

DOI: 10.26693/jmbs05.03.296

УДК 617.586.2-001-06-089.84-047.58

Сухин Ю. В. ¹, Бодня А. И. ¹,
Карпинский М. Ю. ², Ярьсько А. В. ²

РЕЗУЛЬТАТЫ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЗАДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ ПРИ ВНУТРИКОСТНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ

¹Одесский национальный медицинский университет, Украина

²ГУ "Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины",
Харьков, Украина

alex0509@ukr.net

Предметом нерешённых вопросов усовершенствования остеосинтеза пяточной кости является поиск малоинвазивной методики фиксации.

Цель – провести сравнительный анализ жесткости фиксации костных отломков при двух вариантах внутрикостного остеосинтеза язычкового и импрессионного переломов пяточной кости.

Проведено математическое моделирование двух типов переломов пяточной кости и определение напряжённо-деформированного состояния моделей заднего отдела стопы при их остеосинтезе. Моделировали внутрикостный остеосинтез спицами, по предложенной нами методике, для сравнения выбрали остеосинтез спонгиозными винтами. Модели изучали под влиянием действий внешней системы пространственных нагрузок.

Анализ напряжённо-деформированного состояния моделей заднего отдела стопы показал, что фиксация язычкового перелома спицами ведёт к равномерному распределению напряжений во всех контрольных точках костных элементов в пределах 3,3-4,5 МПа, при импрессионном – 3,3-5,0 МПа. В модели с фиксацией отломков винтами уровень напряжений несколько выше и наблюдался, соответственно, в пределах 4,5-7,9 МПа и 4,0-7,6 МПа во всех контрольных точках. Исследования величин относительных деформаций в моделях демонстрируют незначительное преимущество фиксации спицами (0,1-1,7%) по сравнению с винтами (0,1-1,9%) в костном регенерате перелома пяточной кости обоих типов.

Жёсткость фиксации костных фрагментов под действием внешней системы пространственных нагрузок при внутрикостном остеосинтезе рассмотренных типов переломов пяточной кости спицами превышает остеосинтез винтами в 2,1 раза ($p > 0,05$).

Ключевые слова: перелом пяточной кости, конечно-элементное моделирование внутрикостного остеосинтеза, напряжения, деформации.

Связь работы с научными программами, планами, темами. Научная работа выполнена в соответствии с планом научно-исследовательских работ кафедры травматологии и ортопедии Одесского национального медицинского университета МЗ Украины «Оптимізація хірургічного лікування травм кінцівок та їх наслідків», № гос. регистрации 0117U007492, шифр 580/18-22.

Введение. До настоящего времени большой научный и практический интерес представляют разработки оптимальных технических решений на основе применения концепции минимально инвазивной хирургии [1]. Предметом нерешённых вопросов усовершенствования остеосинтеза пяточной кости является поиск упрощённой методики биологической фиксации, предусматривающей при малой травматичности обеспечение внутрикостной стабильной фиксации и снижение вероятности развития инфекционных осложнений. Одной из таких методик является закрытая одномоментная инструментальная репозиция (ЗОИР), техника

проведения которой была разработана и впервые внедрена Н. Westhues [2]. В дальнейшем его методу, основанную на эффекте лигаментотаксиса, модифицировал непосредственно только для язычкового типа перелома пяточной кости Р. Essex-Lopresti [3].

В последнее десятилетие широкое развитие и внедрение другими авторами своих модификаций внутрикостного остеосинтеза пяточной кости на основе спонгиозных винтов и блокируемых стержней, показали преимущества малоинвазивной хирургии [4-6]. В то же время, в современных литературных источниках мы не нашли экспериментальных исследований, которые посвящены анализу жесткости фиксации костных фрагментов с учетом распределения в них напряжений после внутрикостного остеосинтеза пяточной кости, с реализацией программных численных методов, например, метода конечных элементов (МКЭ). Поэтому считаем целесообразным изучить жесткость внутрикостной фиксации при всех типах переломов пяточной кости после проведенной ЗОИР по Н. Westhues [2].

Цель исследования – провести сравнительный анализ жесткости фиксации костных отломков при двух вариантах внутрикостного остеосинтеза язычкового и импрессионного переломов пяточной кости.

