

*І.М. Рубленик, В.Л. Васюк, О.Г. Шайко-Шайковський, В.І. Рубленик,
А.В. Юрценюк, М.А. Понич, Я.М. Васильчишин*

МІЦНОСНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ФІКСАТОРА ДЛЯ БІОЛОГІЧНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ ВЕРТЛЮГОВОЇ ДІЛЯНКИ СТЕГНА

Кафедра травматології, ортопедії та нейрохірургії (зав. – проф. І.М. Рубленик)
Буковинської державної медичної академії

Ключові слова: переломи стегна, блокуючий остеосинтез, біологічний остеосинтез, біомеханіка остеосинтезу.

Резюме. Запропоновано блокуючий металополімерний фіксатор шостої моделі (БМПФ-6) для біологічного остеосинтезу переломів вертлюгової ділянки стегна і методика операції. Застосовуючи БМПФ-6 в шийку стегна необхідно вводити не менше двох гвинтів діаметром 6 мм. Це забезпечує стабільну фіксацію перелому з 2,5 кратним запасом міцності при статичних і 1,5 кратним при динамічних навантаженнях.

Вступ. Біологічний остеосинтез ще не набув поширення в оперативному лікуванні переломів вертлюгової ділянки стегна в лікувальних закладах України в зв'язку з відсутністю біомеханічно обгрунтованих фіксаторів [1]. Існуючі пластини АО під кутом 95° і 130°, динамічні стегнові системи Річарда передбачають відкриту репозицію і фіксацію уламків, що не відповідає принципам біологічного остеосинтезу [2,3,4,5,6]. Нами розроблений фіксатор для біологічного остеосинтезу міжвертлюгових переломів, що одержав назву блокуючий металополімерний фіксатор шостої моделі – БМПФ-6.

З метою забезпечення стабільності остеосинтезу при використанні БМПФ-6 проведено біомеханічне обгрунтування міцносних параметрів цього типу фіксаторів, розрахунок необхідної кількості і діаметрів гвинтів.

Матеріали і методи. Для забезпечення стабільної фіксації переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки використовується фіксатор БМПФ-6 (рис. 1). Останній складається з круглого порожнистого металевго корпуса змінного діаметра (1), в якому зроблені наскрізні, заповнені поліамідом-12, вікна 2 і 3. На проксимальному кінці фіксатора знаходяться лиски 4, отвір 5, шліц 6, внутрішня різьба 7.

Остеосинтез за допомогою БМПФ-6 здійснюють закритим способом без оголення місця перелому під контролем електронно-оптичного перетворювача (ЕОП). Для цього вкладають хворого на тракційний стіл з упором у проміжину і фіксацією обох стоп. Витяганням по довжині, невеличким відведенням за, як правило, нульової ротації, усувають усі види зміщення. Через розтин шкіри довжиною 4-5 см трепанують великий вертлюг, свердлом і розгорткою діаметром 20 мм калібрують кістковомозкову порожнину. У підготовлену, таким способом, кістку вводять БМПФ-6. Через отвір 8 у головку стегна вводять спицю 9, розташовуючи полімерні ділянки фіксатора в одній площині із шийкою стегна. За допомогою кондуктора 8 (рис. 2) у полімерній ділянці

