

УДК 620.171.3:616.718.71

ДЕФОРМАЦІЙНІ КРИТЕРІЇ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

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

КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна

Анотація. На основі експериментальних досліджень запропоновано математичні критерії для оцінки функціональної надійності систем остеосинтезу. Ці критерії дають можливість оцінювати величини лінійних та кутових переміщень в системах ОС. За відомими допустимими переміщеннями визначаються граничні навантаження, що діють на кістку та не приводять до виникнення недопустимих зміщень у переломі. Критерії дають можливість враховувати одночасну дію компресійних, дистракційних, згинальних та ротаційних навантажень.

Ключові слова: критерії надійності, остеосинтез, експериментальні випробування.

Довготривале застосування різних систем фіксації переломів кісток (рис. 1), як правило, супроводжується одноразовими або багаторазовими (переважно циклічними) навантаженнями. При цьому неможливо повністю уникнути небезпечних зміщень окремих точок в області перелому. Ці зміщення унеможливають правильне зрощування (репозицію) переломів або уповільнюють цей процес [1-3].

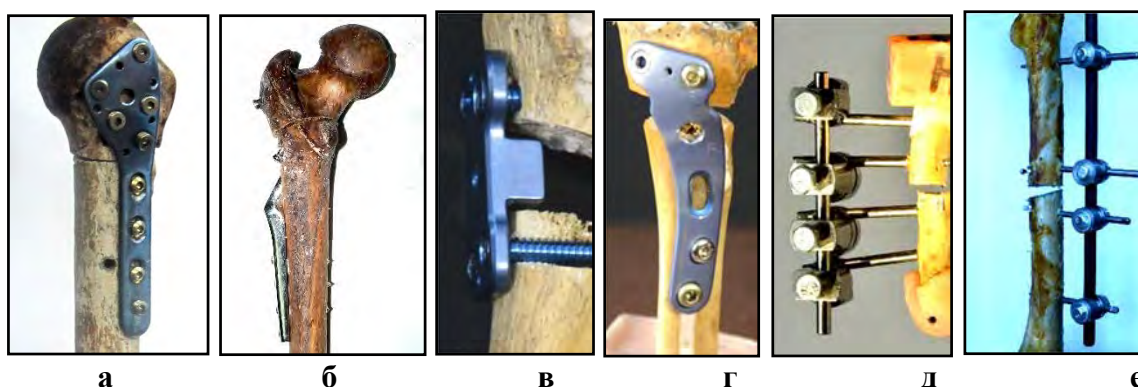


Рис. 1. Різні види засобів фіксації переломів довгих кісток: пластини для плечової (а), стегнової (б) та великогомілкової (в, г) кісток; стержневі апарати зовнішньої фіксації для п'ясткової (д) та великогомілкової (е) кісток

Як показує практика застосування різних засобів фіксації переломів (систем ОС), основними показниками надійності зазначених систем є взаємні лінійні переміщення (Δ) суміжних точок перелому та взаємні кути повороту (Γ) частин перелому. В даний час на основі багаторічних досліджень в області практичної хірургії встановлені допустимі лінійне

переміщення (зміщення) точок перелому $[\Lambda] = 1\text{ мм}$ і взаємний кут повороту частин перелому $[\Gamma] = 3^\circ$. Таким чином, **фізіологічні вимоги до деформаційних показників** систем «кістка з переломом - засіб фіксації перелому» мають вигляд:

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

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

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

Якщо відомі проєкції сумарного вектора Λ на осі координат в найбільш небезпечній точці (рис. 2), то умова (1) запишеться у вигляді:

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

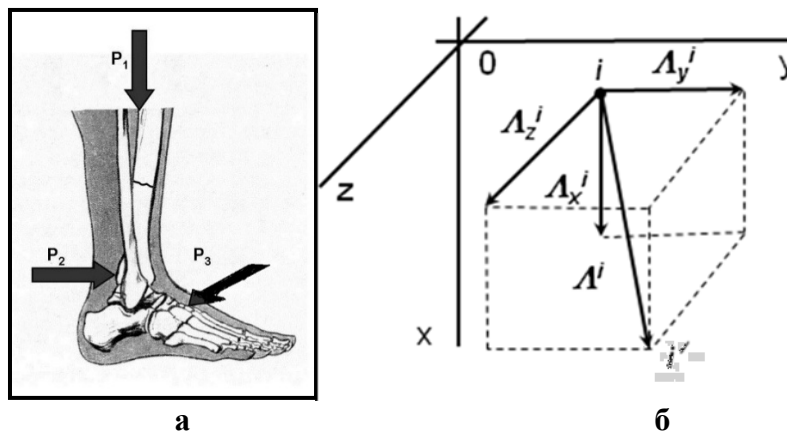


Рис. 2 - Навантаження, що діють на кінцівку (а), напрямки осей координат та компоненти головного вектора переміщень Λ^i (б)

