

5. У комплексі післяопераційних реабілітаційних заходів з метою профілактики контрактури ліктьового суглоба необхідно використання фіксаційно-функціональних ортезів, що дозволяють проводити як іммобілізацію ушкодженої верхньої кінцівки, так і ранню пасивну мобілізацію рухів у ліктьовому суглобі.

6. Розроблені та вдосконалені нами технології лікування нестабільних переломів та переломовивихів проксимального відділу кісток передпліччя дозволяють скоротити строки стаціонарного лікування та тимчасової непрацездатності, отримати позитивні результати у 82,5% хворих, і тим самим, поліпшити результати лікування цієї складної патології ліктьового суглоба.

Література

1. Кондрашов А. Н., Бойко И. В. Вопросы лечения переломов костей, образующих локтевой сустав и профилактика возникающих осложнений // Ортопед., травматол. и протезир. – 1988. – № 8. – С. 23–26.
2. Кондрашов А. Н., Бойко И. В. Некоторые аспекты оперативного лечения посттравматических контрактур и анкилозов локтевого сустава // Там же. – 1991. – № 7. – С. 9–13.
3. Лоскутов О. Є., Бойко І. В. Медична реабілітація хворих із застарілими та неправильно зрослими переломами-вивихами Монтеджа // Мед. перспективи. – 2000. – Т. V, № 3. – С. 68–71.
4. Лоскутов О. Є., Бойко І. В. Новий підхід до лікування нестабільних ушкоджень ліктьового відростка // Там же. – 2000. – Т. V. – № 4. – С. 80–86.
5. Наша тактика лечения около- и внутрисуставных переломов области локтевого сустава / А. А. Лобенко, А. Н. Поливода, А. М. Изнашнев и др. // Вісн. ортопед. травматол. та протезув. – 2000. – № 1. – С. 8–10.
6. Пат. № 37169А України МКІ⁷ А 61 В 17/58. Пристрій для остеосинтезу голівки променевої кістки / А. М. Кондрашов, І. В. Бойко, К. П. Бойко. – № 96041523; Заявл. 17.04.96; Опубл. 16.04.2001, Бюл. № 3.
7. Пат. № 37170А України МКІ⁷ А 61 В 17/58. Пристрій для компресійного остеосинтезу ліктьового відростка / А. М. Кондрашов, І. В. Бойко, К. П. Бойко. – № 96041524; Заявл. 17.04.96; Опубл. 16.04.2001, Бюл. № 3.
8. Пат. №10662 А України МКІ⁷ А 61 В 17/56. Спосіб лікування неправильно зрощеного перелому ліктьової кістки та вивиху головки променевої кістки / Ю. П. Лімаїн, І. В. Бойко, К. П. Бойко. – № 94052220; Заявл. 11.05.94; Опубл. 25.12.96, Бюл. № 4.
9. Haidukewycz G. J., Sperling J. W. Results of treatment of infected humeral nonunions: the Mayo Clinic experience // Clin. Orthop. – 2003. – Vol. 414. – P. 25–30.
10. Jupiter J. B., O'Driscoll S. W., Coben M. S. The assessment and management of the stiff elbow // Instr. Course Lect. – 2003. – Vol. 52. – P. 93–111.
11. Lowe L., Miller A. et al. Elbow [Review] // J. Bone Jt Surg. – 1984. – Vol. 66-B, № 2. – P. 243–247.
12. Vol. 3, № 4. – P. 161–167.
13. Pugh D. M., Wild L. M., Schemitsch E. H., King G. J., McKee M. D. Standard surgical protocol to treat elbow dislocations with radial head and coronoid fractures // J. Bone Jt Surg. – 2004. – Vol. 86-A, № 6. – P. 1122–1130.
14. Ring D., Jupiter J. et al. Transolecranon fracture-dislocation of the elbow // J. Orthop. Trauma. – 1997. – Vol. 11, № 8. – P. 545–550.

УДК 616.718-001.5-089.84

МЕХАНІЧНА ОЦІНКА ПАРАМЕТРІВ КАНЮЛЬОВАНОГО ГВИНТА-ФІКСАТОРА ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ШИЙКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

І. М. Рубленик¹, О. Г. Шайко-Шайковський², Я. М. Васильчишин¹,
І. С. Олексюк¹, С. В. Білик¹, В. М. Василов³

¹Буковинська державна медична академія, м. Чернівці, Україна

²Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, Україна

³Чернівецька обласна клінічна лікарня, Україна

MECHANICAL EVALUATION OF THE PARAMETERS OF A CANNULATED SCREW FIXATIVE FOR A TREATMENT OF FRACTURES OF THE FEMORAL NECK

I. M. Rublenyk, O. G. Shaiko-Shaikovsky, Ya. M. Vasylychshyn,
I. S. Oleksiuk, S. V. Bilyk, V. M. Vasyllov

This paper presents a method of mechanical evaluation, mathematical definition of parameters characterizing strength and rigidity of cannulated screw fixative for nailing of the femoral neck fractures. The method allows to give the mechanical evaluation and to assess the strength and fitness of the considered construction and constructions similar to it. The constructions are used in nailing of the femoral neck fractures taking into account the possible differences of patients weight and the val-

gus-varus values of the CCD angle. It makes possible for doctors to make recommendations about the possible terms of the beginning of the dosed early functional load and rehabilitation measures.

