

УДК 620.171.3:616.71-001.5

Вплив регенерації кісткової тканини на зміщення частин переломів під навантаженнями

Шидловський М.С., Заховайко О.П., Мусієнко О.С.,

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ

***Анотація.** Розглянуто вплив регенерату кісткової тканини, що утворюється в процесі зрощування переломів кісток, на деформування системи остеосинтезу. Навантаження, що діє на кінцівку людини при ходьбі та лікувальних вправах, передається не тільки на засіб фіксації, але і частково сприймається регенератом. За рахунок цього допустимі навантаження на кінцівку збільшуються порівняно з початковими стадіями зрощування перелому. Описано результати експериментів, пов'язаних з впливом регенерату, що утворюється у процесі зрощування переломів, на механічні характеристики системи «кістка з переломом - засіб фіксації». Для оцінки впливу РКТ розроблений та реалізований метод дослідження деформування систем остеосинтезу із застосуванням способу моделювання регенерату полімерним матеріалом із заданими властивостями. Запропонована модель, за допомогою якої можливо оцінювати допустимі навантаження на кінцівки людини на різних стадіях регенерації кісткової тканини.*

***Ключові слова:** кістковий регенерат, остеосинтез, засоби фіксації переломів, деформації, зміщення точок переломів.*

Вступ. На сьогоднішній день нам невідомі експериментальні дослідження, пов'язані з впливом регенерату кісткової тканини (РКТ) на жорсткість систем «кістка з переломом - засіб фіксації». У відомих експериментальних дослідженнях взаємні зміщення точок переломів визначали на натурних зразках кістки з модельованими переломами з діастазами (проміжками між відламками перелому), що не були заповнені РКТ. Цей стан відповідає лише початковим стадіям зрощування перелому, коли РКТ відсутній або його механічні властивості не впливають на деформації (зміщення) точок перелому під дією фізіологічних навантажень. При цьому значення допустимих навантажень, визначені з використанням цих експериментів, також відповідають лише початковому стану РКТ. Для визначення допустимих навантажень для пізніших стадій зрощування переломів необхідно знати особливості зміни деформаційних властивостей кісткової тканини (КТ) в області перелому у процесі її регенерації.

Методика досліджень та результати випробувань. Використання натурних об'єктів з утвореними ділянками РКТ для проведення експериментів не є можливим, тому для досліджень використовували зразки кісток з модельованими переломами і системами фіксації переломів [1-5]

З використанням даних про рентгенологічну густину та модулі пружності різного типу КТ [2] вибрано ряд полімерних матеріалів з еквівалентними характеристиками для моделювання РКТ на ранніх стадіях регенерації. Для заміни регенеративної кісткової тканини були використані такі матеріали: гуми РП-101 (модуль пружності при стиску $E = 7.74 \dots 8.71$ МПа); пінопласт підвищеної густини ($E = 0.6 \dots 0.8$ МПа); пінопласт малої густини ($E = 0.2 \dots 0.4$ МПа); поролон ($E = 0.05 \dots 0.08$ МПа).

Великогомількову кістку з модельованим переломом, фіксованим медіальною блокованою пластиною (тип 3М), встановлювали на робочому столі випробувальної машини та піддавали випробуванням на стиск та згин [4, 5]. Попередньо в діастаз (проміжок між уламками перелому) встановлювалися еластичні матеріали, які моделювали регенеративну кісткову тканину [6, 7]. При випробуваннях на позакентровий стиск (рис. 1а, б) зусилля

прикладали до торця стержня з ексцентриситетом відносно поверхні пластини 3М $e_1 = 17.5$ мм.