Складові відповідно (3) визначаються, в основному, впливом таких сил (рис. 2, 3): P_1, P_2, P_3 - зовнішні навантаження стиску, згину та кручення відповідно (вага людини, сила м'язів, вага кінцівки в лежачому положенні постраждалого, дія м'язів при поворотних рухах тулуба у процесі ходьби, вага стопи в лежачому положенні постраждалого). На рис. 3 зображені ці сили та відповідні моменти M_1, M_2 та M_3 , що діють в області перелому:

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

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

На рис. 3 зображені сили P_1, P_2 та P_3 та відповідні згинальні моменти M_1, M_2 та M_3 , що діють в області перелому. Показані: 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.

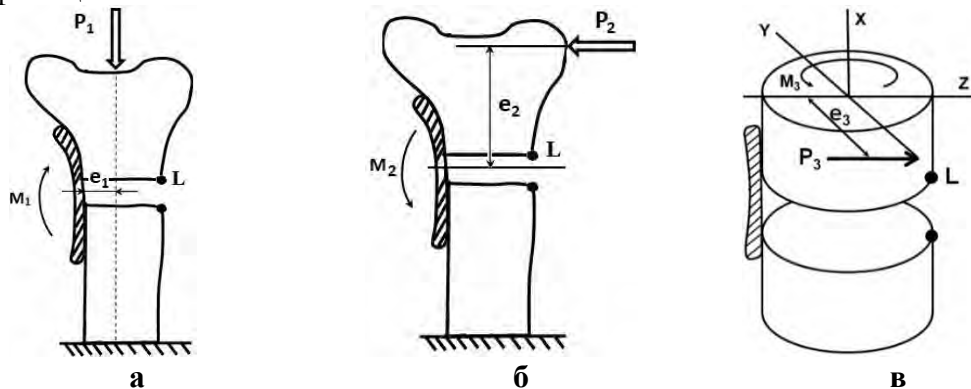


Рис. 3 – Вплив осьової (а), поперечної (б) сил і моменту кручення на систему фіксації

Таким чином, кожна компонента головного вектора лінійного переміщення Λ^i залежить від 3-х зосереджених сил та 3-х моментів сил. Позначимо через λ приведені переміщення як відношення абсолютних переміщень до діючих сил, а через $\bar{\lambda}$ приведені переміщення як відношення абсолютних переміщень до діючих моментів:

$$\lambda_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{P_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{M_k}, \quad (5)$$

де $j = x, y, z$ - позначення осей координат.

Приведені переміщення визначаються експериментально шляхом прикладання відповідних моментів і вимірювання виникаючих при цьому переміщень (метод цифрової реєстрації за допомогою фотокамери). Якщо приведені переміщення відомі, то складові абсолютних переміщень можна визначити при будь-яких значеннях сил P_k та відповідних моментів M_k . Так, проекція загального переміщення Λ^i на вісь X визначається таким чином:

$$\Lambda_x^i = \lambda_{x1}^i \cdot P_1 + \lambda_{x2}^i \cdot P_2 + \lambda_{x3}^i \cdot P_3 + \bar{\lambda}_{x1}^i \cdot M_1 + \bar{\lambda}_{x2}^i \cdot M_2 + \bar{\lambda}_{x3}^i \cdot M_3. \quad (6)$$

Проекції переміщення Λ^i на осі Y та Z визначається аналогічно. У загальному вигляді маємо:

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

Умова функціональної надійності, з використанням в якості критерію максимальних лінійних взаємних переміщень (3), в розгорнутому вигляді запишеться так:

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

Процес лікування постраждалих супроводжується впливом на кінцівки циклічно діючих навантажень (ходьба, фізичні вправи). В цьому випадку взаємні зміщення точок перелому можуть істотно зрости, а критерій максимальних взаємних зміщень має враховувати деформації (переміщення), що накопичуються у системі ОС під час прикладання циклічних навантажень.

