

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ НАПРУГИ В КІСТКОВІЙ ТКАНИНІ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ТИПУ ПЕРЕЛОМУ І МЕТОДУ ФІКСАЦІЇ ПРИ НИЗЬКИХ ПЕРЕЛОМАХ ДИСТАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

В роботі відображені результати математичного моделювання розподілу напруг в кістковій тканині в залежності від типу перелому та методу фіксації при низьких переломах дистального відділу стегнової кістки. Обґрунтований інтрамедулярний остеосинтез, як найбільш стабільна та витривала конструкція

Ключові слова: математичне моделювання, перелом, дистальний відділ, стегнова кістка, інтрамедулярний остеосинтез.

Вступ

Переломи дистального відділу стегна складають від 6 до 25% усіх переломів стегна за даними різних авторів, та відносяться до найбільш важких для лікування ушкоджень [4]. Серед внутрішньосуглобових переломів колінного суглоба переломи дистального відділу стегна становлять 13–29%, з яких переломи типу С становлять 48%.

На сучасному етапі розвитку технологій математичне моделювання біомеханічних систем – один з основних способів аналізу поведінки різних варіантів остеосинтезу стегнової кістки. Біомеханічним дослідженням моделей стегнової кістки як в нормі, так і при остеосинтезі в літературі приділено досить багато уваги. Проте математичної оцінки поведінки стегнової кістки і її напружено-деформованого стану при переломах дистального відділу (тип 3.3 за АО/ASIF) в доступній нам літературі не знайдено.

Мета дослідження: математичне моделювання розподілу напруг у кістковій тканині стегнової кістки в залежності від типу перелому дистального відділу та методу фіксації при остеосинтезі.

Матеріали та методи

Розрахунки проводилися на базі лабораторії біомеханіки підприємства «Мотор-Січ» – ТОВ "Ендопротек", з застосуванням програмного пакету "SolidWorks" та "ANSYS Workbench 13", що реалізує чисельний метод кінцевих елементів (МКЕ).

У цьому дослідженні за допомогою математичного моделювання ми оцінили можливість остеосинтезу дистального відділу стегнової кістки з використанням блокуючих інтрамедулярних стержнів зі сталі та титану, накісткових пластин, апаратів зовнішньої фіксації (апарат Ілізарова та апарат на

стержневій основі). Зони закріплення відмічені синім, а зони навантаження – червоним (рис.1 а, б).

Навантаження моделей стегнової кістки здійснювалося трьома способами. *Перший варіант* складався з основного осевого навантаження, прикладеного до виростків стегнової кістки, яке становило 691Н (рис.1в). *Другий варіант* – в доповнення до головного навантаження прикладалося додаткове навантаження до виростків стегнової кістки у фронтальній площині, що було направлено всередину (рис.1г). *Третій варіант* – в доповнення до головного навантаження прикладалося додаткове навантаження до виростків стегнової кістки у сагітальній площині, що було направлено дозаду (рис.1д), які наведено на рис 1:

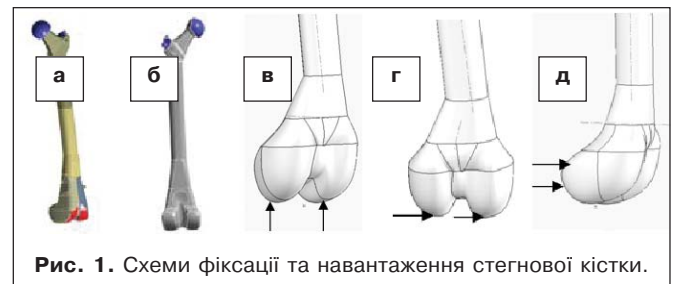


Рис. 1. Схеми фіксації та навантаження стегнової кістки.

Для проведення дослідження нами були розроблені 35 моделей, які відображали 7 типів перелому локалізації 3.3 за АО: А1, А2, А3, В2, С1, С2, С3 (переломи типу В1 та В2 майже ідентичні, а переломи типу В3, так звані переломи Гоффа, не розглядали через неможливість зафіксувати їх обраними фіксаторами). Для кожного з цих переломів були змодельовані 5 способів фіксації відламків стегнової кістки: інтрамедулярний стержень «Targon» та ретроградний «Віва-січ» з компресійним гвинтом, пластина, апарат Ілізарова та стержневий апарат зовнішньої фіксації.

