

of osteoporosis // *Bone*. – 1995. – V. 17. – P. 19-22. 6. Диагностика и терапия неврологических проявлений остеохондроза у взрослых и детей: Методич. реком. / С.К.Евтушенко, И.С.Луцкий, О.С.Евтушенко и др. – Донецк, 2001. – 28 с. 7. Руденко Э.В. Остеопороз: Диагностика, лечение и профилактика: Прак. рук. для врачей. – Мн.: Бел. наука, 2001. – С. 26-31. 8. Kuokkanen H., Raty S., Korkola O. et al. Osteosynthesis and allogenic bone grafting in complex osteoporotic fractures // *Orthopedics*. – 2001. – V. 24, № 3. – P. 249-252.

ОСТЕОСИНТЕЗ ЕПИМЕТАФИЗАРНИХ ПЕРЕЛОМІВ КІСТОК ГВИНТАМИ З ДЕРОТАЦІЙНИМ ЕФЕКТОМ У ХВОРИХ ЛІТНЬОГО І СТАРЕЧОГО ВІКУ

Г.І.Герцен, В.Спиридон, А.Форух, М.П.Останчук

Резюме. У повідомленні представлений досвід остеосинтезу епіметафізарних переломів кісток гвинтами та пластинами при блокуванні гвинтів спицями в 56 хворих літнього і старечого віку. Методика остеосинтезу, незважаючи на остеопороз кісткових відламків, запобігає міграції імплантатів та вторинному зміщенню кісткових відламків.

Ключові слова: епіметафізарні переломи кісток, остеопороз, остеосинтез, літній і старечий вік.

OSTEOSYNTHESIS OF EPIMETAPHYSEAL FRACTURES OF BONES IN PATIENTS OF ELDERLY AND SENILE AGE, USING SCREWS WITH A DEROTATION EFFECT

H.I.Hertsen, V.Spyrydon, A.Foruh, M.P.Ostapchuk

Abstract. The paper presents the experience of osteosynthesis of epimetaphyseal fragments of bones with screws and plates when blocking screws with pins in 56 patients of elderly and senile age. The technique of osteosynthesis precludes the migration of implants and secondary displacement of bone fragments, regardless of osteoporosis of bone fragments.

Key words: epimetaphyseal fractures of bones, osteoporosis, osteosynthesis, elderly and senile age.

P.L.Shupyk Medical Academy of Post-Graduate Education (Kyiv)

Надійшла в редакцію 25.05.2005 р.

© Рубленик І.М., Стебліна К.В., Ковальчук П.Є., Шайко-Шайковський О.Г.

УДК 616.718.4-001-089.84

БИОМЕХАНИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ УМОВ СТАБІЛЬНОСТІ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

І.М.Рубленик, К.В.Стебліна, П.Є.Ковальчук, О.Г.Шайко-Шайковський¹

Буковинський державний медичний університет, Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича¹

Серед методів оперативного лікування переломів кісток та їх наслідків значне місце належить накістковому остеосинтезу (НО). Цей метод є відносно технічно простим, не потребує дорогого обладнання, може виконуватися районними лікарями-травматологами.

НО властиві і певні недоліки: порушується фізіологія кістки, кісткова тканина під пластиною стоншується, міцнісні характеристики кісткової мозолі менші, ніж при застосуванні інтрамедулярного остеосинтезу, а на рівні прикріп-

лення пластини до відламків кістки виникають явища остеопорозу [1]. Стабільність остеосинтезу зумовлюється рівнем і видом перелому, віком та індивідуальними особливостями хворих, медичними показаннями тощо. Всі ці фактори необхідно враховувати під час вибору відповідної конструкції фіксатора, його моделі, розмірів.

Мета дослідження. Експериментально визначити зусилля фіксації накісткової пластини, що дасть змогу максимально наблизити теоретичні результати до реальних значень.

Матеріал і методи. Дослідження проводили на препаратах великогемілових кісток від людей, що загинули раптовою смертю при нещасних випадках. Всі препарати належали до II вікової групи (40-60 рр.) за класифікацією O.Lindal (1970). В останні роки широко розповсюджений компресійно-динамічний спосіб остеосинтезу (рис. 1), коли відламки кістки завдяки спеціальній формі голівки блокуючих гвинтів та отворів у пластині стискаються з певним зусиллям (Н.Я.Богданович, Ю.А.Закиров, 1984). Ефект шунтування часто викликає повторні переломи кістки після зняття пластини. Такі незадовільні результати становлять 2-12% від загальної кількості оперованих. Стонькується кісткова речовина під пластинною. На рисунку 2 наведено рентгенограму зруйнування накісткової пластини.

