Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

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

О.А. Бур'янов[1], В.П. Кваша[1], В.О. Науменко[1], М.Ю. Карпінський[2], О.В. Яресько[2]

Дослідження напружено-деформованого стану моделей плечової кістки при надвиросткових косих переломах у дітей та підлітків за різних варіантів черезшкірної фіксації

[1]Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна
[2]ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків

Paediatric Surgery(Ukraine).2024.3(84):86-94; doi 10.15574/PS.2024.3(84).8694

For citation: Bur'yanov OA, Kvasha VP, Naumenko VO, Karpinsky MYu, Yaresko OV. (2024). Study of the stress-deformation state of models of the humerus in cases of supracondylar oblique fractures in children and adolescents with different options of percutaneous fixation. Paediatric Surgery (Ukraine). 3(84): 86-94. doi: 10.15574/PS.2024.3(84).8694.

Переломи дистального епіметафізу плечової кістки в дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм, які становлять 16–50% переломів кісток у цілому. Серед пошкоджень цієї локалізації превалюють надвиросткові (3–18%) і черезвиросткові переломи (57,5–70%) переважно в дітей віком 6–7 років. Суттєвою проблемою у використанні перехрещеної фіксуючої конструкції є ятрогенне пошкодження ліктьового нерва (2–8%), що потребує мінівідкритої техніки проведення медіальної шпиці або сонографічного супроводу.

Мета – порівняти рівень напруження в моделі плечової кістки з надвиростковим косим переломом за різних варіантів черезшкірної фіксації під впливом різного навантаження.

Матеріали та методи. Розробили базову скінчено-елементну модель плечової кістки, на основі якої створили модель надвиросткового косого перелому. Моделювали два варіанти остеосинтезу: двома шпицями, розташованими навхрест, і пучком із трьох шпиць. Напружено-деформований стан моделей дослідили під впливом навантаження на розтягнення, згинання та скручування.

Результати. Наявність косого надвиросткового перелому плечової кістки призводить до асиметричних змін у розподілі напруження в надвиростках вище і нижче лінії перелому в здійсненні перехресної фіксації двома шпицями. За латеральної фіксації трьома шпицями під впливом розтягувального навантаження знижується до мінімуму напруження в медіальному надвиростку і вдвічі підвищується їхній рівень на латеральному. Це пов'язано з однобічним проведенням пучка шпиць. При цьому медіальний надвиросток залишається нефіксованим, відповідно навантаження на нього практично не передаються. Кістковий регенерат для цього виявляється занадто м'яким, щоб запобігати переміщенню дистального фрагмента. Водночас більш жорстка фіксація латерального надвиростка, ніж у варіанті з двома шпицями навхрест, викликає підвищення рівня напруження в латеральному надвиростку. Сумарна величина площі перетину пучка шпиць за латеральної фіксації забезпечує вдвічі нижчий рівень напруження в них порівняно з перехресною фіксацією. За навантаження на згинання перехресна фіксація двома шпицями та латеральна фіксація пучком із трьох шпиць працюють приблизно однаково. За навантаження на кручення обидва методи фіксації фрагментів плечової кістки показують приблизно однакові результати. На користь методу латеральної фіксації трьома шпицями можна віднести низький рівень напруження в шпицях. Асиметричне розташування пучка з трьох шпиць за латеральної фіксації компенсується несиметричністю проходження лінії перелому. Це свідчить, що в лікуванні косих надвиросткових переломів плечової кістки обидва методи фіксації рівнозначні з точки зору розподілу напруження в кістковій тканині, і вибір одного з них може визначатись іншими критеріями.

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

Висновки. Математичне моделювання плечової кістки з надвиростковим косим переломом не показує суттєвих переваг того або іншого методу фіксації. Асиметричне розташування шпиць за латеральної фіксації фрагментів кістки компенсується несиметричністю проходження лінії перелому. На користь методу латеральної фіксації трьома шпицями можна віднести низький рівень напруження в шпицях.

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної в роботі установи. На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Ключові слова: плечова кістка, надвирострковi переломи, остеосинтез.

Study of the stress-deformation state of models of the humerus in cases of supracondylar oblique fractures in children and adolescents with different options of percutaneous fixation

O.A. Bur'yanov[1], V.P. Kvasha[1], V.O. Naumenko[1], M.Yu. Karpinsky[2], O.V. Yaresko[2]

[1]Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

[2]SI «Institute of Spine and Joint Pathology named after Prof. M.I. Sitenko NAMS of Ukraine», Kharkiv

Fractures of the distal epimetaphysis of the humerus in children and adolescents are one of the most common injuries, accounting for 16 to 50% of all bone fractures. Among the injuries of this location, supracondylar (3–18%) and transcondylar fractures (57.5–70%) prevail, mainly in children aged 6–7 years. A significant problem when using a crossed fixation structure is iatrogenic damage to the ulnar nerve (2–8%), which requires a mini-open technique of medial spica or sonographic monitoring.

