

ОЦІНКА УМОВ СТАБІЛЬНОСТІ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

Розглянуто фіксацію відламків довгих кісток за допомогою накісткових фіксаторів, відмічено переваги та недоліки цього способу остеосинтезу. За допомогою спеціально розробленого пристрою експериментально та розрахунковим шляхом обчислено значення зусилля виривання кортикальних фіксуючих гвинтів без застосування полімерного осердя та при його наявності в кістковомозковій порожнині.

Surveyed fixing of the bone fragments long bones with the help periosteal of holdfasts, the deficiencies and advantages of this expedient osteosynthesis are marked. With the help specially worked of the gadget the experimental way spots gains of an ejection of fixing screws without use of the polymeric core.

Проблема травматизму в наш час набула державне значення, оскільки травматизм як причина смертності, інвалідності, тривалої тимчасової непрацездатності займає одне з перших місць. За даними МОЗ України лише спортивний травматизм в 1998 р. серед дорослих та підлітків дорівнював 3,3 випадки на 10000 населення проти 2,6 в 1997 р., що на 32% більше, ніж у 1997 р. У дітей лише спортивний травматизм в 1998 р. також виріс до 9,9 проти 7,5 в 1997 р., що більше майже на 32%. В 2002 р. рівень спортивного травматизму серед дорослих та підлітків дорівнював 3,7 на 10000 населення проти 3,4 в 2001 р., що на 8,8% більше, ніж у 2001 р. Рівень дитячого спортивного травматизму в Україні в 2002р. збільшився на 5,9% порівняно з 2001р. та дорівнював 10,8 на 10000 населення [1].

Серед методів оперативного лікування переломів кісток та їх наслідків накістковий остеосинтез займає значне місце. Цей метод має такі переваги: є відносно простим у виконанні, не потребує наявності дорогої рентгентелевізійної апаратури, дефіцитних металополімерних інтрамедулярних фіксаторів, може виконуватись лікарями-травматологами не вищої кваліфікації [3].

Нині найбільш широко розповсюджені накісткові пластини системи АО (Швейцарської асоціації остеосинтезу) та пластини ХІТО (Харківського інституту травматології та ортопедії) [4].

Проте, як і іншим методам, накістковому остеосинтезу притаманні певні недоліки. Метод

АО порушує фізіологію кістки, кісткова тканина під пластиною стоншується, знижується міцність кісткового мозоля, під пластиною відбувається втрата кісткової речовини навколо ділянки перелому [5]. Це явище відомо як ефект шунтування. Тому, в останні роки все більше розповсюдження знаходить компресійно-динамічний спосіб остеосинтезу, коли відламки кістки завдяки спеціальній формі головки блокуючих гвинтів та отворів у пластині стискаються з певним зусиллям [4].

Ефект шунтування досить часто викликає серйозні ускладнення: повторні переломи кістки після зняття пластини. Такі незадовільні результати складають 2–12% від загальної кількості оперованих [7]. Цей самий факт зменшення кісткової речовини під пластиною відмічено також у роботі [8]. На рис. 2 наведено рентгенограму зламу накісткової пластини.

Неправильне встановлення накісткової пластини, хибне визначення кількості фіксуючих гвинтів, їх діаметра, неправильне створення компресії можуть бути причиною незадовільних результатів та ускладнень.

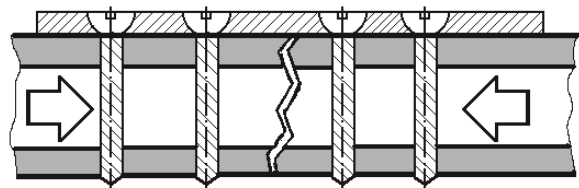


Рис. 1. Компресія відламків при накістковому динамічному остеосинтезі

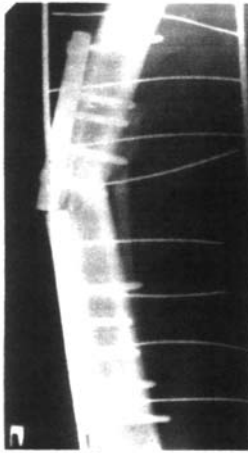


Рис. 2. Руйнування накісткової пластини

У роботі проведено розрахункову оцінку зусиль, необхідних для виривання фіксуючих гвинтів із кортикального шару кісткових відламків. Ці зусилля виникають внаслідок дії деформації згину на пошкоджену кінцівку при її підніманні, ходьбі тощо.

Отже, забезпечення надійної фіксації накісткової пластини є запорукою стабільного остеосинтезу. В роботі досліджено змінення зусилля виривання кортикальних фіксуючих гвинтів у залежності від їх діаметра, кроку різьби, а також – проведено порівняльні розрахунки цих зусиль при здійсненні накісткового остеосинтезу із застосуванням полімерного осердя, розташованого в кістковомозковій порожнині.

Сила виривання гвинтів для різних вікових груп (за класифікацією *Lindal*) буде різною внаслідок різної товщини кортикального шару для першої (20–40 років) та другої (40–60 років) вікових груп. Для першої вікової групи товщина кортикального шару $\Delta_k=4$ мм, для другої вікової групи $\Delta_k=3$ мм. Діаметр полімерного осердя, в залежності від розмірів кістковомозкової порожнини, знаходиться в межах $\Delta_n=9\div 12$ мм.

Сила P , що приведе до виривання гвинтів із фіксуючої системи, визначається з умови міцності на зминання:

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

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

$$F_{зм} = \frac{\pi}{4} (d_1^2 - d_2^2) - \text{площа зминання.}$$

Оскільки гвинти можуть мати різні значення кроку різьби, діаметр полімерного осердя в залежності від віку, статі та індивідуальних фізіологічних особливостей хворого може коливатись у вказаних вище межах.