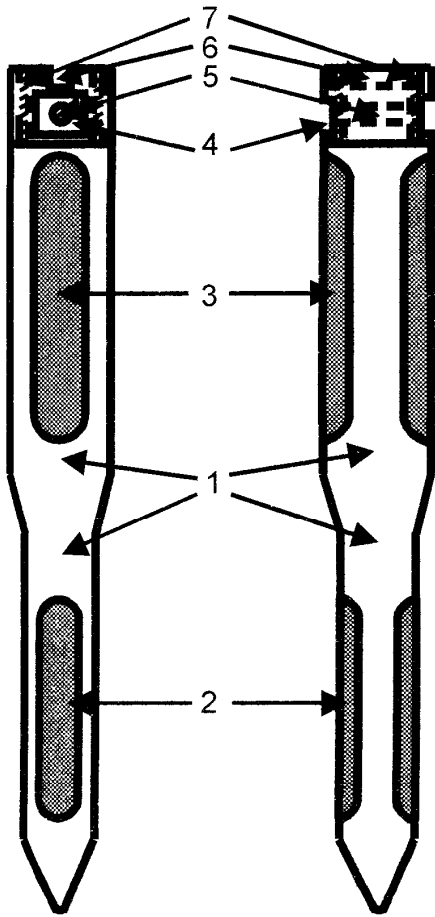


Рис.1. Схема БМФ-6

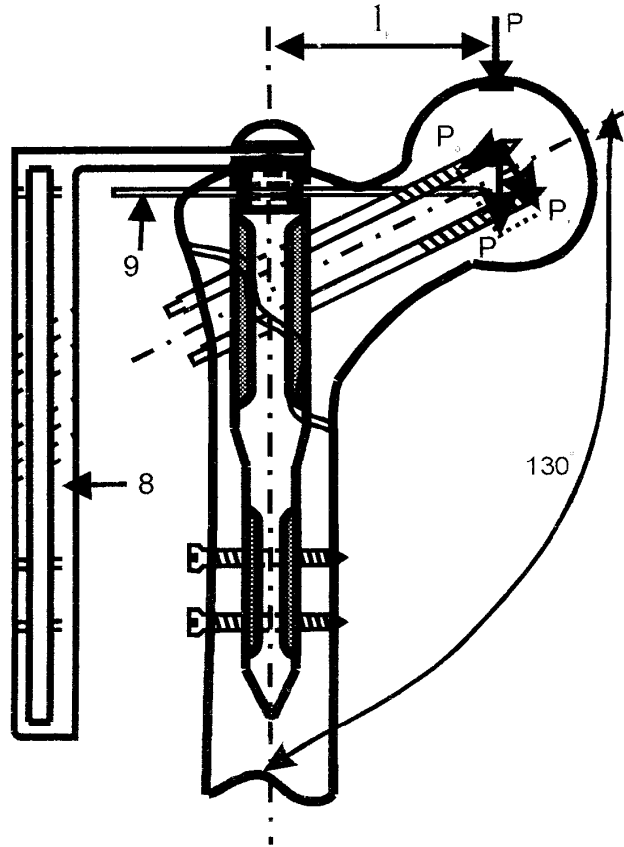


Рис.2. Схема фіксації перелому за допомогою БМФ-6

фіксатора 3, голівці і шийці стегнової кістки просвердлюють два канали під кутом 130° до поздовжньої осі стегна. Ще два канали просвердлюють у поперечному напрямку через стегнову кістку і полімерну ділянку 2. За допомогою мітчика в отриманих каналах нарізають різьбу і вводять гвинти. Спицю 7 видаляють, кондуктор 6 знімають, рану зашивають.

Проведені дослідження дають можливість науково обгрунтовано використовувати в клінічній практиці нові прогресивні методи остеосинтезу, застосовувати необхідну для стабільної фіксації кількість блокуючих гвинтів необхідних діаметрів.

Результати та їх обговорення. Сила P діє паралельно до поздовжньої осі фіксатора. Це означає, що ми маємо випадок складного опору – позацентрної дії сили на стержень фіксатора. Для випадку позацентрального стискання:

$$\sigma = -\frac{P}{F} \pm \frac{M_B}{W_{H.O.}}, \quad (1)$$

де: P – (маса тіла пацієнта); F – площа перерізу фіксатора; M_B – момент вигину, що діє на стержень фіксатора; $W_{H.O.}$ – момент опору перерізу стержня фіксатора.

Площа перерізу фіксатора:

$$F = F_M - F_{II} = \frac{\pi D^2}{4} - bh = \frac{3,14 \cdot 2^2}{4} - 0,6 \cdot 1,95 = 3,14 - 1,17 = 1,97(\text{см}^2) \quad (2)$$

Враховуючи, що кут між поздовжньою віссю стегнової кістки та віссю шийки стегна складає $\alpha = 130^\circ$, з допомогою тригонометричних функцій визначимо, з огляду на середній діаметр кістки, що відстань між віссю фіксатора та лінією дії сили P складає 4,5-5,0 см. Тоді

$$M_B = (70 \div 90) \text{ кг} \cdot (4,5 \div 5,0) \text{ см} = (315 \div 450) \text{ кг} \cdot \text{см} \quad (3)$$

