

ОРИГІНАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

УДК 616.716.55+616.716.65]-001.5-053.2-089

А. Ф. Левицький¹, О. В. Ярецько², Ю. Р. Терпиловський³

1. Національний медичний університет імені О.О. Богомольця

2. Інститут патології хребта та суглобів імені М. І. Ситенка НАМН України

3. Національна дитяча спеціалізована лікарня „Охматдит”

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ СТВОРЕННЯ АЛГОРИТМУ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ДІАФІЗАРНИХ ПЕРЕЛОМІВ КІСТОК ПЕРЕДПЛІЧЧЯ У ДІТЕЙ

В основу дослідження був покладений аналіз змін напружено-деформованого стану в кістках передпліччя дитини в нормі та при різних методах остеосинтезу діафізарних переломів на основі комп'ютерного моделювання за допомогою методу скінченних елементів для створення алгоритму хірургічного лікування діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей. Аналіз свідчить про те, що розроблений алгоритм враховує тип перелому і характер зміщення відламків (за педіатричною класифікацією АО/ASIF) та вік дитини; застосування титанових еластичних стрижнів або спиць Кіршнера показане при будь-якому типі закритого перелому без вікових обмежень; а використання пластин залишається резервною методикою.

Ключові слова: діти, алгоритм, перелом кісток передпліччя, біомеханіка, напружено-деформований стан.

ВСТУП

Аналіз сучасних літературних джерел [10, 15] показав, що проблема остеосинтезу діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей є вкрай актуальною. Для хірургічного лікування діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей широко застосовуються пластини, та останнім часом набув поширення малоінвазивний інтрамедулярний остеосинтез із застосуванням металевих еластичних стрижнів, таких як спиці Кіршнера (СК) та титанові еластичні стрижні (ТЕС), який на нашу думку є ефективним методом хірургічного лікування.

Беззаперечною перевагою надається малоінвазивним методикам лікування, а саме використанню інтрамедулярних еластичних стрижнів (ТЕС і СК). Але деякі автори вважають, що з 10-річного віку ці переломи у дітей можна лікувати, як переломи у дорослих, тобто показання до оперативного лікування, особливо за допомогою пластин, розширюються [11].

Остеосинтез пластинами частіше застосовується при значному ротаційному зміщенні відламків [11, 15], повторних переломах, сповіль-

неній консолідації та несправжніх суглобах, які виникли при консервативному лікуванні та інтрамедулярному остеосинтезі [4].

З огляду на це хочеться зупинитися на деяких біомеханічних аспектах остеосинтезу.

На думку деяких авторів [8, 9], гематома навколо перелому основним джерелом для утворення періостальної кісткової мозолі. Її утворення гальмується при використанні ригідних фіксаторів, і, навпаки, сприяють її формуванню мікрорухи в ділянці перелому [8]. Періостальна кісткова мозоля є основною і формується швидше за наявності окістя, яке у дітей є більш товстим та краще васкуляризованим, ніж у дорослих [8]. Процес ремоделювання кістки після перелому складається з резорбції первинної кісткової мозолі остеокластами та формування зрілої пластинчастої кісткової тканини остеобластами [8, 9]. Пластинчасті кісткові трабекули розташовуються вздовж ліній механічних зусиль [8, 9]. Саме цей факт є цікавим з точки зору біомеханіки формування кісткової мозолі.

Аналіз розташування кісткових балок та пластинок вказує на те, що архітектоніка кісткової тканини відповідає лініям силового напруження, яке виникає у кістці при навантаженні [12].

З огляду на це остеосинтез має забезпечувати [1] збереження осі ураженого сегмента та пружних деформацій у зоні перелому та відновлення напруження кісткової тканини за рахунок пружної деформації ділянки перелому під дією циклічних навантажень за наявності збереженої гематоми в місці перелому [8, 9].

Найбільше цим вимогам, на нашу думку, відповідають гнучкі металеві інтрамедулярні фіксатори, а саме СК і ТЕС.

