

КРИТЕРІЇ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДОПУСТИМИХ НАВАНТАЖЕНЬ НА КІСТКИ З ФІКСОВАНИМИ ПЕРЕЛОМАМИ

Запропоновано аналітичний метод визначення рівнів навантажень, які не викликають небезпечних переміщень та взаємних поворотів частин переломів кісток з засобами фіксації, що застосовуються в сучасній травматології. Характеристики системи «кістка з переломом – засіб фіксації», що необхідні для розрахунків, визначаються простими випробуваннями при окремих навантаженнях стиском, згином та крученням зразків кісток з модельованими переломами та засобами фіксації.

З використанням експериментальних даних про переміщення, одержаних при простих видах навантажень (стиск, згин, кручення), розраховано характеристики трьох типів пластин для фіксації переломів великогомілкових кісток. Розраховано рівні допустимих навантажень при сумісній дії стиску, згину та кручення і визначені області дії допустимих навантажень. При дії зазначених навантажень лінійні переміщення в переломах не перевищують 1 мм а кут взаємного повороту частин перелому знаходиться в межах 3°.

Запропоновані критерії функціональної надійності дають можливість за допомогою простих випробувань та аналітичних розрахунків визначити допустимі рівні навантажень, які не призводять до виникнення небезпечних переміщень в області перелому.

Ключові слова: остеосинтез, великогомілкова кістка, функціональна надійність, критерії жорсткості, зміщення частин перелому, лінійні переміщення, взаємні кути повороту.

ВСТУП

Довготривале застосування різних систем фіксації переломів кісток, як правило, супроводжується одноразовими або багаторазовими (переважно циклічними) навантаженнями. При цьому неможливо повністю ліквідувати небезпечні зміщення окремих точок в області перелому. Ці зміщення зашкоджують правильному зрощуванню (репозиції) переломів або уповільнюють цей процес [1-5].

Як показує практика застосування різних засобів фіксації переломів (систем ОС), одним з основних функціональних показників зазначених систем є взаємні лінійні переміщення (Λ) суміжних точок перелому та взаємні кути пово-

роту (Γ) частин перелому. В даний час на основі багаторічних досліджень в галузі практичної хірургії встановлені допустимі лінійні переміщення (зміщення) точок перелому $[\Lambda] = 1\text{мм}$, і взаємні кути повороту частин перелому $[\Gamma] = 3^\circ$ [6, 7].

Таким чином, **фізіологічні вимоги до деформаційних показників** систем «кістка з переломом – засіб фіксації перелому» мають вигляд [8]:

$$\Lambda_{\max}^i \leq [\Lambda], \quad (1)$$

$$\Gamma_{\max}^i \leq [\Gamma], \quad (2)$$

де i – позначення точок перелому. Це можуть бути медіальні (**M**), латеральні (**L**), вентральні (**V**), дорсальні (**D**) або інші точки перелому.

Застосування критерію максимального взаємного переміщення точок перелому

Якщо відомі складові переміщення (проекції сумарного вектора Λ на осі координат (рис. 1) в найбільш небезпечній точці, то умова (1) запишеться у вигляді:

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{(\Lambda_x^i)^2 + (\Lambda_y^i)^2 + (\Lambda_z^i)^2} |_{\max} \leq [\Lambda], \quad (3)$$

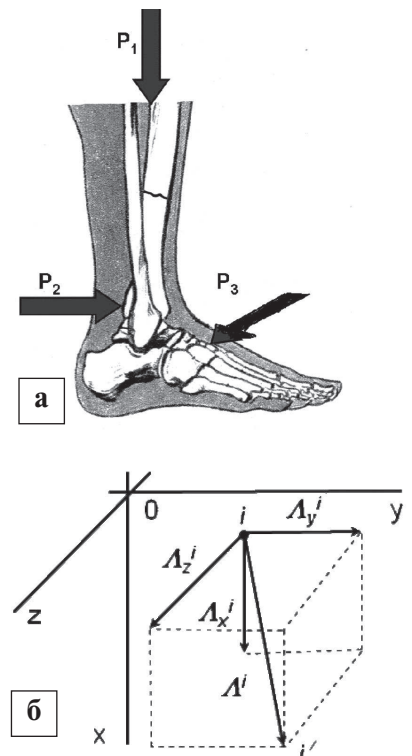


Рис. 1. Навантаження, що діють на кінцівку (а), напрямки осей координат та компоненти головного вектора переміщень Λ^i (б)

