

УДК 616.717.4–089.2–027.45(004.942)(477)

Дослідження механічних властивостей остеосинтезу метафізарних переломів плечової кістки на математичній моделі

О.А. Тяжелов¹, М.Ю. Карпінський¹, О.Д. Карпінська¹, І.А. Суббота¹, Хадрі Вадид²

¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України», Харків

²ДУ «Донецький національний медичний університет ім. М. Горького МОЗ України»

Results of mathematical modelling of osteosynthesis in metaphyseal fractures of the humerus with bone plates and intramedullary rods, made of a carbon material, are described. The combined use of a bone plate and intramedullary rods made it possible to increase rigidity of the whole system, thereby resulting in reduction of strains in the humeral spongy component and decreased values of movements of fragments under loading.

Приведены результаты математического моделирования остеосинтеза метафизарных переломов плечевой кости накостной пластиной и интрамедуллярными стержнями из углеродного материала. Совместное использование накостной пластины и интрамедуллярных стержней позволяет увеличить жесткость всей системы, что приводит к снижению напряжений в губчатом компоненте плечевой кости, уменьшению величины перемещений отломков при нагрузках.

Ключові слова: плечова кістка, метафізарний перелом

Вступ

Вирішення питань хірургічного лікування хворих з метафізарними та метадіафізарними переломами не можна визнати задовільним. Стандартні методологічні підходи не завжди враховують вид перелому, стан кісткової тканини, тип фіксатора, біомеханічні умови зрощення тощо. Водночас, складно досягти надійного з'єднання кісткових фрагментів і утримати їх на тривалий строк без втрати якості фіксації. Стандартний принцип використання жорстких фіксаторів не завжди є виправданим унаслідок різниці механічних характеристик фіксатора і кістки. Зниження міцності кісткової тканини, яке часто спостерігається у випадку метафізарних і метадіафізарних переломів, стає причиною недостатньої стабільності остеосинтезу.

Вивчивши за даними літератури [1–3] властивості імплантатів і можливості їх застосування, ми дійшли висновку, що у випадках метафізарних і метадіафізарних переломів довгих кісток кінцівок внутрішні фіксатори з гвинтами із кутовою стабільністю відкривають простір для нових ідей з'єднання кісткових відламків, а методи аугментації (посилення фіксуємих властивостей кістки) можуть покращити закріплення імплантата в остеопоротичній кістці.

Завдяки багаторічній роботі з вивчення вуглецевого матеріалу для виготовлення імплантатів в ортопедії нами запропонована ціла низка конструкцій для остеосинтезу та заміщення дефектів кісток. Розроблено вимоги до остеосинтезу вуглецевими імплантатами, а також сформульовано низку принципових вимог до самих фіксаторів з вуглецевого матеріалу, які враховують пружноеластичну фіксацію, міцне закладення фіксатора в кістку, схожість механічних властивостей кістки та фіксатора і його біологічну інертність, що дозволяє не видаляти фіксатор після зрощення перелому [4].

З урахуванням цих вимог ми розробили на прикладі плечової кістки модель комбінованого накостково-внутрішньокісткового остеосинтезу метадіафізарного перелому і запропонували оригінальний комбінований фіксатор з вуглецевого композиційного матеріалу, що складається з накосткової пластины і внутрішньокісткових фіксуємих стержнів (рис. 1) [5]. На цьому етапі дослідження ми використовували стандартну накосткову титанову пластину і титанові гвинти та вуглецеві стержні.

