

УДК 616.718.4 – 001 – 089.84

*В.Л. Васюк, І.М. Рубленик, О.Г. Шайко-Шайковський,
С. В.Білик, А.В. Юрценюк*

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ СУБФАСЦІАЛЬНОГО ФІКСАТОРА ДЛЯ БІОЛОГІЧНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ ВЕРТЛЮГОВОЇ ДІЛЯНКИ СТЕГНА

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

Резюме. Запропоновано фіксатор для субфасціального остеосинтезу черезвертлюгових переломів стегнової кістки та методику операції. Визначено, що для досягнення стабільної фіксації з двократним запасом міцності необхідно в шийку і головку стегнової кістки вводити не менше 2-х гвинтів діаметром 6 мм (сталь 12Х18Н9Т), а геометричні розміри пластини (20 x 10 мм з напівкруглим вирізом радіусом 5 мм) забезпечують подвійний запас міцності при статичних навантаженнях.

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

Вступ. Відкритий остеосинтез вертлюгових переломів потребує великих доступів, супроводжується масивним пошкодженням м'яких тканин і ліквідує позитивні сторони міжвідламкової гематоми, призводить до деваскуляризації кісткових фрагментів, викликає ризик інфекції. Більше того, раннє навантаження кінцівки небажане при такому способі лікування [2,3].

Альтернативою є заглибна фіксація відламків закритим способом через невеликі проколи шкіри, віддалені від місця перелома, так званий біологічний остеосинтез. Цей метод набуває все більшої популярності, зокрема з використанням субфасціальних конструкцій [4].

З метою забезпечення двократного запасу міцності системи “кістка-фіксатор” при остеосинтезі черезвертлюгових переломів проведено розрахунки цього типу фіксаторів, визначення мінімальних геометричних розмірів пластини, а також діаметру й кількості гвинтів [1,5].

Матеріал та методи. Для забезпечення стабільного остеосинтезу черезвертлюгових переломів закритим способом без оголення місця перелому запропоновано фіксатор для остеосинтезу черезвертлюгових переломів (рис.1). Останній складається з вигнутої під кутом 10° пластини (1), яка в проксимальному кінці має різьбові отвори під кутом 120° (2), а в дистальній частині – різьбові отвори під кутом 90° (3) до її поздовжньої осі, а також різьбових гвинтів змінного діаметра (4), які на одному кінці мають шестигранник (5), обмежувач кільце (6), різьбову ділянку більшого діаметра (7) і різьбову ділянку меншого діаметра (8), причому крок різьби обох ділянок

однаковий. На торці пластини міститься різьбовий отвір (9) для закріплення рукоятки (10).

Субфасціальний фіксатор застосовують так: під загальним знеболенням репонують відламки на ортопедичному столі під контролем електронно-оптичного перетворювача. Через розтин шкіри, до 3 см (11), субфасціально просувають пластину (1) за допомогою рукоятки (10) вздовж стегнової кістки, поки верхній кінець пластини не розташується на 1 см дистальніше великого вертлюга. Після цього, через прокол шкіри, в проксимальний отвір пластини вводять направляючу спицю, слідкуючи, щоб вона в боковій проекції була за центром, а в прямій проекції на 1 см дистальніше верхнього краю шийки стегна. Наступний прокол шкіри здійснюють у проекції дистального отвору пластини (1), через який проводять свердло по центру стегнової кістки. Свердло видаляють, в отриманому каналі мітчиком нарізають різьбу, вводять фіксуючий гвинт. Третій прокол шкіри здійснюють навпроти другого отвору зверху, в який вводять послідовно свердло, мітчик, гвинт. На завершення через окремі проколи шкіри (11) проводять 2-3 фіксуючих гвинти. Рукоятка (10) відгвинчується від пластини (1). Накладають шви на шкіру, асептичні пов'язки. Досягається жорстка фіксація при малій травматичності оперативного втручання.