Складові переміщень в умові (3) визначаються впливом таких сил (рис. 1а): P_1 – сила, що діє уздовж поздовжньої осі кістки (для нижніх кінцівок це переважно сила ваги людини); P_2 – поперечна сила (сила м'язів, вага кінцівки в лежачому положенні постраждалого); P_3 – сила, що діє на стопу при ходьбі (дія м'язів при поворотних рухах тулуба у процесі ходьби, вага стопи в лежачому положенні постраждалого) і викликає кручення кісток кінцівок.

За рахунок дії цих сил виникають згинальні моменти та момент кручення:

$$M_k = P_k \cdot e_k \quad (4)$$

де e_k – відстані від лінії дії відповідної сили до місця закріплення пластини у області перелому; $k = 1, 2, 3$ – позначення сил та відповідних моментів.

На рис. 2 зображені сили P_1, P_2, P_3 та відповідні згинальні моменти M_1, M_2, M_3 , що діють в області перелому; e_1 – відстань від лінії дії сили P_1 до засобу фіксації; e_2 – відстань від лінії дії сили P_2 до середньої частини перелому; e_3 – відстань від лінії дії сили P_3 до засобу фіксації.

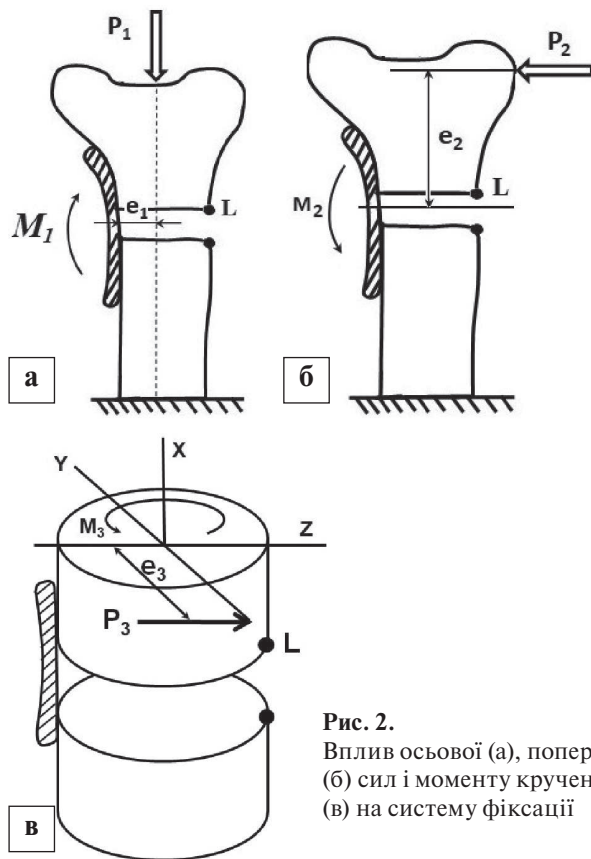


Рис. 2. Вплив осьової (а), поперечної (б) сил і моменту кручення (в) на систему фіксації

Таким чином, кожна компонента головного вектора лінійного переміщення Λ^i залежить від трьох зосереджених сил та трьох моментів сил.

Позначимо: Λ_k^i ($k=1,2,3$) – переміщення точки «і», викликані силами P_k ; Λ_j^i ($j = x,y,z$) – проекції повного переміщення точки «і» на осі «j»; $-\Lambda_{jk}^i$ – проекції на осі «j» переміщень Λ_{jk}^i .

Зауважимо, що заздалегідь напрямок дії (знак) зовнішніх сил невідомий. Тому надалі розглядатимемо найбільш небезпечне розташування сил P_1, P_2 та P_3 , коли напрями проєкцій переміщення від всіх зазначених сил збігаються. У зв'язку з цим при побудові критеріїв функціональної надійності вважатимемо, що всі компоненти переміщень мають один знак.