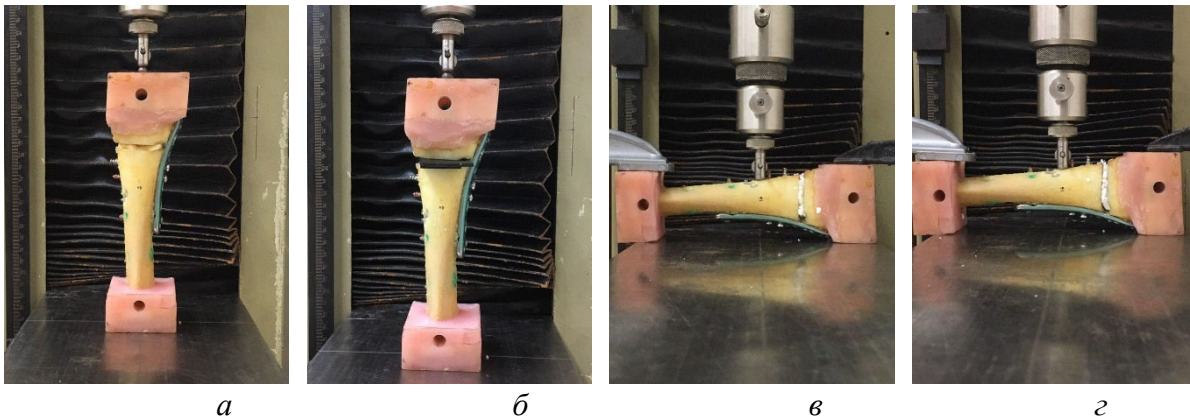


Рис. 1. Випробування великогомілкової кістки з модельованим перелом, що фіксований пластиною «3М», на стиск (а, б) та згин (в, г) з моделюванням регенерату кісткової кістки поролоном (а), гумою РП-101 (б), пінопластом підвищеної (в) та малої густини (г)

Для випробування на стиск прикладали навантаження $P = 150$ Н. При випробуваннях на згин у фронтальній площині кістки (рис. 1в, г) навантаження $P = 30$ Н прикладали до бокової поверхні кістки на відстані $e_2 = 32$ мм від перелому. Переміщення точок перелому під навантаженням визначали методом цифрового фотографування та комп'ютерної обробки зображень. Аналогічні випробування проводили з кістками без моделювання РКГ з незаповненим діастазом.

Встановлено, що наявність РКГ призводить до суттєвого зменшення взаємних зміщень частин перелому під дією навантажень. Модель РКГ з модулем пружності 8 ... 9 МПа зменшує переміщення при згині в 2 ... 2.4 рази, при згині - в 1.2 ... 1.9 разів.

Як встановлено в процесі випробувань, застосування пінопласту, гуми та поролону для моделювання не є ефективним та зручним для подальших досліджень. Це пов'язано з неможливістю варіювати модуль пружності матеріалу для моделювання РКГ.

На наступному етапі моделювання кісткового регенерату були використані поліуретан «UniCast 9» і силікон «SILVER 20». Вони здатні при різних співвідношеннях компонентів «А» і «В» змінювати ряд механічних характеристик, зокрема модуль пружності. Для силікону «SILVER 20» зроблено лише одну суміш, тому що компонент «В» виконує лише роль каталізатора для прискорення процесу затвердіння полімерного матеріалу і його кількість практично не впливає на жорсткість матеріалу. Визначення модулів пружності для використаних сумішей проводилося на циліндричних зразках діаметром 12 мм шляхом випробування на стиск за допомогою універсальної машини TIRA-test. Одночасно з прикладанням навантаження, записувалися діаграми деформування.

Суміші поліуретану «UniCast 9» № 1 та № 3 характеризують пізні стадії утворення кісткового регенерату, а суміш № 2 та суміш силікону «SILVER 20» № 4 – ранні стадії. Як показали попередні експерименти, при застосуванні для моделювання РКГ сумішей № 1 та №3 взаємні переміщення під дією навантаження дуже малі та не перевищують похибки вимірювання. Отже, застосування таких матеріалів за рахунок їх великої жорсткості, на наш погляд, є недоцільним. Суміш силікону «SILVER 20» № 4 також використовувати недоцільно, оскільки регулювати величину модуля пружності цього матеріалу досить складно. В подальшому при проведенні експерименту на системі «кістка з перелом – модельований кістковий регенерат – засіб фіксації» використовували тільки суміш поліуретану 2.