Результати дослідження та їх обговорення. Для забезпечення міцності всіх елементів фіксатора (рис. 1) необхідно встановити: оптимальні розміри і форму перерізу несучої пластини; переріз та кількість гвинтів, що необхідні для фіксації до шийки стегнової кістки; переріз, кількість та оптимальне розміщення гвинтів, що забезпечують фіксацію до неушкодженої ділянки стегнової кістки.

Для цього розглянемо послідовно оцінку міцності та вибір кількості й розміри елементів верхньої частини фіксатора, що забезпечує фіксацію пластини до шийки стегна та розрахунок і визначення параметрів нижньої частини фіксатора, що забезпечує прикріплення до неушкодженої частини стегнової кістки.

Визначимо параметри елементів верхньої частини фіксатора. Оскільки фіксуючі гвинти розміщені під кутом до вертикальної осі (рис. 2), визначимо складові частини сили P – ваги пацієнта: P_{ze} – вигинаючу складову та P_{cm} – стискаючу складову.

Визначення вигинаючої та стискаючої складової сили P , що діють на фіксатор: незважаючи на вплив стискаючої складової P_{cm} розглянемо вплив вигинаючої сили P_{ze} , оскільки напруги від стискаючої сили P_{cm} настільки малі в порівнянні з напругами вигину, що ними можна знехтувати:

$$P_{ze} = P \cos 40^\circ$$

Вважаючи, що максимальна вага пацієнта складає $P \approx 80$ кг, $P_{ze} = 61,28$ кг.

Розглянемо можливість використання в конструкції двох однакових гвинтів М6, вважаючи, що навантаження розподілене між ними однаково. Визначимо загальний сумарний момент інерції двох гвинтів відносно головної центральної осі інерцій x_0 всього перерізу (рис. 3).

Розташування центру ваги перерізу визначиться за формулою:

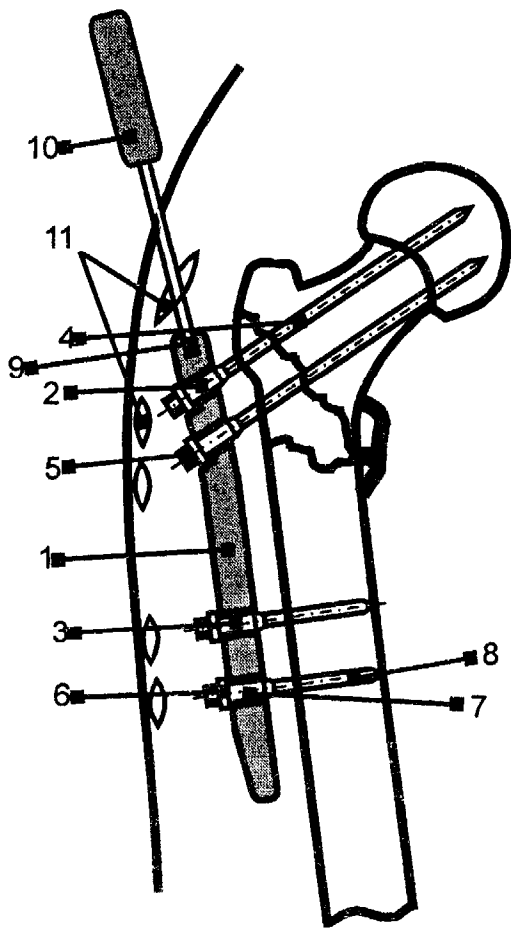


Рис. 1. Схема остеосинтезу вертлюгових переломів за допомогою субфасціального фіксатора.

