

УДК 620.178.4/.6:616-001.5

А.А. Єрмак, О.С. Мусієнко, М.С. Шидловський, О.П. Заховайко
Національний технічний університет України «Київський політехнічний
інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Спосіб оцінки впливу регенерації кісткової тканини на жорсткість фіксованих переломів

Вступ. На сьогоднішній день практично відсутні дані щодо впливу властивостей регенерату кісткової тканини, який утворюється у місці перелому при зрощуванні, на деформаційні характеристики самих переломів під дією навантажень на кістки.

У багатьох експериментальних дослідженнях взаємні зміщення точок переломів визначали на натурних зразках кістки з модельованими переломами з діастазами (проміжками між відламками перелому), що не були заповнені кістковим регенератом [1-5]. Цей стан перелому відповідає лише початковим стадіям зрощування перелому, коли регенерат відсутній або його механічні властивості не впливають на деформації (зміщення) точок перелому під дією фізіологічних навантажень.

При цьому значення допустимих навантажень, розраховані з використанням цих експериментів, також відповідають лише початковому стану кісткового регенерату. Для визначення допустимих навантажень для пізніших стадій зрощування переломів необхідно знати кінетику зміни деформаційних властивостей кісткової тканини в області перелому у процесі її регенерації.

Метою роботи було оцінити вплив утворення регенерату кісткової тканини на жорсткість системи остеосинтезу. Застосовувався спосіб моделювання регенерату еластичним полімерним матеріалом. Експерименти були проведені при найбільш характерних фізіологічних навантаженнях, що супроводжують ходьбу людини (стиск, згин).

Об'єктом дослідження була великогомілкова кістка, закріплена пластиною.

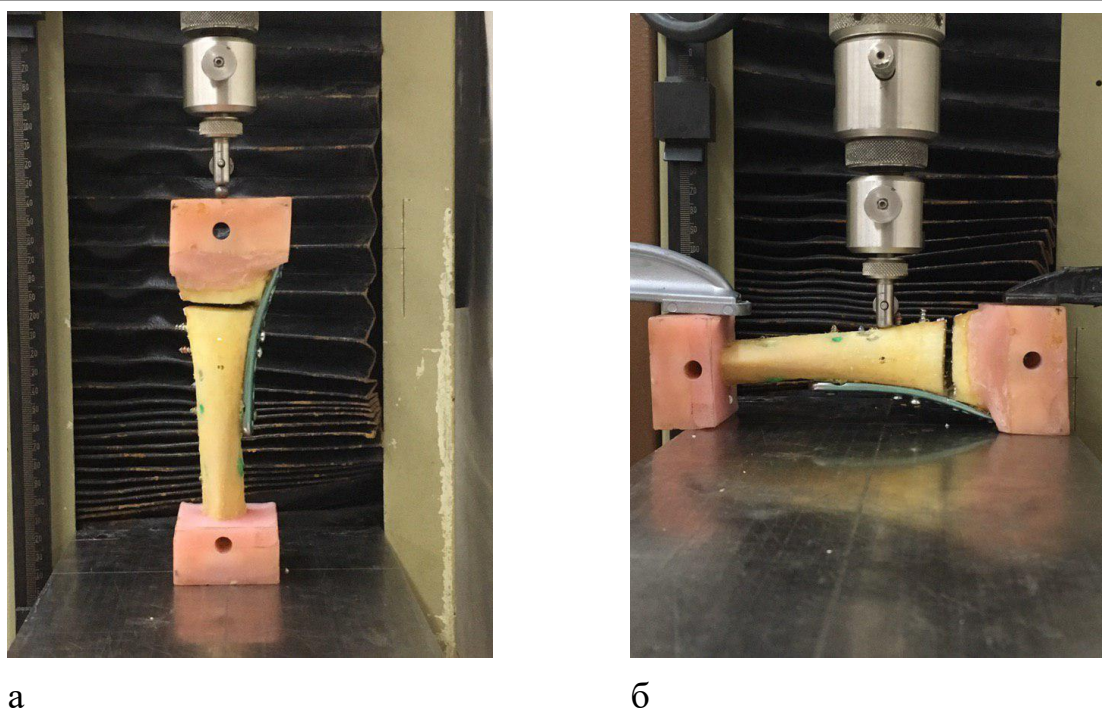


Рис. 1 – Положення великогомілкової кістки при стисканні (а),
положення великогомілкової кістки при згині (б)

Матеріали. Для моделювання регенеративної кісткової тканини були використані поролон, гума РП-101, та пінопласт. Для цих матеріалів було знайдено модулі пружності:

для гуми РП-101 – $E = 7,74 \dots 8,71$ МПа;

для пінопласту більшої густини – $E = 0,62 \dots 0,81$ МПа;

для пінопласту меншої густини – $E = 0,16 \dots 0,43$ МПа;

Методика випробувань. Великомілкова кістка, закріплена пластиною, встановлювалася на робочому столі випробувальної машини та піддавалася випробуванням на стиск та згин. Попередньо в діастаз (проміжок між уламками перелому) встановлювалися еластичні матеріали, які моделювали регенеративну кісткову тканину.