Aim – to compare the level of stresses in the model of the humerus with a supracondylar oblique fracture with different options of percutaneous fixation under the influence of different loads.

Materials and methods. A basic finite-element model of the humerus was developed, on the basis of which a model of an oblique supracondylar fracture was created. Two versions of osteosynthesis were modeled: with two spikes arranged crosswise and a bundle of three spikes. The stress-strain state of the models was studied under the influence of tensile, bending and twisting loads.

Results. The presence of an oblique epicondylar fracture of the humerus leads to asymmetric changes in the distribution of stresses in the epicondyles above and below the fracture line during cross fixation with two spikes. With lateral fixation with three spikes under the influence of tensile load, the tension in the medial epicondylum is reduced to a minimum and their level on the lateral one is doubled. This is related to the one-sided conduction of a bundle of spikes. At the same time, the medial epicondyle remains unfixed and, accordingly, the loads on it are practically not transferred. The bone regenerate for this is too soft to prevent movement of the distal fragment. At the same time, a tighter fixation of the lateral epicondyle than in the version with two needles across, causes an increase in the level of stress in the lateral epicondyle. The total size of the cross-sectional area of the spike bundle with lateral fixation ensures a twice lower stress level in them, compared to cross fixation. Under bending loads, cross fixation with two spikes and lateral fixation with a bundle of three spikes work about the same. Under torsional loads, both methods of fixation of fragments of the humerus showed approximately the same results. In favor of the method of lateral fixation with a bundle of three spikes, the low level of stresses in the spikes can be attributed. The asymmetric arrangement of the bundle of three spokes during lateral fixation is compensated by the asymmetry of the passage of the fracture line. All this indicates that in the treatment of oblique supracondylar fractures of the humerus, both methods of fixation are equivalent from the point of view of stress distribution in the bone tissue, and the choice of one of them can be determined by other criteria.

Conclusions. Mathematical modeling of the humerus with a supracondylar oblique fracture did not determine significant advantages of one or another method of fixation. The asymmetric location of the spikes during lateral fixation of bone fragments is compensated by the asymmetry of the fracture line. In favor of the method of lateral fixation with a bundle of three spikes, the low level of stresses in the spikes can be attributed.

The research was carried out in accordance with the principles of the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the Local Ethics Committee of participating institution. The informed consent of the patient was obtained for conducting the studies.

No conflict of interest was declared by the authors.

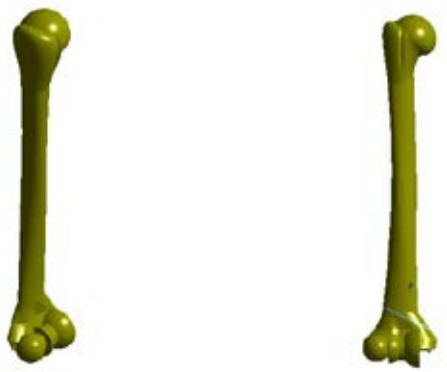
Keywords: humerus, supracondylar fractures, osteosynthesis.

Вступ

Переломи дистального епіметафізу плечової кістки в дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм, які становлять 16–50% переломів кісток у цілому. Серед пошкоджень цієї локалізації превалюють надвирострковi (3–18%) і черезвирострковi переломи (57,5–70%) переважно в дітей віком 6–7 років [10].

Серед дискусійних питань щодо лікування надвирострковых переломів на особливу увагу заслуговує конфігурація розташування внутрішніх фіксуючих конструкцій, яка є предметом дебатів

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

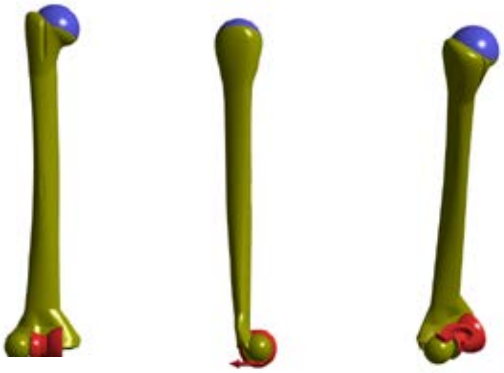


а б

Рис. 1. Моделі плечової кістки: а – базова (норма); б – з надвиростковим косим переломом

а б

Рис. 2. Схеми остеосинтезу: а – перехресна фіксація (2 шпицями); б – латеральна фіксація (3 шпицями)



а б в

Рис. 3. Схеми навантаження моделі: а – на розтягнення; б – на згинання; в – на скручування

протягом останніх десятиліть. На сьогодні існують дві найпоширеніші конфігурації щодо фіксування надвиросткових переломів у дітей та підлітків: конструкція з перехрещеними шпицями та конструкція з використанням 2 або 3 латеральних шпиць з їхньою дивергенцією в коронарній площині [13].

