

УДК 620.171.3:616.71-001.5

Ю.А. Лисаченко, А.А. Єрмак, О.С. Мусієнко, М.С. Шидловський, О.П. Заховайко

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

Вплив регенерату кісткової тканини на жорсткість фіксації переломів кісток

Вступ. Регенерат кісткової тканини (РКТ), що утворюється в процесі зрощування переломів кісток, може суттєво впливати на деформування системи остеосинтезу (ОС). Навантаження, що діє на кінцівку людини при ходьбі та лікувальних вправах, передається не тільки на засіб фіксації, але і частково сприймається РКТ. За рахунок цього допустимі навантаження на кінцівку можуть бути збільшені порівняно з початковими стадіями зрощування перелому.

На сьогоднішній день нам невідомі експериментальні дослідження, пов'язані з впливом РКТ на жорсткість систем «кістка з переломом - засіб фіксації». У відомих нам 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.

В даній роботі описано результати експериментів, пов'язаних з впливом РКТ, 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 РКТ полімерним матеріалом із заданими властивостями.

Основні закономірності регенерації кісткової тканини. Кістка – це складний орган, який виконує механічні та біологічні функції в організмі людини і має складну ієрархічну будову. Це динамічна поліморфна система, у якій протягом життя людини відбуваються два взаємопов'язані процеси, що складають цикл ремоделювання кістки – резорбція (руйнування старої) і остеогенез (утворення нової) [1]. Тому КТ та умови її репаративної регенерації постійно знаходяться в полі зору травматологів та ортопедів. Репаративна регенерація – це відновлення тканини після її ушкодження. Механізми фізіологічної та репаративної регенерації якісно єдині та здійснюються на основі загальних закономірностей [1].

Репаративна регенерація кожного типу тканин має свої особливості, але завжди включає процеси розпаду ушкоджених клітин і міжклітинної речовини, проліферацію клітин, що зберегли життєздатність, їх диференціювання, встановлення міжклітинних зв'язків – тобто інтеграцію та адаптаційну перебудову регенерату. РКТ є унікальною, оскільки здатна відновлювати повністю навіть великі за довжиною дефекти [2].

Відомо, що репаративна регенерація КТ є складним, генетично запрограмованим процесом. Стадійно-часові характеристики цього процесу залежать від дії низки ендогенних та екзогенних факторів. Перебіг остеорепаративного процесу здебільшого пов'язують з особливостями та інтенсивністю травми, характером ушкодження кістки та м'яких тканин, ступенем посттравматичних розладів периферичного кровопостачання, якістю надання первинної та кваліфікованої медичної допомоги, особливостями відновного лікування, наявністю обтяжуючої супутньої патології [1].

Консолідація переломів здійснюється шляхом непрямого відновлення кістки, що складається з декількох послідовних етапів – 1) запалення (починається безпосередньо після травми і триває до п'яти днів); 2) утворення м'якої мозолі (заміщення гематоми фіброзно-хрящовою тканиною, що триває до 40 днів); 3) утворення твердої мозолі (утворюються кісткові містки між фрагментами переламаної кістки); 4) ремоделювання (відновлення вихідної форми, структури та механічної міцності кістки). Порушення перебігу будь-якої з цих стадій можуть призвести до уповільнення процесу остеорепарації або, навіть, незрощення фрагментів кістки.

Таким чином, проблема регенерації КТ займає особливе місце у системі біологічних і медичних знань. На сьогодні визначено відмінну особливість

регенерації КТ, а також досягнуто певних успіхів у з'ясуванні біологічних механізмів, що лежать в основі репаративного остеогенезу, сформульовано основні тенденції розвитку напрямку [2].

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 [3-8]

З використанням даних про рентгенологічну густину та модулі пружності різного типу КТ [4, 5] вибрано ряд полімерних матеріал 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 $E = 7.74...8.71$ МПа); пінопласт підвищеної густини ($E = 0.6...0.8$ МПа); пінопласт малої густини ($E = 0.2...0.4$ МПа); поролон ($E = 0.05...0.08$ МПа).

