

## Математичне моделювання напружено-деформованого стану у системі «кістка – фіксатор» при різних варіантах остеосинтезу переломів дистального епіметафізу променевої кістки

**В.Ю.Черниш, Р.В.Євтеєв, М.М.Шпаченко, М.Ю.Карпінський,  
В.Ю. Чернецький**

*НДІ травматології і ортопедії Донецького національного медичного університету ім. М.Горького, Донецьк, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України», Харків, Україна*

### РЕЗЮМЕ, ABSTRACT

У статті приведені результати порівняльного аналізу напружено-деформованого полягання в системі «фіксатор-кістка» при остеосинтезі переломів дистального епіметафізу променевої кістки з використанням різних методів: остеосинтезу спицями, накістковою пластиною і апаратом зовнішньої фіксації двох різних компоновок. Показано, що переважними в плані розподілу напруги в системі «фіксатор-кістка» є накістковий і зовнішній чрескостний остеосинтез. Виявлені особливості напружено-деформованого стану при різних варіантах остеосинтезу можуть сприяти обґрунтуванню вибору оптимальної конструкції для лікування постраждалих з врахуванням особливостей пошкодження в конкретному клінічному випадку (Укр.журнал телемедицини та мед.телематики.-2010.-Т.8,№2.-С.209-213).

**Ключові слова:** математичне моделювання, метод кінцевих елементів, переломи дистального епіметафізу променевої кістки, остеосинтез

*Черныш В.Ю., Евтеев Р.В., Шпаченко Н.Н., Карпинский М.Ю., Чернецкий В.Ю.*

### МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В СИСТЕМЕ «КОСТЬ – ФИКСАТОР ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ВАРИАНТАХ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ ДИСТАЛЬНОГО ЭПИМЕТАФИЗА ЛУЧЕВОЙ КОСТИ

*Донецкий НИИ травматологии и ортопедии, Донецк, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины, Харьков; Украина*

В статье приведены результаты сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния в системе «фиксатор-кость» при остеосинтезе переломов дистального эпиметафиза лучевой кости с применением различных методов: остеосинтеза спицами, на костной пластинкой и аппаратом внешней фиксации двух различных компоновок. Показано, что предпочтительными в плане распределения напряжений в системе «фиксатор-кость» являются на костный и наружный чрескостный остеосинтез. Выявленные особенности напряженно-деформированного состояния при различных вариантах остеосинтеза могут способствовать обоснованию выбора оптимальной конструкции для лечения пострадавших с учетом особенностей повреждения в конкретном клиническом случае (Укр.журнал телемедицины и мед.телематики.-2010.-Т.8,№2.-С.209-213).

**Ключевые слова:** метод конечных элементов, переломи дистального эпиметафиза лучевой кости, остеосинтез

*V. Y. Chernysh, R. V. Yevteev, N. N. Shpachenko, M. U. Karpinskyi, V. Y. Chernetskiy.*

### MATHEMATICAL MODELING OF THE STRESSED-STRAINED STATE WITH DIFFERENT VARIANTS OF THE DISTAL RADIUS EPIMETAPHYSIS FRACTURES OSTEOSYNTHESIS

*R&D Institute of Traumatology and Orthopedy of Donetsk National Medical University named after M.Gorky, Donetsk, Ukraine, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of AMS of Ukraine, Kharkiv, Ukraine*

This article describes the results of comparative analysis of stressed-strained state of the distal radius epimetaphysis fractures using different methods: plating, osteosynthesis with K-wires, and the external fixation devise of two different constructions. It is shown that the preferred distribution stress

system "fixator-bone" are the plating and the external transosseous osteosynthesis. Identified characteristics of stressed-strained state of the various osteosynthesis features can help to select the best design for substantiation of treatment tailored to the specific clinical case of damage (Ukr.z.telemed.med.telemat..-2010.-Vol.8,№2.-P.209-213).

