

УДК 616.718.5/6-001.5-089.2

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО—ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ КІСТОК ГОМІЛКИ В УМОВАХ ЗОВНІШНЬОЇ ФІКСАЦІЇ З ЗАСТОСУВАННЯМ АПАРАТІВ З РІЗНИМ ПРОСТОРОВИМ ОРІЄНТУВАННЯМ ОПОР

В. І. Гуцуляк

Івано—Франківський національний медичний університет

ANALYSIS OF A TENSELY—DEFORMED STATE IN THE SHIN BONES FRACTURES IN CONDITIONS OF EXTERNAL FIXATION WITH APPLICATION OF APPARATUSES WITH DIFFERENT SPATIALLY ORIENTED SUPPORTS

V. I. Gutsulyak

Як свідчить вчення Г. А. Ілізарова, при лікуванні хворих з приводу переломів кісток кінцівок з використанням методу черезкісткового остеосинтезу необхідно дотримувати основних критеріїв, зокрема, стабільної фіксації фрагментів кісток, щадної тактики щодо остеогенних тканин, збереження їх кровопостачання, забезпечення статико—динамічного навантаження на кінцівку, що створює оптимальні механіко—біологічні умови для зрощення кісток та функціонального відновлення [1].

Проте, виконання цих вимог інколи взаємно протирічне. Так, нез'ясоване питання щодо просторової орієнтації опор апарата зовнішньої фіксації (АЗФ) відносно кістки та навколишніх м'яких тканин. Біомеханіка остеосинтезу передбачає, що найбільш раціональним є розташування кістки в центрі кільцевої опори, що забезпечує найвищу стабільність фіксації та керованість просторовою орієнтацією кісткових фрагментів [2]. Проте, ця вимога, внаслідок ексцентричного розташування кісток відносно м'яких тканин в більшості сегментів, потребує збільшення діаметра кільця, а це зменшує жорсткість остеосинтезу та збільшує габарити зовнішньої конструкції [3]. При цьому збільшується ризик незрощення та утворення контрактури в суміжних суглобах.

Перспективним і економічно доцільним є напрямок дослідження

Реферат

У програмі Autodesk Inventor 11 з використанням методу кінцевих елементів проведено тривимірне комп'ютерне моделювання біомеханічних систем двох моделей: I — "великогомілкова кістка — апарат Ілізарова з концентричним розташуванням опор"; II — "великогомілкова кістка — апарат Ілізарова з ексцентричним розташуванням опор". Для вивчення жорсткості фіксації фрагментів великогомілкової кістки в цих системах модулювали навантаження, яке прикладали до дистального відламка в 6 стандартних ступенях свободи. Основним завданням було визначення величини навантаження в різних напрямках, за якого фрагмент зміщується на 1 мм. В II моделі жорсткість фіксації фрагментів у порівнянні з такою в I моделі більша на 631,43% — при прикладанні компресійного, на 8,35 — 31,75% — поперечного та на 19,72% — ротаційного навантаження. Під час черезкісткового остеосинтезу кісток гомілки перевагу слід віддавати апаратам з ексцентричним розташуванням опор, що забезпечує більшу жорсткість фіксації фрагментів у порівнянні з такою в апаратах з концентричним розташуванням опор. Проте, навіть за ексцентричного розташування опор в апараті жорсткість фіксації недостатня для раннього повноцінного навантаження травмованої кінцівки під час ходьби. Необхідна розробка апарата з можливістю адаптації його форми до анатомічної конфігурації сегмента.

Ключові слова: перелом кісток кінцівок; апарат зовнішньої фіксації; тривимірна модель; метод кінцевих елементів; жорсткість фіксації фрагментів.

