

УДК 617.3

DOI: 10.15587/2519-4798.2018.122199

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛЕЙ ВЕРТЛЮГОВИХ ПЕРЕЛОМІВ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ТИПУ 5 ЗА ЕВАНСОМ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

© В. О. Бабалян, М. Ю. Карпінський, О. В. Ярьсько

У статті проведено аналіз за допомогою розроблених кінцеве елементних моделей перелому вертлюгової ділянки 5 типу за класифікацією Еванса зон напруження при використанні запатентованого авторами модульного фіксатора-протеза та стандартного ендопротеза кульшового суглоба з головою подвійної рухомості. Виявлено значне зниження навантаження в кісткових елементах при використанні модульного фіксатора-протеза у порівнянні зі стандартною конструкцією

Ключові слова: переломи стегнової кістки, цементна біполярна геміартропластика, моделювання переломів стегнової кістки

1. Вступ

Переломи проксимального відділу стегнової кістки у людей літнього та старечого віку є складною медико-соціальною проблемою. Частота переломів даної локалізації є досить високою.

Біомеханічні особливості кульшового суглоба ускладнюють можливості стабільної та тривалої фіксації фрагментів, порушення кровопостачання головки стегнової кістки внаслідок перелому на тлі наявного остеопорозу, складності післяопераційного ведення, численні ускладнення, що змушують багатьох авторів досить стримано ставитися до органозберігаючих втручань у пацієнтів старших вікових груп, тому що ні один із сучасних методів остеосинтезу не дозволяє здійснити раннє навантаження. Ендопротезування кульшового суглоба у даного контингенту дозволяє досягти функціонального відновлення. Деякі дослідники вважають, що за швидкістю досягнення клінічного ефекту ендопротезуванню немає альтернативи.

2. Обґрунтування дослідження

За даними різних авторів, переломи проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) складають на даний час від 9 до 45 % у структурі всіх переломів скелета у хворих старших вікових груп. За прогнозами до 2050 року кількість таких переломів на рік може скласти 6 мільйонів 260 тисяч [1].

Використанням методу скінчених елементів, напружено-деформованого стану математичних моделей стегнової кістки з вертлюговими переломами різних типів при їх лікуванні методом ендопротезування дає змогу створити об'ємні моделі біологічних об'єктів і виявити основні тенденції змін їх напружено-деформованого стану.

Використання метода кінцевих елементів дуже поширений засіб для розуміння рівня напруження в ключових вузлах конструкції [2, 3]. Для спрощення розрахунків використовують відповідно моделі з невеликою кількістю точок контролю [4]. У дослідженні розроблено власні кінцево-елементні

моделі котрі схематично повторюють найпоширеніші переломи вертлюгової ділянки стегна за класифікацією Еванса.

Авторами розроблений та внесений в медичну практику метод лікування переломів проксимального відділу стегна [5]. В основі даного методу лікування переломів лежить цементна біполярна геміартропластика з аугментацією, фіксації спицями і (або) серкляжем у похилих пацієнтів. Та запропонований модульний фіксатор-ендопротез [6–10] дозволяє використати можливість виконання фіксацій перелому проксимального відділу стегна, а при незадовільній консолідації та відповідних показах перейти до модульного ендопротезування кульшового суглоба з збереженням стегнового компонента фіксатора

3. Мета дослідження

Розробити математичну модель вертлюгових переломів стегна за класифікацією Еванса та за її допомогою вивчити основні напрямки навантаження в проксимальному відділі стегна при ендопротезуванні з додатковою фіксацією уламків спицями.

4. Матеріали та методи дослідження

В лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України» у період 2016–2017 років були проведені аналітичні дослідження за допомогою математичного моделювання з використанням методу скінчених елементів. Було розроблено математичні моделі стегнової кістки із вертлюговими переломами типу 5 за класифікацією Еванса. Моделювали використання стандартного ендопротезу з фіксацією окремих уламків спицями та модульного ендопротезу запропонованої конструкції.

На рис. 1 наведено модель перелому стегнової кістки типу 5.

Схему розташування контрольних точок, в яких проводили контроль величини напружень, наведено на рис. 2.