Аналіз результатів анатомо-біомеханічних досліджень вказує, що недоліком латеральної фіксації є підвищений ризик втрати репозиції, що може призводити до деформації у вигляді cubitus varus, а в подальшому – до потреби оперативного коригування у зв'язку з меншою біомеханічною стабільністю порівняно з перехрещеною [4].

Однак суттєве значення для забезпечення стабільності за латеральної конфігурації має розташування і кількість фіксуючих засобів. Три бічні штифти як розбіжної, так і паралельної конфігурації забезпечують достатню стабільність без істотної різниці [8].

Суттєвою проблемою у використанні перехрещеної фіксуючої конструкції є ятрогенне пошкодження ліктьового нерва (2–8%), що потребує мінівідкритої техніки проведення медіальної шпиці або сонографічного супроводу [1].

Тому поглиблення знань щодо способів перкутанної фіксації надвиросткових переломів у дітей та підлітків є актуальним питанням ортопедії в педіатричній практиці.

Мета дослідження – порівняти рівень напруження в моделі плечової кістки з надвиростковим косим переломом за різних варіантів черезшкірної фіксації під впливом різного навантаження.

Матеріали та методи дослідження

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України» розроблено базову скінчено-елементну модель плечової кістки [11] (рис. 1а), на основі якої створено модель надвиросткового косого перелому (рис. 1*б*).

На моделі з надвиростковим переломом показано два варіанти остеосинтезу: 2 шпицями, розташованими навхрест (перехресна фіксація – ПФ) (рис. 2а), і пучком із 3 шпиць (латеральна фіксація – ЛФ) (рис. 2*б*).

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. За скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна і губчаста кістка) для математичного моделювання обрано за даними літератури [2,3,5,12]. Оскільки міжуламковий регенерат набуває міцності від 0 до значення кортикальної кістки протягом тривалого періоду, обрано мінімальне значення модуля пружності, яке досягається на початковому етапі зрощення кістки, дає змогу передавати навантаження між фрагментами моделі і не має суттєвого впливу на величини напруження в її кісткових і металевих елементах. Матеріал елементів металоконструкцій – титан. Механічні характеристики штучних матеріалів обрано за даними технічної літератури [7]. Для аналізу використано такі характеристики: E – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона. Дані про механічні характеристики матеріалів наведено в таблиці 1.

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

Напружено-деформований стан моделей досліджено під впливом навантаження на розтягнення, згинання і скручування.

Розтягнення – це навантаження, що діє вздовж поздовжньої осі кістки. Таке навантаження може бути як стискаючим, так і розтягувальним. У наведеному випадку величини напруження в моделі не залежать від напрямку прикладеного навантаження (стискання або розтягнення), оскільки абсолютні значення напруження залежать тільки від величини діючої сили. У наведеному дослідженні до дистального кінця плечової кістки прикладено розтягувальне навантаження величиною 100 Н (рис. 3а).

У разі навантаження на згинання дія сили величиною 50 Н спрямована спереду назад і прикладена до дистального кінця плечової кістки (рис. 3б).

У разі навантаження на скручування до дистального кінця кістки прикладено крутний момент величиною 2 Н/м (рис. 3в).

Головку плечової кістки за всіх видів навантаження жорстко закріплено.

Для порівняння величин напруження в моделях із різними схемами остеосинтезу і за різних навантажень обрано 6 контрольних точок на плечовій кістці. Крім того, зареєстровано максимальне значення напруження на шпицях. Схему розташування контрольних точок наведено на рисунку 4.

Зареєстровано максимальний рівень напруження в кісткових елементах і на металевих конструкціях. Модель побудовано в програмі «SolidWork»s [9]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконано з використанням програми «ANSYS» [6].