Момент опору перерізу фіксатора можна визначити як $W_{H.O.} = \frac{I_y}{Z_{\max}}$;

$$I_y = \frac{\pi D^4}{64} - \frac{bh^3}{12} = \frac{3,14 \cdot 2^4}{64} - \frac{1,95^3 \cdot 0,6}{12} = 0,785 - 0,371 = 0,414 \text{ см}^4; \quad (4)$$

$$Z_{\max} = \frac{D}{2} = 1 \text{ см}; \quad W_{H.O.} = \frac{I_y}{Z_{\max}} = 0,414 \text{ см}^3. \quad (5)$$

Визначаючи статичні напруги, що виникають в матеріалі стержня, отримаємо:

$$\sigma = -\frac{90}{1,97} - \frac{400}{0,414} = -40,61 - 966,18 = 1006,8 \text{ кг/см}^2.$$

Як відомо, для сталі марки 12X18H9T

$$\sigma_B = (5400 \div 8800) \text{ кг/см}^2; \quad \sigma_{-I} = (1960 \div 2350) \text{ кг/см}^2,$$

для сталі марки 12X18W10T

$$\sigma_B = (5900 \div 8300) \text{ кг/см}^2; \quad \sigma_{-I} = (2790) \text{ кг/см}^2.$$

Ввівши коефіцієнт запасу міцності $k = 2,5$ визначимо, що допустимі напруги: $[\sigma] = (2160 \div 3520) \text{ кг/см}^2$ для сталі 12X18H9T та

$[\sigma] = (2360 \div 3320) \text{ кг/см}^2$ для сталі 12X18H10T. Розрахункові напруги $\sigma < [\sigma]$, це означатиме, що міцність стержня фіксатора забезпечена.

Перевіримо міцність блокуючих гвинтів, що використовуються при проведенні остеосинтезу за допомогою фіксатора БМПФ-6. На гвинт діє зусилля:

$$P_T = P \cdot \cos 40^\circ = 70 \cdot 0,766 = 53,6 \text{ кг}. \quad (6)$$

Приймаючи, що плече згинаючої сили

$$l_{P_T} = 11,0 - 2,5 \cdot \cos 40^\circ - 2,5 = 11 - 2,5 \cdot 0,766 - 2,5 = 11 - 4,415 = 6,56 \text{ см},$$

наближено будемо вважати, що $l_{P_T} = 6,0 \text{ см}$.

Напруги вигину, що виникають в матеріалі блокуючих гвинтів, повинні бути менше допустимих, відповідно до умови міцності:

$$\sigma = \frac{M_B}{nW_x} \leq [\sigma]; \quad (7)$$

де $M_B = P_T \cdot l_{P_T}$; $W_x = \frac{\pi d^3}{32}$ (d – діаметр блокуючого гвинта); n – кількість гвинтів, необхідних для забезпечення міцності. Підставляючи в формулу, отримуємо:

$$\sigma = \frac{P_T \cdot l_{P_T} \cdot 32}{n \pi d^3} \leq [\sigma], \quad (8)$$

звідки отримуємо вираз для визначення необхідної кількості блокуючих гвинтів:

$$n \geq \frac{P_T \cdot l_{P_T} \cdot 32}{\pi d^3 [\sigma]}; \quad \text{де } [\sigma] = \frac{\sigma_B}{k}; \quad (9)$$

σ_B – межа міцності для матеріалу гвинтів у випадку, якщо для їх виготовлення використовувався дріт діаметром 1-6 мм; згідно ГОСТ 18143-72 $\sigma_B = 1080$ МПа. Визначаємо необхідну кількість гвинтів для різних значень їх діаметрів d :

$$\text{а) } d = 4 \text{ мм} \quad n = \frac{53,6 \cdot 6,0 \cdot 32}{3,14 \cdot 0,4^3 \cdot 7200} = 7,1;$$

$$\text{б) } d = 5 \text{ мм} \quad n = \frac{53,6 \cdot 6,0 \cdot 32}{3,14 \cdot 0,5^3 \cdot 7200} = 3,6;$$

$$\text{в) } d = 6 \text{ мм} \quad n = \frac{53,6 \cdot 6,0 \cdot 32}{3,14 \cdot 0,6^3 \cdot 7200} = 2,1.$$

Перевіримо величину напруг зминання $\sigma_{зм}$ у місці контакту гвинтів із полімерними вставками фіксаторів.