**Keywords:** the method of eventual elements, fractures of the distal radius epimetaphysis, osteosynthesis

### Мета дослідження

Проблема покращення результатів лікування переломів дистального епіметафізу променевої кістки зберігає свою актуальність, зважаючи на розповсюдженість патології і відносно великий відсоток пацієнтів (до 10,5-37,9 %), у яких після завершення лікування зберігається обмеження функції як наслідок перенесеної травми [2]. Наявність значної кількості запропонованих способів лікування робить актуальним розробку раціонально обґрунтованого диференційованого підходу до вибору методики лікування [4]. Одним з необхідних аспектів такого обґрунтування ми

вважаємо порівняльний аналіз стабільності фіксації при застосуванні різних варіантів остеосинтезу переломів однієї локалізації, а також механічних співвідношень, які при цьому виникають у системі «фіксатор-кістка».

Виходячи з цього, метою даної роботи було визначено проведення порівняльного аналізу механічних особливостей співвідношень у системі «фіксатор – кістка» при остеосинтезі переломів дистального епіметафізу променевої кістки різними методами.

### Матеріал та методи

Для досягнення поставленої мети нами було здійснене математичне моделювання напружено-деформованого стану (НДС) кісткової тканини при застосуванні різних варіантів фіксації на базі методу кінцевих елементів (МКЕ). Дослідження було виконано у лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта і суглобів ім. професора М.І. Ситенка АМН України.

У сучасних наукових дослідженнях МКЕ – один з найбільш розповсюджених методів рішення завдань механіки твердого тіла, що деформується, теплопроведення, гідромеханіки та ін.. Ідея методу полягає у апроксимації середовища з необмеженою кількістю ступенів свободи сукупністю простих елементів, які мають кінцеву кількість ступенів свободи та пов'язані між собою у вузлових точках [1,3,5,6].

Для вирішення поставленого завдання було розроблено модель верхньої кінцівки, яка включала ліктьову та променеву кістки, що були пов'язані між собою міжкістковою мембраною; суглобовий хрящ, за допомогою якого до моделі приєднувалися напівмісячна, тригранна та човноподібна кістки. На елементі променевої кістки моделювали два варіанти перелому: поперечний позасуглобовий та Т-подібний внутрішньосуглобовий. Для цього у дистальному відділі елемента, що моделював променеву кістку, були передбачені два окремі фрагменти. При моделюванні

поперечного перелому встановлювали жорстке з'єднання між уламками, при моделюванні Т-подібного перелому уламки роз'єднували.

Відповідно до кожної моделі нами моделювалися 4 види остеосинтезу променевої кістки (рис. 1): спицями (дві спиці із взаємним перехрещенням), накістковою пластиною та методом зовнішнього через кісткового остеосинтезу (ЧКО) апаратом зовнішньої фіксації (АЗФ), зібраним за двома схемами. Перша схема передбачала лише остеосинтез перелому дистального епіметафізу променевої кістки, кисть залишалася вільною. Друга схема включала фіксацію кисті, як це звичайно робиться при внутрішньосуглобових уламкових переломах у розрахунку на використання ефектів лігаментотаксису та розвантаження ушкодженої суглобової поверхні.

Для кожної з зазначених моделей остеосинтезу променевої кістки виконувалося моделювання навантаження трьома способами: навантаження на зжаття, згинання - долонна флексія та згинання – абдукція.

Геометричне моделювання здійснювали за допомогою пакета конструкторського проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей під дією навантажень методом кінцевих елементів виконували за допомогою пакета Cosmos.

## Результати та обговорення

Для наочного порівняння значень напруження у різних елементах моделей при вивчених видах остеосинтезу та варіантах навантаження, наводимо загальну таблицю значень максимальних напружень у моделях остеосинтезу Т-подібного перелому дистального епіметафізу променевої кістки (табл. 1) та при моделюванні позасуглобового поперечного перелому дистального метафізу променевої кістки (табл. 2).

Порівняння даних таблиць показує, що моделі двох варіантів перелому за аналогічними схемами остеосинтезу при усіх видах навантаження поводять себе

аналогічно. Спостерігаються відмінності у абсолютних показниках, але їх співвідношення і тенденції розповсюдження напружень у кістковій тканині та металоконструкціях, що спостерігаються при дослідженні, практично співпадають. Відмінності у абсолютних показниках, на нашу думку, пов'язані з тим, що навантаження на проксимальний уламок променевої кістки передається через єдиний дистальний фрагмент, а не два окремих, як при Т-подібному переломі. Загальні ж тенденції поведінки моделей у цілому співпадали з такими при інших варіантах навантаження.