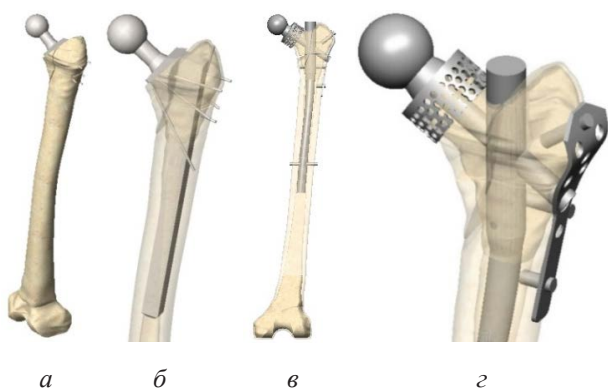


Рис. 1. Модель перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 5): *а, б* – загальний вигляд та розтин моделі з ендопротезом; *в, г* – загальний вигляд та розтин моделі з ендопротезом модульної системи

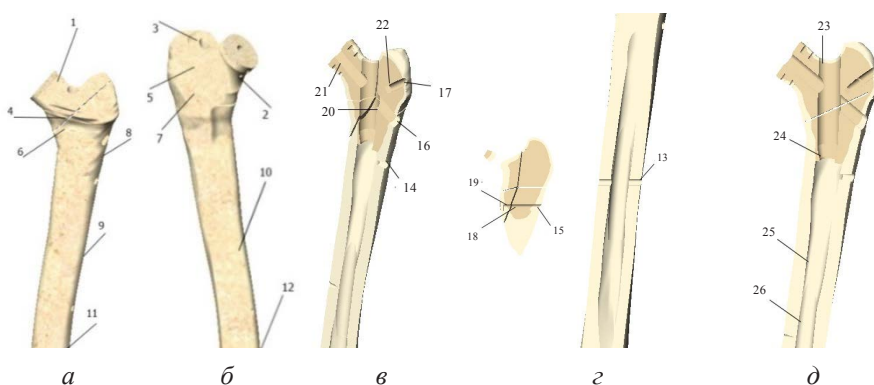


Рис. 2. Схема розташування контрольних точок на моделі перелому проксимального відділу стегнової кістки (тип 5): *а* – на зовнішній поверхні, вид ззаду; *б* – на зовнішній поверхні, вид спереду; *в, г* – на стержнях та гвинтах; *д* – в кістково-мозковому каналі

У дослідженні матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10 вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних [11] та штучних матеріалів [12] зведені в табл. 1.

Таблиця 1
Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

Навантаження моделей здійснювали розподіленою силою 540 Н, що відповідає тіла людини вагою 70 кг (700 Н) при одноопорному стоянні (без врахування маси опорної кінцівки) [13], яку приклали до крижового відділу хребта. По суглобовій поверхні виростків стегнової кістки моделі мали жорстке закріплення.

Схема навантаження моделей наведена на рис. 3.



Рис. 3. Схема навантаження моделей

З метою компенсації обертаючого моменту, викликаного дією сили ваги тіла, до великого вертлюга та крила здухвинної кістки прикладали силу, що імітувала дію групи м'язів (табл. 2), які відводять стегно, величиною 1225 Н, згідно даних літератури [14].

Таблиця 2
Величини сил, що використовували при моделюванні

М'язи	М'язові зусилля (Н)
Середній сідничний м'яз	1225
Вага тіла без опорної кінцівки	540

В якості критерію оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [15]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [16].

5. Результати дослідження

На рис. 4 наведена картина розподілу напружень в моделі проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 5 за Евансом при використанні ендопротезування.

Проведені дослідження показали, що при використанні ендопротезу, в моделі проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 5, максимальні напруження спостерігаються в елементах ендопротезу, а саме в його ніжці та шийці. Інтенсивність напружень в елементах кісткової тканини має значно нижчий рівень.

Для порівняння значень максимальних напружень на зовнішній поверхні моделей з переломом типу 5 при використанні ендопротезування дані про їх величини зведено в табл. 3.