Результати та їх обговорення

Отримані дані аналізували за наступними показниками: максимальна напруга в несучій конструкції, максимальні напруги в фіксуючих елементах, максимальні напруги в кістковій тканині, величина максимальних переміщень уламків при бокових навантаженнях (таблиця 1).

Таблиця 1

Результати біомеханічного дослідження

Тип перелому	Вид остеосинтезу	I	II	III	IV
A1	БІОС Targon	2.59	15.1	23.86	98,7
	Пластина	2.36	7.68	20.17	149.0
	АЗФ стержневий	2.4	9.7	17	280
	Апарат Ілізарова	2.96	14.3	14.3	1901
A2	БІОС Targon	2.68	15.52	23.2	91.95
	Пластина	2.22	11.28	20.7	130.7
	АЗФ стержневий	2.3	8.7	24.4	254.06
	Апарат Ілізарова	3.09	14.17	18.09	2034
A3	БІОС Targon	2.77	15.04	22.9	202.3
	Пластина	2.17	10.48	17.39	378.9
	АЗФ стержневий	2.56	8.4	77.66	319
	Апарат Ілізарова	10.6	11.17	125.6	2236
B2	БІОС Targon	2.48	10.9	23	48.4
	БІОС Січ	2.47	13.7	23.08	65.2
	Пластина	2.52	7.5	17.58	140
	АЗФ стержневий	2.33	8.7	17.3	69.5
C1	Апарат Ілізарова	2.5	16.1	16.1	734
	БІОС Targon	2.3	7.83	11.3	82.07
	БІОС Січ	2.33	13.1	13.7	106.6
	Пластина	2.44	4.6	17.58	171.2
C2	АЗФ стержневий	2.38	11.9	25.4	103
	Апарат Ілізарова	2.84	25.08	25.08	507.06
	БІОС Targon	2.61	8.54	11.78	95.27
	БІОС Січ	2.65	13.2	13.57	98.44
C3	Пластина	2.35	11.6	18.2	204.9
	АЗФ стержневий	2.39	13.9	40.39	227.8
	Апарат Ілізарова	2.9	16.3	33.4	1001
	БІОС Targon	2.63	8.7	12.54	172.56
C3	БІОС Січ	2.69	13.4	14.06	156.75
	Пластина	2.34	8.1	18.09	281.7
	АЗФ стержневий	4.47	14.04	76.9	604.7
	Апарат Ілізарова	3.75	23.08	82.2	2510

I – максимальне зміщення стегнової кістки, мм;

II – максимальна напруга у міжфрагментарній зоні, МПа;

II – максимальна напруга у кістковій тканині;

IV – Максимальна напруга на металоконструкції, МПа

Аналіз результатів показав, що фіксації за допомогою інтрамедулярного стержня «Targon» з блокуванням 4 дистальними гвинтами властиві такі характеристики: цей варіант кріплення забезпечує надійне жорстке кріплення при переломах дистального відділу стегнової кістки майже при всіх типах переломів, особливо типу А. Цей вид остеосинтезу забезпечує найменше зміщення кістки (2,3-2,77мм). При переломах типу С краще показав себе стержень «Віва-Січ» з компресійним гвинтом, при цьому спостерігається збільшення переміщення відламків всього на 0,03 мм. Показник напруги в кістці коливається від 23 при переломах типу А до 11-14 МПа при переломах типу С. Напруга в стержнях становить від 48 до 202 МПа, що не виходить за межі напруги, яку зможе витримати стержень. Слід зауважити, що стержні з титанового сплаву показали більші пластичні показники, причому напруга на них майже вдвічі нижча за сталі, а жорсткість фіксації при цьому не страждає. Результати розрахунків відображені на рис. 2.

Фіксації перелому стегнової кістки за допомогою пластины (рис. 3) притаманні наступні особливості: такий варіант кріплення є надійним

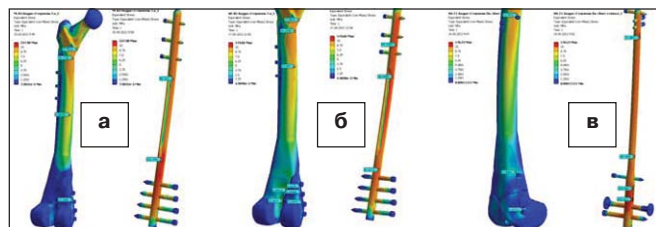


Рис. 2. Результати розрахунків моделі з фіксацією інтрамедулярним стержнем з блокуванням перелому дистального відділу стегнової кістки: а – перелом типу А3; б – перелом типу В2; в – перелом типу С1.