Великогомілкову кістку з модельованим переломом, фіксованим медіальною блокованою пластиною (тип 3М), встановлювали на робочому столі випробувальної машини та піддавалися випробуванням на стиск та згин [7, 8]. Попередньо в діастаз (проміжок між уламками перелому) встановлювалися еластичні матеріали, які моделювали регенеративну кісткову тканину [9, 10]. При випробуваннях на позацентровий стиск (рис. 1а, б) зусилля прикладали до торця стержня з ексцентриситетом відносно поверхні пластины 3М $e_1 = 17.5$ мм.

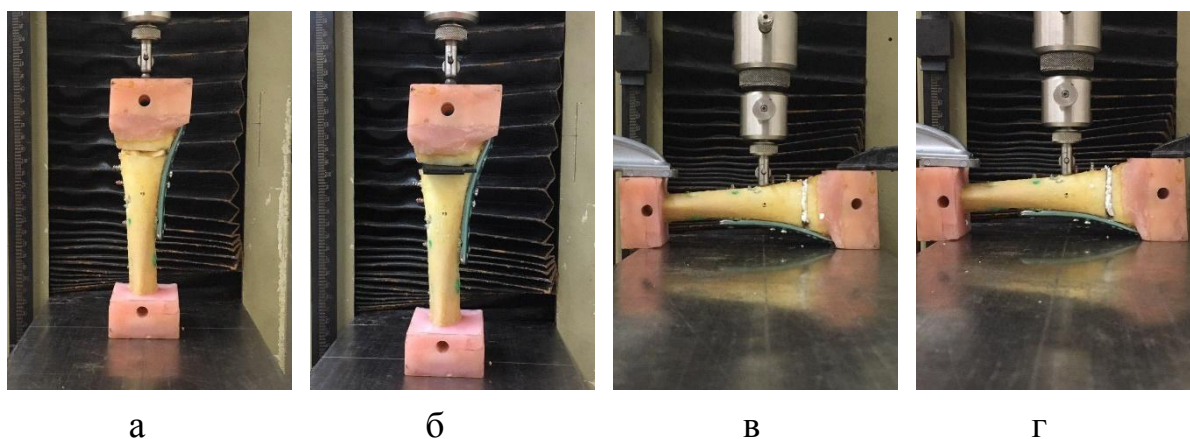


Рис. 1 – Випробування великогомілкової кістки з модельованим переломом, що фіксований пластиною «3М», на стиск (а, б) та згин (в, г) з моделюванням регенерату кісткової кістки поролоном (а), гумою РП-101 (б), пінопластом підвищеної (в) та малої густини (г).

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. Результати випробувань наведені в табл. 1.

Таблиця 1 Результати випробувань великогомілкової кістки з модельованим переломом, фіксованим пластиною «3М», на стиск (а, б) та згин

Матеріал регенерату	Взаємні переміщення точок перелому Δ , мм	
	Позацентричний стиск	Згин
без регенерату	0.69 ... 0.72	0.11 ... 0.13
поролон	0.68 ... 0,73	0.12 ... 0.13
пінопласт малої густини	0.58 ... 0.65	0.10 ... 0.13
пінопласт підвищеної густини	0.37 ... 0.40	0.10 ... 0.12
гума РП 101	0.30 ... 0.34	0.07 ... 0.09

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.

Вибрані співвідношення компонентів та значення модулів пружності цих сумішей при стиску зазначені в табл. 2.

Таблиця 2 Характеристики сумішей, що були використані для моделювання регенерату кісткової тканини

Матеріал	Номер сумішей та співвідношення компонентів «А» : «В»	Модуль пружності при стиску, МПа
Поліуретан «UniCast 9»	№1 (100 : 50)	710 ... 790
	№2 (100 : 25)	15 ... 16
	№3 (75 : 50)	670 ... 730
Силікон «SILVER 20»	№ 4 (100 : 12.5)	0.46 ... 0.54

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 застосування для моделювання РКТ сумішей № 1 та №3 взаємні переміщення під дією навантаження дуже малі та не перевищують похибку вимірювання. Отже, застосування таких матеріалів за рахунок їх великої жорсткості, на наш погляд, є недоцільним. Суміш силікону «SILVER 20» № 4 теж 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.

Об'єкт дослідження. Об'єктом дослідження була обрана великогомілкова кістка, закріплена пластиною «ЗМ». Систему «кістка з переломом – модельований кістковий регенерат – засіб фіксації» встановлювали на робочому столі універсальної машини. Попередньо в діастаз

(проміжок між уламками перелому) вносились полімерна суміш поліуретану № 2, яка моделювала РКТ.