Материал и методы исследования. В лаборатории биомеханики ГУ "Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины" выполнено теоретическое биомеханическое обоснование применения, разработанного нами [7], способа малоинвазивного остеосинтеза пяточной кости для всех типов её повреждений.

При выполнении исследования сравнивали жесткость фиксации отломков рекомендуемым способом с внутрикостным остеосинтезом винтами по методике Н. Л. Анкин и соавт. [4] для двух классических типов переломов пяточной кости – язычкового и импрессионного.

Исследование было проведено на основе параметрического трёхмерного моделирования при помощи многоцелевого программного комплекса SolidWorks [8]. Математической основой данного расчётного модуля является МКЭ, который позволяет решать широкий круг научных и инженерных задач. В результате моделирования определяли параметры жесткости фиксации костных фрагментов на фоне распределения напряжений в них и в фиксирующих элементах. Для моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) использовали сертифицированный численный МКЭ, являющийся основой статического прочностного анализа программного комплекса CosmosM.

Различные по конфигурации фиксаторы сравнивали путём оценки эквивалентного суммарного напряжения и деформаций по Мизесу в плоскостях, которые соответствовали рассматриваемому типу перелома. Геометрические и конечно-элементные модели исследуемых объектов выполнены на основании реального типа повреждения пяточной кости, что позволило максимально точно отобразить его особенности.

Поскольку осевая нагрузка на конечность невозможна при фиксации отломков пяточной кости как спицами, так и винтами, выполняли моделирование изменений НДС в условиях приложения внешней системы пространственных нагрузок величиной 50Н, т. е., соответствующей средней массе голени и стопы человека [9]. В процессе расчетов и анализа все модели стопы имели жесткое закрепление по суставной поверхности дистального конца большеберцовой кости.

Геометрически модели строились на основе анатомических данных элементов, размеры которых снимались с сухих препаратов скелета. Всем элементам моделей придавали механические свойства соответствующих материалов, считая их однородными и изотропными. Данные о механических свойствах биологических тканей для математического моделирования и характеристики искусственных материалов взяты из технической литературы [9-11] и представлены в **табл. 1**.

Таблица 1 – Механические характеристики материалов при моделировании

| Характеристики | Модуль Юнга (Е), МПа | Коэффициент Пуассона, ν |
|--------------------|----------------------|-----------------------------|
| Кортикальная кость | 18350 | 0,29 |
| Губчатая кость | 690 | 0,30 |
| Хрящевая ткань | 10,5 | 0,49 |
| Нержавеющая сталь | 220000 | 0,29 |

В процессе компьютерного моделирования изучали НДС моделей, а именно, величины внутренних напряжений и относительных деформаций. Для сравнения указанных величин при разных вариантах остеосинтеза между элементами соответствующих им моделей заднего отдела стопы (ЗОС) изучали величину напряжений в определённых контрольных точках подтаранного сустава, независимо от типа перелома пяточной кости (**рис. 1**).

Суставные поверхности пяточной и таранной костей моделировали тонкослойными элементами с механическими свойствами хрящевой ткани. Кроме этого, контролировали максимальные значения величины напряжений в элементах металлических конструкций моделей. В зоне контакта между

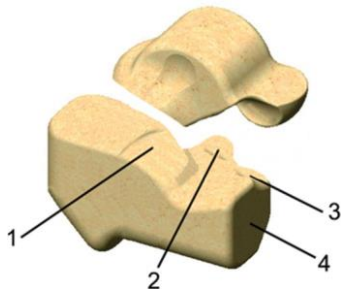


Рис. 1. Схема расположения контрольных точек напряжений

Примечания: 1 – задняя суставная фасетка; 2 – средняя суставная фасетка; 3 – передняя суставная фасетка; 4 – суставная поверхность пяточно-кубовидного сустава.

отломками пяточной кости по линии перелома размещали также тонкослойный элемент с механическими свойствами хрящевой ткани, который имитировал костный регенерат. При изучении величин относительных деформаций были выбраны контрольные точки в зоне перелома (рис. 2).