А. Перевіримо міцність у з'єднанні блокуючі гвинти – полімерна вставка в дистальному кінці фіксатора:

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{F_{зм}} \leq [\sigma]_{зм}; \quad \text{де } F_{зм} = d \cdot h \cdot n; \quad (10)$$

де d – діаметр гвинтів, що використовуються для фіксації в дистальній частині конструкції; $h = 11,5$ мм – товщина шару полімерної вставки; n – число гвинтів, необхідне для забезпечення міцності. Підставляючи, отримуємо:

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{dhn} \leq [\sigma]_{змП}, \quad [\sigma]_{змП} = 470 \div 570 \frac{\text{кг}}{\text{см}^2} \quad (11)$$

звідки маємо вираз для визначення необхідної кількості гвинтів:

$$n \geq \frac{P}{dh \cdot [\sigma]_{змП}}; \quad (12)$$

а) при $d = 4$ мм $n = 0,43$; б) при $d = 5$ мм $n = 0,34$; в) при діаметрі гвинтів $d = 3,5$ мм:

$n = 0,49$. При діаметрі гвинтів $d = 6$ мм міцність буде забезпечена зі ще більшим запасом ($n = 0,28$).

Таким чином, для забезпечення стабільності за статичних навантажень в дистальному кінці фіксатора достатньо одного гвинта.

Б. Перевіримо міцність кортикального шару:

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{F_{зм}} \leq [\sigma_{зм}]_к; \text{ де } F_{зм} = 2 \cdot \Delta \cdot d \cdot n; \quad [\sigma_{зм}]_к = 1200 \div 1500 \text{ кгс/см}^2; \quad (13)$$

Δ – товщина кортикального шару. Таким чином визначаємо, що

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{2 \cdot \Delta \cdot d \cdot n} \leq [\sigma_{зм}]_к; \quad n \geq \frac{P}{2 \cdot \Delta \cdot d \cdot [\sigma_{зм}]_к}; \quad (14)$$

а) при $d = 4$ мм $n = 0,17$; б) при $d = 5$ мм $n = 0,133$; в) при $d = 3,5$ мм $n = 0,19$. Тобто, для забезпечення стабільності в умовах статичних навантажень достатньо одного гвинта. Слід враховувати, що реальні навантаження є динамічними. Це впливає на умови навантаження та понижує міцність з'єднань, що розглядаються.

В. Як відомо, напруги, що виникають за динамічних навантажень (наприклад, при ходьбі), пов'язані зі статичними напругами залежністю:

$$\sigma_0 = k_0 \cdot \sigma_{см}, \quad (15)$$

де k_0 – коефіцієнт динамічності, $\sigma_{см}$ – статичні напруги. Величина k_0 може бути отримана зі співвідношення:

$$k_0 = 1 + \sqrt{1 + \frac{2H}{\delta_{см}}}, \quad (16)$$

де H – висота вертикальних коливань тіла пацієнта при ходьбі, $\delta_{см}$ – величина абсолютної статичної деформації навантаженої частини фіксатора.

$$\delta_{см} = \frac{Pl}{EF}; \quad (17)$$

де l – довжина частини фіксатора, що деформується, E – модуль пружності I роду матеріалу фіксатора, F – площа поперечного перерізу фіксатора.

Оскільки деформуються одночасно полімерна і металева частина фіксатора, визначаємо, що

$$\delta_c = \delta_{сн} + \delta_{сМ} = \frac{Pl_{II}}{E_{II}F_{II}} + \frac{Pl_M}{E_M F_M}. \quad (18)$$

Специфіка пересування пацієнтів, особливо в початковий період, дозволяє вважати, що ми маємо випадок так званого безударного прикладання навантаження ($H = 0$), при якому $k_0 = 2$. Це означає, що $\sigma_0 = 2\sigma_{см}$, тобто величина динамічних напруг у два рази перевищує значення

статичних напруг, тобто $\sigma_o = 2014 \frac{\text{кг}}{\text{см}^2}$. Таке ж значення отримується, якщо для визначення k_o використовувати наведені вище залежності:

$$\sigma_o = k_o \cdot \sigma_{cm} \left(1 + \sqrt{1 + \frac{2H}{\delta_{cm}}} \right) = \frac{P}{F} + \sqrt{\frac{2P \cdot HE}{lF}} \quad (19)$$

Слід зазначити, що реально існуючі в матеріалі стержня фіксатора напруги істотно менші, ніж отримані розрахунковим шляхом значення σ_o , оскільки маса тіла пацієнта передається на стержень фіксатора через полімерну вставку, яка є своєрідним демпфером, що істотно знижує коефіцієнт динамічних навантажень, і відповідно, і величину реальних напруг.