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної в роботі установи. На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

Результати дослідження та їх обговорення

Розтягнення/стискання. Першим етапом роботи досліджено напружено-деформований стан моделей плечової кістки під впливом подовжнього осьового

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, використаних у моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальна кістка	18350	0,3
Губчаста кістка	1040	0,3
Міжуламковий регенерат	1,0	0,45
Хірургічна сталь AISI 316L	200000	0,30

Рис. 4. Контрольні точки

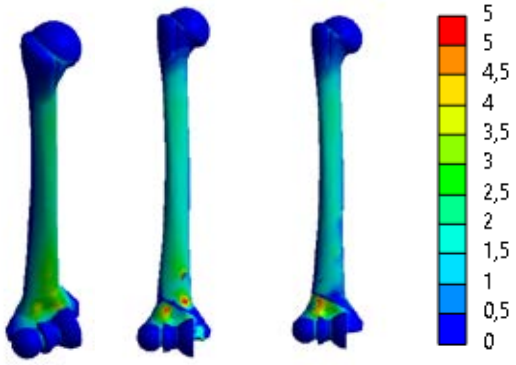


Рис. 5. Розподіл напруження в кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом розтягувального навантаження: а – у нормі; б – перехресна фіксація косого перелому 2 шпицями; в – латеральна фіксація косого перелому 3 шпицями

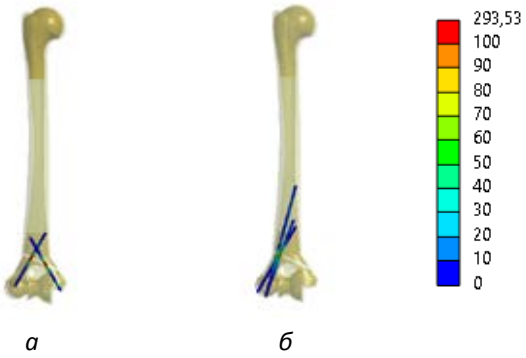
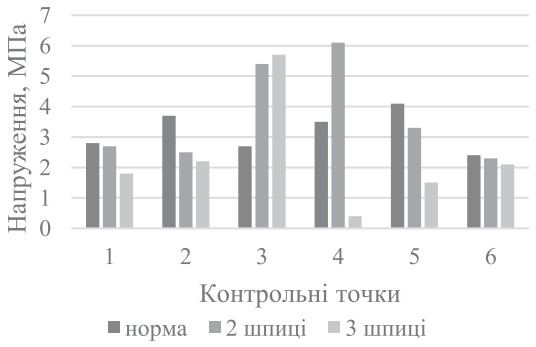
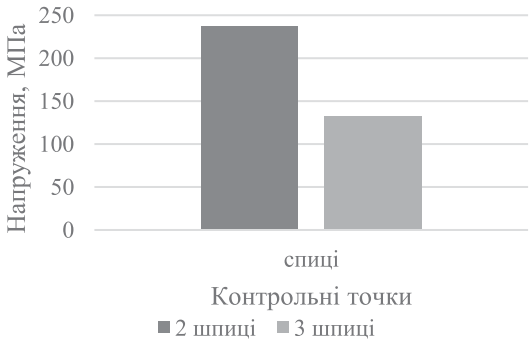


Рис. 6. Розподіл напруження у шпицях моделей плечової кістки під впливом розтягувального навантаження: а – перехресна фіксація 2 шпицями; б – латеральна фіксація 3 шпицями

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua



а



б

Рис. 7. Діаграми величин напруження в контрольних точках моделей плечової кістки з косим надвиростковим переломом під впливом розтягувального навантаження: а – у кісткових елементах; б – у шпицях

навантаження на розтягнення. Розподіл напруження в кісткових елементах моделей наведено на рисунку 5.

За результатами моделювання, під впливом розтягувального навантаження в неушкодженій плечовій кістці максимальні за величиною напруження 4,1 МПа виникали в медіальному надвиростку, мінімальні 2,4 МПа – у верхній третині діафіза.

За наявності надвиросткового косого перелому в разі ПФ 2 шпицями спостерігалося підвищення рівня напруження в медіальному надвиростку до позначок 6,1 МПа вище лінії перелому і до 5,4 МПа на латеральному надвиростку нижче лінії перелому. Водночас виявлялося зниження рівня напруження на медіальному надвиростку нижче лінії перелому до 3,3 МПа і на латеральному надвиростку вище лінії перелому до 2,5 МПа. За ЛФ пучком шпиць визначалося значне зростання рівня напруження на латеральному надвиростку до 5,7 МПа вище лінії перелому. На медіальному надвиростку, навпаки, напруження спадали до мінімуму 0,4 МПа вище лінії перелому і до 1,5 МПа нижче неї.

Розподіл напруження у шпицях за різних варіантів фіксації наведено на рисунку 6.