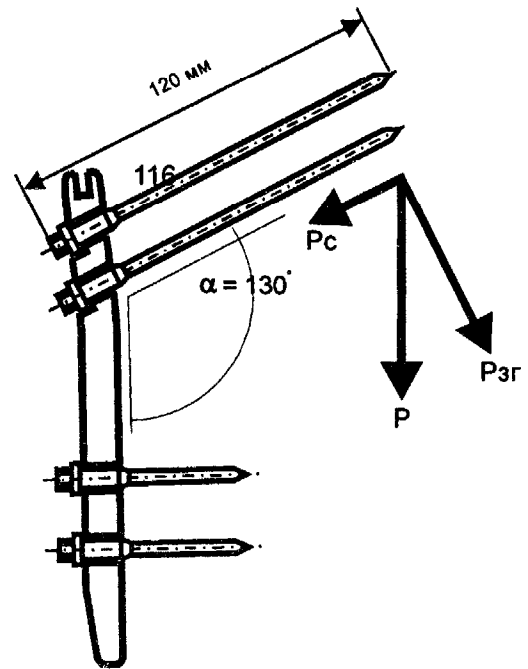


Рис. 2. Визначення вигинаючої та стискаючої складових сили P , що діють на фіксатор.

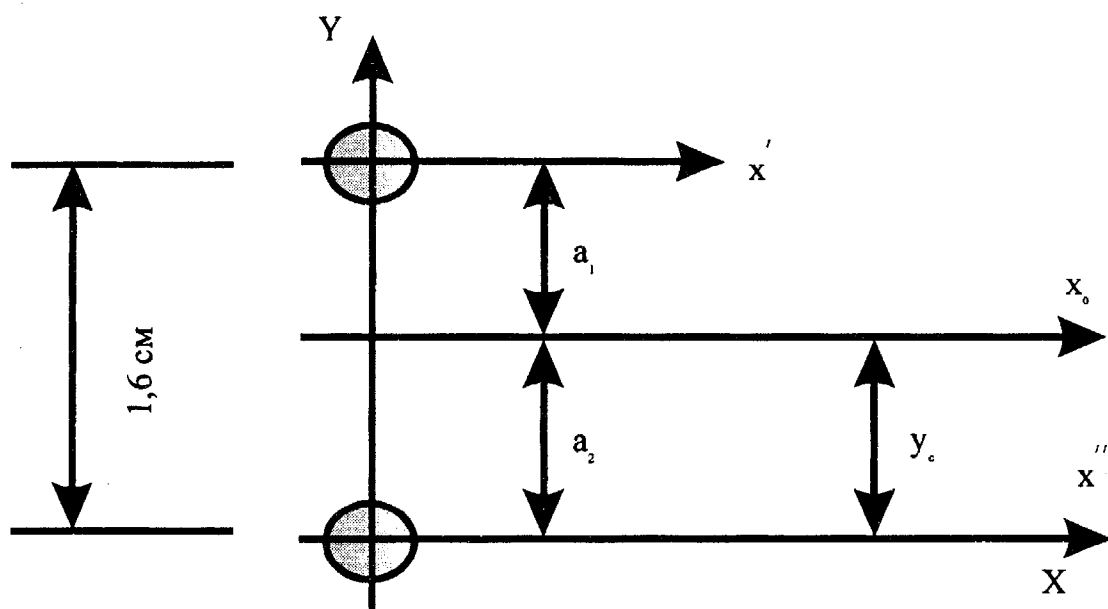


Рис. 3. Визначення положення головних центральних осей інерції.

$$Y_c = \frac{\sum_{i=1}^2 S_{i_x}}{\sum_{i=1}^2 F_i} = \frac{F_1 y_1 + F_2 y_2}{F_1 + F_2},$$

де: F_i – площа перерізу, y_i – відстань до центру ваги i -го перерізу.