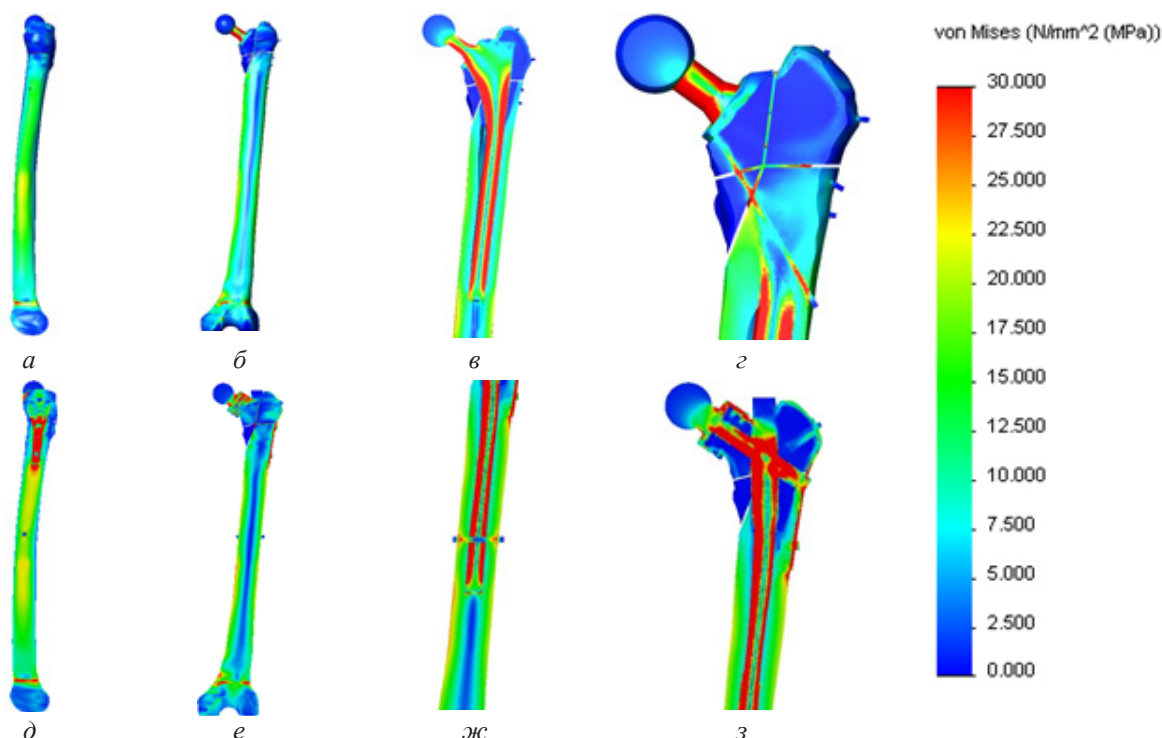


Рис. 4. Картина розподілу напружень в моделі стегнової кістки з переломом типу 5 при ендопротезуванні: а – латеральна поверхня (ендопротез); б – фронтальна поверхня (ендопротез); в – розтин по середині діяфізу (ендопротез); з – зона перелому (ендопротез); д – латеральна поверхня (модульна система); е – фронтальна поверхня; ж – розтин по середині діяфізу; з – зона перелому

Таблиця 3
Величини напружень на зовнішньої поверхні моделей з переломом типу 5

Контрольна точка	Напруження, МПа	
	ендопротез	модульна система
1	97,6	88,2
2	118,4	20,3
3	37,7	9,9
4	1,6	6,3
5	1,0	6,8
6	13,8	17,3
7	8,0	7,3
8	7,2	17,6
9	21,1	21,8
10	23,8	22,2
11	25,2	22,9
12	27,1	25,4

Наглядно порівняти рівень напружень на різних ділянках зовнішньої поверхні моделей з переломом проксимального кінця типу 5 за класифікацією Еванса, в умовах ендопротезування, можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 5.