З практичної точки зору найбільший інтерес представляють переміщення точок перелому, які накопичуються при дії досить великого числа циклів навантаження. В цьому випадку у критерії (8) приведені переміщення, що виникли на N -му циклі необхідно замінити на граничні (при дії максимального числа циклів) приведені переміщення:

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\left(\lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(rp)}^i \right) + \left(\bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(rp)}^i \right) \cdot e_k \right) \right]^2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda], \quad (9)$$

Для застосування критерію (2) введені такі позначення (рис. 4): Γ - кут повороту лінії, що з'єднує дві протилежні точки перелому M і L ; M_1, L_1 - положення двох протилежних точок перелому до прикладання навантаження; M_2, L_2 - положення двох протилежних точок перелому після прикладання навантаження; L' - положення точки L після прикладання навантаження без урахування повороту перелому (паралельне переміщення відрізка M_1L_1); $S_{ML} = M_1L_1 = M_2L_2 = M_2L'$ - відстань між точками M і L в різних положеннях; $\Lambda^{M_x}, \Lambda^{M_y}, \Lambda^{M_z}$ - проекції переміщення точки M на координатні осі; $\Lambda^{L_x}, \Lambda^{L_y}, \Lambda^{L_z}$ - проекції переміщення точки L на координатні осі;

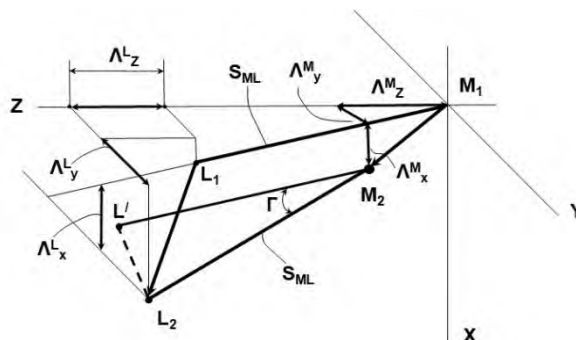


Рис. 4 - Схема переміщень точок і кутів повороту перелому

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

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left(\lambda_{jk}^L - \lambda_{jk}^M + \bar{\lambda}_{jk}^L \cdot e_k - \bar{\lambda}_{jk}^M \cdot e_k \right) \right]^2} \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \quad (10)$$

Під дією циклічних навантажень кути взаємного повороту частин перелому можуть суттєво зрости. Ці зміни порівняно з кутами, що виникають під дією одноразових навантажень, можуть бути враховані шляхом додавання до миттєво-пружних переміщень ($\Lambda_{jk(0)}^L$ та $\Lambda_{jk(0)}^M$) зміщень в'язко-пружного походження (переміщення $\Lambda_{jk(N)}^L$ та $\Lambda_{jk(N)}^M$, що виникли за N циклів навантаження) точок L та M відповідно. Як і у випадку з лінійними переміщеннями, це можна виразити через приведені переміщення, що виникають за рахунок дії сил (λ_{jk}^L , λ_{jk}^M) та моментів ($\bar{\lambda}_{jk}^L$, $\bar{\lambda}_{jk}^M$):

$$\Gamma_{\max}(zp) = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left(\lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(zp)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(zp)}^M \right) + \left(\bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(zp)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(zp)}^M \right) \cdot e_k \right]^2} \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma] \quad (11)$$

Висновки. Запропоновані критерії (8) - (11) дають можливість визначати допустимі рівні зовнішніх навантажень, що діють на кінцівки підчас зрощування переломів, та не заважають фізіологічним процесам утворення кісткового регенерату при зрощуванні переломів. Для застосування цих критеріїв достатньо провести досить прості випробування з модельованим переломом, фіксованими засобом остеосинтезу, з прикладанням окремо осьового, згинального та ротаційного навантажень.

Список літератури

1. Muller M., Algoter M., Schneider R., Willenegger H., *Manual of internal Fixation*. Springer Verlag. Berlin – New-York – Heidelberg. 1990 - 750 p.
2. Білінський П. І. *Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі*. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2002, №2, С. 47-49.
3. Тяжелов А.А., Михайлив С.Р., Суббота И.А. [и др.] *Биомеханические исследования свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза* // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. – № 2. – С. 61-66.
4. Білінський П.І. *Експериментальне дослідження величини мікрорухливості уламків препарату кістки залежно від способу фіксації та величини навантажування* / П.І. Білінський, М.О. Корж // Військ. медицина України. — 2003. — 3, N 1-2. — С. 35-43.
5. *Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу*. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакуш А.М. – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.