Нами проведено розрахункову оцінку зусиль, необхідних для виривання фіксуючих гвинтів з кортикального шару кісткових відламків. Ці зусилля виникають внаслідок дії деформації згину на пошкоджену кінцівку при її підйманні, ходьбі і т. ін. В роботі досліджено зміни зусилля виривання кортикальних фіксуючих гвинтів залежно від їх діаметра, кроку різьби, а також проведено порівняльне розрахункове визначення цих зусиль при здійсненні НО із застосуванням полімерного осердя, розташованого в кістково-мозковому каналі.

Сила виривання гвинтів для різних вікових груп (за класифікацією Lindal) буде різною внаслідок різної товщини кортикального шару для першої (20-40 рр.) та другої (40-60 рр.) вікових груп. Для першої вікової групи товщина кортикального шару $\Delta_k = 4$ мм, для другої вікової групи $\Delta_k = 3$ мм. Діаметр полімерного осердя, залежно від розмірів кістково-мозкового каналу знаходиться в межах $\Delta_n = 9-12$ мм.

Сила P , що призведе до виривання гвинтів з фіксуючої системи, визначається так:

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{F_{зм}} \leq [\sigma]_{зм} \quad (1)$$

де $[\sigma]_{зм}$ – допустиме напруження на зминання;

$F_{зм} = \frac{\pi}{4}(d_1^2 - d_2^2)$ – площа зминання; d_1 і d_2 – зовнішній та внутрішній діаметри кістки.

Сила виривання гвинтів з кортикального шару кістки визначається:

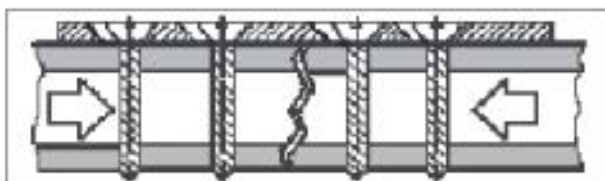


Рис. 1. Компресія відламків при накістковому динамічному остеосинтезі.

$$P_k = [\sigma]_{зм_k} \cdot F_{зм} \cdot \omega_k \quad (2)$$

де $\omega_k = \Delta_k / S$ – число витків різьби у кортикальному шарі; Δ_k – товщина кортикального шару; S – крок різьби.

Сила виривання гвинтів із полімерного осердя визначається:

$$P_n = [\sigma]_{зм_n} \cdot F_{зм} \cdot \omega_n \quad (3)$$

де $\omega_n = \Delta_n / S$ – число витків різьби у полімерному осерді; Δ_n – товщина полімерного осердя.

Допустимі значення напружень:

$[\sigma]_{зм_k} = 1200-1500 \text{ кг/см}^2 = 120-150 \text{ МПа}$ – для кортикального шару;

$[\sigma]_{зм_n} = 470-450 \text{ кг/см}^2 = 47-57 \text{ МПа}$ – для поліаміду П-12 [2].

Загальне зусилля виривання визначається за виразом:

$$P = 2P_k + P_n \quad (4)$$



Рис. 2. Зруйнування накісткової пластини.

Результати дослідження та їх обговорення. Результати розрахунків зусилля виривання гвинтів наведені у таблицях 1, 2.

Таблиця 1
Зусилля виривання фіксуючих гвинтів для першої вікової групи

Крок різьби (мм)	Зусилля виривання гвинта Р(Н)		
	Без полімерного осердя	З полімерним осердям	
		діаметр осердя Ø 9 мм	діаметр осердя Ø 12 мм
0,75	6396-7995	9210-11240	10170-12560
0,5	6912-8640	9958-12330	10970-13560
0,35	7140-8920	10280-12720	11330-14000
0,25	7680-9600	11060-13700	12190-15070