Key words: nailing, femoral neck fracture, fixative, strength, tension.

МЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ КАНЮЛИРОВАННОГО ВИНТА-ФИКСАТОРА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПЕРЕЛОМОВ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

И. М. Рубленик, О. Г. Шайко-Шайковский, Я. М. Васильчишин,
И. С. Олексюк, С. В. Билык, В. М. Василов

Приводится методика механической оценки, математического определения параметров, характеризующих прочность и жесткость канюлированного винта-фиксатора для остеосинтеза переломов шейки бедренной кости. Методика позволяет оценить механически, дать заключение о прочности и пригодности рассматриваемой и подобных ей конструкций для проведения остеосинтеза переломов шейки бедра, учитывая возможные интервалы значений веса пациентов, вальгусно-варусных значений шеечно-диафизарного угла, выработать рекомендации врачам-практикам о возможных сроках начала дозированных ранних нагрузок и реабилитационных мероприятий.

Ключевые слова: интрамедуллярный остеосинтез, перелом, шейка бедренной кости, фиксатор, прочность, напряжения.

Вступ

Накістковий, остеосинтез, зокрема – остеосинтез при переломах шийки стегнової кістки, займає важливе й актуальне місце серед завдань, що вимагають свого постійного вдосконалення та поліпшення.

Прагнення до простоти та прискорення здійснення оперативного втручання, підвищення його ефективності, функціональності, зниження собівартості фіксуючих технічних систем та пристроїв призводять до появи нових конструкцій, методик проведення операцій. Одночасно пошук ведеться у напрямку вдосконалення методів проектування, застосування математичного моделювання при розробці нових, а також при перевірі та оцінці вже існуючих конструкцій та систем для остеосинтезу [1].

Метою дослідження є розробка розрахункової методики, яка дозволяє оцінити міцність і стабільність канюльованого фіксатора-гвинта для остеосинтезу шийки стегна в умовах складної деформації, одночасної дії позacentрового стиску та поперечного згину, тобто складного напруженого стану.

Матеріали і методи

Відомі фіксатори, наприклад, вигнуті накісткові пластини [2–4] інтрамедулярний металополімерний фіксатор БМПФ-7 та багато інших [5–7] поряд з певними перевагами мають також і деякі недоліки – накісткові пластини перешкоджають кровопостачанню до пошкоджених ділянок кістки, що суттєво сповільнює процеси зрощення, а БМПФ-7 не завжди може застосовуватися внаслідок дефіцитності цих конструкцій, необхідності володіння лікарями-травматологами спеціальними методиками та технікою проведення операцій.

Застосування кожної фіксуючої конструкції, біотехнічної системи обумовлюється цілою низкою медичних показників, кожний фіксатор повинен бути обґрунтований з науково-технічної точки зору.

Як показано в роботах великої кількості авторів [7–10], шийка стегна, зона великого вертлюга стегнової кістки зазнають досить значних за величиною різних видів навантажень – стиску, зсуву, поперечного та косоного згину, кручення. Це означає, що забезпечення стабільності остеосинтезу при черезвертлюгових переломах, переломах шийки стегна тощо, можливе лише при застосуванні досконалих фіксуючих конструкцій та систем, які враховують складний вид напружено-деформованого стану, що виникає в їх деталях та вузлах.

Одним із сучасних та досить простих і зручних видів фіксаторів є канюльований гвинт-фіксатор, який за допомогою набору пристосувань (троакара з осердям, напрямної спиці, спеціальної лінійки, кісткового мітчика та викрутки) вводиться у кістково-мозкову порожнину та фіксує з певною компресією уламки кістки (рис. 1).

Конструкція такого фіксатора являє собою порожнистий стержень круглого поперечного перерізу. На одному, передньому кінці стержня є різьба для загвинчування фіксатора у канал, намічений попередньо мітчиком, а на другому, задньому кінці – заглиблення з різьбою для спеціальної викрутки, за допомогою якої фіксатор загвинчується в попередньо підготовлений отвір.

Осьовий поздовжній канал у фіксаторі служить для напрямної спиці, за допомогою якої забезпечується проведення свердла, мітчика та фіксатора у необхідному лікарю-травматологу напрямку.