Мета роботи: за допомогою методу математичного моделювання дослідити напружено-деформований стан нової моделі накостково-внутрішньокісткового

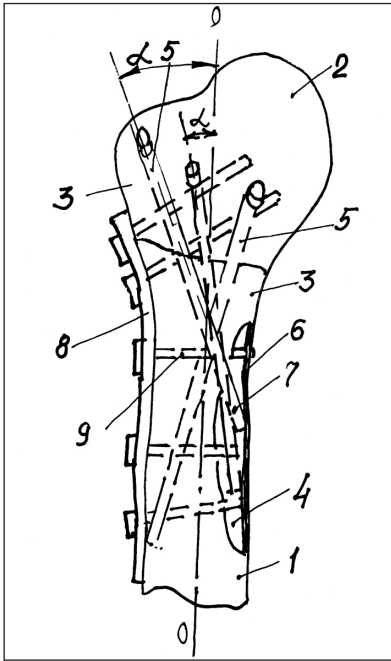


Рис. 1. Схематичне зображення принципу комбінованої остеосинтезу у випадку метафізарних і метадіафізарних переломів: 1) плечова кістка; 2) проксимальний фрагмент кістки; 3) зона перелому; 4) дефект кісткової тканини; 5) штучні канали у безм'язовій зоні кістки, що проведено в напрямку кістково-мозкового каналу під різними кутами, у які уведено вуглецеві стержні; 6) кірковий шар кістки, у який упираються штифти; 7) зона заклинювання вуглецевих штифтів; 8) накісткова пластина; 9) самонарізні гвинти

остеосинтезу за різних умов фіксації перелому проксимального відділу плечової кістки.

Матеріал і методи

Нами була розроблена модель проксимального відділу плечової кістки, яка складалася з кірково-

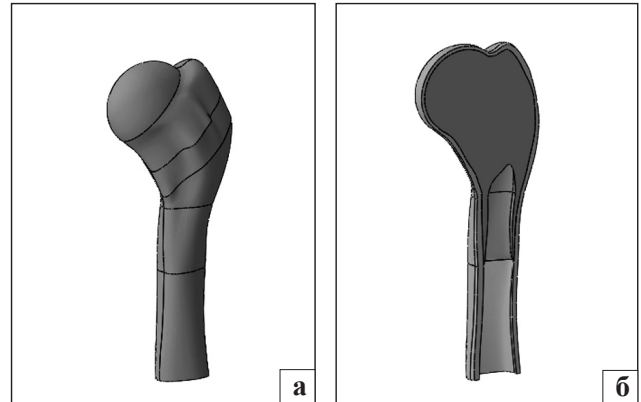


Рис. 2. Модель проксимального відділу плечової кістки без дефектів: а) зовнішній вигляд; б) перетин

го та губчастого шарів кісткової тканини (рис. 2). Кірковий шар має товщину 2 мм у ділянці головки плечової кістки, яка поступово збільшується до 3 мм (у середній третині плечової кістки). Губчаста кістка цілком заповнює головку плечової кістки, нижче товщина шару поступово зменшується, а потім шар зникає. На підставі розробленої моделі було створено додаткові моделі з різними видами дефектів, які можливі в разі з'єднання відламків (відсутність або неповний контакт між відламками). Величина поверхні контакту складала 50% від загальної площі перерізу. Створені моделі наведено на рис. 3. Кожна модель мала 2 варіанти з'єднання відламків: 1 — використовували пластину з трьома гвинтами, 2 — додатково в кістково-мозковий канал вводили три стержні з вуглецю.

Згідно з науковими даними [6] величина навантаження на плечову кістку складає приблизно 300 Н, тому ми використали схему навантаження,