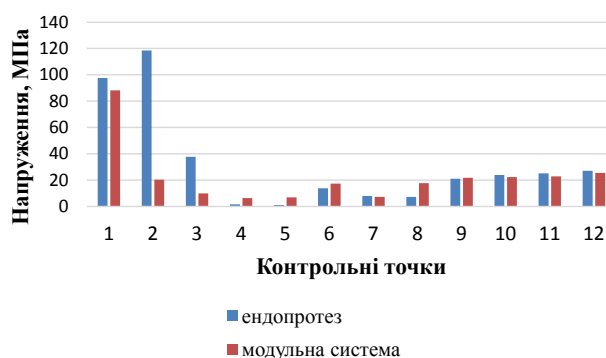


Рис. 5. Діаграма величин напружень на зовнішньої поверхні моделей з переломом типу 5

Велика різниця в величинах напружень спостерігається тільки в ділянці шийки ендопротезу, де ці показники значно перевищують аналогічні в контрольних точках моделей з модульною системою. При використанні ендопротезу зона максимальних напружень припадає на шийку ендопротезу і складає 97,6 МПа на її верхній поверхні та 118,4 МПа – на нижній. Найменш навантаженою зоною є ділянка малого вертлюгу, де величина напружень складає лише 1,0 МПа, та зони, що прилягають до неї, де напруження не перевищують величини в 10,0 МПа. В діяфізарній частині стегнової кістки значення напружень спостерігаються на рівні від 21,1 до 23,8 МПа. При використанні модульної системи найбільший рівень напружень (88,2 МПа) спостерігається в верхній частині шийки. В інших контрольних точках напру-

ження розподіляються рівномірно і, за абсолютними значеннями, не перевищують величини 25,4 МПа в діяфізі стегнової кістки та 17,3 МПа в зоні перелому.

Розрахункові дані про значення величин максимальних напружень в зонах переломів на металевих конструкціях моделей проксимального відділу стегнової кістки з наявністю перелому типу 5, за класифікацією Еванса, наведені в табл. 4.

Таблиця 4

Величини напружень в зонах перелому на елементах металевих конструкцій моделей з переломом типу 5

Контрольна точка	Напруження, МПа	
	ендопротез	модульна система
13	29,7	26,3
14	5,9	45,7
15	14,2	13,0
16	11,7	87,0
17	37,8	11,7
18	60,3	6,7
19	45,4	5,0
20	36,1	84,7
21	11,9	70,2
22	8,8	3,2

Наглядно порівняти рівні напружень в моделях стегнової кістки з переломами проксимального кінця типу 5 за Евансом при ендопротезуванні дозволяє діаграма, що наведена на рис. 6.

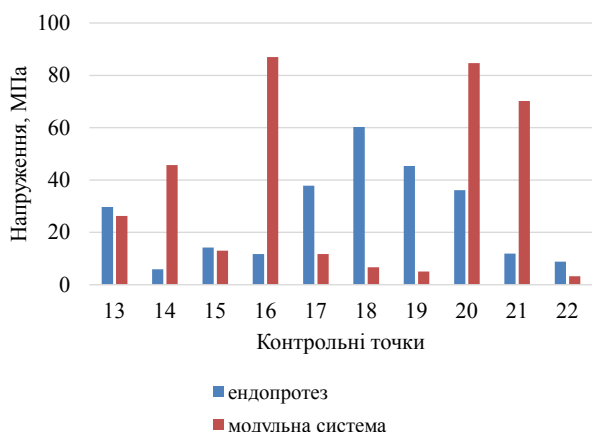


Рис. 6. Діаграма величин напружень в зонах перелому на елементах металевих конструкцій моделей з переломом типу 5

При ендопротезуванні кульшового суглоба з вертлюговими переломами стегнової кістки типу 5 при використанні ендопротезу максимальні значення напружень припадають на зону вздовж лінії переломів, де їх рівень спостерігається в діапазоні від 36,1 до 60,3 МПа. Також, високий рівень напружень

визначається на гвинті, що фіксує великий вертлюг, де цей показник сягає значення 37,8 МПа. В моделі з модульною системою, максимальний рівень напружень визначається на несучому стержні: 87,0 МПа – на його дистальному кінці, 70,2 МПа – на проксимальному та 84,7 МПа – в зоні контакту з інтрамедулярним стержнем. В інших контрольних точках рівень напружень можна порівняти з моделлю, в якій використовується ендопротез.