При випробуваннях на позacentровий стиск кістки прикладали сили $P = 100, 150$ та 200 Н з ексцентриситетом відносно поверхні пластини $e_1 = 17,5$ мм. При випробуваннях на згин у фронтальній площині до бокової поверхні стержня прикладали сили $P = 30, 50$ та 70 Н з ексцентриситетом відносно перелому $e_2 = 32$ мм.

Одночасно з прикладенням сил проводили запис загальних діаграм деформації системи та фотографування об'єкта дослідження. За допомогою методу цифрової фотозйомки визначали абсолютні переміщення Λ медіальних (що знаходяться біля пластини) та латеральних (найбільш віддалені від пластини) точок. Приведені переміщення λ визначали як відношення абсолютних взаємних переміщень суміжних точок переломів до навантаження P . Результати випробувань та розрахунків наведено в табл. 1, де λ_x - приведені переміщення вздовж поздовжньої осі кістки, λ_y - поперечні переміщення.

Таблиця 1

Приведені переміщення ($\lambda \cdot 10^3$, мм/Н) точок перелому під дією осьового навантаження без модельованого регенерату

Область перелому	вертикальне переміщення $\lambda_x \times 10^3$	горизонтальне переміщення $\lambda_y \times 10^3$	повне переміщення $\lambda \times 10^3$
<i>Дія осьового навантаження без моделювання регенерату</i>			
Медіальні точки	2,63	1,63	3,09
Латеральні точки	8,66	1,47	8,79
<i>Дія осьового навантаження з моделюванням регенерату</i>			
Медіальні точки	0,37	0,26	0,45
Латеральні точки	1,00	0,26	1,03
<i>Дія згинального навантаження без моделювання регенерату</i>			
Медіальні точки	0,40	1,79	1,83
Латеральні точки	0,99	10,33	10,37
<i>Дія згинального навантаження з моделюванням регенерату</i>			
Медіальні точки	0,40	0,60	0,72
Латеральні точки	0,79	1,39	1,60

За отриманими в результаті випробувань значеннями приведених переміщень було розраховано допустимі навантаження $[P]$ на кістку з фіксованим переломом, що не викликають переміщень в області перелому $[\Lambda] = 1$ мм [8]. Порівняльні гістограми результатів розрахунків зображено на рис. 2.

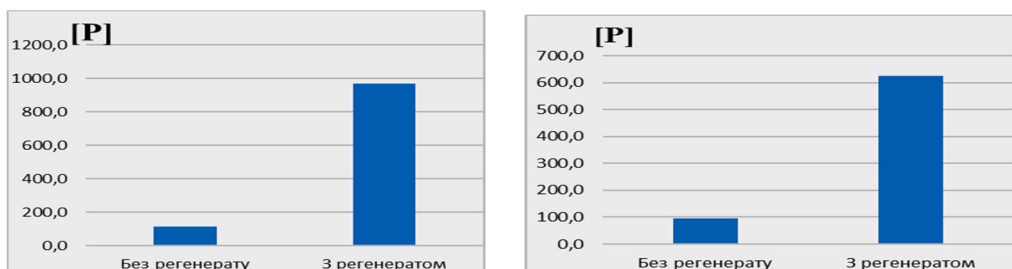


Рис. 2. Порівняння допустимих навантажень $[P]$, Н на великогомілку кістку з переломом, фіксованим медіальною блокованою пластинною «ЗМ» при стиску (а) та при згині (б)

З представлених результатів видно, що утворення РКТ суттєво покращує характеристики системи «кістка з переломом – кістковий регенерат – засіб фіксації», зменшує деформації (переміщення в області перелому та збільшує допустимі навантаження на кінцівки).