При випробуваннях на позацентровий 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. 3, де λ_x - приведені переміщення вздовж поздовжньої осі кістки, λ_y - поперечні переміщення.

Таблиця 3 Приведені переміщення ($\lambda_i \cdot 10^3$, мм/Н) точок перелому під дією осевого 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 осевого навантаження без моделювання регенерату</i>			
Медіальні точки	2,63	1,63	3,09
Латеральні точки	8,66	1,47	8,79
<i>Дія осевого 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 $[\Delta] = 1$ мм [11]. Порівняльні гістограми результатів розрахунків зображено на рис. 2.

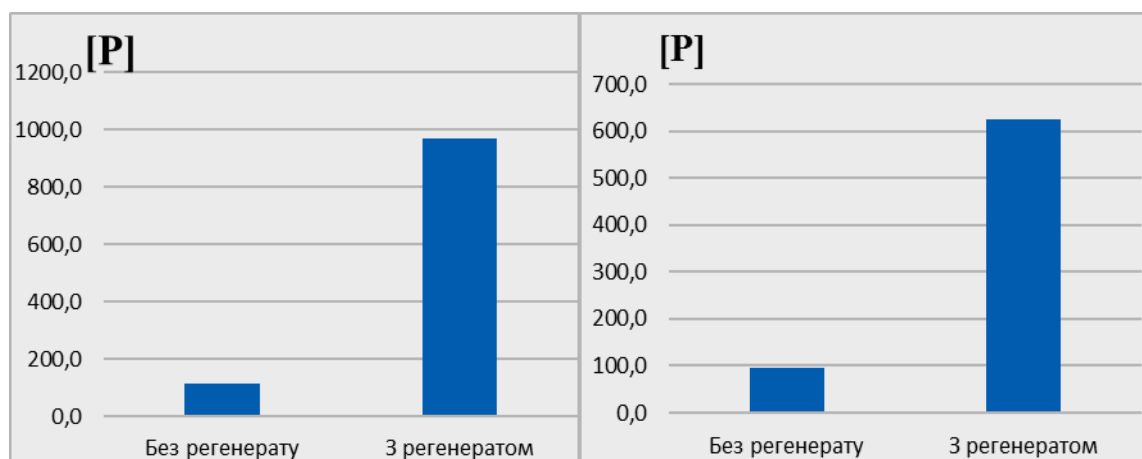


Рис. 2 – Порівняння допустимих навантажень $[P]$, Н на великогомілкову кістку з переломом, фіксованим медіальною блокованою пластиною «3М» при стиску (а) та при згині (б)

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

Розрахунок допустимих навантажень в системі остеосинтезу з урахуванням наявності РКГ. Схематично розрахункова система «кістка з переломом - засіб фіксації - кістковий регенерат» зображена на рис. 3а. Внаслідок прикладання осьового навантаження P деформуються: кістка та кріплення (зони навколо гвинтів, зсув у місці закріплення та інше), пластини (переважно згин), регенерат (переважно стиск).

Цю систему можна привести до розрахункової схеми за допомогою пружних елементів, зображених на рис. 3б. Елемент K модулює сумарну деформацію кістки та закріплення пластини, елемент Π – деформацію пластини, елемент p – деформація регенерату.