Неважко показати, що оскільки $F_1 = F_2$ та $y_1 = y_2$, центр ваги всього перерізу розміщений посередині між гвинтами, тобто $a_1 = a_2 = 0,8$ см. Тоді величина сумарного моменту інерції буде:

$$I_{x_{0\Sigma}} = (I_{x_1} + a_1^2 F_1) + (I_{x_2} + a_2^2 F_2) = 2(I_{x_i} + a_i^2 F_i) = 2\left(\frac{\pi \cdot d_i^4}{64} + a_i^2 \frac{\pi \cdot d_i^2}{4}\right).$$

Підставляючи числові значення, отримуємо:

$$I_{x_{0\Sigma}} = 2\left(\frac{3,14 \cdot 0,6^4}{64} + 0,8^2 \frac{3,14 \cdot 0,6^2}{4}\right) = 2(0,00636 + 0,1809) = 0,3744 \text{ (см}^4\text{)}.$$

Тоді загальний осьовий момент опору всього перерізу буде:

$$W_{x_{0\Sigma}} = \frac{I_{x_{0\Sigma}}}{y_{\max}} = \frac{0,3744}{1,1} = 0,3404 \text{ см}^3,$$

де $y_{\max} = 0,8 + 0,3 = 1,1$ см – відстань до найбільш віддаленої точки перерізу.

Для визначення $M_{z_{\max}}$ – максимального згинаючого моменту, що діє на верхню частину фіксатора, розглянемо розрахункову схему (рис.4). Схема, що представлена на рис. 4а, є статично невизначеною (ступінь статичної невизначеності $n = 1$). Для розв'язання таких завдань треба розглянути рівняння сумісності деформацій. Використаємо теорему про 3 моменти:

$$M_0 l_1 + 2 M_1 (l_1 + l_2) + M_2 l_2 = -6 \left(\frac{\omega_1 a_1}{l_1} + \frac{\omega_2 b_2}{l_2} \right),$$

де M_0, M_1, M_2 – надопорні вигинаючі моменти; l_1, l_2 – відстані між кріпленнями; w_1, w_2 – площі вигинаючих моментів у кожному проміжку, що розглядається як окрема двоопорна балка, завантажена зовнішнім навантаженням; a_1, b_2 – відстані від центрів ваги w_1 до лівої і правої опори відповідно. Враховуючи, що $M_0 = 0$; $M_2 = -P_{z_k} \cdot l_k = 80 \cdot 0,766 \cdot 10 = -612,8$ кГ·см; $l_1 \rightarrow 0$; $l_2 = 1,5$ см; $w_1 = 0$; $w_2 = 0$; $a_1 = 0$; $b_2 = 0$, отримаємо: $2M_1 \cdot 1,5 - 612,8 \cdot 1,5 = 0$; $3M_1 = 919,2$; $M_1 = 306,4$ кГ·см.

Підставляючи (M_{\max}) (рис.4г) в умову міцності при вигині по нормальних напругах:

$$\sigma_{\max} = \frac{|M_{\max}|}{W_{x_{0\Sigma}}} = \frac{612,8}{0,3404} = 1800,23 \text{ кГ / см}^2$$