Рис. 2. Схема расположения контрольных точек относительных деформаций

Из-за отсутствия разрывов, соответствующих плоскостям перелома, подобная схема расчётов выбрана по причине недостаточных сведений о свойствах ткани пяточной кости в местах переломов. Следует отметить, что данные свойства меняются со временем, прошедшим после операции, причём динамика этих изменений может варьироваться в широких пределах. Тем не менее, использованная методика позволяет качественно оценить напряжения и деформации, возникающие при язычковом и импрессионном типах переломов пяточной кости и двух вариантах её внутрикостной фиксации в остром периоде травмы.

В связи с неравномерным распределением конечно-элементных моделей исследуемых объектов (генеральной совокупности) и небольшими подгруппами выборки использовали непараметрические методы статистического анализа – U-критерий Манна-Уитни-Вилкоксона [12].

Результаты исследования и их обсуждение.

Исходя из поставленной цели, исследования проводились на объёмной модели ЗОС, сложная пространственная геометрия которой включала боль-

шеберцовую, малоберцовую, пяточную, таранную, ладьевидную и кубовидную кости. Как известно, концепция механогенеза переломов пяточной кости, предложенная Р. Essex-Lopresti [3], до настоящего времени признаётся лучшей. Она представлена образованием в момент травмы двух основных типов внутрисуставных переломов - язычкового и импрессионного, которые отличаются между собой по характерному направлению вторичной линии излома. Согласно этой концепции на первом этапе данного исследования мы моделировали указанные типы переломов на объёмной модели тела пяточной кости в двух плоскостях (рис. 3), которые соответствуют направлениям первичной (1) и вторичной (2) линиям излома.

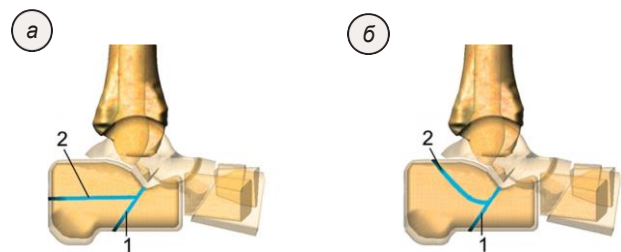


Рис. 3. Объёмные модели язычкового (а) и импрессионного (б) типов переломов пяточной кости

В ходе исследования моделировали в первом варианте внутрикостного остеосинтеза, предложенный нами [7], трансартикулярный способ фиксации отломков путём проведения спиц Илизарова через таранно-пяточный и пяточно-кубовидный суставы (рис. 4).

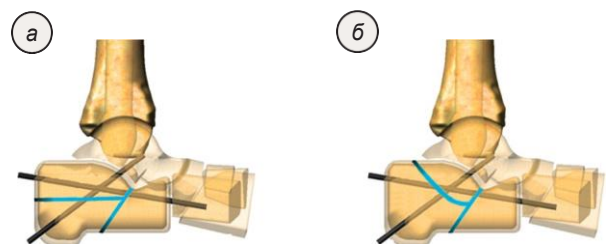


Рис. 4. Объёмные модели внутрикостного остеосинтеза спицами язычкового (а) и импрессионного (б) переломов пяточной кости

Для сравнения во втором варианте внутрикостного остеосинтеза исследовали фиксирующие возможности двух винтов со сплошной спонгиозной резьбой [4] в направлении кубовидной кости и подошвенной поверхности пяточной кости при язычковом переломе и в направлении опоры таранной кости при импрессионном (рис. 5).

При теоретическом обосновании жёсткости фиксации моделировали пяточную кость как

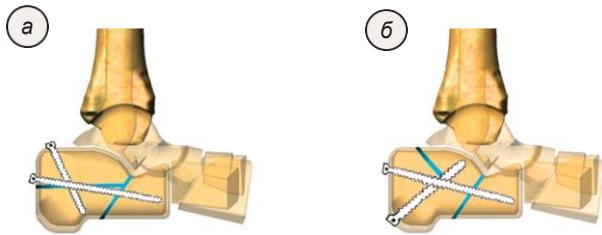


Рис. 5. Об'ємні моделі внутрикостного остеосинтеза винтами язичкового (а) і імпрессионного (б) переломов п'яточної кістки