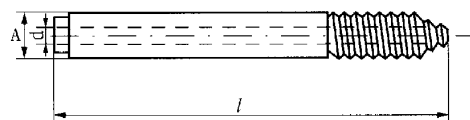


Рис. 1. Канюльований гвинт-фіксатор для остеосинтезу шийки та вертлюгової ділянки стегнової кістки

Індивідуальні анатомічні особливості будови кістки постраждалих вимагають застосування фіксаторів різної довжини: 85, 90, 95, 100, 105, 110 мм. Величина шийково-діафізарного кута, яка може коливатись у межах 125–145°, також помітно впливає на величину напружень, що виникають у матеріалі фіксатора.

Схема остеосинтезу перелому шийки стегнової кістки за допомогою канюльованого гвинта-фіксатора наведена на рис. 2.

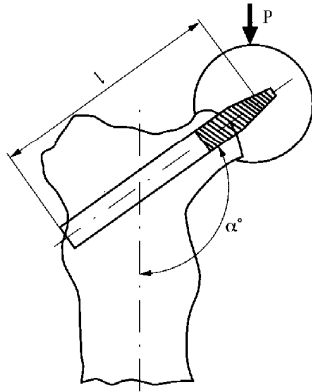


Рис. 2. Остеосинтез перелому шийки стегна за допомогою канюльованого гвинта-фіксатора

Дія ваги тіла пацієнта може бути замінена силою P , величина якої може коливатись у межах від 600 до 900 Н; довжина гвинта-фіксатора також може бути різною: $l = 85\text{--}110$ мм; діафізарно-шийковий кут може знаходитись в інтервалі значень $\alpha = 125\text{--}145^\circ$. Зовнішній діаметр (d) гвинта-фіксатора (6 мм) та внутрішній (2,5 мм) – лишаються сталими для всіх типорозмірів фіксаторів.

Результати та їх обговорення

Як випливає з рис. 2, у матеріалі кістки виникає деформація позacentрового стиску. Приймаючи, що нижній кінець фіксатора закріплений в кістці жорстко, можна вважати, що матеріал фіксатора зазнає деформації поперечного згину внаслідок дії сили $P_n = P \cdot \cos \beta$ та осьового стиску внаслідок дії сили $P_o = P \cdot \sin \beta$ (рис. 3).

Кут $\beta = \alpha - 90^\circ$ і знаходиться у межах $\beta = 35\text{--}55^\circ$. Максимальний згинаючий момент, який діє в матеріалі фіксатора, буде:

$$M_{\max} = P_n \cdot l = Pl \cdot \cos \beta. \quad (1)$$

Враховуючи значення, в яких можуть коливатись величини P , l , β , отримаємо, що

$$M_{\max} = 29,25 \div 81,1 \text{ (Нм)}.$$

Умова міцності за нормальними напруженнями при згині:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W_x} \leq [\sigma], \quad (2)$$

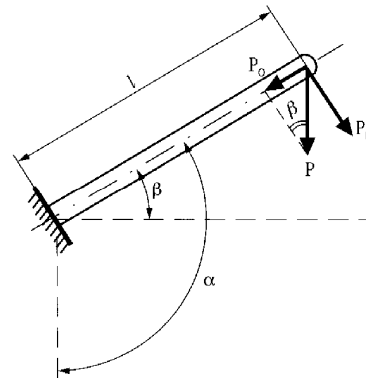


Рис. 3. Розрахункова схема гвинта-фіксатора канюльованого

де $W_x = \frac{\pi D^3}{32} (1 - m^4)$ – осьовий момент опору кільцевого перерізу;

$m = \frac{d}{D}$ – відношення діаметрів перерізу фіксатора; $[\sigma]$ – допустимі напруження для матеріалу конструкції.

Для сталі 12Х18Н9Т $[\sigma] = 360\text{--}580$ МПа.

Підставляючи значення діаметрів, отримаємо, що

$$W_x = \frac{3,14 \cdot 0,6^3}{32} \left[1 - \left(\frac{0,25}{0,6} \right)^4 \right] = 0,02 \text{ см}^3.$$

Використовуючи вираз (2), отримаємо $\sigma_{\max} = (516,2\text{--}2027,5)$ МПа.

Порівняння з верхньою межею $[\sigma]$ свідчить, що діючі напруження лише від згину перевищують допустимі значення напружень, одержані для величини коефіцієнта запасу міцності $K = 1,5$.

Визначаючи стискаючу силу $P_o = P \cdot \sin \beta$, отримаємо, що її значення можуть знаходитись у межах: $P_o = 34,4\text{--}73,73$ кг, залежно від величини вальгусно-варусних кутів $\beta = 35\text{--}55^\circ$. Напруження в матеріалі фіксатора від навантаження стиску будуть

$$\sigma_{\text{ст}} = \frac{P_o}{F}, \quad (3)$$

де P – площа поперечного перерізу гвинта-фіксатора,

$$F = (D^2 - d^2). \quad (4)$$

Підставляючи значення діаметрів D та d у вираз (4), маємо: $F = 0,2335 \text{ см}^2$, а напруження стиску $\sigma_o = X25,69\text{--}38,54$ МПа.