Abstract

In Autodesk Inventor 11 program, using method of end—capping elements, a three—dimensional computer modelling of biomechanical systems of two models was conducted: I — "tibia — Ilizarov's apparatus with concentric location of supports"; II — "tibia — Ilizarov's apparatus with excentric location of supports". The loading, which was applied towards distal fragment in 6 standard degrees of freedom, was modelled for studying of the fixation rigidity of tibial fragments in these systems. Determination of the loading value in various directions, in which the fragment have had shifted by 1 mm, have constituted the main task of the investigation. In a model II a rigidity of the fragments fixation, in comparison with such in a model I, is bigger by 631.43% — while applying a compression loading, by 8.35 — 31.75% — the transversal one and by 19.72% — the rotation loading. While choosing the method of transosteal osteosynthesis of the shin bones the advantage have the apparatuses with excentric location of supports, what secures the enhanced rigidity of the fragments fixation in comparison with such in apparatuses with concentric location of supports. Although, even in excentric location of supports in the apparatus the fixation rigidity is insufficient for early full loading of the traumatized extremity while walking. It is necessary to elaborate such apparatus, the form of which may be adopted to anatomic configuration of segment.

Key words: fracture of the extremities bones; apparatus of external fixation; three—dimensional model; method of end—capping elements; rigidity of the fragments fixation.

біомеханіки остеосинтезу з використанням тривимірного математичного моделювання за методом кінцевих елементів [4, 5]. Проте, у

більшості досліджень використовують моделі кісток чи наближених до них за конфігурацією трубчастих або циліндричних аналогів з кон-

центричним розташуванням кільцеподібних опор, не беручи до уваги розташування м'якотканинних структур [6, 7]. Це зумовлює значні розбіжності показників жорсткості експериментального та реального остеосинтезу. Тому біомеханіка черезкісткового остеосинтезу залежно від розташування м'якотканинних структур сегментів кінцівок недостатньо вивчена.

Мета дослідження: провести порівняльний аналіз напружено—деформованого стану при переломах кісток гомілки в умовах зовнішньої фіксації з використанням апаратів з різною просторовою орієнтацією опор.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Біомеханічні дослідження проведені на основі створених в програмі Autodesk Inventor 11 двох тривимірних комп'ютерних геометричних

моделей [8]: I — "гомілка — апарат Ілізарова з концентричним розташуванням опор"; II — "гомілка — апарат Ілізарова з ексцентричним розташуванням опор".

Компонування АЗФ, за методом дослідження черезкісткових модулів [3], обране за типом комбінованого модуля третього порядку, що передбачає використання як черезкісткових елементів спиць та стержнів.

Для порівняльного аналізу моделей черезкісткові елементи проводили на однакових рівні та позиціях. Представлені моделі різняться за діаметром опор, їх просторовою орієнтацією відносно кісткових фрагментів та довжиною використаних черезкісткових елементів.

При побудові моделей кісток гомілки брали до уваги такі види біологічних тканин: компактна і губчаста кістка, хрящова тканина. Під час вибору властивостей кісткових структур матеріал вважали однорід-

ним та ізотропним. Механічні характеристики матеріалів представлені у *табл. 1*.

Схема компонування апарата передбачала використання 2 опор з замкнутим контуром в поєднанні з двома секторними опорами. В опорах з замкнутим контуром як черезкісткові елементи використовували по дві спиці діаметром 2,2 мм, що проводили під кутом 60° одна відносно одної, а в опорах секторного типу — по два консольні стержні діаметром 6 мм.

За методом уніфікованого позначення черезкісткового остеосинтезу [3] сегмент за допомогою "робочих" площин умовно поділений на 8 рівнів. Моделювання поперечного перелому великогомілкової кістки з діастазом довжиною 1 мм проведено на V рівні. На IV і VI рівнях розташовані опори з замкнутим контуром, на III та VII рівнях — опори секторного типу.

Після інактивації м'якотканинних структур представлені геометричні моделі, експортовані в програмний модуль Stress Analysis, в якому проводили обчислення для визначення жорсткості остеосинтезу.

Для забезпечення можливості проведення порівняльного аналізу різних компонувань АЗФ всі розрахунки проведені за загальними схемами фіксації та навантаження змодельованих систем. Великомілковою кістку закріплювали на торцевій поверхні епіфіза проксимального фрагмента. Вектори навантаження прикладали до дистального фрагмента кістки в 6 стандартних ступенях свободи [9].