трёхмерное упруго-деформируемое тело со следующими геометрическими параметрами: длина – 80 мм, высота – 50 мм, ширина – 40 мм. Внутрикостные фиксаторы для остеосинтеза моделировались в виде цилиндрических стержней: спицы Илизарова диаметром $\varnothing 1,8$ мм и сплошные спонгиозные винты $\varnothing 4$ мм с учётом внешней резьбы, которые имели механические свойства нержавеющей (медицинской) стали 12Х18Н10. Для каждого из типов переломов пяточной кости проведено компьютерное моделирование двух вариантов внутрикостного остеосинтеза с последующим сравнением жёсткости фиксации отломков между спицами и винтами (рис. 6, 7).

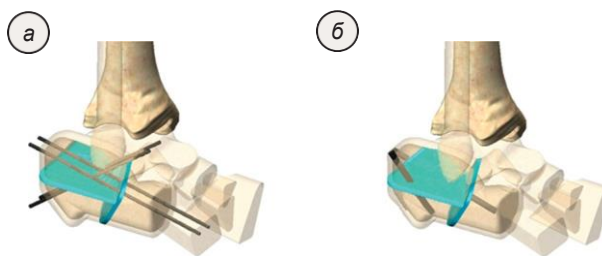


Рис. 6. Модели остеосинтеза п'яточної кістки спицами (а) і винтами (б) при язичковому переломі

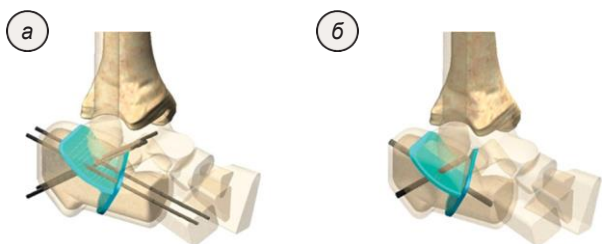


Рис. 7. Модели остеосинтеза п'яточної кістки спицами (а) і винтами (б) при імпрессионному переломі

В результате моделирования определяли параметры жёсткости фиксации костных фрагментов на фоне распределения напряжений в них, в фиксирующих элементах и контрольных точках в зоне перелома. Исследование НДС модели ЗОС при всех типах переломов пяточной кости, фиксация

которых производилась двумя способами, было следующим этапом нашей работы. Вначале провели исследования распределения напряжений в модели ЗОС с фиксацией фрагментов язичкового перелома пяточной кости спицами (рис. 8).

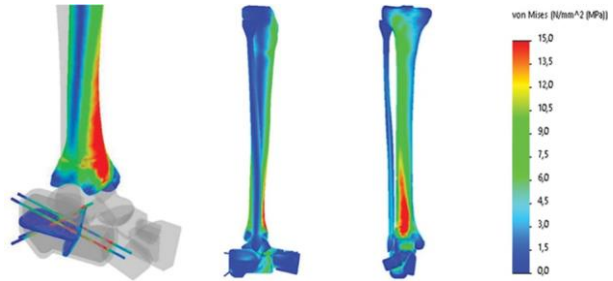


Рис. 8. Распределение напряжений на фиксирующих элементах модели язичкового перелома пяточной кости, фиксированной спицами

Далее рассмотрели характер распределения напряжений в модели ЗОС при том же переломе пяточной кости, только фиксированном винтами (рис. 9).

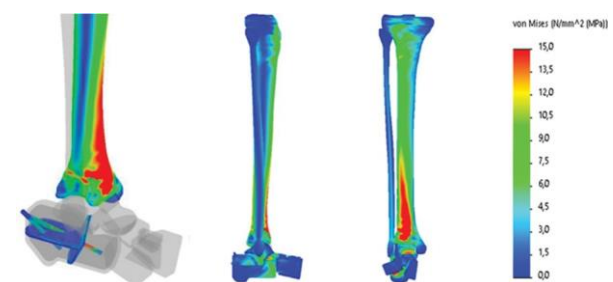


Рис. 9. Распределение напряжений на фиксирующих элементах модели язичкового перелома пяточной кости, фиксированной винтами

Полученные в результате расчётов НДС моделей ЗОС при двух вариантах фиксации пяточной кости абсолютные значения величин максимальных напряжений в контрольных точках костных элементов приведены в табл. 2.