Результуючі напруження в небезпечній точці перерізу фіксатора, яка знаходиться на його нижній зовнішній поверхні на твірній лінії, будуть такими (рис. 4):

$$\sigma_{\Sigma} = \sigma_{\text{ст}} + \sigma_o \quad (5)$$

або $\sigma_{\Sigma} = (541,89\text{--}2066)$ МПа.

Порівняння діючих напружень з допустимими значеннями свідчить, що вони значно перевищують допустимі напруження в матеріалі гвинта-фіксатора. Це підтверджує положення про те, що раннє навантаження на пошкоджену кінцівку неприпустиме до утворення кісткового мозоля, коли кісткова тканина буде брати на себе виникаючі в системі “кістка-фіксатор” напруження.

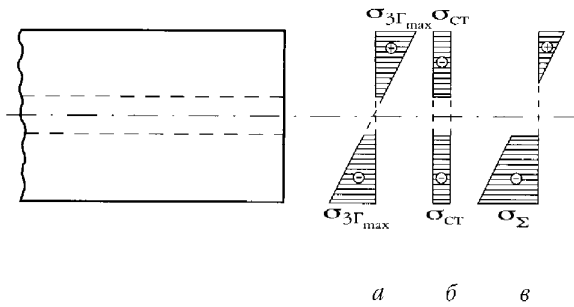


Рис. 4. Епюри нормальних напружень у матеріалі фіксатора: а – згин; б – стиск; в – сумарні напруження

Висновки

1. Розроблена розрахункова методика оцінки міцності канюльованих гвинтів-фіксаторів для створення стабільного остеосинтезу переломів шийки стегнової кістки, яка враховує вплив розмірів фіксатора, анатомічні особливості пацієнтів (величину шийково-діафізарного кута, необхідну довжину фіксатора), розміри поперечного перерізу фіксатора та вагу хворого.

2. Визначено характер напружено-деформованого стану фіксатора та положення небезпечних точок матеріалу конструкції, де виникають максимальні напруження.

3. Розрахунковим шляхом показано, що ймовірні інтервали значень напружень, що виникають у матеріалі фіксатора, перевищують верхню межу допустимих значень. Це є підтвердженням можливості раннього дозованого навантаження на пошкоджену кістку лише після утворення кісткового мозоля та первинного зрощення.

Література

1. Абдуев Б. Д. Теоретическое обоснование устойчивого интрамедуллярного остеосинтеза при переломах бедренной кости // Ортопед., травматол. и протезир. – 1984. – № 6. – С. 14–17.
2. Анкин Л. Н., Анкин Н. Л. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. – К.: Здоров'я, – 1994. – 304 с.
3. Барабаш А. П., Соломин Л. Н. Комбинированный напряженный остеосинтез. – Благовещенск: Благовещенская типография, Амур-преинформпечати, 1992. – С. 72.
4. Барков О. В. Способ стабильного функционального компрессионного остеосинтеза при переломах шийки стегнової кістки // Ортопед., травматол. и протезир. – 1997. – Щ. – С. 67–68.
5. Андрух В. В. Винт-шуруп для лечения медиальных переломов шейки бедра // Тез. докл. IV Липецкого обл. съезда хирургов. – Липецк, 1974. – С. 122–123.
6. Комбинированный остеосинтез с применением биосовместимых полимерных фиксаторов в лечении переломов длинных костей / И. А. Коваленко, А. Б. Давыдов, С. И. Белых и др. // Ортопед., травматол. и протезир. – 1990. – № 7. – С. 11–15.
7. Лазарев А. Ф., Николаев А. П., Солод Э. Н. Политензофасцикулярный остеосинтез при переломах шейки бедренной кости у больных пожилого и старческого возраста // Вестн. травматол. и ортопед. – 1999. – № 1. – С. 21–36.
8. Мителева З. М., Суханин В. И., Меллерович Г. М. Исследование напряженно-деформированного состояния проксимального конца бедренной кости методом конечных элементов // Ортопед., травматол. и протезир. – 1984. – № 12. – С. 16–50.
9. Лирицман В. М., Зоря В. И., Гнатейский С. Ф. Проблема лечения переломов шейки бедра на рубеже столетий // Вест. травматол. и ортопед. – 1997. – № 2. – С. 12–19.
10. Корнилов Н. В. Эндопротезирование суставов: прошлое, настоящее, будущее (отчет о работе Российского центра эндопротезирования суставов конечностей) // Травматол. и ортопед. России. – 1994. – № 5. – С. 7–11.