

11. *Mc Carron R.M., Kempki O., Spatz M., Mc Forlin D.E.* // J. Immunol. — 1985. — Vol. 134. — P. 3100–3103.
12. *Powell L.D., Varkin A.* // J. Biol. Chem. — 1994. — Vol. 269. — P. 10626–10636.
13. *Schauer R.* // Chem, Biochem. — 1992. — Vol. 40. — P. 131–234.
14. *Steinman L.* // Swiat nauki, 1993. — P. 77–82.
15. *Warren L.* // J. Biol. Chem. — 1959. — Vol. 234. — P. 1971–1975.
16. *Woodruff J., Gesuer B.* // J. Exp. Med. — 1993. — Vol. 123. — P. 551–567.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СИАЛОВЫХ КИСЛОТ В ЛИМФОЦИТАХ БОЛЬНЫХ РАССЕЯННЫМ СКЛЕРОЗОМ

Т. И. Негрич (Львов; Люблин, Польша)

Исследовали лимфоциты у 20 больных рассеянным склерозом с различным клиническим течением и тяжестью с целью определения концентрации в них сиаловых кислот. Установили, что рассеянный склероз вызывает увеличение содержания сиаловых кислот в лимфоцитах больных. Больше увеличение наблюдается у больных с 1–3 и 6–9 баллами согласно шкале Куртске, а также у женщин.

MEASURING LIMPLOCYTE LEVELS OF SIALIC ACIDS IN PATIENTS WITH MULTIPLE SCLEROSIS

T. I. Negrich (Lvov)

Overall twenty patients with multiple sclerosis of varying degree severity, its clinical course being dissimilar among patients, were studied for lymphocyte concentration of sialic acids. It has been ascertained that multiple sclerosis provokes augmentation of lymphocyte content of sialic acids, with greater increase being noted in patients with 1 to 3 and 6 to 9 scores on the Kurtzke's scale and in women as well.

УДК 616.718.4-001-089.84

Надійшла 23.12.99

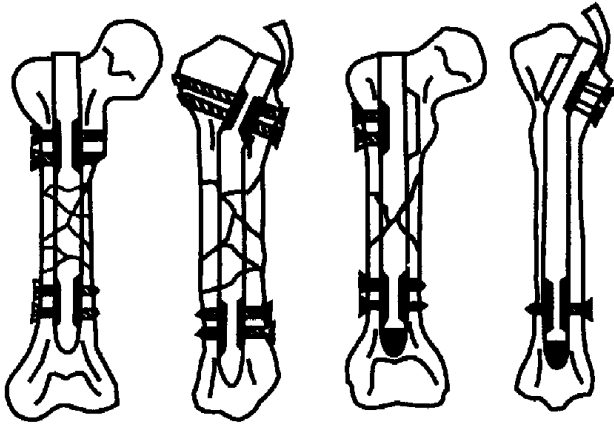
*І. М. РУБЛЕНИК, В. Л. ВАСЮК, В. В. ПАЛАДІУК,
О. Г. ШАЙКО-ШАЙКОВСЬКИЙ (Чернівці)*

БИОМЕХАНИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ КІЛЬКОСТІ БЛОКУЮЧИХ ГВИНТІВ ПРИ ІНТРАМЕДУЛЯРНОМУ МЕТАЛОПОЛІМЕРНОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ ОСКОЛКОВИХ ПОЗДОВЖНЬО-НЕСТАБІЛЬНИХ ПЕРЕЛОМІВ ДІАФІЗА СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

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

Багатоосколкові переломи діафіза стегнової кістки належать до тяжких пошкоджень опорно-рухового апарату, лікування яких пов'язано із значними труднощами, зумовленими неможливістю забезпечення достатньої стабільності відламків. Інтрамедулярний остеосинтез при таких переломах мало-ефективний через велику імовірність телескопічного зміщення відламків на цвяху, яке виникає як результат осьової (поздовжньої) нестабільності. На кістковий остеосинтез досить травматичний, часто супроводжується порушенням кровопостачання і девіталізацією кісткових відламків, що є основною причиною незрощення, інфекційних ускладнень.