Сила виривання гвинтів із кортикального шару кістки визначається:

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

де $\omega_k = \Delta_k/S$ – кількість витків різьби в кортикальному шарі, Δ_k – товщина кортикального шару.

Сила виривання гвинтів із полімерного осердя така:

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

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

Допустимі значення напружень такі: $[\sigma]_{зм_k} = 1200\text{--}1500$ кг/см² (120–150 МПа) – для кортикального шару, $[\sigma]_{зм_n} = 470\text{--}450$ кг/см² (47–57 МПа) для поліаміду П-12.

Загальне зусилля виривання визначається за виразом:

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

Результати розрахунків зусилля виривання гвинтів зведені в таблицях 1,2.

Аналіз даних таблиць 1,2 свідчить, що використання полімерного осердя значно збільшує силу виривання гвинтів. Для першої вікової групи це збільшення знаходиться в 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 потоншенні кортикального шару у 2-й віковій групі полімерне осердя виконує ще більш важливу роль, ніж у 1-й, оскільки бере на себе значну частину навантажень.

Таблиця 1. Зусилля виривання фіксуючих гвинтів для 1-ї вікової групи

Крок різьби	Зусилля виривання гвинта P, Н		
	Без полімерного осердя	З полімерним осердем	
		Діаметр осердя Ø9 мм	Діаметр осердя Ø12 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 2-ї вікової групи

Крок різьби	Зусилля виривання гвинта P, Н		
	Без полімерного осердя	З полімерним осердем	
		Діаметр осердя Ø9мм	Діаметр осердя Ø12мм
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

Оцінимо міцність речовини кортикального шару кісткової речовини, для чого розрахунковим шляхом визначимо напруження зминання, що виникають на поверхні контакту між кортикальною речовиною та поверхнею різьби фіксуючих гвинтів. Якщо вважати, що зусилля рівномірно розподілено між усіма фіксуючими гвинтами та між витками різьби кожного з них, то зминаючі напруження можуть бути визначені за виразом:

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{n \cdot F_{зм}} \leq [\sigma]_{зм}, \quad (5)$$

де n – кількість фіксуючих гвинтів на кожному кістковому фрагменті, $F_{зм} = \Delta_k \cdot d_{сер}$ – умовна площа зминання, Δ_k – товщина кортикального шару, $d_{сер}$ – середній діаметр різьби гвинта.

Розрахунки значень зминаючих напружень у кортикальному шарі кістки свідчать, що в кожній віковій групі при будь-якому кроці різьби і кількості гвинтів розрахункові напруження зминання менші від допустимих за умови статичної дії зовнішніх навантажень:

$$\sigma_{зм} \leq [\sigma]_{зм}. \quad (6)$$

в умовах динамічного навантаження (швидкі, необережні рухи, втрата рівноваги, зашпортування тощо) напруження можуть істотно перевищувати відповідні статичні значення:

$$\sigma_d = K_d \cdot \sigma_{ст}, \quad (7)$$

де σ_d – динамічні напруження, $\sigma_{ст}$ – статичні напруження, K_d – коефіцієнт динамічності ($K_d > 1$).

Розрахункові динамічні напруження, як свідчать розрахунки, за певних обставин можуть наближатись до межі міцності. Тому, для забезпечення міцності та стабільності фіксації, необхідно в першій віковій групі хворих при остеосинтезі пластиною з полімерним осердям застосовувати як мінімум по 4 гвинти на кожному кістковому відламку, а в другій віковій групі – по 5 гвинтів.

Висновки

Для запобігання явищу "шунтування" кістки слід надавати перевагу компресійному остеосинтезу, при якому здійснюється стискання відламків у пошкодженій кістці.

Застосування полімерного осердя значно підвищує стабільність остеосинтезу накістковою пластиною.

Визначення кількості фіксуючих гвинтів при накістковому остеосинтезі залежить від вікової групи хворих, діаметра та кроку різьби гвинтів повинно враховувати характер діючого навантаження.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. *Левенець В.Н.* Спортивний травматизм – проблема і пути решения // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2004, №3. – С.77-83.
2. *Гайко Г.В., Калашиников А.В., Лимар С.В.* Стан і проблеми ортопедо-травматологічної допомоги населенню // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2004. – №6. – С.5-9.
3. *Любошиц Н.А.* Пути совершенствования лечения переломов костей и их последствий // Лечение больных с травмами опорно-двигательного аппарата и их последствиями. – Ленинград, 1984. – С.4-9.
4. *Брусско А.Т.* Биомеханические условия активизации остеосинтеза // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1994. – №2. – С.16-20.
5. Декларацийний патент на винахід №22779 UA, МПК7 А61В17/56. Спосіб остеосинтезу фрагментів довгих кісток та пристрій для його здійснення / Д.Д.Бітчук – №9606241 заявки; заявлено 10.06.1994, опубліковано 30.06.1998 // Бюл. №3. – 4 с.
6. *Мелнис А.Э.* Влияние скорости деформирования на характер разрушения компактной костной ткани // Механика композитных материалов. – 1983. – №1. – С.118-124.
7. *Богданович И.Я., Закиров Ю.А.* Накостный компрессионный остеосинтез при лечении переломов длинных трубчатых костей // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1984. – №6. – С.64-68.
8. *Корнилов Н.В., Карицов В.И., Новоселов К.А.* Результаты оперативного лечения больных с ложными суставами диафиза бедренной кости // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1988. – №12. – С.25-29.
9. *Рубленик І.М., Шайко-Шайковський О.Г., Васюк В.Л.* Блокуючий інтрамедулярний метало полімерний остеосинтез в лікуванні переломів кісток та їх наслідків. – Чернівці: Рута, 2003.