Основним завданням дослідження було визначення навантаження в різних напрямках, за якого відбувається зміщення дистального фрагмента в площині перелому на 1 мм, що вважають критичним [3, 9]. При визначенні результатів переміщення похибка становила $\pm 0,025$ мм.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

При створенні кінцево—елементної сітки для I моделі кількість елементів становила 420 068, кількість вузлів — 709 060; для II моделі — відповідно 400 350 та 671 393. Як

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, використаних для побудови моделей біомеханічних систем

Матеріал	Модуль Юнга E, МПа	Коефіцієнт Пуассона (ν)	Межа міцності, МПа
Кортикальна кісткова тканина	18 350	0,3	128
Губчаста кісткова тканина	330	0,3	10
Суглобовий хрящ	10,5	0,49	2
Сталь марки 12X18H10T	198 00	0,3	550

Таблиця 2. Показники навантаження I моделі, що спричиняє «критичне» зміщення дистального фрагмента

Напрямок навантаження	Величина навантаження	Зміщення дистального фрагмента вздовж осі, мм		
		Y	X	Z
Вздовж осі Y (компресія)	105 Н	1,009	-0,005	0,003
Вздовж осі X (приведення)	395 Н	0,243	1,012	0,035
Вздовж осі X (відведення)	395 Н	-0,251	-1,013	-0,035
Вздовж осі Z (розгинання)	315 Н	-0,245	-0,015	1,023
Вздовж осі Z (згинання)	315 Н	0,234	0,015	-1,024
Навколо осі Y (внутрішня ротація)	142 Н/м	-0,003	-1,023	-0,322
Навколо осі Y (зовнішня ротація)	142 Н/м	0,035	1,018	0,63

Таблиця 3. Показники навантаження II моделі, що спричиняє «критичне» зміщення дистального фрагмента

Напрямок навантаження	Величина навантаження	Зміщення дистального фрагмента вздовж осі, мм		
		Y	X	Z
Вздовж осі Y (компресія)	768 Н	0,995	0,001	0,192
Вздовж осі X (приведення)	428 Н	0,301	1,008	0,11
Вздовж осі X (відведення)	428 Н	0,299	-1,008	-0,11
Вздовж осі Z (розгинання)	415 Н	-0,272	0,072	0,991
Вздовж осі Z (згинання)	415 Н	-0,072	0,274	-0,993
Навколо осі Y (внутрішня ротація)	170 Н/м	0,029	1,003	0,399
Навколо осі Y (зовнішня ротація)	170 Н/м	-0,026	-1,003	0,438

основний елемент використовували тетраедр.

Результати розрахунків при прикладанні навантаження, що спричиняє зміщення дистального фрагмента на 1 мм в площині перелому, представлені у *табл. 2, 3*.

Найбільш різнилися показники у двох моделях при дослідженні поздовжньої жорсткості. Так, зміщення дистального фрагмента на 1 мм у II моделі відзначали при прикладанні компресійного навантаження (вздовж осі Y) величиною 768 Н, що на 631,43% більше, ніж у I моделі (105 Н).

При дослідженні поперечної жорсткості зміщення дистального фрагмента на 1 мм у II моделі спостерігали при моделюванні приведення та відведення (вздовж осі X) величиною 428 Н та згинання і розгинання (вздовж осі Z) — 415 Н, що перевищувало ці показники у I моделі відповідно на 8,35 та 31,75%. Менша поперечна жорсткість фіксації фрагментів вздовж осі Z зумовлена особливістю розташуванням чезрезкісткових елементів — з кутом перехресту, відкритим кпереду.

При дослідженні ротаційної жорсткості зміщення дистального фрагмента на 1 мм у II моделі виявляли при прикладанні моменту сили відносно осі Y величиною 170 Н/мм, що на 19,72% більше, ніж у I моделі (142 Н/мм).

З практичної точки зору найбільше значення має здатність конструкції АЗФ забезпечити знерухомилення фрагментів за їх осьового навантаження під час одноопорного стояння та ходьби.

Виходячи з того, що сила:

$$F = mg,$$

де m — маса тіла; g — прискорення вільного падіння, що становить 9,80665 м/с²,

для людини з середньою масою тіла (70 кг) сила осьового навантаження під час опори на одну кінцівку становить:

$$F = 70 \text{ кг} \times 9,80665 \text{ м/с}^2 = 686,466 \text{ Н}.$$

Коефіцієнт жорсткості (K) при моделюванні компресії для досліджуваних моделей становить:

$$K_{I/\text{компрес}} = 105 \text{ Н/мм}, K_{II/\text{компрес}} = 768 \text{ Н/мм}.$$

З двох біомеханічних систем тільки конструкція АЗФ II моделі забезпечує жорсткість фіксації фрагментів, достатню для одноопорного стояння на одній кінцівці. З огляду на анатомічні особливості гомілки, концентричне розташування опор апарата відносно великогомілкової кістки можливе лише за умови використання опор, діаметр яких значно перевищує окружність сегмента. А це потребує збільшення габаритів конструкції та зменшення жорсткості фіксації фрагментів внаслідок збільшення відстані до точок фіксації чезрезкісткових елементів.