В дослідженій нами літературі немає чіткого біомеханічного обґрунтування для застосування кожного з перерахованих методів хірургічного лікування, що стало підґрунтям для проведення даної роботи.

Механічні характеристики матеріалів,
які використовувалися

Тканина	Е (МПа)	ν
Компактна кістка	18350	0,3
Губчаста кістка	330	0,3
Кісткова мозоль	50	0,3
Титан	120000	0,33
Сталь	210000	0,28

Мета роботи. Створення оптимального алгоритму хірургічного лікування дітей з діафізарними переломами обох кісток передпліччя на основі диференційованого підходу до використання пластин та еластичних інтрамедулярних металевих стрижнів (СК та ТЕС).

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Для чисельного аналізу напружено-деформованого стану (НДС) в кістках передпліччя нами був використаний метод скінченних елементів для комп'ютерного моделювання біомеханічних змін у кістках передпліччя при інтрамедулярному остеосинтезі діафізарних переломів. При побудові розрахункової моделі за основу було взято модель ліктьової та променевої кісток, які були розроблені в лабораторії біомеханіки інституту ім. М.І. Ситенка. Модель будувалася на основі томографічних зрізів кістки, які були проведені через 0,5 – 1 см для нерегулярних зон (проксимальний та дистальний відділи) і 1 – 3 см для областей з більш простою геометрією (діафіз). Додаткові геометричні розміри кісток передпліччя, які були необхідні для побудови геометричної моделі передпліччя дітей, взяті з роботи Karakas S. [6].

На основі побудованої геометричної моделі нами було змодельовано поперечний перелом в середині діафізу обох кісток передпліччя та побудовані варіанти моделі з остеосинтезом СК, ТЕС та пластинами. У проведених дослідженнях враховувалися різні види біологічних тканин: компактна і губчаста кістка, кісткова мозоль. У даному дослідженні матеріал вважався однорідним і ізотропним. При виборі властивостей кісткових структур ми ґрунтувалися на даних, що наведені в літературі [13], для фіксаторів властивості матеріалів взяті з роботи Gere J.M. [5]. Отримані характеристики зведені в таблицю 1.

Для визначення НДС кісток передпліччя при

різних видах остеосинтезу розглядалося навантаження кісток передпліччя в ділянці промене-зап'ясткового суглобу силою в 10 Н в різних напрямках, а також розглядалося кручення моментом 1 Нм. В області ліктьового суглоба кістки передпліччя жорстко зафіксовані. В якості оцінки напруженого стану обрані напруги Мізеса [3, 5] як найбільш інформативний вид загального напруженого стану. Отримана розрахункова модель складається з 23722 об'ємних тетраїдальних ізопараметричних KE і має 38820 вузлів. Розрахунки проводилися в програмі SOLIDWORKS.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Отримані в ході дослідження результати змін НДС в передпліччі наведено в таблиці 2.

Таким чином, на основі нового та раніше проведеного [2] дослідження змін НДС в кістках передпліччя при моделюванні різних варіантів остеосинтезу діафізарного перелому обох кісток, можна зробити наступні висновки:

Розроблена біомеханічна модель «діафіз кісток передпліччя – металевий фіксатор» демонструє помірне збільшення внутрішнього напруження в місці перелому при використанні інтрамедулярних еластичних стрижнів ТЕС і СК, що може сприяти створенню оптимальних умов для репаративного остеогенезу; в той же час асиметричний розподіл внутрішнього напруження з

Зміни НДС в ділянці перелому та у фіксаторі на межі контакту з переломом
залежно від напрямку навантаження на передпліччя, МПа