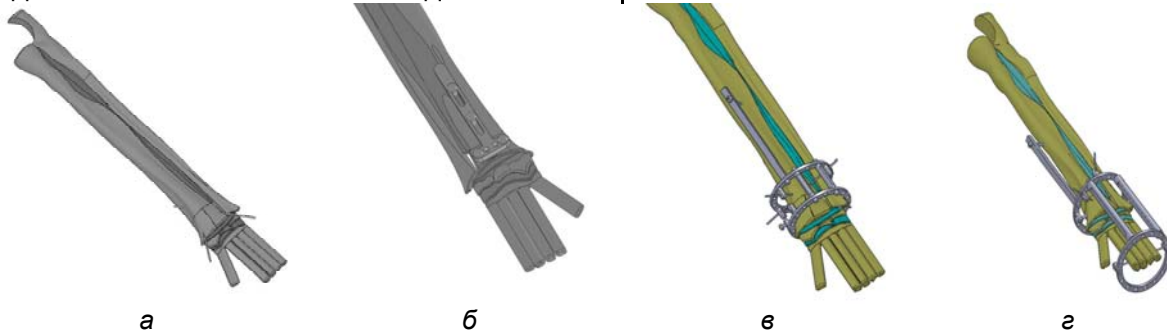


Рисунок. Варіанти моделей остеосинтезу дистального епіметафізу променевої кістки: а – спицями; б – накістковою пластиною; в – апаратом зовнішньої фіксації за схемою 1; г – апаратом зовнішньої фіксації за схемою 2

Так, при остеосинтезі спицями основне навантаження припадало на самі металеві елементи. У кісткових елементах моделі у ділянці перелому зони пікових напружень спостерігалися у місцях контакту кісткової тканини із спицями, у інших ділянках напруження були незначними. При навантаженні, зокрема, на згинання (абдукцію) моделі остеосинтезу Т-подібного перелому накістковою пластиною зона максимальних напружень у пластині спостерігалася між блокуючими гвинтами (6,6 МПа) та у другому блокуючому гвинті (7,3 МПа) (табл. 1). У ділянці перелому напруження у кісткових структурах були розподілені рівномірно і були незначними за абсолютними значеннями. Аналогічний розподіл показників спостерігався і при інших напрямках навантажень. Такий характер розподілення навантажень є свідченням стабільності фіксації кісткових уламків. Застосування апаратів зовнішньої фіксації, як показали дослідження, дозволяє перенести навантаження з кісткових уламків на елементи металевих конструкцій. Як видно з таблиці 1, пікові значення напружень в елементах металоконструкцій досягають при навантаженні на абдукцію 18,3 МПа, а у

кісткових структурах у ділянці перелому – лише 0,02 МПа. Остеосинтез апаратом зовнішньої фіксації за схемою 2 дозволяє істотно розвантажити ділянку перелому, про що свідчать низькі значення пікових напружень у кістковій тканині – 0,06 МПа при випробуванні на абдукцію. Основні навантаження у цьому випадку концентруються в елементах металевих конструкцій, за максимальними значеннями вони значно більші, ніж при остеосинтезі апаратом за схемою 1, досягають значення 162,9 МПа (табл. 1). Розподіл напружень при усіх напрямках навантажень, як і при моделюванні накісткового остеосинтезу, був аналогічним.

Таким чином, результати математичного моделювання остеосинтезу Т-подібного перелому дистального епіметафізу променевої кістки при різних варіантах навантаження дозволяють зробити деякі висновки.

Максимальні навантаження у кістковій тканині серед вивчених моделей виникають при остеосинтезі спицями.

При цьому при навантаженні уздовж вісі кістки максимум навантаження виникає у ділянці перелому, а при дії на згинання – у місцях навкруг введення спиць.