Як свідчать дані літератури [10], навантаження на одну кінцівку під час ходьби становить 120 — 130% маси тіла. Для людини з середньою масою тіла сила навантаження на одну кінцівку під час ходьби становить:

$$F = 70 \text{ кг} \times 9,80665 \text{ м/с}^2 \times 1,3 = 892,405 \text{ Н}.$$

Отже, конструкції АЗФ обох моделей не здатні забезпечити жорсткість фіксації фрагментів, достатню для раннього повноцінного навантаження травмованої кінцівки під час ходьби.

Таким чином, під час чезрезкісткового остеосинтезу кісток гомілки перевагу слід віддавати апаратам з ексцентричним розташуванням опор, що забезпечує більшу жорсткість фіксації фрагментів у порівнянні з такою апаратів з концентричним розташуванням опор на 631,43% — при прикладанні компресійних, на 8,35—31,75% — поперечних та на 19,72% — ротаційних зміщувальних зусиль.

Проте, навіть жорсткість фіксації в апараті за ексцентричного розташування опор недостатня для раннього повноцінного навантаження травмованої кінцівки під час ходьби. Шляхом вирішення цієї проблеми ми вважаємо розробку апарата з можливістю адаптації його форми до анатомічної конфігурації сегмента.

ЛІТЕРАТУРА

1. Шевцов В. И. Дефекты костей конечностей. Чрескостный остеосинтез по методикам Российского научного центра "ВТО" им. академика Г. А. Илизарова / В. И. Шевцов, В. Д. Макушин, Л. М. Куфтырев. — М.: ИПП Зауралье, 1996. — 504 с.
2. Ткаченко С. С. Остеосинтез: руководство для врачей / С. С. Ткаченко. — Л.: Медицина, 1987. — 272 с.
3. Соломин Л. Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г. А. Илизарова / Л. Н. Соломин. — СПб.: ООО Морсар АВ, 2005. — 544 с.
4. Бур'янов О. А. Метод створення реалістичних скінченно—елементних моделей систем "довга кістка — стрижньовий апарат" / О. А. Бур'янов, А. М. Лакша, Ю. О. Ярмолюк // Матеріали наук.—практ. конф. з міжнар. участю "Перший український симпозиум з біомеханіки опорно—рухової системи". — Дніпропетровськ, 2012. — С. 45.
5. Математичне моделювання діафізарних деформацій довгих кісток / О. А. Тяжелов, Н. Ю. Полетаєва, К. К. Романенко [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2010. — № 3. — С. 61 — 63.
6. Соловцова Л. А. Программный модуль для расчета прочностных характеристик элементов стержневых устройств / Л. А. Соловцова // Мед. информатика. — 2008. — № 4 (18). — С. 65 — 71.
7. Grivas T. B. The use of twin—ring Ilizarov external fixator constructs: application and biomechanical proof—of principle with possible clinical indications / T. B. Grivas, E. A. Magnissalis // J. Orthop. Surg. Res. — 2011. — Vol. 6. — P. 41.
8. Гуцуляк В. І. Порівняльний аналіз геометричних параметрів тривимірних моделей систем "гомілка — апарат зовнішньої фіксації" з різною просторовою орієнтацією опор / В. І. Гуцуляк, В. С. Сулима // Травма. — 2014. — Т. 15, № 3. — С. 18 — 22.
9. Бушманов А. В. Методика имитационного моделирования механического поведения фиксирующих устройств в травматологии / А. В. Бушманов // Вестн. ТОГУ. — 2009. — № 4 (15). — С. 61 — 69.
10. Янсон Х. А. Биомеханика нижних конечностей человека / Х. А. Янсон — Рига: Зинатне, 1975. — 324 с.