Таблиця 2

Величини напруження в контрольних точках моделей під впливом навантаження на розтягнення

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	норма	2 шпиці	3 шпиці
1	2,8	2,7	1,8
2	3,7	2,5	2,2
3	2,7	5,4	5,7
4	3,5	6,1	0,4
5	4,1	3,3	1,5
6	2,4	2,3	2,1
Шпиці		236,5	132,4

За ПФ косого надвиросткового перелому 2 шпицями максимальні напруження в металевих конструкціях виникали по лінії перелому і сягали позначки 236,5 МПа. За ЛФ 3 шпицями рівень напруження в них не перевищував позначки 132,4 МПа, що зумовлено підвищенням сумарної площі їхнього перетину порівняно з остеосинтезом 2 шпицями.

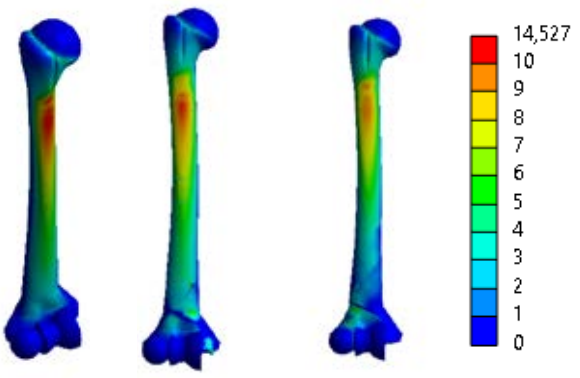
Дані про величини напруження в контрольних точках моделей наведено в таблиці 2.

Наочне уявлення про співвідношення величин напруження в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим косим переломом під впливом розтягувального навантаження наведено на рисунку 7.

Як наведено на діаграмах, наявність косого надвиросткового перелому плечової кістки призводило до асиметричних змін у розподілі напруження в надвиростках вище і нижче лінії перелому за ПФ 2 шпицями. За ЛФ 3 шпицями під впливом розтягувального навантаження знижувалося до мінімуму напруження в медіальному надвиростку і вдвічі підвищувався їхній рівень на латеральному. Це пов'язано з однобічним проведенням пучка шпиць. При цьому медіальний надвиросток залишався нефіксованим, відповідно навантаження на нього практично не передавалися. Кістковий регенерат для цього виявлявся занадто м'яким, щоб запобігати переміщенню дистального фрагмента. Водночас більш жорстка фіксація латерального надвиростка, ніж у варіанті з 2 шпицями навхрест, викликала підвищення рівня напруження в латеральному надвиростку. Сумарна величина площі перетину пучка шпиць за ЛФ забезпечувала вдвічі нижчий рівень напруження в них порівняно з ПФ.

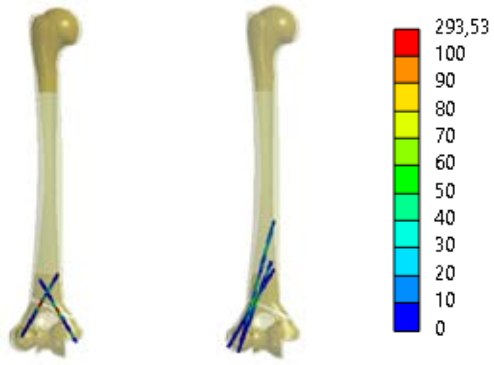
Згинання. Наступним етапом роботи вивчено напружено-деформований стан моделі плечової кістки

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua



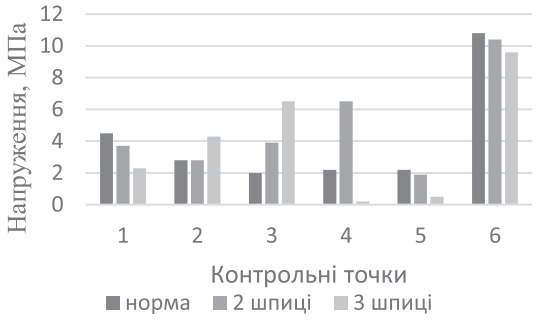
а *б* *в*

Рис. 8. Розподіл напруження в кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом навантаження на згинання: а – у нормі; б – з косим переломом із перехресною фіксацією 2 шпицями; в – з косим переломом із латеральною фіксацією 3 шпицями



а *б*

Рис. 9. Розподіл напруження в шпицях моделей плечової кістки під впливом навантаження на згинання: а – перехресна фіксація 2 шпицями; б – латеральна фіксація 3 шпицями



а

б

Рис. 10. Діаграми величин напруження в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим косим переломом під впливом навантаження на згинання: а – у кісткових елементах; б – у шпицях

під впливом навантаження на згинання. Розподіл напруження в кісткових елементах моделях наведено на рисунку 8.