Таблиця 1. Значення максимальних напружень в елементах моделей остеосинтезу T-подібного перелому дистального епіметафізу променевої кістки, МПа

Вид остеосинтезу	Елементи моделей										
	1 кільце	1 спиця (зовнішня)	Гвинт (1-й гвинт пластини)	Пластина	2 кільце	3 спиця (внутрішня)	4 спиця	стрижень	Гвинт стрижень (2 гвинт пластини)	На межі внутр. уламка та діафізу променевої кістки	На межі зовн. уламка та діафіза
Навантаження на зжаття											
АЗФ схема 1	43,7	9,3	14,9	—	31,6	36,6	0,08	29,1	175,3	0,08	0,07
АЗФ схема 2	218,7	670,8	35,4	—	134,6	126,6	141,0	64,1	239,5	0,18	0,09
Пластина	—	—	5,2	7,3	—	—	—	—	7,3	0,022	0,023
Спиці	—	9,7	—	—	—	23,7	—	—	—	1,3 біля спиці	8,7 біля спиці
Навантаження на згинання (долонна флексія)											
АЗФ схема 1	1,6	0,9	5,5	—	15,3	23,9	1,2	13,4	12,6	0,02	0,01
АЗФ схема 2	67,3	865,3	6,3	—	52,5	17,5	15,6	35,1	43,7	0,02	0,04
Пластина	—	—	0,4	2,5	—	—	—	—	4,5	0,07	0,07
Спиці	—	26,2	—	—	—	18,2	—	—	—	2,2 біля спиці	16,3 біля спиці
Навантаження на згинання (абдукція)											
АЗФ схема 1	1,9	1,1	2,3	—	9,1	12,8	0,3	5,7	18,3	0,02	0,02
АЗФ схема 2	43,7	162,9	4,1	—	64,1	43,7	52,5	38,3	28,7	0,03	0,06
Пластина	—	—	0,6	6,6	—	—	—	—	7,3	0,02	0,02
Спиці	—	22,8	—	—	—	30,9	—	—	—	3,1 біля спиці	9,6 біля спиці

Таблиця 2. Значення максимальних напружень в елементах моделей остеосинтезу поперечного позасуглобового перелому дистального епіметафізу променевої кістки, МПа

Вид остеосинтезу	Елементи моделей										
	1 кільце	1 спиця (зовнішня)	Гвинт (1-й гвинт пластини)	Пластина	2 кільце	3 спиця (внутрішня)	4 спиця	стрижень	Гвинт стрижень (2 гвинт пластини)	На межі внутр. уламка та діафізу променевої кістки	На межі зовн. уламка та діафіза
Навантаження на зжаття											
АЗФ схема 1	29,3	2,5	17,6	—	46,2	57,3	0,5	50,0	138,6	0,08	0,07
АЗФ схема 2	264,0	733,0	37,6	—	98,6	96,4	95,8	58,3	229,3	0,18	0,17
накістковий	—	—	4,7	7,3	—	—	—	—	6,1	0,02	0,2
Спицями	—	16,6	—	—	—	18,3	—	—	—	12,8 біля спиці	13,2 біля спиці
Навантаження на згинання (долонна флексія)											
АЗФ схема 1	5,7	0,25	1,5	—	12,6	7,9	0,18	3,6	8,2	0,02	0,01
АЗФ схема 2	52,5	650,3	5,8	—	47,5	14,3	9,2	32,6	33,6	0,04	0,01
накістковий	—	—	0,2	3,8	—	—	—	—	4,3	0,04	0,08
Спицями	—	26,2	—	—	—	20,8	—	—	—	10,5 біля спиці	9,8 біля спиці
Навантаження на згинання (абдукція)											
АЗФ схема 1	2,8	0,45	3,9	—	9,5	6,7	0,25	7,5	16,7	0,06	0,02
АЗФ схема 2	28,7	91,6	5,5	—	47,9	29,6	18,7	26,2	27,5	0,05	0,03
накістковий	—	—	0,4	4,7	—	—	—	—	6,4	0,01	0,02
Спицями	—	21,8	—	—	—	23,9	—	—	—	6,7 біля спиці	14,3 біля спиці

Останній факт свідчить про загрозу резорбції кістки під дією сил напруження і, відповідно, втрати стабільності остеосинтезу.