Таблиця 2
Зусилля виривання фіксуючих гвинтів для другої вікової групи

Крок різьби (мм)	Зусилля виривання гвинта Р(Н)		
	Без полімерного осердя	З полімерним осердям	
		діаметр осердя Ø 9 мм	діаметр осердя Ø 12 мм
0,75	5800-6000	8620-9420	9560-10560
0,5	5186-6480	8232-10174	6246-11400
0,35	5347-6684	8687-10484	9537-11764
0,25	5760-7200	9140-11304	10210-12670

З'ясовано, що використання полімерного осердя значно збільшує зусилля виривання гвинтів. Для першої вікової групи це збільшення знаходиться у межах 1,47-1,57 раза, для другої вікової групи сила виривання гвинтів збільшується у 1,64-1,78 раза. Це пояснюється тим, що при стоншенні кортикального шару в другій віковій групі полімерне осердя виконує важливішу роль, ніж у першій, оскільки бере на себе значну частину навантажень.

Для досліджень використано універсальну розривну машину Р-0,5 лабораторії опору матеріалів Чернівецького національного університету ім. Ю.Федьковича, в захваті якої було встановлено сконструйований нами пристрій, що забезпечує швидкі вимірювання на зразках довгих кісток [3]. Кістки умовно поділені за довжиною на декілька зон – діафізарну, метафізарну, епіфізарну, в які були введені кортикальні гвинти АО. Для кожного фрагмента розглядалися два випадки: фіксація безпосередньо до кістки, фіксація до кістки з полімерним осердям у кістково-мозковому каналі.

Для діафіза кістки при фіксації гвинтів лише до кортикального шару зусилля виривання знаходиться в межах $R^1_1=160-210$ кг (1,6-2,1 кН), при використанні полімерного осердя це значення зростає: $R^2_2=255-305$ кг (2,55-3,05 кН). Теоретичний розрахунок відповідно дає значення $R^1_1=124-209$ кг (1,24-2,09 кН).

Для метафізарної ділянки кістки ці значення мали такі величини: при фіксації лише до кортикальної речовини – $R^m_1=140-200$ кг (1,4-2,0 кН), при використанні полімерного осердя – $R^m_2=290-350$ кг (2,9-3,5 кН). Теоретичний розрахунок дає значення $R^m_1=210-262$ кг (2,1-2,62 кН), $R^m_2=351-410$ кг (3,51-4,1 кН).

Для епіфізарних ділянок фіксація без полімерного осердя дала такі експериментальні значення – $R^e_1=70$ кг (0,7 кН), а розрахункові – $R^e_1=81-105$ кг (0,81-1,05 кН). При використанні полімерного осердя експериментальні значення становлять – $R^e_2=295$ кг (2,95 кН), а розрахункові – $R^e_2=309-358$ кг (3,09-3,58 кН).

Порівняння одержаних результатів засвідчують, що зусилля виривання при використанні полімерного осердя помітно збільшується. Теоретичний розрахунок дозволяє отримати діапазон значень коефіцієнта, який показує, у скільки разів збільшується зусилля виривання фіксуючого гвинта при використанні полімерного осердя: $K=1,47-1,78$. Відповідно результати експерименту свідчать, що це збільшення знаходиться у межах $K=1,51-1,88$ раза, за винятком епіфізарної ділянки, де спостерігається різке збільшення об'єму кістки за рахунок підвищення маси спонгіозної речовини та потовщення компактної.

Аналіз даних таблиці 3 свідчить, що при метафізарних та, особливо, епіфізарних переломах спостерігається суттєвий перерозподіл навантаження в системі "кістка-полімерне осердя". При епіфізарних переломах переважну величину навантаження сприймає полімерне осердя, а не сама кістка. Тому для досягнення стабільності у разі метаепіфізарних переломів необхідно застосовувати полімерне осердя при здійсненні НО.

Таблиця 3
Відносний розподіл навантажень у системі "кістка-полімерне осердя"

	Ділянка кістки		
	діафізарна	метафізарна	епіфізарна
Кісткова речовина	66%	53%	24%
Полімерне осердя	44%	47%	76%

Характер зруйнувань показав, що в деяких випадках при вириванні гвинта порушується цілість кістки, проте полімерне осердя ще міцно утримувало гвинт. Відбувалося це внаслідок того, що при загвинчуванні гвинта в кортикальний шар кістки та в полімерне осердя, між останнім та внутрішньою поверхнею кістково-

мозкового каналу залишався деякий зазор. Внаслідок цього при вириванні гвинта кортикальний шар та осердя опиралися не як єдина суцільна система, а кожний окремо: спочатку навантаження приймав на себе кортикальний шар кістки, а після його зруйнування на різьбовій ділянці фіксуючого гвинта притискалося до внутрішньої поверхні кістково-мозкового каналу полімерне осердя.