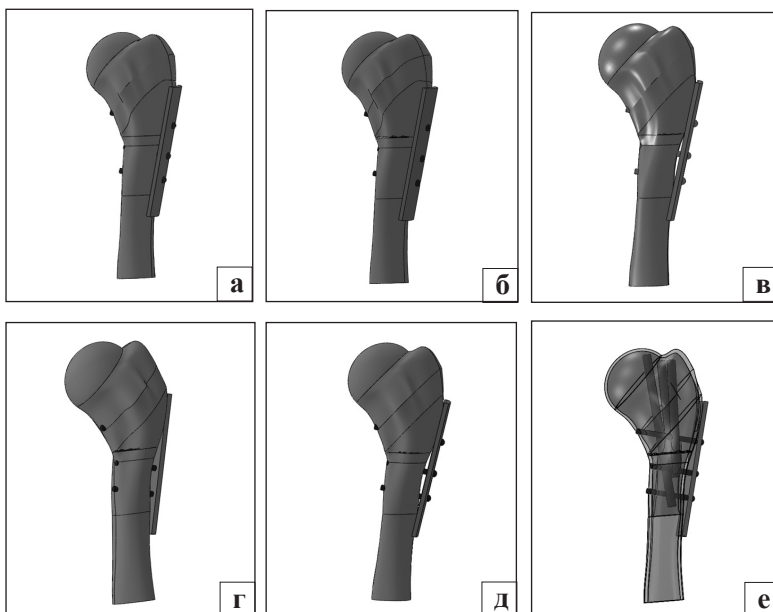


Рис. 3. Загальний вигляд моделі проксимального відділу плечової кістки: а) з повним контактом між відламками; б) з відсутністю контакту між відламками; в) з неповним контактом між відламками (контакт відсутній на зовнішньому боці кістки); г) з неповним контактом між відламками (контакт відсутній на внутрішньому боці кістки); д) з неповним контактом між відламками (контакт відсутній в середній частині кістки); е) вигляд моделі в перетині

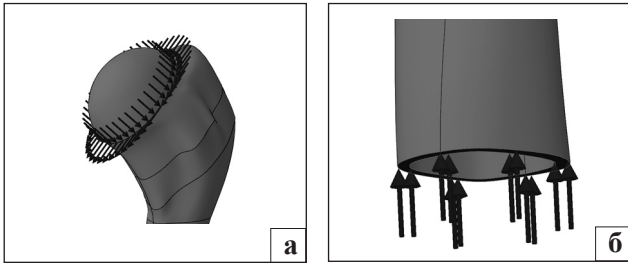


Рис. 4. Схеми навантаження моделей: а) перша зона навантаження; б) друга зона навантаження

яка складалася з двох зон навантаження проксимального відділу плечової кістки. Перша зона розташовувалася на суглобовій поверхні головки плечової кістки, величина навантаження складала 300 Н, кут нахилу між віссю навантаження та віссю кістки складав 120° . Друга зона навантаження була розташована в дистальному відділі моделі, величина навантаження складала 300 Н, а вісь навантаження співпадала з віссю кістки. Схему навантаження моделі наведено на рис. 4.

Характеристики матеріалів, використаних під час розрахунків моделей, наведено в табл. 1.

Результати і їх обговорення

Результати проведених досліджень наведено в табл. 2.

У процесі порівняння отриманих даних нами виявлено, що використання додаткових стержнів у моделі з повним контактом між відламками призводить до таких змін у пружно-деформованому стані розглянутих моделей: знижується напруження в губчастій тканині проксимального відламка та в губчастій тканині дистального відламка, збільшується напруження в кортикальній тканині в зоні розташування гвинтів та у гвинтах. Напруження в пластині та в зонах прикладання навантаження не змінилися. Що стосується фіксуєчої конструкції, то напруження у разі використання стержнів збільшилися на 23–24%. Це збільшення не має великого значення, тому що межа міцності під час стискання для цього матеріалу складає 235 МПа, а отримані дані знаходяться в межах від 25,0 до 68,0 МПа.

Таблиця 1. Характеристики матеріалів [7]

Назва елемента	Матеріал	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності під час стискання, МПа
Дистальний відламок	Кіркова кістка	2000	0,29	145
	Губчаста кістка	200	0,3	10
Проксимальний відламок	Кіркова кістка	2000	0,29	145
	Губчаста кістка	200	0,3	10
Стержень	Вуглець	2000	0,2	90
Пластина	Титан	110000	0,3	235
Елементи кріплення (гвинти)	Титан	110000	0,3	235

Використання додаткових стержнів у моделі з відсутністю контакту між відламками призводить до таких змін у пружно-деформованому стані розглянутих моделей: знижується напруження в губчастій тканині проксимального відламка та в губчастій тканині дистального відламка, збільшується напруження в кортикальній тканині в зоні розташування гвинтів, у гвинтах і в пластині. Напруження в пластині та в зоні прикладання навантаження не змінилися.