Висновки.

1. Результати тестових випробувань показали придатність методу оцінки рівня переміщень в переломах кісток під дією зовнішніх сил на стадії утворення кісткового регенерату. При цьому можна оцінювати вклад навантажень різного напрямку відносно поздовжньої осі кістки в загальний рівень деформації системи остеосинтезу і визначати небезпечні напрями навантажень та їх допустимі рівні.

2. Досліджено деформування систем «кістка з переломом та засобом фіксації» на етапах регенерації кісткової тканини під дією стиску та згину. Встановлено, що утворений регенерат суттєво підвищує жорсткість системи «кістка з переломом – кістковий регенерат – засіб фіксації». Наявність регенерату суттєво підвищує рівень навантажень, що допускаються при ходьбі та виконанні фізичних вправ при лікуванні.

3. Дані випробувань та розрахунків можуть будуть використані для удосконалення методів лікування пошкоджених кінцівок на проміжних та заключних стадіях зрощування переломів.

Список літератури

1. Шидловський М.С., Лакша А.М. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.
2. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Мазевич В.Б., Мусієнко О.С., Шидловський М.С. Фізико-механічні властивості трабекулярної кісткової тканини кісток гомілковостопного суглоба (експериментально-клінічне дослідження) // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2017, № 2. – С. 66-72.
3. M. Shidlovskiy, M. Dyman, O. Zakhovayko, T. Omelchenko, A. Turchin Deformation of fixation means used in bone fractures of the extremities // Series on Biomechanics, Vol.33, No.1 (2019), 59-68.
4. Shidlovskiy M, Dyman M., Omelchenko T. The tibial fractures fixation system deformation characteristics // Mechanics and Advanced Technologies № 3 (84), 2018. P. 52-60.
5. Бур'янов О.А., Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Деформаційні характеристики систем фіксації, що застосовуються при переломах та корекційних остеотоміях дистального відділу великогомілкової кістки // Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2(35-36), 2017. – с.129-133.
6. Єрмак А.А., Мусієнко О.С., Шидловський М.С. Спосіб оцінки впливу регенерації кісткової тканини на жорсткість фіксованих переломів // В кн.: Всеукраїнська наукова-технічна конференція молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» // секція «Динаміка та міцність машин» – 2019. 4 с.
7. Єрмак А.А., Димань М.М., Шидловський М.С. Співвідношення деформацій в елементах засобів фіксації переломів // В кн.: Всеукраїнська наукова-технічна конференція молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» // секція «Динаміка та міцність машин» – 2018. – 4 с.
8. Шидловський М.С., Димань М.М., Заховайко О.П., Омельченко Т.М. Критерії для визначення допустимих навантажень на кістки з фіксованими переломами // Літопис травматології та ортопедії. – № 3-4 2018 (39-40). – С.76-81.

The impact of the regeneration of bone fracture displacement of fracture parts under load

Shidlovskiy Mykola, Zakhovayko Aleksandr, Musiienko Olha

The influence of bone regeneration formed in the process of fusion of bone fractures on the deformation of the osteosynthesis system is considered. The load acting on the extremity of a person during walking and therapeutic exercises is transmitted not only to the means of fixation, but also partially perceived by the regenerator. Due to this, the allowable loads on the limb increase compared to the initial stages of fracture fusion. The results of experiments related to the influence of regenerate formed in the process of fracture fusion on the mechanical characteristics of the system "bone with fracture - a means of fixation" are described. To assess the influence of RCT, a method for studying the deformation of osteosynthesis systems using the method of modeling the regenerate with a polymeric material with specified properties was developed and implemented. A model is proposed by which it is possible to estimate the allowable loads on human limbs at different stages of bone regeneration.

Keywords: bone regenerate, osteosynthesis, means of fracture fixation, deformations, displacement of fracture points.