При осколкових переломах з осьовою нестабільністю відламків останніми роками в країнах Західної Європи та Америки широко застосовується статичний варіант блокуючого остеосинтезу. При його виконанні через отвори у фіксаторі та кісткові відламки нижче й вище ділянки ушкодження кістки проводять блокуючі гвинти, що забезпечує ротаційну стабільність і дозволяє надійно запобігати телескопічному зміщенню відламків на стержні. Залишається невирішеним питання щодо кількості блокуючих гвинтів з метою



Дегензійний варіант БІМПО при осколковому переломі стегнової кістки

створення достатнього запасу міцності, необхідного для забезпечення функціонально-навантажувального режиму хворих у післяопераційному періоді [2, 3].

У наших розрахунках ми виходили з того, що в умовах функціонально-навантажувального режиму маса тіла хворого припадає поперемінно то на здорову, то на пошкоджену кінцівку, навантаження сприймає метало-полімерний фіксатор і блокуючі гвинти, проведені через неушкоджені ділянки кістки (рисунок). При цьому на напівциліндричних поверхнях контакту блокуючих гвинтів і полімерних ділянок фіксатора виникає напружене змикання,

яке за певних умов може досягти небезпечних величин. Це також стосується ділянок контакту блокуючих гвинтів з компактною речовиною кістки.

Як свідчать наші морфометричні дослідження, товщина компактної речовини кістки істотно змінюється з віком, набуваючи стійкої тенденції до зменшення. Це призводить до зменшення площі контакту між гвинтом і кістковою тканиною і до збільшення напруженого змикання

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{F_{зм}}, \quad (1)$$

де $\sigma_{зм}$ — напружене змикання; P — навантаження на гвинт, $F_{зм}$ — площа змикання.

Можна вважати, що

$$F_{зм} = h \cdot d \cdot n \cdot m, \quad (2)$$

де h — товщина компактного шару кістки, d — діаметр гвинта, n — площина змикання, m — кількість гвинтів (див. рис.).

Підставляємо (2) у формулу (1) і отримуємо

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{h \cdot d \cdot n \cdot m}. \quad (3)$$

Враховуючи умови неперевикнення виникаючих під час ходьби напружень змикання $\sigma_{зм}$ порівняно з певними допустимими величинами напружень $[\sigma]_{зм}$,

$$\sigma_{зм} \leq [\sigma_{зм}] \quad (4)$$

кількість гвинтів можна визначити так:

$$m \geq \frac{P}{h \cdot d \cdot n \cdot [\sigma_{зм}]}. \quad (5)$$

Для кожної вікової групи буде використовуватись середнє значення h , крім того, розрахунок кількості гвинтів (5) повинен бути проведений двічі: для кісткової компактної тканини; для полімерного (ПА-12) матеріалу фіксатора. Остаточну кількість гвинтів необхідно визначити за більшим із двох значень.

Дослідження показали, що товщина компактної речовини кістки з віком істотно змінюється [1]. Так, у I групі (20–40 років) вона становила 8,27–6,23 мм; у II групі (41–60 років) — 7,66–5,76 мм, у III групі (61–80 років) — 7,07–4,54 мм.

Припустимо, що маса тіла $P=800$ Н, діаметр блокуючих гвинтів — 4 мм, $[\sigma]_{зм}$ для компактної речовини кістки коливається в межах 120–150 МПа, а для ПА-12 $[\sigma]_{зм}$ дорівнює 47–57 МПа. Для кожної вікової групи

$$m_I = 1; m_{II} = 1; m_{III} = 2.$$

Одержані значення відповідають статичним навантаженням на фіксатор. Як відомо, динамічні навантаження небезпечніші для матеріалів і конструкцій, ніж статичні. Навантаження при ходьбі, зумовлені специфікою кінетики опорно-рухового апарату, можуть розглядатись як динамічні. При цьому динамічні напруження будуть дорівнювати

$$\sigma_d = K_d \sigma_{зм}. \quad (6)$$

Тому, вводячи коефіцієнт динамічності K_d , який значно підвищує величину напружень, одержимо:

$$m \geq \frac{PK_d}{h \cdot d \cdot n \cdot [\sigma]_{зм}}, \quad (7)$$

де

$$K_d = 1 + \sqrt{1 + \frac{2H}{\sigma_{ст}}}, \quad (8)$$

H — амплітуда коливань тіла при ходьбі; P — маса тіла;

$$\delta_{ст} = \frac{Pl}{E \cdot F}, \quad (9)$$

де $\delta_{ст}$ — абсолютна статична деформація, що визначається за законом Гука; l — робоча довжина стержня фіксатора; F — площа поперечного перерізу стержня фіксатора; $E = 2 \cdot 10^5$ МПа — модуль пружності I роду матеріалу фіксатора.

Отже, враховуючи динамічний характер навантажень, вікові зміни товщини й міцності компактної речовини стінок кістково-мозкової порожнини, площі поперечного перерізу кістки, а також фізико-механічні характеристики матеріалів, з яких виготовлено фіксатор, одержимо значення мінімальної кількості гвинтів, необхідних для забезпечення надійної фіксації відламків кістки в умовах безімобілізаційного режиму при застосуванні КМПФ-2 для різних вікових груп:

- m_1 = чотири гвинти (для першої вікової групи)
- m_2 = чотири гвинти (для другої вікової групи)
- m_{III} = шість гвинтів (для третьої вікової групи).

Розроблено і запропоновано методику визначення мінімальної кількості блокуючих гвинтів при статичному варіанті інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу нестабільних осколкових переломів стегнової кістки. Доведено, що для забезпечення надійної фіксації відламків при виконанні металополімерного остеосинтезу у хворих, першої та другої вікових груп необхідно застосовувати чотири блокуючих гвинти, а для третьої вікової групи — шість гвинтів.

С п и с о к л і т е р а т у р и

1. Паладюк В. В. Стабільно-функціональний остеосинтез діафізарних переломів стегнової кістки в осіб похилого і старечого віку: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Чернівці, 1995. — 24 с.
2. Подрушняк Е. П., Суслов Е. І. // Фізіол. журн. — 1973. — Т. 19, № 6. — С. 841–843.
3. Сеппо А. И. Металлический остеосинтез на основе точных клинико-технических наук. — Таллин: Периодика, 1978. — 79 с.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ КОЛИЧЕСТВА БЛОКИРУЮЩИХ ВИНТОВ ПРИ ИНТРАМЕДУЛЯРНОМ МЕТАЛЛОПОЛИМЕРНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ ОСКОЛЬЧАТЫХ ПРОДОЛЬНО-НЕСТАБИЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ДИАФИЗА БЕДРЕННОЙ КОСТИ

И. М. Рубленік, В. Л. Васюк, В. В. Паладюк,
А. Г. Шайко-Шайковський (Черновцы)

Предложена методика определения минимального количества блокирующих винтов при проведении блокирующего интрамедулярного металлополимерного остеосинтеза осколчатых продольно-нестабильных переломов диафиза бедренной кости. Доказано, что для обеспечения

стабільності системи пошкоджена кістка — фіксатор в умовах динамічних навантажень в першій і другій вікових групах необхідно проводити чотири, а в третій — шість блокуючих винтів.

BIOMECHANICAL VALIDATION OF NUMBER OF BLOCKING SCREWS
IN INTRAMEDULLARY METALLOPOLYMERIC OSTEOSYNTHESIS
OF COMMUNUTED LONGITUDINAL UNSTABLE FRACTURES
OF THE FEMUR DIAPHYSIS

I. M. Rublenik, V. L. Vasyuk, V. V. Paladyuk, A. H. Shaiyko-Shaiykovsky (Chernivtsi)

A technique is submitted for finding the minimum number of blocking screws in carrying out a blocking intramedullary metallopolymeric osteosynthesis of comminuted longitudinal unstable fractures of the femoral diaphysis. It has been shown that to ensure stability of the system of injury "bone-clamp" under conditions of dynamic loads it is necessary that four blocking screws be passed in age groups I and II, with six blocking screws being used in age group III.