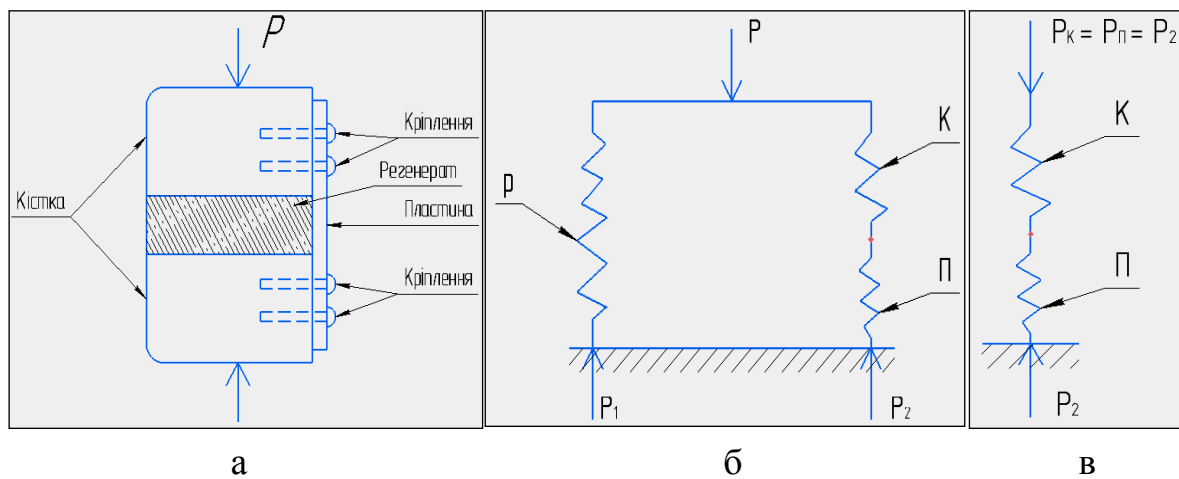


Рис. 3 – Система «кістка з переломом - засіб фіксації - кістковий регенерат» (а); розрахункова схема системи остеосинтезу з регенератом (Р) за допомогою пружних елементів (б); система «кістка з переломом (К) та засіб фіксації (пластина П)» (в)

Вводимо такі позначення:

Λ – загальне переміщення точки перелому під дією навантаження Р (краще брати переміщення в крайній лівій точці перелому як максимальне);

$P_1 = P_p$ – навантаження на елемент Р;

$P_2 = P_K = P_{\Pi}$ – навантаження в елементах К та П (рис. 3б);

$\lambda = \Lambda / P$ – приведені переміщення системи в цілому;

$\lambda_p = \Lambda_p / P_p$ – приведені переміщення регенерату;

$\lambda_K = \Lambda_K / P_K - \lambda_{\Pi} = \Lambda_{\Pi} / P_{\Pi}$ – приведені переміщення кістки із закріпленнями та пластиною.

Верхньою рисою будемо позначати приведені переміщення, визначені в експерименті із застосуванням зразка із заданим розміром діастазу (відстань між частинами перелому) та з відомим модулем пружності.

Експериментально визначені: $\bar{\lambda}$; $\bar{\lambda}_K$ та $\bar{\lambda}_{\Pi}$.

При даному з'єднанні елементів:

$$P \cdot \lambda = (P_1 + P_2) \cdot \lambda = \Lambda; \quad (1)$$

$$P_1 \cdot \lambda_p = \Lambda; \quad (2)$$

$$P_K \cdot \lambda_K + P_{\Pi} \cdot \lambda_{\Pi} = \Lambda; \quad (3)$$

$$P_K = P_{\Pi} = P_2 \quad (4)$$

$$P_2 \cdot (\lambda_K + \lambda_{\Pi}) = \Lambda \quad (5)$$

Прирівнюємо (5) та (1):

$$P_2 \cdot (\lambda_K + \lambda_{II}) = (P_1 + P_2) \cdot \lambda;$$

$$P_1 = P_2 \cdot \frac{\lambda_K + \lambda_{II} - \lambda}{\lambda} \quad (6)$$

Прирівнюємо (2) та (5):

$$P_2 \cdot \lambda_p = P_2 \cdot (\lambda_K + \lambda_{II}) \quad (7)$$

та підставляємо (6) в (7):

$$P_2 \cdot \lambda_p \cdot \frac{\lambda_K + \lambda_{II} - \lambda}{\lambda} = P_2 \cdot (\lambda_K + \lambda_{II})$$

В кінцевому вигляді приведені переміщення регенерату знаходимо як:

$$\lambda_p = \lambda \cdot \frac{\lambda_K + \lambda_{II}}{\lambda_K + \lambda_{II} - \lambda} \quad (8)$$

Зауважимо, що приведені переміщення кісткової частини та пластини (λ_K та λ_{II}) не залежать від розмірів та модулів пружності регенерату. Це характеристики системи «кістка - пластина».