	Розтягнення		Вигин у сагітальній площині		Вигин у фронтальній площині		Кручення	
	Ділянка перелому	Напруження у фіксаторі	Ділянка перелому	Напруження у фіксаторі	Ділянка перелому	Напруження у фіксаторі	Ділянка перелому	Напруження у фіксаторі
Ліктьова кістка								
Норма	0,05		0,58		0,92		2,43	
ТЕС	2,9	5,12	35,77	74,06	14,71	93,17	71,53	235,6
СК	3,99	7,86	49,56	100,23	45,78	135,07	119,9	523,41
Пластина	0,08	3,75	0,47	41,36	0,53	34,24	2,14	106,85
Променева кістка								
Норма	0,16		1,64		0,77		2,14	
ТЕС	0,35	2,9	13,84	73,57	9,96	61,7	57,29	211,03
СК	0,38	3,57	15,37	87,38	13,08	75,48	96,93	417,62
Пластина	0,05	3,5	0,38	22,2	0,59	11,18	1,3	52,39

різким зниженням НДС в ділянці перелому відбувається при остеосинтезі пластиною.

При використанні пластин основний перерозподіл напруженого стану відбувається в ділянці контакту пластини і кріпильних гвинтів з кісткою, що розвантажує ділянку перелому (особливо на протилежному від пластини боці), значно зменшує НДС у порівнянні з нормою та з остеосинтезом за допомогою ТЕС і СК і, як наслідок, може уповільнювати зрощення.

Найбільші зміни НДС при всіх видах остеосинтезу в порівнянні з нормою відбувалися при моделюванні кручення.

На підставі результатів проведеного біомеханічного дослідження, аналізу літературних даних і власного клінічного досвіду, нами була запропонована гіпотеза щодо раціонального хірургічного лікування діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей.

По-перше, основними факторами, які впливають на зрощення переломів, згідно з даними літератури, є гематома, яка утворюється в місці перелому та є джерелом для виникнення кісткової мозолі, а також оптимальні циклічні навантаження на кістку з помірним збільшенням НДС в ділянці перелому, що має забезпечувати остеосинтез. Відповідно до результатів проведеного біомеханічного дослідження, збільшення НДС в ділянці перелому забезпечують еластичні металеві фіксатори, а саме ТЕС і СК. *По-друге*, найбільші зміни НДС при біомеханічному дослідженні виникають при моделюванні кручення. Також, за даними літератури, остеосинтез за допомогою пластин показаний саме при значному ротаційному зміщенні відламків [7, 15], тобто при значному крученні за рахунок *m. pronator quadratus*, *m. pronator teres* та *m. biceps brachii*. Як було сказано вище, остеосинтез з використанням пластин рекомендується використовувати з 10-річного віку [11].

Практичним втіленням даної гіпотези став запропонований нами алгоритм хірургічного лікування діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей (рис. 1).

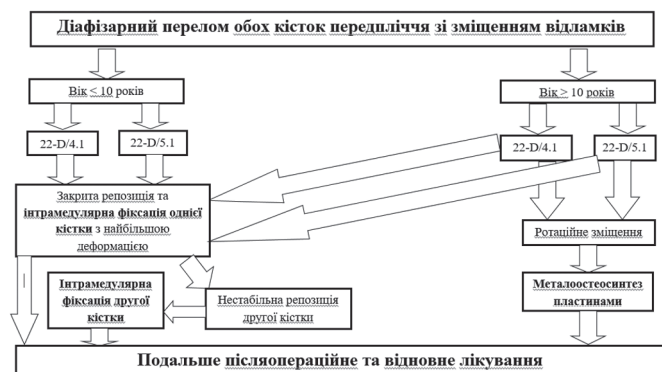


Рис. 1. Алгоритм хірургічного лікування діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей

При використанні цього алгоритму насамперед визначається тип перелому за педіатричною класифікацією AO/ASIF [14], вік дитини, наявність значного ротаційного зміщення відламків.

Запропонований нами алгоритм має застосовуватися таким чином.