Позначимо через λ приведені переміщення як відношення абсолютних переміщень до діючих сил, а через $\bar{\lambda}$ – приведені переміщення як відношення абсолютних величин переміщень до діючих моментів:

$$\lambda_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{P_k}; \quad (5)$$

$$\bar{\lambda}_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{M_k}, \quad (6)$$

Приведені переміщення визначаються експериментально шляхом вимірювання переміщень при дії відповідних сил і моментів, наприклад методом цифрової реєстрації за допомогою фотокамери [9, 10, 11].

Якщо приведені переміщення відомі, то складові переміщень можна визначити при будь-яких значеннях сил P_k та відповідних моментів M_k .

$$\Lambda_j^i = \sum_{k=1}^3 P_k \cdot (\lambda_{jk}^i + \bar{\lambda}_{jk}^i \cdot e_k). \quad (7)$$

Умова функціональної надійності з використанням в якості критерію величини максимального лінійного взаємного переміщення (1) у стислому вигляді запишеться:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot (\lambda_{jk}^i + \bar{\lambda}_{jk}^i \cdot e_k) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda] \quad (8)$$

Застосування критерію максимальних кутів взаємного повороту частин перелому

Позначимо: Γ – кут повороту лінії, яка з'єднує дві протилежні точки перелому M і L (рис. 3а); $S_{ML} = M_1L_1 = M_2L_2 = M_2L'$ – відстань між точками M і L в різних положеннях; M_1L_1 – положення двох протилежних точок перелому до навантаження; M_2L_2 – положення двох протилежних точок перелому після навантаження; $\Lambda_{x'}^M, \Lambda_{y'}^M, \Lambda_{z'}^M, \Lambda_{x'}^L, \Lambda_{y'}^L, \Lambda_{z'}^L$ – проєкції переміщення точок M та L на осі X, Y, Z ; L' – положення точки L після прикладення навантаження без урахування повороту перелому (паралельне переміщення відрізка M_1L_1); $L'L_2$ – переміщення точки L за рахунок тільки взаємного повороту частин перелому.

З трикутника $L'L_2M_2$ (рис. 3б):

$$|L'L_2| = \sqrt{(\Lambda_{x'}^L - \Lambda_{x'}^M)^2 + (\Lambda_{y'}^L - \Lambda_{y'}^M)^2 + (\Lambda_{z'}^L - \Lambda_{z'}^M)^2}, \quad (9)$$

де, враховуючи показані на рис. 3а позначення,

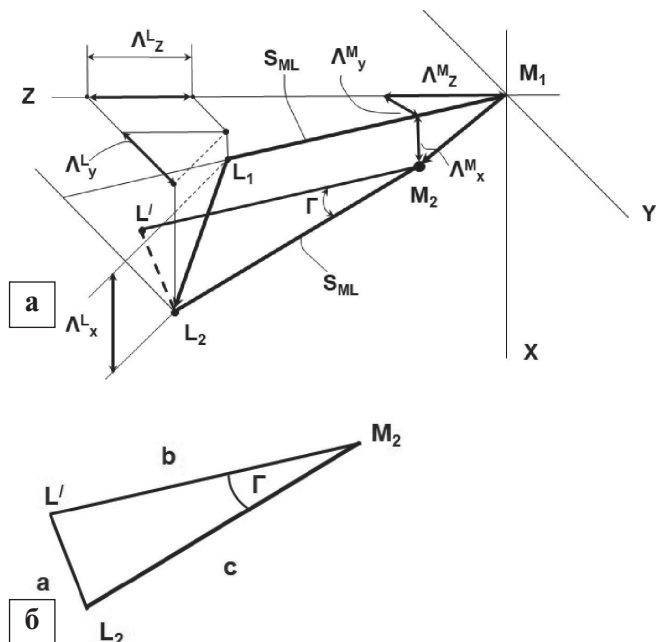


Рис. 3. Детальна (а) та спрощена (б) схеми переміщень точок перелому і кутів повороту частин перелому

$$|L'M_2|=S_{ML}; |L_2M_2|=S_{ML}; \quad (10)$$

В остаточному вигляді кут повороту перелому визначимо як:

$$\tilde{A} = \arccos \left(1 - \frac{|L'L_2|^2}{2 \cdot S_{ML}^2} \right) \quad (11)$$

Умова функціональної надійності (2), з використанням в якості критерію максимального взаємного кута повороту частин перелому (11), виглядає так:

