

© 2005р. **І.М. Рубленик, К.В. Стебліна*, П.Є. Ковальчук,
О.Г. Шайко-Шайковський***

Буковинський державний медичний університет
*Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича, Чернівці

БИОМЕХАНИЧНІ АСПЕКТИ ФІКСАЦІЇ ПРИ НАКІСТКОВОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ

Розглянуто експериментальне визначення зусилля виривання фіксуєючих гвинтів безпосередньо до кортикального шару кістки при використанні полімерного осердя для створення стабільного накісткового остеосинтезу.

The experimental definition of gain of an ejection of fixing screws immediately to a stratum bone surveyed and at use of a polymeric fuse–core for making stable periosteal osteosynthesis.

Один із досить розповсюджених видів остеосинтезу – накістковий остеосинтез, який здійснюється за допомогою спеціальних накісткових пластин. Як відзначають спеціалісти травматологи, цей вид остеосинтезу при пошкодженнях і переломах довгих кісток може застосовуватись без використання дорогої рентгенівської апаратури, дефіцитних інтрамедулярних металополімерних конструкцій і, що особливо важливо, не потребує виконання операції травматологами найвищої кваліфікації.

У наш час досить широко розповсюджені накісткові пластини системи АО (Швейцарської асоціації остеосинтезу) та ХІТО (Харківського інституту травматології та ортопедії). Вдосконалення методів і способів накісткового остеосинтезу привело до появи малоконтактних пластин [1], а також деротаційних пластин, які перешкоджають дії косоного згину і, що особливо важливо, – дії крутильних зовнішніх навантажень [2,3].

Досягнення стабільності остеосинтезу зумовлюється рівнем перелому (діафізарний, метафізарний, епіфізарний, суглобний), видом перелому (поперечний, осколковий, косий, гвинтовий, багатоосколковий, розтрощений), віком потерпілого, індивідуальними особливостями хворих, медичними показами тощо. Всі ці фактори необхідно враховувати, обираючи відповідну конструкцію фіксатора, його модель, розміри і т.ін.

Прийнято вважати, що кісткова речовина поділяється на компактну, структура якої визначається пластинчатою будовою, і спонгіозну (зубчасту), яка наділена високою неоднорідністю і пористістю. Спонгіозна кістка складається з

перекладин (трабекул), які утворюють складну просторову структуру. Об'єм між трабекулами заповнений кістковим мозком і кровоносними судинами. Просторова структура, яку утворюють трабекули, досить неоднорідна і анізотропна.

У залежності від особливостей структури розрізняють три різновиди спонгіозної кістки: трубчасту, пластинчасту та трабекулярну. Поверхневі ділянки формуються з компактною кістковою тканиною, внутрішні – зі спонгіозною [4]. Крім того міцнісні параметри кісткової речовини істотно змінюються по довжині кістки [5].

Все наведене підтверджує, що теоретичне визначення зусилля фіксації накісткової пластини, зокрема зусилля виривання гвинтів із кісткової речовини, буде мати досить наближений характер, тому необхідне експериментальне уточнення і перевірка результатів теоретичних досліджень на натурних зразках, що дасть можливість максимально наблизити результати до реальних значень.

Дослідження проводились на натурних препаратах великогомілкових кісток, взятих при автопсії у людей, що загинули раптовою смертю при нещасних випадках. Всі препарати належали до II вікової групи (40–60 рр.) за класифікацією Lindal [7]. Кістки розподілялися по довжині на декілька зон: діафізарну, метафізарну, епіфізарну (рис.1), в які після попереднього розсвердлювання й нарізання різьби були введені спеціальні немагнітні гвинти системи АО. Для кожного фрагмента розглядалися два випадки: фіксація безпосередньо до кістки, а також – фіксація до кістки з полімерним осердем, яке попередньо вставлялося в кістковомозкову порожнину.

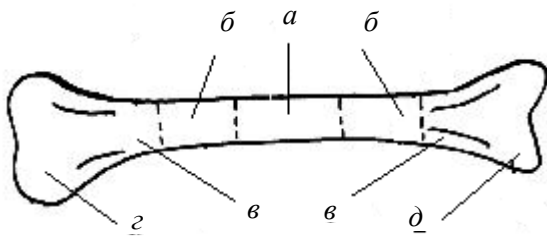


Рис. 1. Ділянки кістки: діафізарна (а), метафізарна (б), епіфізарна (в), проксимальний відділ (г), дистальний відділ (д)

Таблиця 1. Відносний розподіл навантажень у системі "кістка-полімерне осердя"

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

Для досліджень використано універсальну розривну машину Р-0,5 лабораторії опору матеріалів (Чернівецький національний університет ім. Юрія Федьковича), в захвати якої було встановлено спеціально розроблений, сконструйований і виготовлений для цього пристрій, що дозволяє оперативно і швидко проводити вимірювання на зразках та препаратах довгих кісток [6].

Для діафізу кістки (ділянка а, рис.1) експериментальним шляхом отримано, що при фіксації гвинтів лише до кортикальної речовини, виривання знаходиться в межах $P_1^D=160-210$ кг, при використанні полімерного осердя це значення було дещо вище – $P_2^D=255-305$ кг. Теоретичний розрахунок дає значення $P_1^D=124-209$ кг.

Для метафізарної ділянки кістки (ділянка б, рис.1) ці значення мали такі величини: при фіксації лише до кортикальної речовини $P_1^M=140-200$ кг, при використанні полімерного осердя $P_2^M=290-350$ кг. Теоретичний розрахунок дає значення $P_1^M=210-262$ кг, $P_2^M=351-410$ кг.