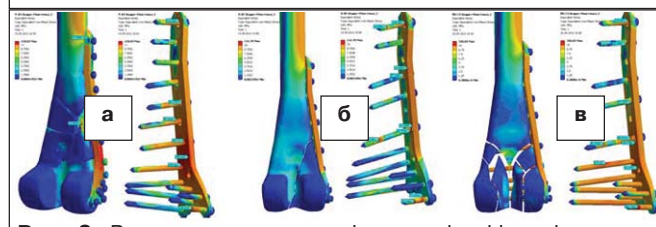


Рис. 3. Результати розрахунків моделі з фіксацією пластиною перелому дистального відділу стегнової кістки під дією основного навантаження: а – тип А3; б – тип В2; в – тип С3.

та жорстким, проте спостерігається значне погіршення міцносних властивостей конструкції, що проявляється в збільшенні максимальних напруг у гвинтах у 3 – 4 рази, збільшення максимальних напруг в кістці у 1,5 – 4 рази та збільшенні переміщення уламків як наведено у таблиці 1. При накістковому остеосинтезі найбільш стабільним виявився перелом типу А. А при переломі типу С3 відмічається збільшення максимальної напруги на гвинтах в 3–12 разів (до 281 МПа), максимальна напруга в кістці у 2,3 – 3,3 рази та збільшенні переміщення уламків.

Аналіз результатів показав, що фіксації за допомогою апарата Ілізарова (рис. 4) властиві наступні характеристики: даний варіант кріплення забезпечує досить надійне кріплення при бокових навантаженнях, проте при осьовому варіанті навантаження він не забезпечує жорсткої фіксації (максимальне зміщення перевищує 10 мм), ця ситуація характерна для багатопламкових переломів типу А3, С3. Особливість цього варіанта фіксації в тому, що збільшується максимальне напруження по мірі віддалення зони перелому від зони прикладання додаткового навантаження. Проте величина напруження в спицях при багатопламкових переломах сягала 2510 МПа (типу А3, С3), що значно перевищує витривалість спиць, тобто апарат для такого навантаження зовсім не придатний. Величина напруги в кістці коливається від 3,9 до 11,1 МПа, проте в місцях

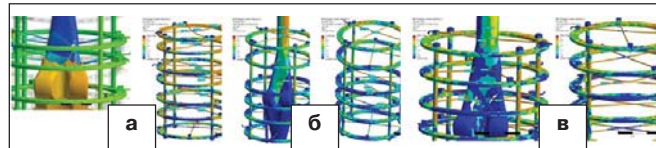


Рис. 4. Результати розрахунків моделі з фіксацією апаратом Ілізарова перелому дистального відділу стегнової кістки під дією основного навантаження: а – тип А3; б – тип В2; в – тип С3.



Рис. 5. Результати розрахунків моделі з фіксацією апаратом на стержневій основі перелому дистального відділу стегнової кістки під дією основного навантаження: **а** – тип А3; **б** – тип В2; **в** – тип С3.

контакту зі спицями сягає 125,6 МПа, що вказує на величезну імовірність прорізування спиць.

Фіксації за допомогою апарата зовнішньої фіксації на стержневій основі (рис. 5) властиві наступні характеристики: цей варіант кріплення забезпечує надійне кріплення при всіх варіантах навантаження, забезпечує достатньо жорстке кріплення (зміщення уламків коливалось в межах 2,3-2,56 мм, тільки при переломі типу С3 воно склало 4,47мм). Особливість цього варіанта фіксації в тому, що максимальне напруження на стержнях біля зони перелому сягає 320 МПа при переломі типу А3, а при переломі типу С3 – 640 МПа, що вказує на величезний ризик зламу стержнів апарату та неспроможності апарату до таких навантажень. Величина напруги в кістці коливається від 0,8 до 7,3 МПа, проте в місцях контакту стержнів з кісткою вона сягає 76,9 МПа, що додатково вказує на неспроможність апарату до таких навантажень.

