УДК 616.718.4 - 001 - 089.84

І.М.Рубленик, І.С.Олексюк, О.Г.Шайко-Шайковський, К.В.Гуцуляк

ОСТЕОСИНТЕЗ ДІАФІЗАРНИХ ПЕРЕЛОМІВ НАКІСТКОВОЮ МЕТАЛЕВОЮ ПЛАСТИНОЮ ТА ПОЛІМЕРНИМ СЕРДЕЧНИКОМ

Буковинська державна медична академія,
Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича

Резюме. Розглянуто застосування для остеосинтезу діафізарних переломів довгих кісток накісткової металевої пластини разом із полімерним циліндричним сердечником, що розташовується у кістково-мозковій порожнині. Визначено необхідну кількість фіксуючих гвинтів у разі дії на фіксуючу систему статичних та динамічних навантажень залежно від діаметра гвинтів, кроку різьби, вікової групи хворих. Показано, що застосування полімерного сердечника підвищує стабільність фіксації відламків пошкодженої кістки.

Ключові слова: остеосинтез, металева пластина, гвинти, статичні та динамічні навантаження.

Вступ. Сучасні принципи оперативного лікування переломів довгих кісток передбачають точну репозицію відламків та їх стабільну фіксацію під час зрощення, забезпечення можливості здійснення заходів ранньої реабілітації. Реалізація цих принципів на практиці пов'язана з відомими труднощами внаслідок недосконалості інтрамедулярних і накісткових конструкцій остеосинтезу та відсутності розрахунково-експериментальних методик щодо їх забезпечення [1,3].

Застосування стрижневої черезкісткової фіксації або інтрамедулярного металевого чи металополімерного остеосинтезу не завжди є можливим.

Альтернативою в цих випадках може бути відомий спосіб остеосинтезу за допомогою металевих накісткових пластин, до яких з метою підвищення стабільності фіксації пропонується додати полімерний сердечник, який знаходиться у кістково-мозковій порожнині.

Мета дослідження. Підвищити надійність та стабільність остеосинтезу при використанні накісткових пластин, розробити науково обгрунтовану методику визначення необхідної кількості, діаметра фіксуючих гвинтів, кроку їх різьби у разі дії динамічних навантажень на відламки пошкодженої кістки при лікуванні діафізарних переломів у пацієнтів різних вікових груп.

Матеріал і методи. Накісткова металева пластина (сталь 12Х18Н9Т) з полімерним сердечником (поліамід П-12) призначена для фіксації кісткових відламків та скорочення терміну лікування.

На рис. 1 наведено схему остеосинтезу за допомогою накісткової металевої пластини та полімерного сердечника, які з'єднуються з відламками пошкодженої кістки за допомогою 6 – 10 гвинтів діаметром ∅ 4.5 мм.

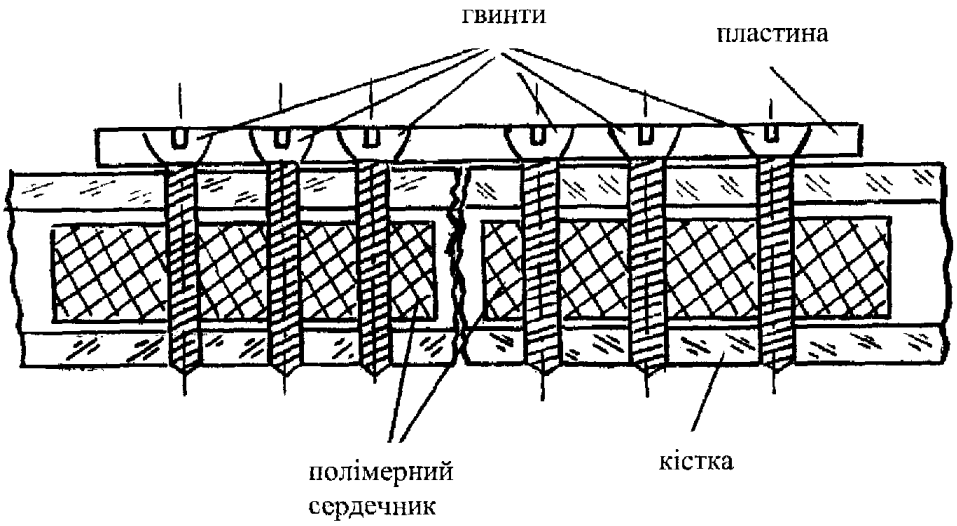

Рис. 1. Накістковий остеосинтез металевою пластиною з полімерним сердечником.