При випробуваннях на стиск (рис. 1а) зусилля прикладали до торця стержня з ексцентриситетом відносно поверхні пластини $e_1 = 17,5$ мм. Для випробування на стиск прикладалася сила у 150 Н.

При випробуваннях на згин у фронтальній площині (рис. 1б) зусилля прикладали до бокової поверхні стержня з ексцентриситетом відносно поверхні пластини $e_2 = 32$ мм. Для випробування на згин прикладалася сила у 30 Н.

Після проведення експериментів було визначено переміщення кістки без регенерату та з еластичними матеріалами:

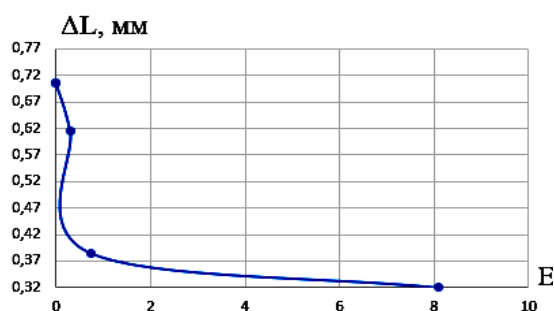
Таблиця 1 Результати випробувань при стиску

Матеріал регенерату	Переміщення Δl , мм
без регенерату	0,69...0,72
поролон	0,68...0,73
пінопласт меншої густини	0,58...0,65
пінопласт більшої густини	0,37...0,40
гума РП 101	0,3...0,34

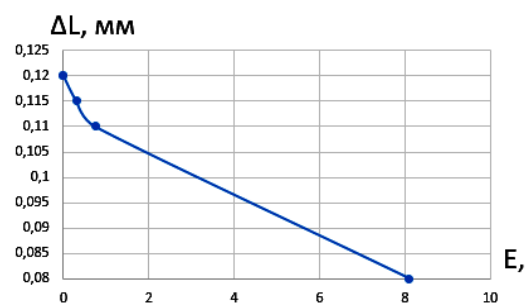
Таблиця 2 Результати випробувань при згині

Матеріал регенерату	Переміщення Δl , мм
без регенерату	0,11...0,13
поролон	0,12...0,13
пінопласт меншої густини	0,10...0,13
пінопласт більшої густини	0,10...0,12
гума РП 101	0,07...0,09

Була також встановлена залежність між модулем пружності E та переміщенням ΔL (рис. 2)



а



б

Рис. 2 – Залежності переміщень в переломі від модуля пружності матеріалу, що моделює регенерат: а - при стиску, б - при згині

Висновки:

1. Результати тестових випробувань показали придатність методу, що дає можливість оцінювати рівень переміщень в переломах кісток під дією зовнішніх сил на стадії утворення кісткового регенерату.

2. Була показана можливість оцінювати вклад кожної компоненти навантажень в загальний рівень деформації системи остеосинтезу і визначати небезпечні напрями навантажень та їх допустимі рівні.

3. Дані випробувань в подальшому будуть використовуватись для визначення допустимих значень навантажень, пізніших стадій зрощування переломів.

Список використаних джерел

1. Бур'янов О. А., Кваша В. П., Шидловський М. С. та ін. Біомеханічне обґрунтування малоінвазивних технологій лікування при переломах проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (клініко-експериментальне дослідження) // Травма. - 2014. - Т. 15, № 1. - С. 9-14.

2. Шидловський М.С., Димань М.М., Омельченко Т.М. Деформаційні характеристики систем фіксації переломів великогомілкових кісток // В кн.: Матеріали XVIII міжнародної науково - технічної конференції «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта» – 29 червня - 1 липня 2017 р., м. Київ, Україна, – С. 64-66.

3. Димань М.М., Федорчук М.П. та ін. Методика визначення деформаційних характеристик систем фіксації переломів великогомілкових кісток // Збірка матеріалів Всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню», секція "Динаміка і міцність машин". – К: НТУУ «КПІ» 2017. – С. 56-59.

4. Димань М.М., Доценко. та ін. Результати досліджень деформаційних характеристик засобів фіксації переломів великогомілкових кісток // Там же, С. 60-62

5. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.