Висновки

1. Оптимальним фіксатором при переломах дистального відділу стегнової кістки є інтрамедулярний стержень з блокуванням, що виконує функцію внутрішньої шини, рівномірно розподіляючи навантаження на всю металоконструкцію, не перевантажуючи при цьому кістку. Для внутрішньосуглобових переломів дещо краще себе показали стержні з компресійним гвинтом, що переводить ці переломи в позасуглобові та значно покращує якість фіксації.

2. Накістковий остеосинтез дозволяє зафіксувати адекватно багатоуламкові переломи завдяки гвинтам в різній площині, проте цей фіксатор знаходиться на боковій поверхні стегнової кістки, що призводить до перевантаження металоконструкції при опорі на кінцівку та значно збільшує імовірність зламу гвинтів.

3. Апарат на стержневій основі дозволяє зафіксувати переломи, проте все навантаження забирає на себе, а розподіл навантаження на стержнях ставить під сумнів можливість його використання для навантаження на кінцівку.

4. Апарат Ілізарова розподіляє навантаження поміж собою та кісткою, проте застосування його з навантаженням призводить до перенапруження спиць та руйнування металоконструкції.

Література

1. Бейдик О. В. Математическое и биомеханическое обоснование использования стержней с упорной резьбой в аппаратах для наружного чрескостного остеосинтеза / О. В. Бейдик, К. К. Левченко, А. П. Любичкий и др. //Гений ортопедии.–2003. – №4. –С. 107–114.
2. Білінський П. І. Теорія і практика малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу / Білінський П. І. – К.: [Макрос], 2008. – 376 [1] с.
3. Лазарев, І. А. Математичне моделювання у визначенні міцності трансплантата маломілкової кістки при заміщенні дефекта діафіза великомілкової кістки (біомеханічне дослідження) / І. А. Лазарев, А. В. Чкалов, О. С. Страфун. //Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2008. – №3. – С.39-45.
4. Процик А. І. Дорожньо-транспортний травматизм (ДТП) – медико-соціальні аспекти проблеми / Процик А. І. – К.: НМАПО ім. П. Л. Шупика, 2007. – 123 с.
5. Тяжелов А. А. Концепция механизма сращения диафизарных переломов с позиции собственных внутренних напряжений кости / А. А. Тяжелов, Г. В. Лобанов, Ф. В. Климовицкий // Ортопедия, травматология и протезирование». – 2007. – №2. – С. 82-86.
6. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. – Рига: Зинатне, 1975. –324 с.
7. Янсон И.А., Янсон Х.А. Некоторые вопросы биомеханики внешней фиксации // Аппараты и методы внешней фиксации в травматологии и ортопедии. – Рига, 1985. Т. 3. С. 78-80.
8. Heiney J.P. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of trigen retrograde intramedullary (i.m.) nail, dynamic condylar screw (DCS), and locking compression plate (LCP) condylar plate / Heiney J.P., Barnett M.D., Vrabec G.A., Schoenfeld A.J., Bajj A., Njus G.O. // J. Trauma. -2009. -Feb. -№66(2). -P.443-449.

Г.Г. Голка, М.С. Гримайло, В.О. Литовченко, В.В. Григоруку, О.Г. Фадеев

Математическое моделирование распределения напряжения в костной ткани в зависимости от типа перелома и метода фиксации при низких переломах дистального отдела бедренной кости

В работе отображены результаты математического моделирования распределения напряжений в костной ткани в зависимости от типа перелома и метода фиксации при низких переломах дистального отдела бедренной кости. Обоснован интрамедулярный остеосинтез, как наиболее стабильная и выносливая конструкция.

Ключевые слова: математическое моделирование, перелом, дистальный отдел, бедренная кость, интрамедулярный

G.G. Golka, N.S. Grimajlo, V.A. Litovchenko, V.V. Grigoruk, O.G. Fadeev

Mathematical Design of Distribution of Tension in Bone Tissue Depending on Type of Break and Method of Fixation at Low Distal Femur Injures

Mathematical design of distribution of tension in bone tissue depending on type of injury and method of fixation at low distal femur injuries was described. Nailing synthesis was grounded as a preferable method for low distal femur injuries.

Key words: Mathematical design, low distal femur, injuries, nailing.