У разі навантаження на згинання неушкодженої плечової кістки напруження набували максимального значення 10,8 МПа у верхній третині діафіза. У нижній третині напруження визначалися на позначці 4,5 МПа, напруження на надвиростках розподілялися рівномірно в межах від 2,0 МПа до 2,8 МПа. За наявності надвиросткового косого перелому з ПФ 2 шпицями порівняно з моделлю в нормі визначали зниження рівня напруження в діафізі плечової кістки до 10,4 МПа у верхній третині і до 3,7 МПа у нижній. На надвиростках відзначалися асиметричні зміни напружено-деформованого стану вздовж лінії перелому, зокрема, підвищення рівня напруження, який набував максимуму 6,5 МПа на медіальному надвиростку вище лінії перелому і 3,9 МПа на латеральному надвиростку нижче неї. І навпаки, напруження знижувалися на медіальному надвиростку нижче лінії перелому і не змінювалися на латеральному вище неї. ЛФ 3 шпицями дала змогу знизити до мінімуму рівень напруження на медіальному надвиростку – до 0,2 МПа і 0,5 МПа вище і нижче лінії перелому, відповідно. При цьому на латеральному надвиростку напруження зростали і сягали позначок 4,3 МПа вище лінії перелому і 6,5 МПа нижче неї, що пов'язано з несиметричним розташуванням шпиць.

Розподіл напруження в шпицях моделей за навантаження на згинання наведено на рисунку 9.

У разі навантаження на згинання максимальний рівень напруження в шпицях 293,5 МПа визначався за ЛФ надвиросткового косого перелому. За ПФ 2 шпицями рівень їхнього напруження був нижчим – 245,1 МПа, що свідчило на користь симетричної фіксації фрагментів у протидії навантаженню на згинання.

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

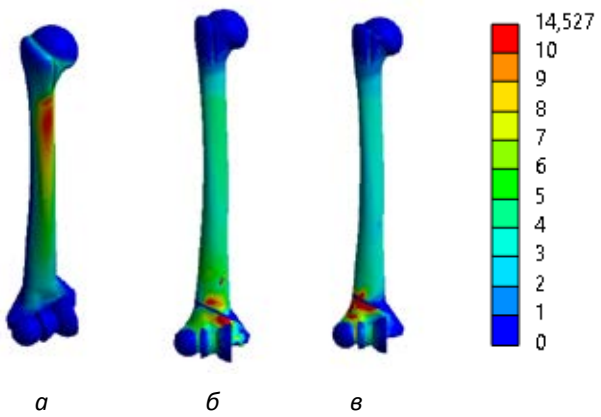


Рис. 11. Розподіл напруження в кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування: а – у нормі; б – з косим переломом і перехресною фіксацією 2 шпицями навхрест; в – з косим переломом і латеральною фіксацією з 3 шпицями

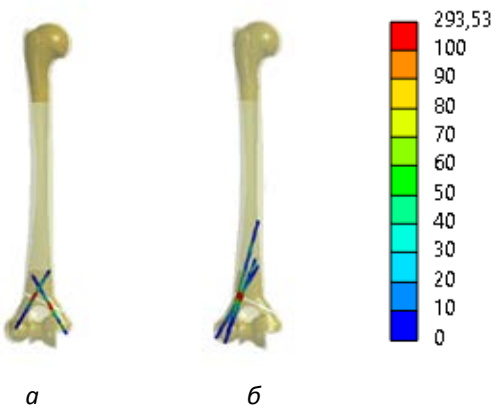


Рис. 12. Розподіл напруження в шпицях моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування: а – перехресна фіксація 2 шпицями; б – латеральна фіксація 3 шпицями

Дані про величини напруження в контрольних точках моделей плечової кістки за навантаження на згинання наведено в таблиці 3.

Для наочного порівняння рівня напруження в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим косим переломом під впливом навантаження на згинання побудовано діаграму, наведену на рисунку 10.

За даними рисунка 10, за наявності косого надвиросткового перелому ПФ 2 шпицями і ЛФ 3 шпицями працюють приблизно однаково.

Скручування. На останньому етапі роботи досліджено напружено-деформований стан моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування. Розподіл напружень у кісткових елементах моделі наведено на рисунку 11.