Розглянемо сумісний вплив на матеріал верхньої частини фіксатора одночасно осьових та вигинаючих навантажень. Умова міцності в загальному вигляді буде:

$$\sigma_{oij} \leq [\sigma_{zm}]; \quad (20)$$

$$\text{тут } \sigma_{oij} = k_o \left(-\frac{P}{F_{zm}} \pm \frac{M_B}{W_x} \right) \quad (21)$$

Якщо в з'єднанні використовується n гвинтів, то вважаючи, що на кожен з них буде діяти однакова частина навантаження, отримаємо:

$$n \geq \frac{k_o \left(-\frac{P}{F_{zm}} \pm \frac{M_B}{W_x} \right)}{[\sigma_{zm}]} \quad (22)$$

Розрахунки показують: число гвинтів з діаметром $d = 6$ мм за динамічних навантажень може бути залишено попереднім ($n = 2$), що призводить до деякого зниження коефіцієнта запасу міцності k ($k = 1,5$).

Висновки.

1. Розроблено блокуючий металополімерний фіксатор шостої моделі, призначений для біологічного остеосинтезу переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки, а також методику операції.

2. Запропоновано методику розрахунку міцносних характеристик системи «стегнова кістка – БМПФ-6», що дозволяє визначити необхідний діаметр і кількість гвинтів.

3. Визначено, що при використанні БМПФ-6 необхідно в шийку стегна вводити не менше 2-х гвинтів діаметром 6 мм. Це забезпечує стабільну фіксацію перелому з 2,5 кратним запасом міцності за статичних і 1,5 кратним за динамічних навантажень.

Література. 1. Рубленік І.М., Васюк В.Л., Шайко-Шайковський А.Г. Біомеханічне обґрунтування блокуючого інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу стегнової і великогомілкової кісток при діафізарних переломах. // Буковинський медичний вісник. – 1998. – Т.2, №1. – С.7-19. 2. Bridle S.H., Patel A.D., Bircher M. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur: a randomized prospective comparison of the Gamma nail and dynamik hip screw. // J. Bone Joint Surg. – 1991. – V.73B. – P.330-334. 3. Kempf L., Grosse A.

Taglang G. The Gamma Nail. In Marti R.K., Dunki Jacobs P.B.: Proximal femoral fractures. Operative techniques and complications. London, Medical Press, 1993. – 123 p. 4. *Rosenblum S.F., Zukerman J.D., Kummer F.J.* A biomechanical evaluation of the Gamma nail. // J. Bone Joint Surg. – 1992. – V.74. – P.352-357. 5. *Seibert F.J., Schippinger G., Szyszkowitz R.* Invited Commentary to «Gamma Nail vs. Dynamic Hip Screw in 120 Elderly Patients – A Randomized Trial». // Acta Chir. Austriaca. – 1997. – N.5. – P.294-295. 6. *Riet Y.E., Werken C., Marti R.K.* Subfascial plate fixation of comminuted diaphyseal femoral fractures: a report of three cases utilizing biological osteosynthesis. // J. Orthop. Trauma, 1997. – V.11. – P.57-60.

DURABILITY CHARACTERISTICS OF THE FIXATOR FOR BIOLOGICAL OSTEOSYNTHESIS OF TROCHANTERIC FRACTURES.

*I.M. Rublenyk, V.L. Vasiuk, O.G. Shaiko-Shaikovskyi, V. I. Rublenyk,
A.V. Yurtseniuk, M.O. Ponych, Y.M. Vasylchyshyn*

Abstract. An interlocking metallic-polimeric fixator of the sixth model (IMPF-6) for biological osteosynthesis of trochanteric fractures and an operation technique are offered. It is proved that at least 2 screws with a diameter of 6 mm must be inserted into the hip neck when using IMPF-6. It provides stable fixation of the fractures with 2,5 multiple safety factor at static and 1,5 multiple one with dynamic loadings.

Key words: hip fractures, interlocking nailing, biological osteosynthesis, biomechanics of osteosynthesis.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)