При діафізарних поперечних і косих (тип D/4.1 та D/5.1 за педіатричною класифікацією AO/ASIF [14]) переломах кісток передпліччя у дітей віком до 10 років показане хірургічне лікування із застосуванням ТЕС або СК. Передопераційне планування передбачає, що за оптимальних умов має бути виконаний малоінвазивний інтрамедулярний остеосинтез за допомогою ТЕС або СК лише однієї кістки з найбільшим зміщенням за умови стабільного характеру перелому другої кістки. Але при передопераційному плануванні треба враховувати, що можливим є й інтрамедулярний остеосинтез обох кісток. Також під час операції може виникнути потреба у відкритій репозиції за допомогою пластин, якщо не вдасться усунути значне ротаційне зміщення на операційному столі. Тобто перед операцією треба мати весь арсенал необхідних фіксаторів (ТЕС або СК і пластини) та інструментарій для виконання остеосинтезу за їх допомогою.

Малоінвазивний інтрамедулярний остеосинтез треба починати з фіксації відламків кістки, у якій відмічається найбільше зміщення. За наявності стабільного перелому другої кістки без зміщення або з припустимим зміщенням відламків її остеосинтез не виконується.

Стабільність перелому визначається під час операції таким чином: після остеосинтезу кістки з найбільшим зміщенням під рентгеноскопічним контролем виконуються згинально-розгинальні рухи в ліктьовому суглобі та супінаційно-пронаційні в передпліччі. Якщо при цьому не виникає зміщення кістки, де остеосинтез не виконувався, або виникає припустиме зміщення, характер перелому визначається як стабільний. Якщо перелом другої кістки носить нестабільний характер, тобто після тесту з рухами виникає значне зміщення, показана її інтрамедулярна фіксація.

У дітей після 10 років обидва типи переломів з наявністю значного ротаційного зміщення, яке не можна усунути під час операції під рентгеноскопічним контролем за допомогою інтрамедулярного остеосинтезу, потребують виконання остеосинтезу відламків обох кісток з використанням пластин з хірургічним доступом до місця перелому.

ВИСНОВКИ

На основі аналізу вивченої літератури та проведеного біомеханічного дослідження ми вважаємо:

- розроблений алгоритм хірургічного лікуван-

ня діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей враховує тип перелому і характер зміщення відламків (за класифікацією АО/ASIF) та вік дитини;