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \sum_{k=1}^3 P_k \left((\lambda_{jk}^L - \lambda_{jk}^M) + (\bar{\lambda}_{jk}^L - \bar{\lambda}_{jk}^M) \cdot e_k \right)^2 \right\}_{\max} \leq [\Gamma] \quad (12)$$

Визначення допустимих навантажень при переломах ВГК, фіксованих пластинами

Як приклад розглянемо застосування вищевказаних критеріїв для оцінки допустимих навантажень системи «великогомілкова кістка з переломом – фіксуєча пластина» [8, 12, 13]. Розглядалися такі точки перелому: точка М (медіальна, точка поблизу закріплення пластин) та точка L (латеральна, точка найбільш віддалена від пластин). Вважатимемо, що зовнішні сили прикладені таким чином, що напрями проєкцій векторів переміщень точки L, які виникають за рахунок окремих сил та моментів сил, збігаються (найбільш небезпечний випадок).

Згідно з формулою (8) для точної оцінки функціональної надійності фіксації перелому і визначення допустимих навантажень потрібно знати 9 значень приведених переміщень λ_{jk}^i та 9 значень \bar{e}_{jk}^i . Очевидно, що визначити всі компоненти, навіть використовуючи цифровий спосіб

реєстрації переміщень [9], є досить складною задачею. Однак виявилось, що кількість приведених переміщень, які впливають на результати розрахунків, може бути значно меншою.

Приведені переміщення визначались за результатами експериментів для накісних медіальних пластин з кутовою стабільністю (надалі 2М), медіальних блокованих пластин (3М) та Х-подібних медіальних блокованих пластин для відкритої корекційної остеотомії (4М).

Великогомілкові кістки з модельованими переломами, фіксованими цими пластинами, були випробувані на стиск, згин та кручення за методикою [9, 14]. В табл. 1 приведені відстані від точок прикладення навантажень до фіксуючих пластин.

Таблиця 1

Розташування точки прикладення навантажень відносно фіксуючих пластин (рис. 2)

Тип пластини	e_1	e_2	e_3
2М	11.0	21.5	59.5
3М	17.5	20.6	56.9
4М	21.1	35.8	49.8

Найбільш небезпечною є область перелому, в якій під дією навантажень виникають максимальні взаємні переміщення суміжних точок. Очевидно (і це підтверджується експериментально), що в більшості випадків максимальні переміщення будуть виникати в точці перелому, найбільш віддаленій від засобу фіксації (пластини або стержневого апарату зовнішньої фіксації). Тому, на наш погляд, в якості точки і в розрахунках максимальних переміщень потрібно брати точку, найвіддаленішу від фіксатора (точка L на рис. 2).

Аналізуючи експериментальний матеріал [12, 14], можна зробити висновок, що головний вектор переміщень Λ визначається переважно компонентами $\Lambda_{x1}^i, \Lambda_{x2}^i, \Lambda_{z1}^i, \Lambda_{z2}^i, \Lambda_{y3}^i$.

Перші чотири компоненти – це поздовжні (уздовж осі X), та поперечні (уздовж осі Z) переміщення за рахунок сил P_1 і P_2 . П'ята компонента – це переміщення в площині, перпендикулярній до поздовжньої осі кістки, за рахунок моменту кручення M_3 .

Результати розрахунків приведених переміщень, що входять до формул (8) та (12), приведені у табл. 2. Решта складових переміщень точок перелому близькі до нуля і знаходяться в межах похибки вимірювання.

Враховуючи тільки ті приведені переміщення $\lambda_{jk}^i, \bar{\lambda}_{jk}^i$, що відмінні від нуля, умови функціональної надійності (8), (12) при одноразових навантаженнях суттєво спрощуються:

Приведені переміщення найбільше віддаленої від місця закріплення пластиною (L) та найбільше наближеної до пластини (M)

Пластина	λ_{x1}^L	$\lambda_{z2}^L, \lambda_{z2}^M$	$\bar{\lambda}_{x1}^L$	$\bar{\lambda}_{x2}^L$	$\bar{\lambda}_{y3}^L$	$\bar{\lambda}_{z1}^L, \bar{\lambda}_{z2}^L, \bar{\lambda}_{z1}^M, \bar{\lambda}_{z2}^M$
	$\lambda \times 10^3, \text{ мм / Н}$		$\times 10^3, \text{ мм / (Н·мм)}$			
	3.03 ^{x1}	2.13	0.458	0.460	0.702	0.105
	4.75	0.64	0.429	0.427	1.213	0.134
	0.80	2.77	0.193	0.189	0.319	0.023