Дослідження напружено-деформованого стану моделі неушкодженої плечової кістки під впливом навантаження на скручування визначило, що мінімальні за величиною напруження 4,9 МПа виникали у верхній третині діафіза, а максимальні – 8,0 МПа у верхній частині медіального надвиростка та 8,2 МПа в нижній частині латерального. У моделі з косим надвиростковим переломом за ПФ 2 шпицями максимум напруження 17,3 МПа виникало на медіальному надвиростку нижче лінії перелому та 13,5 МПа – 6,3 МПа в нижній третині та до 4,6 МПа у верхній. За ЛФ 3 шпицями значно підвищувався рівень напруження на латеральному надвиростку – до 21,2 МПа та 18,8 МПа нижче і вище лінії перелому, відповідно. На медіальному надвиростку напруження знижувалися до мінімуму 0,7 МПа вище лінії перелому і не перевищувало 2,1 МПа нижче неї, що знову ж є наслідком однобічного встановлення фіксуючих елементів.

Розподіл напруження в шпицях за різних варіантів остеосинтезу наведено на рисунку 12.

У разі навантаження на скручування за обох варіантів фіксації максимальні значення напруження в шпицях визначалися на лінії перелому. На величини цього напруження також впливала симетричність розташування фіксуючих елементів. Так, мак-

Таблиця 3

Величини напруження в контрольних точках моделей плечової кістки під впливом навантаження на згинання

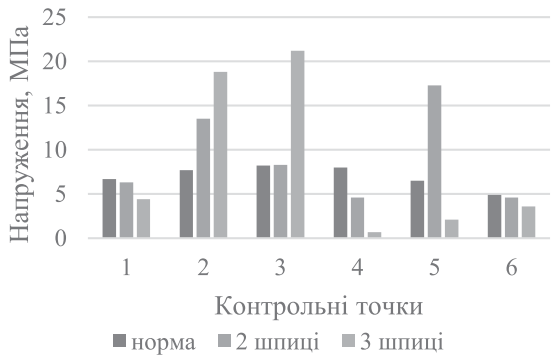
Контрольні точки	Напруження, МПа		
	норма	2 шпиці	3 шпиці
1	4,5	3,7	2,3
2	2,8	2,8	4,3
3	2,0	3,9	6,5
4	2,2	6,5	0,2
5	2,2	1,9	0,5
6	10,8	10,4	9,6
Шпиці		245,1	293,5

Таблиця 4

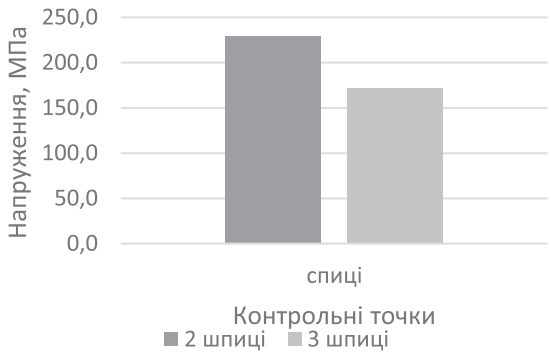
Величини напруження в контрольних точках моделей під впливом навантаження на скручування

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	норма	2 шпиці	3 шпиці
1	6,7	6,3	4,4
2	7,7	13,5	18,8
3	8,2	8,3	21,2
4	8,0	4,6	0,7
5	6,5	17,3	2,1
6	4,9	4,6	3,6
Шпиці		229,1	171,6

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua



а



б

Рис. 13. Діаграми величин напруження в контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим косим переломом під впливом навантаження на скручування: а – у кісткових елементах; б – у шпицях

симальний рівень напруження в шпицях за ПФ визначався на позначці 229,1 МПа, а за ЛФ – 171,6 МПа.

Дані про величини напруження в контрольних точках моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування наведено в таблиці 4.

Діаграми на рисунку 13 дали змогу наочно порівняти величини напруження в кісткових елементах і шпицях моделей, які виникали під впливом навантаження на скручування.

Як показано на діаграмах, за навантаження на скручування обидва методи фіксації фрагментів плечової кістки показали приблизно однакові результати. На користь методу ЛФ 3 шпицями можна віднести низький рівень напруження в шпицях. Асиметричне розташування пучка з 3 шпиць ЛФ компенсувалося несиметричністю проходження лінії перелому. Це свідчить, що в лікуванні косих надвиросткових переломів плечової кістки обидва методи фіксації рівнозначні з точки зору розподілу напруження в кістковій тканині, вибір одного з них може визначатись іншими критеріями.