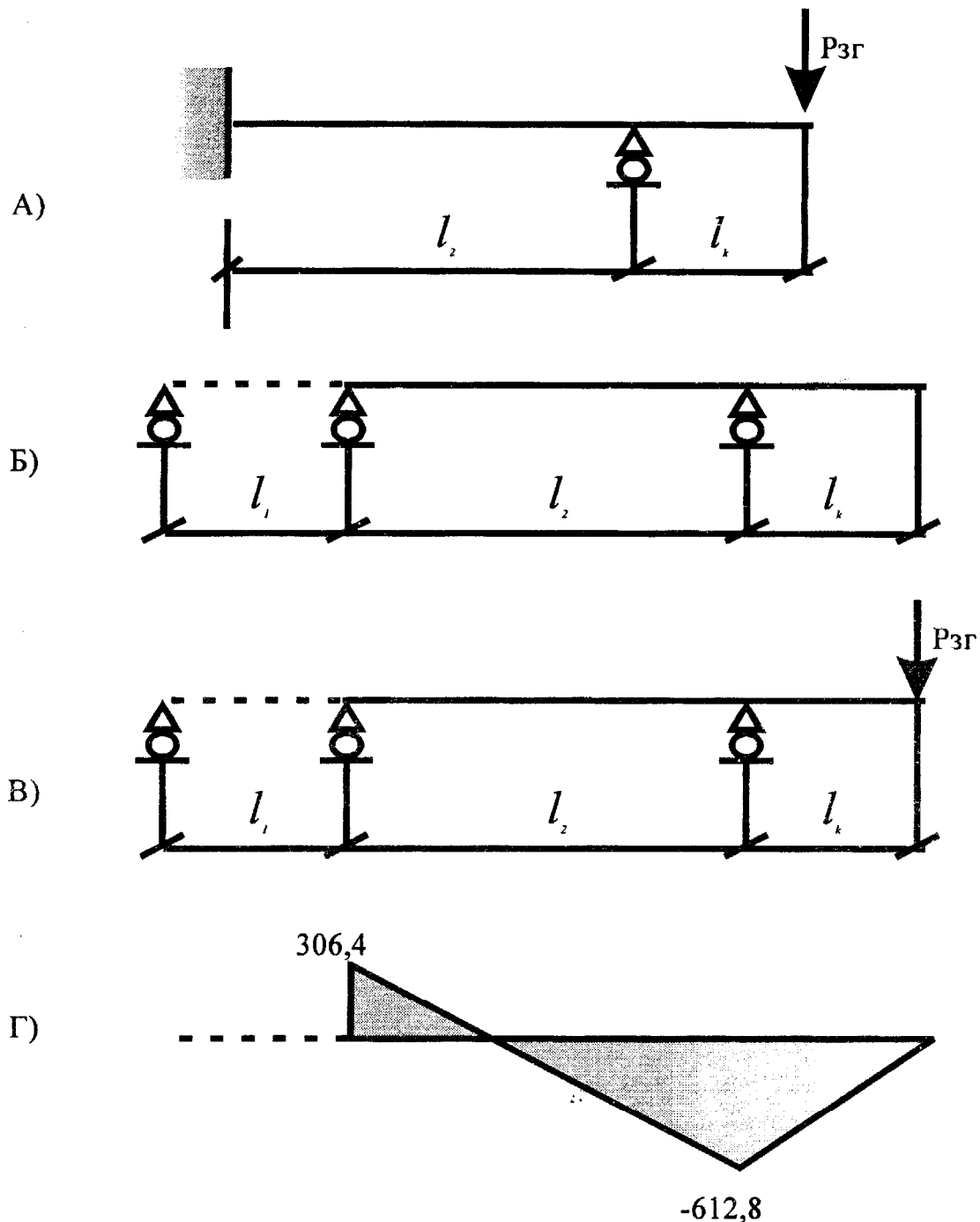


Рис. 4. Схема фіксації несучих гвинтів у шийці стегна
 а) розрахункова схема; б) основна система;
 в) еквівалентна система; г) епюра згинаючих моментів.

Для сталі 12Х18Н9Т, з якої виготовлені елементи конструкції, знаходимо, що $\sigma_B = (540 \div 880)$ МПа, $\sigma_T = 310$ МПа, або $\sigma_T = 3100$ кг / см². Таким чином, маємо, що коефіцієнт запасу міцності:

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma_{max}} = \frac{3100}{1800,23} = 1,72 \approx 2.$$

Використання 2-х гвинтів М6 достатньою мірою забезпечує (коефіцієнт запасу міцності $k = 1,72$) міцність з'єднання фіксатора з шийкою стегна.