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \left[P_1 (\lambda_{x1}^L + \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1) + P_2 \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right]^2 + \left[P_3 (\bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3) \right]^2 + \left[P_1 (\bar{\lambda}_{z1}^L \cdot e_1) + P_2 \cdot (\lambda_{z2}^L + \bar{\lambda}_{z2}^L \cdot e_2) \right]^2 \right\}^{1/2} \leq [\Lambda] \quad (13)$$

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \left[(P_1 \cdot \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 + P_2 \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2)^2 + (P_3 \cdot \bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3)^2 \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma] \quad (14)$$

Використовуючи критерій максимального лінійного переміщення, записаний у формі (13), та значення приведених переміщень, що наведені в табл. 2, були розраховані величини допустимих навантажень $P_{1(\text{доп})}$, $P_{2(\text{доп})}$ та $P_{3(\text{доп})}$ при їх одночасній дії. Результати розрахунків наведені в табл. 3. За допустиме взаємне переміщення точок перелому приймали $[\Lambda]=1\text{мм}$.

Допустимі навантаження, розраховані за умовою (14) з використанням допустимого кута взаємного повороту частин перелому при $[\Gamma] = 3^\circ$ мали суттєво більші значення. Тому як допустимі були вибрані значення навантажень (табл. 3), розраховані через допустимі лінійні переміщення за умовою (13).

Для наочності дані, наведені в табл. 3, представлені у вигляді тривимірних діаграм (гранич-

них областей), які обмежують області допустимих навантажень (рис. 4). Будь-яка точка, що знаходиться під кожною з поверхонь відповідає трьом значенням навантажень P_1 , P_2 та P_3 , спільна дія яких не приводить до виникнення переміщень та кутів повороту частин перелому, більших від допустимих: $\Lambda < 1\text{мм}$ та $[\Gamma] < 3^\circ$.

Якщо точка належить поверхні, то таке поєднання P_1 , P_2 та P_3 викликає переміщення $\Lambda = 1\text{мм}$. У випадку, коли точка знаходиться за межами граничної поверхні, то таке поєднання навантажень є небезпечним, при цьому переміщення віддаленої від пластини точки перелому $\Lambda > 1\text{мм}$.

Слід відмітити, що приведені деформації (табл. 2) були визначені експериментально на натурних зразках кістки з модельованими переломами з діастазами, не заповненими кістковим регенератом. Цей стан перелому відповідає лише початковим стадіям зрощування, коли регенерат відсутній або його механічні властивості не впливають на деформації (зміщення) точок перелому під дією фізіологічних навантажень.

Таблиця 3

Допустимі навантаження $P_{1(\text{доп})}$, $P_{2(\text{доп})}$ та $P_{3(\text{доп})}$ (Н), що не призводять до взаємних переміщень точок перелому, більших, ніж 1 мм при фіксації перелому різними типами пластинам

Пластина 2М			Пластина 3М			Пластина 4М		
$P_{1(\text{доп})}$	$P_{2(\text{доп})}$	$P_{3(\text{доп})}$	$P_{1(\text{доп})}$	$P_{2(\text{доп})}$	$P_{3(\text{доп})}$	$P_{1(\text{доп})}$	$P_{2(\text{доп})}$	$P_{3(\text{доп})}$
0	0	9.50	0	0	5.49	0	0	20.89
	40.0	8.56		40.0	5.09		40.0	19.90
	80.0	4.75		80.0	3.61		100.0	13.44
	92.4	0		105.9	0		130.2	0
60	0	8.28	40	0	4.76	60	0	19.98
	20.0	6.79		20.0	4.00		30.0	17.94
	40.0	3.88		40.0	2.68		60.0	14.07
	48.1	0		53.5	0		94.2	0
80	0	7.20	60	0	3.64	100	0	18.23
	10.0	6.21		10.0	2.97		20.0	16.16
	20.0	4.81		20.0	1.95		40.0	13.03
	33.0	0		27.0	0		69.1	0
122.6	0	0	80.1	0	0	203.7	0	0

Примітка: Розрахунки допустимих навантажень проведені за умови, що сила P_3 діє на відстані $e_3 = 150\text{ мм}$ від поздовжньої осі ВГК (бокове навантаження на дистальну область 1-й плюсневої кістки).