© І.М.Рубленик, І.С.Олексюк, О.Г.Шайко-Шайковський, К.В.Гуцуляк, 2002

У таблиці 1 наведено можливий крок різьби S, з яким випускаються гвинти Ød=4,5 мм, а також відповідні значення зовнішнього d_1 та внутрішнього d_2 діаметрів щодо відповідного кроку різьби [4].

Таблиця 1

Геометричні параметри різьби гвинтів Ød = 4,5 мм

Модифікація	Крок різьби S (мм)	Значення діаметра різьби (мм)	
		зовнішній d_1	внутрішній d_2
А	0,75	4,5	3,688
В	0,5	4,5	3,956
С	0,35	4,5	4,121
Д	0,25	4,5	4,229

Товщина кортикального шару для 1-ї вікової групи прийнята $\Delta_к$ = 4 мм, для 2-ї вікової групи $\Delta_к$ = 3 мм, діаметр полімерного сердечника залежно від діаметра кістково мозкової порожнини знаходиться у межах $\Delta_п$ = 9 – 12 мм.

У роботі визначено значення сили Р, яка може призвести до виривання гвинтів із фіксуючої системи. Визначено величину зусилля, що може зрізати фіксуючі гвинти або призвести до зминання кортикального шару кісткової речовини у разі дії статичних та динамічних навантажень. Дослідження проведено для випадків застосування гвинтів із різним кроком різьби у разі фіксації переломів у пацієнтів різних вікових груп.

Результати дослідження та їх обговорення. Сила Р, що може призвести до виривання гвинтів із фіксуючої системи, визначалася з умови міцності на зминання:

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

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

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

P – вага тіла хворого.

Оскільки гвинти можуть мати різне значення кроку різьби, діаметр полімерного сердечника залежно від віку, статі та індивідуальних фізіологічних особливостей хворого може коливатись у певних, вказаних вище межах. Визначаємо силу виривання гвинтів із кортикального шару кістки за виразом:

$$P_к = [\sigma]_{зм_к} \cdot F_{зм} \cdot \varpi_к \qquad (2)$$

де; $\varpi_к = \Delta_к / S$ - число витків різьби у кортикальному шарі,

$\Delta_К$ - товщина кортикального шару кістки.

Сила виривання гвинтів із полімерного сердечника буде визначатися за виразом:

$$P_п = [\sigma]_{зм_п} \cdot F_{зм} \cdot \varpi_п \qquad (3)$$

де: $\varpi_п = \Delta n / S$ - число витків, що приходяться на полімерний сердечник,

S - крок різьби,

$\Delta_п$ - товщина полімерної речовини.

У виразах (2) – (3) прийнято наступні значення допустимих напружень [1]:

$[\sigma]_{зм_к} = (1200 \div 1500)$ кг/см^2 = (120 ÷ 150) МПа

- для кортикального шару кістки;

$[\sigma]_{зм_п} = (470 \div 570)$ кг/см^2 = (47 ÷ 57) МПа

для поліаміду П–12.

Загальне зусилля виривання буде визначатись за формулою:

$$P_{зм} = 2P_к + P_п \qquad (4)$$

У таблиці 2 містяться результати розрахунків зусиль виривання фіксуючих гвинтів залежно від кроку різьби, діаметра полімерного сердечника або при його відсутності для 1–ї вікової групи ($\Delta_к$ = 4 мм).

Для 2–ї вікової групи відповідно значення будуть мати величини, що наведено у таблиці 3, ($\Delta_к$ =3 мм.).