Необхідно також забезпечити міцність та жорсткість самої пластини фіксатора. Для цього підбираємо переріз пластини:

Визначаємо положення центр перерізу (рис. 5):

$$Y_c = \frac{\sum_i S_{ix}}{\sum_i F_i} = \frac{F_{np} y_{np} - F_{кр} y_{кр}}{F_{np} - F_{кр}} = \frac{2 \cdot 0,8 \cdot 0,4 - \frac{314 \cdot 1,4^2}{8} \cdot 0,212 \cdot 1,4}{2 \cdot 0,8} =$$

$$= \frac{0,64 - 0,2283}{1,6 - 0,76} = \frac{0,4117}{0,8307} = 0,4956 \text{ см.}$$

Виразуємо значення моменту інерції всього перерізу відносно головної центральної осі інерції (рис. 5а):

$$I_{x_0} = \sum_{i=1}^2 I_{i_{x_0}} = I_{x_0}^{np} - I_{x_0}^{кр} = \left(\frac{BH^3}{12} + a_{np}^2 F_{np} \right) - \left(0,00686D^4 + a_{кр}^2 \frac{\pi D^2}{8} \right) =$$

$$= \left(\frac{2 \cdot 0,8^3}{12} + 0,0956^2 \cdot 2 \cdot 0,8 \right) - \left[0,00686 \cdot 1,4^4 + (0,4956 - 0,212D)^2 \cdot \frac{3,14 \cdot 1,4^2}{8} \right] =$$

$$= (0,08533 + 0,0146) - (0,02635 + 0,03040) = 0,09993 - 0,05675 = 0,04318 (\text{см}^4),$$

де: B, H – ширина та висота прямокутного перерізу фіксатора, D – діаметр вирізаної частини.

Для перевірки міцності перерізу пластини фіксатора скористаємося формулою для визначення напруг у випадку позацентрового стискання – одного з видів складного опору:

$$\sigma = -\frac{P}{F} \pm \frac{M_{32}}{W_{x_0}} \leq [\sigma],$$

де W_{x_0} – момент опору переріза відносно нейтральної осі:

$$W_{x_0} = \frac{I_{x_0}}{y_{max}} = \frac{0,04318}{0,4956} = 0,087127 (\text{см}^3).$$

M_{32} – згинаючий момент; $M_{32} = 306,4 \text{ кГ см}$; $F = F_{np} - F_{кр} = 0,8307 \text{ см}^2$.
Отримуємо, що:

$$\sum M_2 = 0; M_1 + P \cdot l_k - R_1 \cdot l_2 = 0.$$

$$M_1 = 306,4 \text{ кГ} \cdot \text{см}; P = P_{зг} = 80 \cdot 0,766 = 61,28 \text{ кГ}; l_k = 10 \text{ см.}$$

$$R_1 = \frac{M_1 + P \cdot l_k}{l_2} = \frac{306,4 + 61,28 \cdot 10}{1,5} = 612,8 \text{ кГ.}$$