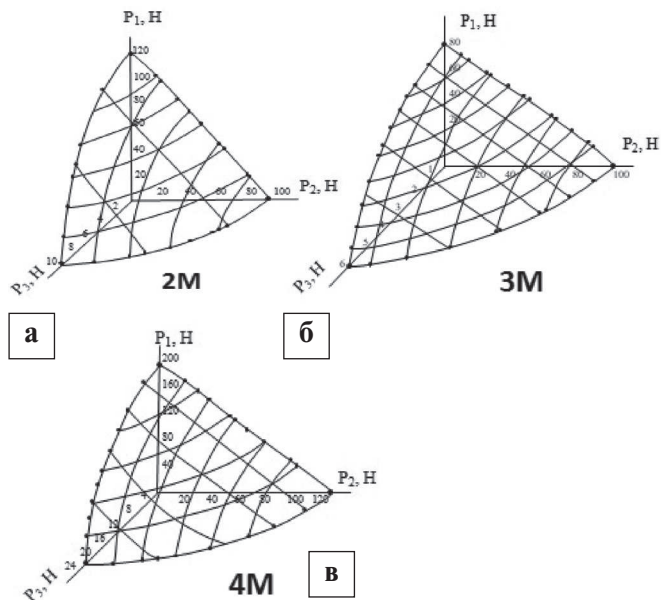


Рис. 4. Области допустимих навантажень $P_{1(доп)}$, $P_{2(доп)}$ та $P_{3(доп)}$, що не приводять до виникнення фізіологічно небезпечних переміщень більших, ніж $[\Delta] = 1$ мм.

Отже, значення допустимих навантажень (табл. 3), розраховані з використанням цих приведених деформацій, 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.

ВИСНОВКИ

1. Одержані критеріальні співвідношення для розрахунку рівнів навантажень, які не викликають недопустимих переміщень та взаємних поворотів частин переломів. Необхідні для розрахунків коефіцієнти (приведені переміщення) визначаються простими випробуваннями при окремих навантаженнях стиском, згином та крученням зразків кісток з модельованими переломами та засобами фіксації.

2. З використанням даних про переміщення, одержаних при простих видах навантажень (стиск, згин, кручення), розраховано приведені переміщення для трьох типів пластин для фіксації переломів великогомілкових кісток.

3. За визначеними приведеними переміщеннями розраховані рівні допустимих навантажень при сумісній дії стиску, згину та кручення і визначені області дії допустимих навантажень. При дії зазначених навантажень лінійні та кутові переміщення в переломах знаходяться в межах фізіологічно обґрунтованих величин (взаємне переміщення в межах 1 мм, кут повороту в межах 3°).