В табл. 5 зведені дані про величини максимальних напружень в кістково-мозковому каналі моделей проксимального відділу стегнової кістки з переломом типу 5.

Таблиця 5

Величини напружень в кістково-мозковому каналі моделей з переломом типу 5

Контрольна точка	Напруження, МПа	
	ендопротез	модульна система
23	36,3	31,0
24	45,8	52,3
25	32,6	39,1
26	25,8	40,6

Наглядно порівняти рівень напружень в кістково-мозковому каналі моделей стегнової кістки з переломами проксимального кінця типу 5 за Евансом при ендопротезуванні дозволяє діаграма, що наведена на рис. 7.

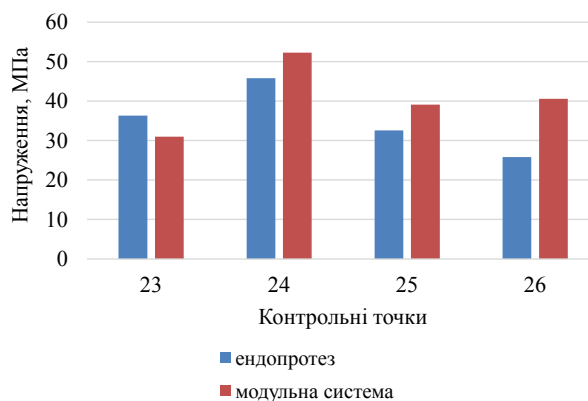


Рис. 7. Діаграма величин напружень в кістково-мозковому каналі моделей з переломом типу 5

При використанні ендопротезу в умовах переломів проксимального відділу стегнової кістки типу 5 рівень напружень в кістково мозковому каналі визначається в межах від 25,8 до 45,8 МПа, використання модульної системи призводить до аналогічного результату – від 31,0 до 52,3 МПа.

6. Обговорення результатів дослідження

Отримані результати показали значну різницю між порівняними системами. Особливо це значуще в

зоні перелому при використанні стандартного ендопротезу. Використання запропонованого модульного фіксатора – ендопротеза, дозволяє перенести навантаження на металеві конструкції. При моделювання варіантів ендопротезування проксимального відділу стегнової кістки з вертлюговими переломами типу 5 за класифікацією Еванса, визначено, що модульна система, при всіх типах переломів, дозволяє значно знизити напруження, практично у всіх контрольних точках кісткових елементів моделей. Зрозуміло, що будь яка модульна конструкція менш надійна ніж солідна, але отримані результати свідчать про достатню надійність як фіксатора так і ендопротеза. В сучасних дослідженнях [17, 18] приймаються тіж самі параме-

три навантаження, що дозволяє зробити висновок про однаковість отриманих даних та гарантувати безпеку застосування розроблених фіксаторів-протезів.

7. Висновки

1. Модульна система, при всіх типах переломів, дозволяє значно знизити напруження, практично у всіх контрольних точках кісткових елементів моделей.

2. В елементах металевих конструкцій, за рахунок значно меншої жорсткості у вузлу з'єднання несучого стержня з інтрамедулярним виникають зони підвищених напружень (у зв'язку з відсутністю солідності) де за абсолютною величиною вони значно більші за модель з ендопротезом.