Таблиця 2

Зусилля виривання фіксуючих гвинтів для 1–ї вікової групи

Крок різьби S (мм)	Зусилля виривання гвинта Р (н)		
	без полімерного сердечника	за наявності полімерного сердечника	
		сердечник ∅ 9 мм	сердечник ∅ 12 мм
0,75	6396 – 7995	9210 – 11420	10170 – 12560
0,50	6912 – 8640	9958 – 12330	10970 – 13560
0,35	7140 – 8920	10280 – 12720	11330 – 14000
0,25	7680 – 9600	11060 – 13700	12190 – 15070

Таблиця 3

Зусилля виривання фіксуючих гвинтів 2–ї вікової групи

Крок різьби S (мм)	Зусилля виривання гвинта Р (н)		
	без полімерного сердечника	за наявності полімерного сердечника	
		сердечник ∅ 9 мм	сердечник ∅ 12 мм
0,75	5800 – 6000	8620 – 9420	9560 – 10560
0,50	5186 – 6480	8232 – 10174	9246 – 11400
0,35	5347 – 6684	8687,6 – 10484	9537 – 11764
0,25	5760 – 7200	9140 – 11304	10270 – 12670

Аналіз даних (табл. 2, 3) свідчить, що використання полімерного сердечника значно збільшує силу виривання гвинтів. Для 1–ї вікової групи це збільшення знаходиться у межах 1,47 – 1,57 раза, для 2–ї вікової групи сила виривання гвинтів збільшується у межах 1,64 – 1,78 раза. Це пояснюється тією обставиною, що при потоншенні кортикального шару у 2–й віковій групі полімерний сердечник виконує ще більш важливу роль, оскільки бере на себе значну частину навантажень.

При визначенні дотичних напружень, що виникають у матеріалі гвинтів, використано вираз міцності при зрізі:

$$\tau = \frac{P}{F_{зр}} \le [\tau] \qquad (5)$$

де: $F_{зр} = \frac{\pi d_2^2}{4}$ - площа зрізу,

d_2 – внутрішній діаметр різьби гвинта.

Згідно з IV теорією міцності (енергетичною) допустимі дотичні напруження [3]:

$$[\tau] = \frac{[\sigma]}{\sqrt{3}} \qquad (6)$$

Для сталі 12Х18Н9Т, з якої виготовлено гвинти, [σ] = 2160 – 3520 кг/см^2 = (216 – 352) МПа, а [τ] = 1250 – 2035 кг/см^2 = (125 – 203,5) МПа [2]. Оскільки гвинти ∅ 4,5 мм можуть мати різні значення кроку різьби (табл. 1), а в біотехнічній системі "пошкоджена кістка–металева пластина– полімерний сердечник" може бути застосована різна кількість фіксуючих гвинтів, було визначено величину виникаючих дотичних напружень у матеріалі гвинтів залежно від їх кількості, кроку різьби при статичному зовнішньому навантаженні (табл. 4).

Таблиця 4

Величина зрізаючих напружень у фіксуючих гвинтах при дії статичного навантаження

Крок різьби S (мм)	Величина дотичних напружень у матеріалі гвинта τ (МПа)					
	І гвинт	2 гвинти	3 гвинти	4 гвинти	5 гвинтів	6 гвинтів
0,75	80,0	40,0	26,7	20,0	16,0	13,3
0,50	66,7	33,3	22,2	16,6	13,3	11,1
0,35	61,5	30,7	20,5	15,4	12,3	10,2
0,25	57,1	28,6	19,0	14,3	18,4	9,5

Аналіз даних (табл. 4) свідчить, що для забезпечення надійності фіксації з додатковим запасом міцності в 3,12 раза достатньо використати всього 2 гвинти. Проте для здійснення надійної та стабільної фіксації, з метою збільшення жорсткості біотехнічної системи, бажано використовувати не менше 3–4 фіксуючих гвинтів на кожний кістковий фрагмент.