- застосування ТЕС або СК показано при будь-якому типі закритого перелому без вікових обмежень;
- використання пластин залишається резервною методикою та може використовуватися лише за наявності одного з наступних чинників:
- ротаційне зміщення відламків у дітей старше 10 років, що потребує використання пластин;
- відсутність імплантів для проведення малоінвазивних хірургічних втручань;
- брак навичок, необхідних для виконання малоінвазивних хірургічних втручань;
- відсутність пересувного рентгеноскопічного пристрою для інтраопераційної рентгеноскопії.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гончарова Л. Д. Концепция внутренних напряженных опорных структур и её место в вопросах остеогенеза / Л. Д. Гончарова, А. А. Тяжелов, Г. В. Лобанов // Травма. — 2008. — № 2. — С. 227-232.
2. Левицький А.Ф. Зміни напружено-деформованого стану кісток передпліччя при інтрамедулярному остеосинтезі діафізарних переломів / А.Ф. Левицький, О.В. Яресько, Ю.Р. Терпиловський // Хірургія дитячого віку. — 2016. — № 1-2 (50-51). — С. 85-92.
3. Топографія силових напружень в костях при травме. Атлас / [Под. ред. проф. В. Н.Крюкова]. — Барнаул : Алтайское кн. изд-во, 1977. — 176 с.
4. Abalo A. Intramedullary fixation using multiple kirschner wires for forearm fractures: a developing country perspective. / A. Abalo, A. Dossim, A. Assiobo [et al.] // Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong). — 2007. — Vol. 15, No. 3. — P. 319-22.
5. Gere J.M., Timoshenko S.P. Mechanics of Material. 1997. P. 912
6. Karakas S. Limb Lengths of Primary School Children in a City From Western Region of Turkey / S. Karakas, P. Okuyay, F.A. Ergin [et al.] // Coll. Antropol. — 2005. — Vol. 1 — P. 57-65.
7. Kose O. Open intramedullary Kirschner wire versus screw and plate fixation for unstable forearm fractures in children / O. Kose, G. Deniz, S. Yanik [et al.] // Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong). — 2008. — Vol. 16, No. 2. — P. 165-9.
8. Lascombes P. Flexible Intramedullary Nailing in Children: The Nancy University Manual, 1st Edition / P. Lascombes // Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
9. Marsell R. The biology of fracture healing / R. Marsell, T. A. Einhorn // Injury. — 2011. — Vol. 42, No. 6. — P. 551-5.
10. Reinhardt K. R. Comparison of intramedullary nailing to plating for both-bone forearm fractures in older children. / K. R. Reinhardt, D. S. Feldman, D. W. Green [et al.] // Journal of pediatric orthopedics. — 2008. — Vol. 28, No. 4. — P. 403-9.
11. Rüedi TP, Murphy WM (eds), AO Principles of fracture management // Stuttgart-New York. Thieme-Verlag. — 2007. — P. 242-243, 341, 694, 759-761
12. Salter D. M. Electrophysiological responses of human bone cells to mechanical stimulation: evidence for specific integrin function in mechanotransduction / D. M. Salter, J. E. Robb, M. O. Wright // Journal of bone and mineral research: the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research. — 1997. — Vol. 12, No. 7. — P. 1133-41.
13. Shefelbine S.J., Simon U., Claes L., Gold A., Gabet Y., Bab I., Mqller R., Augat P. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. — Bone — 2005. — No. 36. — P. 480-488
14. Slongo T. F. Fracture and dislocation classification compendium for children: the AO pediatric comprehensive classification of long bone fractures (PCCF). / T.F.Slongo, L. Audigé // Journal of orthopaedic trauma. — 2007. — Vol. 21, No. 10 Suppl. — P. 135-60.
15. Teoh K. H. An age- and sex-matched comparative study on both-bone diaphyseal paediatric forearm fracture. / K. H. Teoh, Y.-H. Chee, N. Shortt [et al.] // Journal of children's orthopaedics. — 2009. — Vol. 3, No. 5. — P. 367-73.

А. Ф. Левицкий, А. В. Яресько, Ю. Р. Терпиловский

Биомеханические обоснование создания алгоритма хирургического лечения диафізарных переломов костей предплечья у детей

В основу исследования был положен анализ изменений напряженно-деформированного состояния в костях предплечья ребенка в норме и при различных методах остеосинтеза диафізарных переломов на основе компьютерного моделирования с помощью метода конечных элементов для создания алгоритма хирургического лечения диафізарных переломов костей предплечья у детей. Анализ свидетельствует о том, что разработанный алгоритм учитывает тип перелома и характер смещения отломков (по классификации АО/ASIF) и возраст ребенка; применение титановых эластичных стержней или спиц Киршнера показано при любом типе закрытого перелома без возрастных ограничений; а использование пластин остается резервной методикой.

Ключевые слова: дети, алгоритм, перелом костей предплечья, биомеханика, напряженно-деформированное состояние.

Levitsky A.F., Yaresko O. V., Terpylovsky Y.R.

Biomechanical reasoning to create the algorithm of surgical treatment of the forearm shaft fractures in children

The study based on analysis of changes in the stress-strain state (SSS) in the bones of the pediatric forearm based on computer simulations using the finite element method to create the algorithm of surgical treatment of the forearm shaft fractures in children. We studied the SSS in the forearm bones in normal and various methods of osteosynthesis of diaphyseal fractures. The analysis shows that the proposed algorithm considers the type of the forearm shaft fracture (for AO/ASIF pediatric classification) and the age of the child; usage of the titanium elastic nails or K-wires indicated in any type of closed fracture without age restrictions; and the usage of plates is a backup method.

Keywords: children, algorithm, forearm fracture, biomechanics, stress-strain state.