Накістковий та зовнішній черезкістковий остеосинтез, на відміну від остеосинтезу

спицями, забезпечують розвантаження ділянки перелому, що створює оптимальні умови для відновлювальних процесів при внутрішньосуглобових переломах. Максимум навантаження спостерігається для накісткового остеосинтезу – на саму

пластину та окремі фіксуючі гвинти, а для зовнішнього черезкісткового остеосинтезу – на зовнішні конструкції та елементи зв'язку апарата з кісткою.

У абсолютних показниках найкраще розвантаження забезпечує апарат зовнішньої фіксації за схемою 1 (тобто без фіксації кисті). АЗФ за схемою 2 за ступенем розвантаження кісткових структур у ділянці перелому поступається йому у незначній мірі, але перенесення зовнішньої опори на ділянку кисті значно підвищує рівень

напруження у металоконструкціях, особливо при моделюванні навантаження у напрямку долонної флексії, що вимагає ретельного додержання як стабільності самого апарату, так і зв'язку апарата з кісткою, особливо при фіксації кисті. При накістковому остеосинтезі наявність високого ступеню напружень на фіксуючі гвинти вимагає введення їх у достатньо великі кісткові уламки для запобігання втрати стабільності за рахунок резорбції кісткової тканини від постійно діючих навантажень.

### Висновки

1. При лікуванні переломів дистального епіметафіза променевої кістки накістковий та зовнішній черезкістковий остеосинтез забезпечують високий рівень стабільності фіксації уламків та розвантаження ділянки перелому, що створює оптимальні умови для відновлювальних процесів при внутрішньосуглобових переломах. При остеосинтезі спицями, відповідно до отриманих даних, напруження концентруються на ділянці перелому, що є небажаним для навколо- та внутрішньосуглобових переломів.

2. При накістковому остеосинтезі максимальні напруження припадають на саму пластину та окремі фіксуючі гвинти. Це означає, що для збереження стабільності

системи «фіксатор-кістка» розмір окремих кісткових уламків має бути достатньо великим для жорсткого закріплення у них стандартних фіксуючих гвинтів.

3. При виконанні ЧКО внутрішньосуглобових переломів дистального епіметафізу променевої кістки розташування дистальної зовнішньої опори на ділянці кисті дозволяє перенести напруження від ушкодженої суглобової поверхні (що є позитивним для її відновлення), але значно підвищує рівень напруження у металоконструкціях. Це вимагає враховувати при виборі компоновки апарату необхідність забезпечення як стабільності самого апарату, так і зв'язку апарата з кісткою.

### Література та вебліографія

1. *Алямовский А.А.* SolidWorks/COSMOSWorks Инженерный анализ методом конечных элементов / Алямовский А.А. – М. : ДМК Пресс, 2004. – 432 с.
2. *Вольков П. Г.* Оперативное лечение внутрисуставных переломов дистального метаэпифиза лучевой кости: автореф. дис. на соискание научн. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.22 «Травматология и ортопедия» / П.Г. Вольков. – Москва, 2008. – 22 в.
3. *Мителева З.М.*, Введение в основы математических расчетов методом конечных элементов / З.М. Мителева, А.В. Ярьско // Медицина и ... – 2006. – Т. 14, № 3. – С. 58.

4. *Тимошенко С.В.* Хірургічне лікування нестабільних переломів дистального мета епіфіза променевої кістки та їх наслідків: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / С.В. Тимошенко. – К., 2010. – 24 с.
5. *Zeinkiewicz O.C.* The Finite Element Method / O.C. Zeinkiewicz, R.L. Taylor. – Arnold, London, 5th edition, 2000. – Vol.1: The Basis. – 689 p.
6. *Zeinkiewicz O.C.* The Finite Element Method / O.C. Zeinkiewicz, R.L. Taylor. – Arnold, London, 5th edition, 2000. – Vol.2: Solid mechanics. – 459 p.

Надійшла до редакції: 05.10.2010.

© В.Ю. Черниш, Р.В. Євтеєв, М.М. Шпаченко, М.Ю. Карпінський, В.Ю. Чернецький

Кореспонденція: Черниш Ю.В.,  
вул.Артема, 106, 83048, Донецьк, Україна  
E-mail: dniito@dniito.dn.ua