Отже, для підвищення міцності системи "кістка-полімерне осердя" необхідно перед введенням фіксуючих гвинтів забезпечити щільне притискання полімерного осердя до внутрішньої поверхні кістково-мозкового каналу з того боку, де буде в подальшому накладатися накісткова пластина. Для цього попередньо слід застосовувати 2-3 коротких гвинти, які вводяться через більші отвори, ніж діаметр гвинта, в кортикальний шар кістки, загвинчуються в полімерне осердя для забезпечення його щільного притискання до внутрішньої поверхні кістково-мозкового каналу. Лише після цього етапу операції можливо проводити фіксуючі гвинти через обидва шари кортикальної речовини та полімерне осердя.

Висновки. 1. Для запобігання явища "шунтування" кістки слід надавати перевагу компресійному остеосинтезу. Визначення кількості фіксуючих гвинтів залежить від вікової групи хворих, діаметра та кроку різьби гвинтів. 2. Використання полімерного осердя всередині кістково-мозкового каналу значно підвищує (в 1,47-1,88 раза) стабільність накісткового остеосинтезу. Діафізарна, метафізарна та епіфізарна ділянка кістки створюють різні значення опору виривання фіксуючих гвинтів. Міцність фіксації кортикальною речовиною від діафіза до епіфіза знижується, а "вносок" полімерного осердя зростає. 3. Досягнення стабільності остеосинтезу в метаепіфізарній частині кістки мало ймовірно без полімерного осердя, особливо у пацієнтів з остеопорозом. Для підвищення ефективності системи "кістка-полімерне осердя" необхідно попередньо щільно притиснути полімерне осердя до внутрішньої поверхні кістково-мозкового каналу з боку накісткової пластини. 4. Для зменшення контактного тиску та концентрації напружень між полімерним осердям та кісткою бажано підбирати близький до кістково-мозкового каналу діаметр полімерного осердя.

Література

1. Образцов Н.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. и др. Проблемы прочности в биомеханике. – М.: Высшая школа, 1998. – 311 с. 2. Шайко-Шайковський О.Г., Рубленік І.М., Васюк В.Л. Блокуючий інтрамедулярний остеосинтез у лікуванні переломів та їх наслідків. – Чернівці, 2003. – 150 с. 3. Деклар. пат. № 2602 UA, МПК7 А61В17/56. Пристрій для оцінки міцності гвинтових з'єднань при остеосинтезі / О.Г.Шайко-Шайковський, П.Є.Ковальчук, С.В.Білик та ін. (UA). – № 2004010379; Заявл. 19.01.2004; Опубл. 15.06.2004, Бюл. № 6. – 5 с.

БИОМЕХАНИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ УМОВ СТАБІЛЬНОСТІ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

І.М.Рубленік, К.В.Стебліна, П.Є.Ковальчук, О.Г.Шайко-Шайковський

Резюме. Розглянуто переваги та недоліки остеосинтезу довгих кісток накістковими фіксаторами. Експериментально, за допомогою спеціально розробленого пристрою, та розрахунковим методом визначено значення зусилля виривання кортикальних фіксуючих гвинтів без застосування полімерного осердя та при його наявності в кістково-мозковому каналі.

Ключові слова: накістковий остеосинтез, пластини, фіксуючі гвинти, міцність, полімерне осердя.

BIOMECHANICAL SUBSTANTIATION OF STABILITY CONDITIONS OF EXTERNAL FIXATION

I.M.Rublenyk, K.V.Steblina, P.Ye.Koval'chuk, O.H.Shaiko-Shaikovskyi

Abstract. The paper deals with the advantages and shortcomings of osteosynthesis of the long bones by means of external fixation devices. The importance of the effort of pulling out cortical fixing screws without using a polymer core and with its availability in the intramedullary canal has been ascertained experimentally by means of a specially developed device and a calculated method.

Key words: external fixation, plates, fixing screws, strength, polymer core.

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi),
Yu.Fed'kovych National University (Chernivtsi)

Надійшла в редакцію 03.06.2005 р.