаження. Ця залежність, що описувалась рівнянням $E=3,9A - 450$, дозволяла визначити модуль пружності із точністю більшою за інші методи його непрямої оцінки.

Висновки: 1. Застосування при проведенні хірургічних операцій твердоміру запропонованої конструкції дає можливість оцінювати стан кісткової тканини у місці пошкодження (перелому) та дає хірургу інформацію для обґрунтованого вибору засобу фіксації, місця розташування та способу його кріплення.

2. Для удосконалення конструкції з ціллю підвищення зручності користування та можливості застосування твердоміру в умовах операційних необхідно:

- оптимізувати форми та розмірів наконечників інденторів для забезпечення найбільшої точності вимірювань та запобігання пошкодження поверхні кістки, на яку передається навантаження від твердоміру;
- оптимізувати розміри та число витків пружин для зниження зусилля притиснення твердоміру до місця вимірювання;
- вибрати засіб реєстрації взаємних переміщень рухомих стрижнів твердоміру для забезпечення необхідної точності вимірювання та передачі інформації у цифровому вигляді на комп'ютер.