ЛІТЕРАТУРА

1. Ахмедов Б.А. Остеосинтез пластинами с угловой стабильностью винтов в лечении огнестрельных переломов длинных костей конечностей / Б.А. Ахмедов, Р.М. Тихилов, А.Р. Атаев // Травматология и ортопедия России. – 2007. – №2 (44). – С. 17 – 23. 136.
2. Билинский П.И. Теоретический анализ биомеханических аспектов остеосинтеза при косом переломе большеберцовой кости контактными и мало-контактными пластинами (сообщение второе) / П.И. Билинский, В.П. Чаплинский, В.А. Андрейчин // Травма. – 2013. – Том 14, №4. – С. 51 – 56.
3. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2004 – 2005 рр.: Довід. / Г.В. Гайко, М.О. Корж, А.В. Калашніков [та ін.] – К.: Воля. – 2007. – 132 с.
4. Адрианов М.В. Опыт применения имплантируемых стержневых аппаратов системы А.И. Блискунова / М.В. Адрианов, В.Н. Кокурников, Эль Самад Абдул Мохамед // Новое в ортопедии, травматологии и комбустиологии. – Ялта, 1997. – С. 26–27.
5. Бейдик О.В. Метод стержневого чрескостного остеосинтеза в лечении диафизарных переломов костей голени / О.В. Бейдик, К.К. Левченко, Ю.В. Трошкин // Гений ортопедии. – 2009. – №4. – С. 114 – 120.
6. Tonin M.S. (2009), Biomechanical systems of osteosynthesis in the treatment of clavicle fractures : Author's thesis [Biomechanicheskie sistemy osteosinteza pri lechenii perelomov klyuchitsyi : avtoref. dis. kand. phys-mat. nauk], Saratov, 22 p. (in Russian)
7. Гуцуляк В.І., Сулима В.С., Шібель І.В. Біомеханічне обґрунтування клінічного застосування універсального апарата з адаптацією форми опор до анатомічної конфігурації сегмента кінцівки // Журнал Травма. – № 6 (15), 2014. – С.65-71
8. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Деформаційні критерії функціональної надійності систем остеосинтезу // В кн.: Матеріали міжнародної науково – технічної конференції «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта» – 19 – 22 червня 2018 р., м. Київ, Україна, – С. 55-58.
9. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.
10. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Патент на корисну модель № 117085 Спосіб визначення зміщення уламків кісток в місцях переломів Зареєстровано 12.06.2017 р., Бюл. № 11, 2017.
11. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Порівняльні показники надійності систем остеосинтезу // Біомедична інженерія, № 4, 2017, С. 96-100.
12. 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.

13. Димань М.М. Дослідження біомеханічних характеристик засобів фіксації переломів кісток кінцівок // В кн.: Матеріали міжнародної науково – технічної конференції «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта» – 19 – 22 червня 2018 р., м. Київ, Україна, – С. 48-51.
14. 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.

Н. С. Шидловский, М. М. Дымань, А. П. Заховайко, Т. Н. Омельченко

Критерии для определения допустимых нагрузок на кости с фиксированными переломами

Предложено аналитический метод определения уровней нагрузок, которые не вызывают опасных перемещений и взаимных поворотов частей переломов костей со средствами фиксации, применяемые в современной травматологии. Характеристики системы «кость с переломом – средство фиксации», необходимые для расчетов, определяются простыми испытаниями при отдельных нагрузках сжатием, изгибом и кручением образцов костей с моделированными переломами и средствами фиксации.

С использованием экспериментальных данных о перемещении, полученных при простых видах нагрузок (сжатие, изгиб, кручение), рассчитаны характеристики трех типов пластин для фиксации переломов большеберцовых костей. Рассчитаны уровни допустимых нагрузок при совместном действии сжатия, изгиба и кручения и определены области действия допустимых нагрузок. При воздействии указанных нагрузок линейные перемещения при переломах не превышают 1 мм, а угол взаимного поворота частей перелома находится в пределах 3°.

Предложенные критерии функциональной надежности дают возможность с помощью простых испытательных и аналитических расчетов определять допустимые уровни нагрузок, которые не приводят к возникновению опасных перемещений в области перелома.

Ключевые слова: остеосинтез, большеберцовая кость, функциональная надежность, критерии жесткости, смещение частей перелома, линейные перемещения, взаимные углы поворота.

N. S. Shidlovskiy, M. M. Dyman, A. P. Zakhovayko, T. N. Omel'chenko

Criteria for determining allowable loads on bones with fixed fractures

An analytical method is proposed for determining the levels of stress that do not cause dangerous movements and reciprocal rotations of parts of bone fractures with means of fixation used in modern traumatology. The characteristics of the system “bone with a fracture – a means of fixation”, which are necessary for calculations, are determined by simple tests with separate loads of compression, bending and twisting of bone samples with simulated fractures and means of fixation. Using the experimental data on the movement obtained with simple types of loads (compression, bending, torsion), the characteristics of three types of plates for fixing tibial bone fractures were calculated.

The levels of permissible loads under the joint action of compression, bending and torsion are calculated and the areas of action of permissible loads are determined. When exposed to these loads, linear displacement during fractures does not exceed 1 mm, and the angle of mutual rotation of the fracture parts is within 3°.

The proposed criteria for functional reliability make it possible, using simple tests and analytical calculations, to determine permissible levels of loads that do not lead to the occurrence of dangerous movements in the fracture area.

Key words: osteosynthesis, tibia, functional reliability, stiffness criteria, displacement of fracture parts, linear displacement, reciprocal angles of rotation.