$$R_2 = 612,8 + 61,28 = 674,1 \text{ кГ.}$$

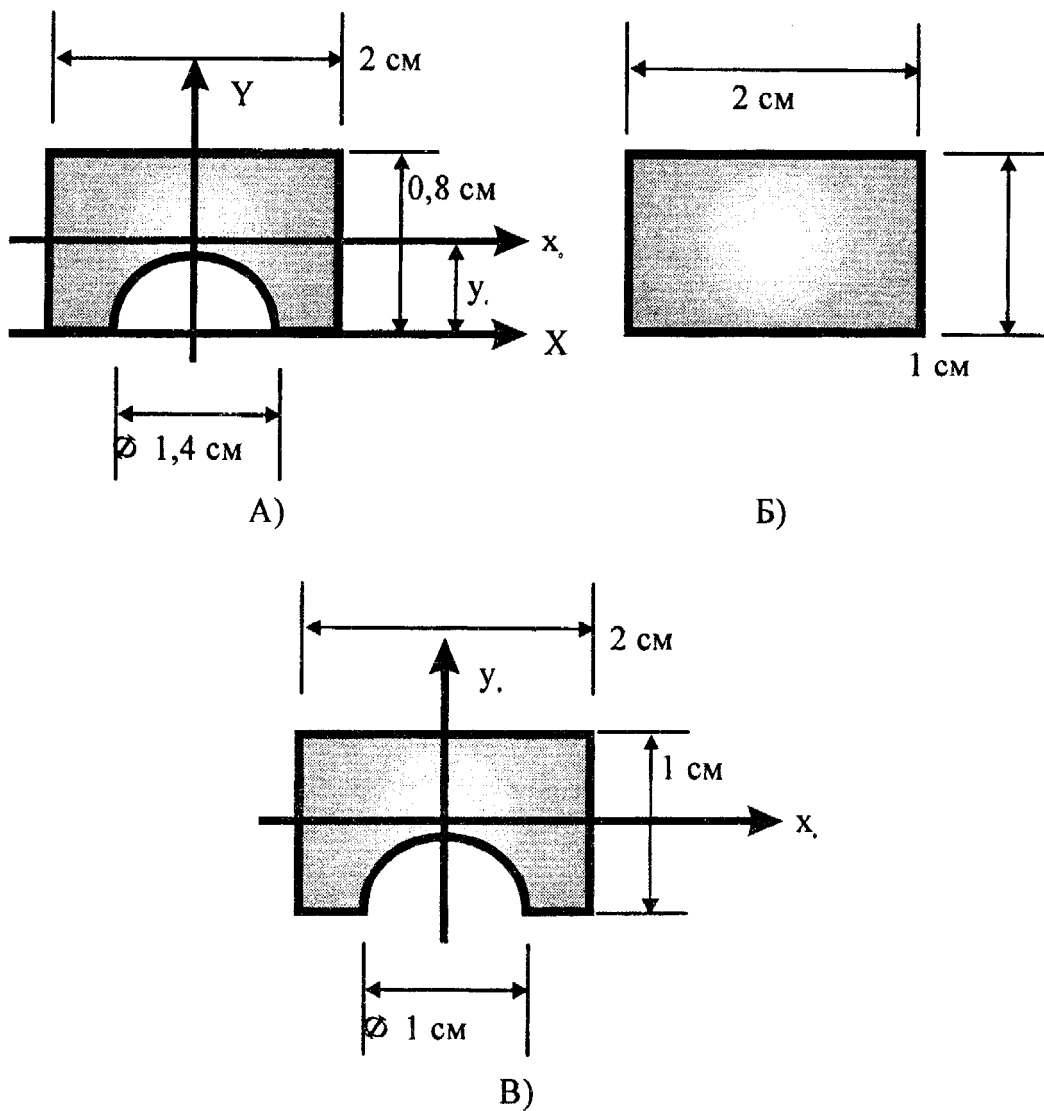


Рис. 5. Форма та розміри перерізу пластини фіксатора

Підставляючи в умову міцності:

$$\sigma = -\frac{61,28}{0,8307} - \frac{306,4}{0,087127} = -73,77 - 35167 = -3590,5 \text{ кг/см}^2,$$

що перевищує σ_T і $[\sigma]$.

Визначимо, що форма й розміри перерізу становлять: $F = 2 \text{ см}^2$;

$$W = \frac{bh^2}{6} = 0,333 \text{ см}^3 \text{ (Рис. 5б)}.$$

Перевіряючи умову міцності, отримуємо:

$$\sigma = -\frac{61,28}{2} - \frac{306,4}{0,333} = -950,76 \text{ кг/см}^2,$$

тобто запас міцності не виправдано великий.

Розміщення центру ваги:

$$Y_c = \frac{\sum_i S_{i_x}}{\sum_i F_i} = \frac{2 \cdot 1 - 0,5 - \frac{3,14 \cdot 1^2}{8} \cdot 0,212 \cdot 1}{2 \cdot 1 - \frac{3,14 \cdot 1^2}{8}} = 0,5703 \text{ (см)}.$$

Значення моменту інерції відносно головних центральних осей інерції:

$$I_{x_0} = I_{x_0}^{np} - I_{x_0}^{kp} = \left[\frac{2 \cdot 1^3}{12} + (0,0703)^2 \cdot 2 \cdot 1 \right] - \left[0,00686 \cdot 1^4 + (0,5703 - 0,212)^2 \cdot \frac{\pi \cdot 1^2}{8} \right] = 0,11933 \text{ см}^4.$$