Що стосується фіксуєчої конструкції, то напруження у разі використання стержнів збільшилися на 23–24%. Це збільшення не має великого значення, тому що межа міцності під час стискання для цього матеріалу складає 235 МПа, а отримані дані знаходяться в межах від 18,7 до 71,0 МПа.

Під час порівняння отриманих даних нами виявлено, що використання додаткових стержнів у моделі з неповним контактом між відламками (контакт відсутній на зовнішньому боці кістки) призводить до таких змін у пружно-деформованому стані розглянутих моделей: знижується напруження в губчастій тканині проксимального відламка, у губчастій тканині дистального відламка та в кортикальній тканині в зоні розташування гвинтів, збільшується напруження у гвинтах та в пластині. Напруження в пластині та в зонах прикладання навантаження не змінилися.

Що стосується фіксуєчої конструкції, то напруження під час використання стержнів збільшилися від 12 до 31%. Це збільшення не має великого значення, тому що межа міцності під час стискання для даного матеріалу складає 235 МПа, а отримані дані знаходяться в межах від 20,0 до 71,0 МПа.

Порівнюючи отримані дані, ми виявили, що використання додаткових стержнів у моделі з неповним контактом між відламками (контакт відсутній на внутрішньому боці кістки) призводить до таких змін у пружно-деформованому стані розглянутих моделей: знижується напруження в губчастій тканині в проксимальному відламку, в губчастій тканині в дистальному відламку, у кортикальній тканині в зоні розташування гвинтів,

Таблиця 2. Результати дослідження пружно-деформованого стану моделей плечової кістки

Зона дослідження	Величина напружень, МПа									
	Моделі з повним контактом між відламками		Моделі з відсутністю контакту між відламками		Моделі з неповним контактом між відламками (контакт відсутній на зовнішньому боці кістки)		Моделі з неповним контактом між відламками (контакт відсутній на внутрішньому боці кістки)		Моделі з неповним контактом між відламками (контакт відсутній у середній частині кістки)	
	без стержнів	зі стержнями	без стержнів	зі стержнями	без стержнів	зі стержнями	без стержнів	зі стержнями	без стержнів	зі стержнями
Кортикальна кістка головки плечової кістки	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2
Губчаста кістка головки плечової кістки	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8
Кортикальна кістка дистального відламка	3,5	3,6	4,6	5,8	5,2	4,0	5,4	4,0	4,0	4,0
Губчаста кістка дистального відламка	0,75	0,58	0,8	0,76	0,7	0,46	0,56	0,54	0,5	0,4
Кортикальна кістка проксимального відламка	3,4	3,5	3,6	3,8	3,6	3,7	3,4	3,6	3,5	3,6
Губчаста кістка проксимального відламка	0,7	0,5	0,66	0,6	0,62	0,5	0,66	0,5	0,7	0,5
Верхній гвинт	55,0	68,0	57,0	71,0	50,0	63,0	52,0	58,0	55,0	62,0
Середній гвинт	35,0	43,0	37,5	46,0	38,0	50,0	35,0	45,0	38,0	42,0
Нижній гвинт	34,0	42,1	36,4	45,2	37,0	48,9	34,0	44,0	36,8	41,0
Пластина	19,8	19,8	18,7	23,0	20,0	22,5	22,0	22,5	20,0	23,0

збільшується напруження у гвинтах та в пластині. Напруження в пластині та в зонах прикладання навантаження не змінилися.

Що стосується фіксуєчої конструкції, то напруження під час використання стержнів збільшилися від 12 до 28%. Це збільшення не має великого значення, тому що межа міцності під час стискання для даного матеріалу складає 235 МПа, а отримані дані знаходяться в межах від 20,0 до 58,0 МПа.