Для забезпечення надійності роботи біотехнічної фіксуючої системи необхідно також врахувати напруження зминання, які виникають у поверхні контакту між кортикальним шаром кістки та фіксуючими гвинтами. Приймаючи гіпотезу про рівномірний розподіл зовнішніх навантажень між фіксуючими гвинтами, напруження можуть бути визначені за виразом [3,4]:

$$\sigma_{зм} = \frac{P}{nF_{зм}} \le [\sigma]_{зм} \qquad (7)$$

де: n – число фіксуючих гвинтів на кожному кістковому фрагменті,

$F_{зм} = \Delta_к \cdot d_{сер}$ - умовна площа зминання,

$D_к$ – товщина кортикального шару,

$d_{сер}$ – середній діаметр різьби гвинта.

У таблиці 5 містяться значення зминаючих напружень у кортикальному шарі кістки залежно від кількості фіксуючих гвинтів, їх кроку та віку хворого.

Таблиця 5

Величина напружень зминання у кортикальній речовині кістки при статичному навантаженні

Крок різьби S (мм)	Кількість гвинтів	Величина напружень $\sigma_{зм}$ (МПа)	
		I вікова група	II вікова група
0,75	1	48,85	65,13
	2	24,42	32,57
	3	16,28	21,71
	4	12,21	16,28
	5	9,77	13,03
0,50	1	47,30	63,07
	2	23,65	31,74
	3	15,77	21,02
	4	11,82	15,77
	5	9,46	12,61
0,35	1	46,39	61,86
	2	23,19	30,93
	3	15,47	20,62
	4	11,59	15,47
	5	9,27	12,37
0,25	1	45,02	61,09
	2	22,91	30,55
	3	15,27	20,37
	4	11,46	15,27
	5	9,16	12,22

Аналіз даних (табл. 5) свідчить, що для кожної з вікових груп умова міцності по напруженнях зминання у кортикальній речовині кістки виконується при будь–якій кількості гвинтів незалежно від їх кроку за дії на біотехнічну систему лише статичних навантажень.

Проте в реальних умовах внаслідок цілого ряду причин навантаження, які діють на пошкоджену та синтезовану кістку, можуть носити також і динамічний характер (втрата хворим рівноваги, швидкі рухи, зашпортування тощо). Динамічні напруження, які при цьому виникають, можуть багато разів перевищувати відповідні статичні напруження:

$$\sigma_д = K_д \cdot \sigma_{СТ} \qquad (8)$$

де: $\sigma_д$ - динамічні напруження;

$\sigma_{СТ}$ - статичні напруження;

$K_д$ - коефіцієнт динамічності ($K_д > 1$).

Коефіцієнт динамічності може бути визначений за виразом [3]:

$$K_д = 1 + \sqrt{1 + \frac{2h}{\Delta_{CT}}} \qquad (9)$$

де: h – висота "падіння" тіла пацієнта при зашпортуванні,

Δ_{CT} - абсолютна статична деформація фіксатора при дії на нього маси тіла пацієнта.

Приймаючи гіпотезу про рівномірність розподілу динамічного навантаження між всіма фіксуючими гвинтами, розглядаючи стандартну 10–гвинтову пластину, враховуючи, що деформація матеріалу пластини відбувається між всіма гвинтами обох відламків кістки визначаєм δ_{CT} за виразом закону Гука:

$$\delta_{CT} = \sum_{i=1}^{n} \frac{N_i l_i}{EF} \qquad (10)$$

де: N_i - стискаюча сила, що діє між кожною i–ю парою гвинтів (n = 25)

l_i - відстань між кожною i–ю парою гвинтів,

E - модуль пружності I роду матеріалу пластини,

F – площа поперечного перерізу пластини.

Приймаючи h = (0,1 – 0,2) см, отримаєм, що $K_д$ = (20 – 30).

Розрахункові значення динамічних напружень, які виникають у кортикальному шарі відламків кістки, містяться у таблиці 6.