Література

1. Little E. A., Eccles M. P. A systematic review of the effectiveness of interventions to improve post-fracture investigation and management of patients at risk of osteoporosis // *Implementation Science*. 2010. Vol. 5, Issue 1. P. 80. doi: 10.1186/1748-5908-5-80
2. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method / Bessho M. et. al. // *Journal of Biomechanics*. 2007. Vol. 40, Issue 8. P. 1745–1753. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.003
3. Prediction of proximal femur strength using a CT-based nonlinear finite element method: Differences in predicted fracture load and site with changing load and boundary conditions / Bessho M. et. al. // *Bone*. 2009. Vol. 45, Issue 2. P. 226–231. doi: 10.1016/j.bone.2009.04.241
4. Finite Element Analysis of the Proximal Femur and Hip Fracture Risk in Older Men / Orwoll E. S. et. al. // *Journal of Bone and Mineral Research*. 2009. Vol. 24, Issue 3. P. 475–483. doi: 10.1359/jbmr.081201
5. Спосіб лікування уламкових переломів, хибних суглобів та переломів проксимального відділу стегна після метало-остеосинтезу: Пат. № 101594 UA. МПК А61В 17/56 (2006.01) / Мазняков С. М., Гурбанова Т. С., Чеверда В. М., Хвисьюк О. М., Бабалян В. О., Кальченко А. В., Черепов Д. В. № u20150209; заявл. 10.03.2015; опубл. 25.09.2015, Бюл. № 18.
6. Бабалян В. О., Лук'янченко В. В., Кальченко А. В. Модульний ендопротез шийки і голівки стегнової кістки: Пат. № 108371 UA. МПК: А61F 2/32, А61В 17/74. № u201600892; заявл. 04.02.2016; опубл. 11.07.2016, Бюл. № 13.
7. Модульний ендопротез проксимального відділу стегнової кістки: Пат. № 109846 UA. МПК: А61F 2/36 / Чеверда В. М., Лук'янченко В. В., Кальченко А. В., Хвисьюк О. М., Бабалян В. О., Черепов Д. В. № u201602558; заявл. 16.03.2016; опубл. 12.09.2016, Бюл. № 17.
8. Модульний ендопротез шийки і голівки стегнової кістки: Пат. № 109803 UA. МПК: А61В 17/56, А61F 2/32, А61F 2/36, А61В 17/72, А61В 17/74 / Лук'янченко В. В., Чеверда В. М., Черепов Д. В., Хвисьюк О. М., Кальченко А. В., Бабалян В. О. № u201601835; заявл. 26.02.2016; опубл. 12.09.2016, Бюл. № 17.
9. Бабалян В. О., Лук'янченко В. В., Гурбанова Т. С. Спосіб інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки: Пат. № 113792. МПК А61В 17/56 (2006.01), А61В 17/74 (2006.01), А61F 2/32 (2006.01). № u201609184; заявл. 01.09.2016; опубл. 10.02.2017, Бюл. № 3.
10. Модульна система для інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки: Пат. № 114072 UA. МПК А61В 17/56 (2006.01), А61В 17/74 (2006.01), А61F 2/32 (2006.01) / Бабалян В. О., Володькова Н. В., Лук'янченко В. В., Хвисьюк О. М., Черепов Д. В. № u201609424; заявл. 12.09.2016; опубл. 27.02.2017, Бюл. № 4.
11. Березовский В. А., Колотилов Н. Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. Киев: Наукова думка, 1990. 224 с.
12. Проблема прочности в биомеханике: уч. пос. / Образцов И. Ф. и др. Москва: Высшая школа, 1988. 311 с.
13. Gere J. M., Timoshenko S. P. *Mechanics of Material*. Boston: PWS Pub Co, 1997. 912 p.
14. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.
15. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир, 1978. 519 с.
16. Алямовский А. А. *SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов*. Москва: ДМК Пресс, 2004. 432 с.
17. Hernandez-Rodriguez M. A. L., Ortega-Saenz J. A., Contreras-Hernandez G. R. Failure analysis of a total hip prosthesis implanted in active patient // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2010. Vol. 3, Issue 8. P. 619–622. doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.06.004
18. Finite Element Modeling of Hip Implant Static Loading / Colic K. et. al. // *Procedia Engineering*. 2016. Vol. 149. P. 257–262. doi: 10.1016/j.proeng.2016.06.664

*Рекомендовано до публікації д-р мед. наук Хвисьюк М. І.
Дата надходження рукопису 22.12.2017*

Бабялян Володимир Олександрович, кандидат медичних наук, доцент, кафедра травматології, анестезіології та військової хірургії, Харківська медична академія післядипломної освіти, вул. Амосова, 58, м. Харків, Україна, 61176

Карпінський Михайло Юрійович, науковий співробітник, лабораторія біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, Україна, 61024
E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Яресько Олександр Васи́лійович, молодший науковий співробітник, лабораторія біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, Україна, 61024
E-mail: avyresko@gmail.com