Підставляємо в умову міцності:

$$\sigma_{\max} = -\frac{61,28}{1,6075} - \frac{306,4 \cdot 0,5703}{0,11933} = -1502,5 \text{ кг/см}^2$$

Отримуємо, що в цьому випадку коефіцієнт запасу міцності

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma_{\max}} = \frac{3100}{1502,5} = 2,06,$$

який означає достатній запас міцності конструкції.

Перевіримо виконання умови стосовно міцності при зминанні в місцях контакту фіксуючих гвинтів, що вводяться в шийку стегнової кістки, із кортикальним шаром неушкодженої кістки.

Зусилля зминання для площадки під кожним гвинтом:

$$R_{зм} = \frac{R_2 \cdot \cos 40}{2} = \frac{702,8 \cdot 0,766}{2} = 269,2 \text{ кг},$$

умова міцності при зминанні:

$$\sigma_{зм} = \frac{R_{зм}}{F_{зм}} \leq [\sigma]_{зм},$$

де $[\sigma]_{зм}$ – допустима напруга на зминання кортикального шару кістки,

$[\sigma]_{зм} = 1200 \div 1500 \text{ кг/см}^2$. Підставляючи, отримуємо:

$$\sigma_{зм} = \frac{R_{зм}}{d \cdot t} = \frac{269,2}{0,6 \cdot 0,4} = 1121,7 \text{ кг/см}^2,$$

що не перевищує $[\sigma]_{зм}$, де d – діаметр фіксуючого гвинта, t – товщина кортикального шару кістки.

Таким чином, для надійної фіксації необхідно використовувати пластину з відповідним поперечним перерізом (рис. 5в).

Висновки.

1. Запропоновано новий субфасціальний фіксатор для остеосинтезу переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки та методику операції з його використанням.

2. Методика розрахунку міцносних характеристик системи “стегнова кістка – субфасціальний фіксатор” дозволяє визначити мінімальні розміри пластини, діаметри й кількість фіксуючих гвинтів.

3. Визначено, що при розмірах поперечного перерізу пластини (сталь марки 12Х18Н9Т рис. 5в) з використанням двох фіксуючих гвинтів діаметром 6 мм, які вводять у головку і шийку стегнової кістки отримуємо коефіцієнт запасу міцності 2,06, що забезпечує надійність конструкції при статичних навантаженнях.

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. Claudi B.F. et al. Biological osteosynthesis // Chirurg. – 1991. – 62(5). – P.367-77. 3. Gautier E. et al. The biological plate osteosynthesis // Zentralbl Chir. – 1994. – 119(8). – P.564-72. 4. Riet Y.E. et al. Subfascial plate fixation of comminuted diaphyseal femoral fractures: a report of three cases utilizing biological osteosynthesis // J. Orthop. Traum. – 1997. – 11(1). – P.57-60. 5. 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.

BIOMECHANICAL SUBSTANTIATION OF SUBFASCIAL PLATE FIXATION SYSTEM FOR BIOLOGICAL OSTEOSYNTHESIS OF FRACTURES OF THE TROCHANTER PORTION OF THE HIP

V.L.Vasiuk, I.M.Rublenyk, A.G.Shaiko-Shaikovskyi, S.V.Bilyk, F.V.Yurtseniuk

Abstract. A construction for subfascial osteosynthesis of trochanteric fractures and operation technique is offered. It is proved, that at least 2 screws with the diameter of 6 mm must be inserted into the femur neck to reach 2-multiple safety factor, while the geometric dimensions of the plate (20x10 mm) provide the 2-multiple safety factor with static loadings.

Key words: trochanteric fractures, biological osteosynthesis, subfascial osteosynthesis, biomechanics of osteosynthesis.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)