Для епіфізарних ділянок (ділянка в, рис.1) фіксація без полімерного осердя дала експериментальні значення $P_1^E=70$ кг, а розрахункові – $P_1^E=81-105$ кг. При використанні полімерного осердя експериментальні значення $P_2^E=295$ кг, а розрахункові – $P_2^E=309-358$ кг.

Порівняння результатів, отриманих розрахунковим та експериментальним шляхами, свідчить, що зусилля виривання при використанні полімерного осердя досить помітно збільшується. Теоретичний розрахунок дає діапазон значень коефіцієнта, який показує в скільки разів збільшується зусилля виривання фіксуючого гвинта при використанні полімерного осердя: $K=1,47-1,78$.

Відповідні результати експерименту свідчать, що таке збільшення знаходиться в межах $K=1,51-1,88$ разів, за винятком епіфізарної ділянки, де спостерігається різке збільшення об'єму кістки за рахунок підвищення маси спонгіозної речовини та потовщення компактної. У таблицю 1 зведено відносні значення величин навантажень, які на власне кісткову речовину припадають, з одного боку, та полімерне осердя з іншого.

Аналіз таблиці 1 свідчить, що при метафізарних – і особливо, при епіфізарних переломах – спостерігається суттєвий перерозподіл навантаження у системі "кістка-полімерне осердя". При епіфізарних переломах переважну величину навантаження отримує полімерне осердя, а не сама кістка. Тому для досягнення стабільності у разі епіфізарних переломів необхідно застосовувати полімерне осердя при здійсненні накісткового остеосинтезу.

Характер руйнувань показав також, що в деяких випадках при вириванні гвинта порушувалась цілісність кістки, проте полімерне осердя ще міцно утримувало гвинт. Відбувалося це через те, що при загвинчування гвинта у кортикальний шар кістки і в полімерне осердя між останнім та внутрішньою поверхнею кістковомозкової порожнини залишався деякий проміжок. Внаслідок цього при вириванні гвинта кортикальний шар та осердя опирались не як єдина суцільна система, а кожний окремо: спочатку навантаження сприймав на себе кортикальний шар кістки, а після його руйнування на різьбовій ділянці фіксуючого гвинта притискалося до внутрішньої поверхні кістковомозкової порожнини полімерне осердя, яке працювало також автономно.

Отже, для підвищення міцності всієї системи "кістка-полімерне осердя", її ефективності перед введенням фіксуючих гвинтів необхідно забезпечити щільне стискання полімерного осердя з внутрішньою поверхнею кістковомозкової порожнини з того боку, де буде у подальшому накла-

датись накісткова пластина. Для цього слід застосовувати 2–3 коротких гвинти, які вводяться через отвори дещо більшого, ніж гвинт діаметра в кортикальний шар кістки й загвинчуються в полімерне осердя до його щільного притискання до внутрішньої поверхні кістковомозкової порожнини. Лише після цього етапу операції можна проводити фіксуючі гвинти через обидва шари кортикальної речовини та полімерне осердя.

Висновки

1. Використання полімерного осердя всередині кістковомозкової порожнини значно підвищує (в 1,47–1,88 раза) стабільність накісткового остеосинтезу.

2. Діафізарна, метафізарна та епіфізарна ділянка кістки створюють різні значення опору виривання фіксуючих гвинтів. Міцність фіксації кортикальною речовиною від діафіза до епіфіза знижується, а "внесок" полімерного осердя – зростає.

3. Досягнення стабільності остеосинтезу в епіфізарній частині кістки неможливе без полімерного осердя.

4. Для підвищення ефективності системи "кістка–полімерне осердя" необхідне попереднє щільне притискання полімерного осердя до внутрішньої поверхні кістковомозкової порожнини з боку встановлення накісткової пластини.

5. Для зменшення контактного тиску і концентрації напружень між полімерним осердям і кісткою бажано підбирати діаметр полімерного осердя близьким до внутрішнього діаметра кістковомозкової порожнини.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Пластина с минимальным контактом для биологического стабильно-функционального остеосинтеза // Травматология и ортопедия России. – 1995. – №5. – С.14-16.
2. Декларацийний патент на винахід №43276 UA, А МПК7A61B17/56. Пристрій для остеосинтезу С.В. Білика та І.М.Рубленика / І.М.Рубленик, С.В.Білик (UA). – №2001063739 заявки, заявл. 01.06.2001, опубл.15.11.2002, бюл. №10.
3. Декларацийний патент на корисну модель №2604 UA, МПК7 A61B17/56. Пристрій для остеосинтезу з багатоплощинною фіксацією / О.Г.Шайко-Шайковський, П.Є.Ковальчук, С.В.Білик, І.С.Олексюк, О.І.Зіньків, А.Т.Зінченко (UA). – №2004010381 заявки, заявл.19.01.2004, опубл.15.06.2004, бюл.№6.
4. *Образцов Н.Ф., Ханин М.А.* Оптимальные биомеханические системы. – М.: Медицина, 1989.
5. *Образцов Н.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. и др.* Проблемы прочности в биомеханике. – М.: Высшая школа, 1998.
6. Декларацийний патент на винахід №2602 UA, МПК7 A61B17/56. Пристрій для оцінки міцності гвинтових з'єднань при остеосинтезі / О.Г.Шайко-Шайковський, П.Є.Ковальчук, С.В.Білик, І.С.Олексюк, К.В.Стебліна, А.Т.Зінченко (UA). – №2004010379 заявки, заявл.19.01.2004, опубл. 15.06.2004, бюл. №6.
7. *Lindal O.* Acta orthop. – 1970. – №21. – P.500-506.