У процесі порівняння отриманих даних нами виявлено, що використання додаткових стержнів у моделі з неповним контактом між відламками (контакт відсутній у середній частині кістки) призводить до таких змін у пружно-деформованому стані розглянутих моделей: знижується напруження в губчастій тканині в проксимальному відламку та в губчастій тканині в дистальному відламку, не змінилися напруження в кортикальній тканині в зоні розташування гвинтів, збільшується напруження у гвинтах та в пластині. Напруження в пластині та в зонах прикладання навантаження не змінилися. Що стосується фіксуєчої конструкції, то напружен-

ня в разі використання стержнів збільшилися від 5 до 13%. Це збільшення не має великого значення, оскільки межа міцності під час стискання для даного матеріалу складає 235 МПа, а отримані дані знаходяться в межах від 20,0 до 62,0 МПа.

У процесі аналізу переміщення елементів моделей проксимального відділу плечової кістки в разі використання додаткових стержнів і без них ми з'ясували, що найбільші переміщення за даних умов навантаження моделі виникають у тих частинах кістки, де розташовано зони прикладання навантаження та в елементах фіксуєчої конструкції. Використання стержнів дозволило зменшити переміщення в усіх наведених елементах. Величина переміщення відламків у зонах навантаження змінилася таким чином: перша зона навантаження (верхня) — зменшилися від $1,5 \times 10^{-3}$ до $1,3 \times 10^{-3}$ мм, друга зона навантаження — від $1,7 \times 10^{-3}$ до $1,6 \times 10^{-3}$ мм. В елементах конструкції переміщення теж змінилися: переміщення пластини знизилась від $9,5 \times 10^{-4}$ до $8,3 \times 10^{-4}$ мм, переміщення гвинтів навколо пластини знизилась від $7,9 \times 10^{-4}$ до

$6,2 \times 10^{-4}$ мм, переміщення гвинтів на внутрішній поверхні проксимальної частини плечової кістки знизилися від $5,5 \times 10^{-4}$ до $5,4 \times 10^{-4}$ мм. Усі отримані дані вказують на зменшення рухомості відламків та елементів конструкції, що свідчить про збільшення загальної жорсткості конструкції приблизно від 2 до 11%.

Висновки

У випадку використання додаткових інтрамедулярних стержнів для остеосинтезу діафізарних переломів плечової кістки максимальні напруження виникають в елементах фіксуючої конструкції, що призводить до розвантаження кісткових фрагментів.

Використання інтрамедулярних стержнів дозволяє збільшити жорсткість всієї системи, що призводить до зниження напружень у губчастому компоненті плечової кістки, зменшення величини переміщень відламків під час навантажень.

Література

1. Герцен Г.И. Остеопороз и металлоцементный остеосинтез переломов длинных костей / Г.И. Герцен, Амир Малкави: матеріали XIII з'їзду ортопедів-травматологів України. — Донецьк, 2001. — С. 282–284.
2. Куценко С.Н. Выбор вида остеосинтеза у больных с системным остеопорозом, осложненным диафизарными переломами длинных трубчатых костей / С.Н. Куценко: матеріали XII з'їзду ортопедів-травматологів України. — Донецьк, 2001. — С. 285–289.
3. Горидова Л.Д. Лечение переломов диафизов длинных костей в условиях остеопороза / Л.Д. Горидова, К.К. Романенко: материалы III Российского симпозиума по остеопорозу. — Санкт-Петербург, 2000. — С. 45.
4. Проблемы и перспективы оперативного лечения переломов диафизов длинных костей конечностей на фоне остеопороза / А.А. Тяжелов, К.К. Романенко, В.В. Органов, Рами М.А. Абу Хамде Самара: матеріали XIII з'їзду ортопедів-травматологів України. — Донецьк, 2001. — С. 294–296.
5. Пат. на корисну модель №46958, UA, МПК А61В5/103. Спосіб хірургічного лікування метафізарних і метадіафізарних переломів довгих кісток / Тяжелов О.А., Клімовіцький В.Г., Карпінський М.Ю. та ін.; заявник і патентовласник ДУ «ПХС ім. проф. М.І. Ситенка АМН України». — № 200907801; заявл. 24.07.2009; опубл. 11.01.2010; Бюл. №1.
6. Проблемы прочности в биомеханике: учебное пособие для техн. и биол. спец вузов / И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, А.С. Барер и др. — М.: Высшая школа, 1988. — 311 с.
7. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.