Припускаємо, що приведені переміщення регенерату прямо пропорційні відстані між частинами перелому та обернено пропорційні модулю пружності:

$$\lambda_p = \bar{\lambda}_p \cdot \frac{h}{\bar{h}} \cdot \frac{\bar{E}_p}{E_p}, \quad (9)$$

де h – розмір діастазу;

\bar{h} - розмір діастазу у випробувальному зразку;

E_p – модуль пружності регенерату;

\bar{E}_p – модуль пружності регенерату випробувального зразка;

$\bar{\lambda}_p$ – приведені переміщення, розраховані за формулою для випробувального зразка:

$$\bar{\lambda}_p = \bar{\lambda} \cdot \frac{\lambda_K + \lambda_{II}}{\lambda_K + \lambda_{II} - \bar{\lambda}} \quad (10)$$

В формулі (10) $\bar{\lambda}$ – приведені переміщення зразка з розміром діастазу \bar{h} та модулем пружності \bar{E}_p .

Зауважимо, що окремо визначати λ_K та λ_{II} не обов'язково. Достатньо визначити сумарне приведені переміщення зразка без регенерату

$$\lambda_K + \lambda_{II} = \lambda_C \quad (11)$$

і надалі у формулі (10) використовувати це значення.

Переміщення у місці перелому визначаються за формулою:

$$\Lambda = P \cdot C_{заг} \quad (12)$$

де $C_{\text{заг}}$ – загальна жорсткість системи

$$C_{\text{заг}} = C_p + C_c.$$

Тут C_p – жорсткість регенерату; C_c – жорсткість системи без регенерату

$$C_p = \frac{1}{\lambda_p} = \frac{1}{\bar{\lambda}_p} \cdot \frac{\bar{h}}{h} \cdot \frac{E_p}{\bar{E}_p} \quad (13)$$

$$C_c = \frac{1}{\lambda_K + \lambda_{\Pi}} \quad (14)$$

або

$$C_c = \frac{1}{\lambda_c}.$$

Таким чином,

$$A = P \cdot \left(\frac{1}{\bar{\lambda}_p} \cdot \frac{\bar{h}}{h} \cdot \frac{E_p}{\bar{E}_p} + \frac{1}{\lambda_K + \lambda_{\Pi}} \right) \quad (15)$$

Відомо, що переміщення в області перелому не допускаються більшим ніж 1 мм при розмірі діастазу близько 10 мм. Очевидно, що при збільшенні величини діастазу допустиме переміщення збільшується та навпаки. Припускаємо, що збільшення $[A]$ пропорційне розміру діастазу h . Тому:

$$[A] = [\bar{A}] * \frac{h}{h_{\text{ст}}} \quad (16)$$

де $[\bar{A}] = 1$ мм при діастазі $h_{\text{ст}} = 10$ мм. Таким чином:

$$[A] = 0,1 \cdot h \quad (17)$$

Умову жорсткості одержуємо з (15):

$$P \cdot \left(\frac{1}{\lambda_p} + \frac{1}{\lambda_K + \lambda_{\Pi}} \right) \leq [A] \quad (18)$$

Допустиме навантаження розраховуємо за формулою:

$$P_{\text{доп}} = [A] \cdot \left(\frac{1}{\lambda_p} + \frac{1}{\lambda_K + \lambda_{\Pi}} \right)^{-1} . \quad (19)$$

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. Для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку розроблено просту математичну модель. Така модель дозволяє розрахувати допустимі навантаження, що можна прикладати до кінцівки, з врахуванням відомих допустимих взаємних переміщень точок перелому.

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

Список використаних джерел

1. Іванов О. М. Застосування кріоконсервованого хоріона при розладах репаративного остеогенезу (експериментально-клінічне дослідження) : дис. ... канд. мед. наук : 14.01.21 / Іванов Олексій Миколайович ; Харківський національний медичний університет. – Харків, 2016. – 223 с.

2. Гумінський Ю.Й., Кореньков О.В. Сучасні аспекти екоморфології репаративного остеогенеза // «Вісник Сумського державного університету 2». – 2009, Том 1. – С. 17-23.

3. Шидловський М.С, Лакша А.М. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.

4. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Шидловський М.С., Єщенко В.О., Димань М.М. Імітаційне комп'ютерне моделювання й натурне стендове дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «фіксатор - кістка» при надкісточкових коригувальних остеотомій // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2019, №2. – С. 19-26 с.

5. 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.

6. 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.

7. Shidlovskiy M, Dyman M., Omelchenko T. The tibial fractures fixation system deformation characteristics // Mechanics and Advanced Technologies № 3 (84), 2018. P. 52-60.

8. 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.

9. 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.

10. 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.

11. 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.