УДК 615.825/616-001.45

DOI: 10.15587/2519-4798.2018.122200

ВИКОРИСТАННЯ ПРОГРАМИ ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПОСТРАЖДАЛИХ З НАСЛІДКАМИ МІННО-ВИБУХОВОЇ ТРАВМИ НИЖНІХ КІНЦІВОК НА ПОЛІКЛІНІЧНОМУ ЕТАПІ

© Хасан Дандаш, Д. О. Підкопай, В. О. Литовченко, Є. В. Гарячий, Шарбель Юсеф

Проведений аналіз реабілітаційного лікування 48 постраждалих після мінно-вибухової травми нижніх кінцівок показав, що використання традиційної програми фізичної реабілітації дозволило отримати 20,8 % добрих, 58,4 % задовільних та 20,8 % незадовільних функціональних результатів, а запропонованої нами – 54,2 % добрих, 37,5 % задовільних та лише 8,3 % незадовільних результатів, що доводить її ефективність та доцільність використання

Ключові слова: мінно-вибухова травма, нижні кінцівки, реабілітація, лікувальна фізкультура, східний масаж, східна лазня, поліклінічний етап

1. Вступ

У другій половині ХХ ст. людство вступило в епоху локальних збройних конфліктів, які з медико-тактичної точки зору значно відрізняються від минулих світових війн за характером та кількістю санітарних втрат [1, 2]. Кульові поранення перестали бути домінуючими [3], а кількість травм від мінно-вибухових боєприпасів значно збільшилася та склала понад 30 % санітарних втрат хірургічного профілю [4, 5].

У результаті проведеного аналізу травмогенезу, клініко-анатомічної та клініко-нозологічної характеристики вогнепальних пошкоджень кінцівок С. О. Гур'єв та співавт. [6] із масиву вогнепальних поранень кінцівок виділили два масиви: кульові поранення (33,19 %) та вибухово-осколкові поранення (66,19 %), констатуючи превалювання великих за обсягом уражень тканин. Одночасно автори відзначають, що навіть у мирний час вогнепальні поранення кінцівок складають 8–10 % від усієї їх кількості.

Так, у постраждалих, які надійшли із зони проведення АТО в Україні до лікарні ім. І. І. Мечникова (м. Дніпро) в період 2014–2016 рр. найчастіше зустрічалися поранення, викликані вибухом – 67,6 %, у 32,4 % були кульові поранення. Відзначено, що кульові поранення за тяжкістю можна порівняти з осколковими через здатність сучасних куль внаслідок особливостей балістики викликати великі пошкодження. Серед загальної кількості пошкоджень кінцівок у 31,5 % відмічали вогнепальні переломи. Переважали переломи кісток нижньої кінцівки (62,2 %),

зокрема переломи стегна – 33,3 %, гомілки – 50 %, стопи – 14,9 % випадків [7, 8].

За даними Navarro S. R. et al. (2012), у період 2005–2008 рр. серед 71 % поранених внаслідок вибухових пристроїв в республіці Афганістан ураження нижніх кінцівок були у 48 % випадків [9]. Ramasamy A. (2009) вказує на поранення нижніх кінцівок серед військовослужбовців британських коаліційних сил в Іраку в 54 % випадків [10]. Найчастіше зустрічаються травми заднього відділу стопи та дистальної частини гомілки, а у 51 % випадків поранення нижніх кінцівок мають мультисегментарний характер [11].

2. Обґрунтування дослідження

Мінно-вибухові поранення кінцівок мають низку морфологічних особливостей і топографічних закономірностей, що обумовлені дією високоенергетичного травмуючого снаряду [12].

Для них характерна повна або часткова руйнація тканин, втрата життєздатності їх значних масивів, що не завжди виявляється макроскопічно; ранній розвиток травматичного ендотоксикозу; наявність супутніх контузійно-коммоційних ушкоджень внутрішніх органів; розвиток тяжких раневих інфекційних ускладнень [7, 13, 14].

Тому медична служба давно постала перед необхідністю осмислення ситуації і розробки тактики стосовно особливої категорії поранених – постраждалих від боєприпасів вибухової дії, зокрема від мінної зброї. Мінно-вибухові травми відрізняються особливою складністю діагностики, високою леталь-