Висновки

Математичне моделювання плечової кістки з надвиростковим косим переломом не показує суттєвих переваг того або іншого методу фіксації. Асиметричне розташування шпиць за ЛФ фрагментів кістки компенсується несиметричністю проходження лінії перелому. На користь методу ЛФ 3 шпицями можна віднести низький рівень напруження в шпицях.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

References/Література

1. Afaque SF, Singh A, Maharjan R at al. (2020). Comparison of clinic-radiological outcome of cross pinning versus lateral pinning for displaced supracondylar fracture of humerus in children: a randomized controlled trial. J Clin Orthop Trauma. 11: 259–263. doi: 10.1016/j.jcot.2019.01.013.
2. Boccaccio A, Pappalettere C. (2011). Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In: Theoretical Biomechanics. Prague: Intech Open. 2011: 21–48. doi: 10.5772/19420.
3. Cowin SC. (2001). Bone Mechanics Handbook. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press: 980.
4. Hanim A, Wafiuddin M, Azfar MA et al. (2021). Biomechanical Analysis of Crossed Pinning Construct in Supracondylar Fracture of Humerus: Does the Point of Crossing Matter? Cureus. 13: 14043. doi: 10.7759/cureus.14043.
5. Kipa OA, Lytovchenko VO, Karpinskyi MYu. (2014). The choice of fixator for osteosynthesis of humerus fractures in victims with combined thoracic trauma. Medicine today and tomorrow. (4): 97–100. [Кіпа ОА, Литовченко ВО, Карпінський МЮ. (2014). Вибір фіксатора для остеосинтезу переломів плечової кістки у постраждалих з поєднаною торакальною травмою. Медицина сьогодні і завтра. (4): 97–100].
6. Kurowski PM. (2007). Engineering Analysis with COSMOSWorks: SDC Publications: 263.
7. Niinomi M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 1(1): 30–42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001.
8. Oztermeli A, Karahan N, Kaya M. (2023). Is Lateral Onset Cross Pin Technique Strong Enough? A Biomechanical Study. The Medical Bulletin of Sisli Etfal Hospital. 57(4): 495. doi: 10.14744/SEMB.2023.87528.
9. Rao SS. (2017). The Finite Element Method in Engineering. Butterworth-Heinemann. 6th ed.:782.
10. Santos IA, Cruz MAF, Souza RC, Barreto LV da F, Monteiro AF, Rezende LGRA. (2024). Epidemiology of Supracondylar Fractures of the Humerus in Children. Archives of health investigation. 13(1): 18–23. https://doi.org/10.21270/archi.v13i1.6324.
11. Tyazhelov O, Karpinsky M, Karpinska O, Subbota I, Vadyd K. (2011). A study of mechanical properties of osteosynthesis in metaphyseal fractures of the humerus on a mathematical model. Orthopedics, traumatology and prosthetics. (1): 35–39. [Тяже-

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

лов ОА, Карпінський МЮ, Карпінська ОД, Суббота ІА, Вадид Х. (2011). Дослідження механічних властивостей остеосинтезу метафізарних переломів плечової кістки на математичній моделі. Ортопедия, травматология и протезирование. (1): 35–39]. doi: 10.15674/0030–59872011135–39.

12. Woo SL, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. (2006). Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. Journal of biomechanics. 39(1): 1–20. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.
13. Xing B, Dong B, Che X. (2023, Jan 16). Medial-lateral versus lateral-only pinning fixation in children with displaced supracondylar humeral fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. J Orthop Surg Res. 18(1): 43. doi: 10.1186/s13018–023–03528–8. PMID: 36647086; PMCID: PMC9841617.

Відомості про авторів:

Бур'янов Олександр Анатолійович *– д.мед.н., проф., зав. каф. травматології та ортопедії НМУ ім. О.О. Богомольця. Адреса: м. Київ, Берестейський просп., 36. https://orcid.org/0000–0002–2174–1882.*

Кваша Володимир Петрович *– д.мед.н., проф. каф. травматології та ортопедії НМУ ім. О.О. Богомольця. Адреса: м. Київ, Берестейський просп., 36. https://orcid.org/0000–0002–7444–6289.*

Науменко Валерія Олександрівна *– аспірант каф. травматології та ортопедії НМУ ім. О.О. Богомольця. Адреса: м. Київ, Берестейський просп., 36. https://orcid.org/0000–0002–3228–3450.*

Карпінський Михайло Юрійович *– ст.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. https://orcid.org/0000–0002–3004–2610.*

Яресько Олександр Василійович *– мол.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. https://orcid.org/0000–0002–2037–5964.*

Стаття надійшла до редакції 30.05.2024 р., прийнята до друку 09.09.2024 р.