Таблиця 6

Значення напружень зминання у кортикальному шарі кісткової тканини залежно від кроку різьби, кількості гвинтів, коефіцієнта динамічності та віку постраждалих

Крок різьби S (мм)	Кількість гвинтів	Величина напружень $\sigma_{зм}$ (МПа)			
		I вікова група		II вікова група	
		$K_д$ = 20	$K_д$ = 30	$K_д$ = 20	$K_д$ = 30
0,75	1	977,0	1465,5	1302,7	1954,0
	2	488,5	732,7	651,3	1277,0
	3	325,6	488,4	434,2	651,3
	4	244,2	366,4	325,6	488,4
	5	195,4	293,1	260,5	390,8
0,5,0	1	946,0	141,9	1261,4	1892,1
	2	473,0	709,0	630,7	949,0
	3	315,3	473,0	420,5	630,7
	4	236,5	354,7	315,3	473,0
	5	189,2	283,8	252,3	378,4
0,35	1	927,8	1391,7	1237,2	1855,8
	2	463,9	695,9	618,6	927,9
	3	309,3	463,9	412,4	618,6
	4	231,9	347,9	309,3	463,9
	5	185,4	278,1	247,4	371,1
0,25	1	916,4	1374,6	1221,9	1832,9
	2	458,2	687,3	610,9	916,4
	3	305,5	458,2	407,3	612,5
	4	229,1	343,7	305,3	457,9
	5	183,2	274,8	244,4	366,6

Аналіз даних (табл. 6) свідчить, що динамічні напруження в кортикальному шарі кістки за певних обставин наближаються до межі міцності $s_в$. Для забезпечення міцності та стабільності фіксації необхідно в 1–й віковій групі хворих при остеосинтезі пластиною з полімерним сердечником застосовувати як мінімум 4 гвинти на кожному кістковому відламку, а в 2–й віковій групі – 5 гвинтів.

Висновки.

1. Застосування полімерного сердечника при остеосинтезі накістковою металевою пластиною підвищує надійність та стабільність фіксації.

2. Розроблено розрахункову методику та визначено напруження зрізу у біотехнічній системі "кістка–металева пластина–фіксуючі гвинти".

3. Визначено напруження зминання у кортикальному шарі в разі дії на фіксуючу систему статичних або динамічних навантажень для різних вікових груп хворих.

4. Для надійної та стабільної фіксації відламків при діафізарних переломах трубчастих кісток у разі накісткового остеосинтезу металевою пластиною необхідно застосувати 4 фіксуючі гвинти для 1–ї вікової групи хворих та 5 фіксуючих гвинтів – для 2–ї вікової групи.

Література. 1. *Рубленик І.М., Васюк В.Л.,* Шайко-Шайковський О.Г. та ін. Міцносні характеристики фіксатора для біологічного остеосинтезу переломів вертлюгової ділянки стегна // Бук. мед. вісник – 1999. – №1. – С. 100 – 106. 2. *Сорокин В.Г.* Марочник сталей и сплавов. – М.: Машиностроение, 1989. – 638 с. 3. *Писаренко Г.С., Яковлев А.П.,* Матвеев В.В. Справочник по сопротивлению материалов. – К.: Наукова думка, 1988. – 734 с. 4. *Анурьев В.И.* Справочник конструктора – машиностроителя. – М.: Машиностроение. – Т.1.– 1974. – 416 с.

OSTEOSYNTHESIS OF DIAPHYSEAL FRACTURES BY MEANS OF A SUPRAOSSEOUS METAL PLATE AND POLYMERIC CORE

I.M.Rublenyk, I.S.Oleksiuk, O.G.Shaiko-Shaikovskyi, K.V.Gutsuliak

Abstract. The authors have considered the use of a supraosseous metal plate together with a polymeric cylindrical core situated in the osseous-medullary cavity for osteosynthesis of diaphyseal fractures of the long bones. It has become possible to determine the necessary amount of locking screws in case of the action on the locking system of static an dynamic loadings, depending on the screw diameter, thread pitch, the age of patients. It has been shown that the use of a polymeric core enhances the stability of fragment fixation of a damaged bone.

Key words: osteosynthesis, metal plate, screws, static and dynamic loading.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)
Yu. Fedkovych National University (Chernivtsi)

Надійшла до редакції 6.07.2001 року