Таблица 2 – Значение напряжений в контрольных точках модели ЗОС при язичковом переломе пяточной кости

| Локализация контрольных точек | Напряжения, МПа | |
|---|-----------------|-------|
| | спицы | винты |
| Задняя суставная фасетка | 4,5 | 4,9 |
| Средняя суставная фасетка | 3,3 | 4,5 |
| Передняя суставная фасетка | 3,5 | 4,7 |
| Суставная поверхность пяточно-кубовидного сустава | 3,5 | 7,9 |
| Металлические фиксаторы | зона перелома | 15,3 |
| | максимум | 44,6 |
| | | 23,5 |

Анализ НДС моделей ЗОС с переломом пяточной кости язычкового типа при действии внешней системы пространственных нагрузок показывает, что фиксация фрагментов спицами ведёт к равномерному распределению напряжений во всех контрольных точках костных элементов, которые определяются в пределах от 3,3 до 4,5 МПа.

В модели с фиксацией отломков винтами уровень напряжений несколько выше и наблюдается в диапазоне от 4,5 до 4,9 МПа во всех контрольных точках, за исключением суставной поверхности пяточно-кубовидного сустава, где напряжения определяются на отметке 7,9 МПа. Проведённое исследование даёт представление о том, что уровень напряжений в костных элементах модели ЗОС при фиксации спицами ниже, чем в модели с фиксацией отломков винтами.

Как показали результаты расчёта напряжений в фиксирующих элементах моделей, величина максимальных напряжений в спицах достигает значения 44,6 МПа, но в зоне перелома эти показатели значительно ниже и не превышают 15,3 МПа. Напряжение в винтах приобретают свое максимальное значение в зоне перелома – 23,5 МПа. Полученные данные наглядно демонстрируют преимущество остеосинтеза пяточной кости спицами по показателям величин максимальных напряжений в фиксирующих элементах моделей.

Затем исследования были посвящены сравнительному изучению НДС модели ЗОС при аналогичной нагрузке и фиксации отломков пяточной кости импрессионного типа спицами и винтами (рис. 10, 11).

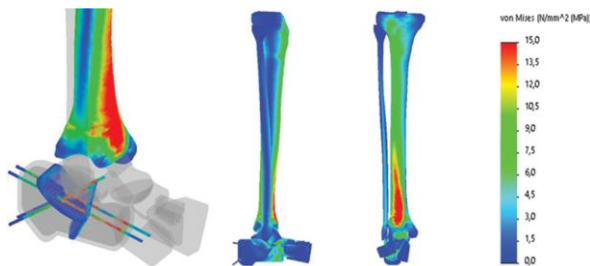


Рис. 10. Распределение напряжений на фиксирующих элементах модели импрессионного перелома пяточной кости, фиксированной спицами

Проведённое исследование показало, что нагрузка при импрессионном типе перелома пяточной кости на фоне общего распределения напряжений в контрольных точках костных элементов модели ЗОС, фиксированной спицами, аналогична модели с фиксацией винтами. Разница проявляется именно в абсолютных значениях величин напряжений в контрольных точках, данные которых приведены в табл. 3.

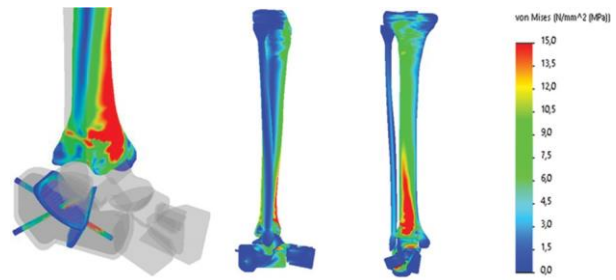


Рис. 11. Распределение напряжений на фиксирующих элементах модели импрессионного перелома пяточной кости, фиксированной винтами

Таблица 3 – Значение напряжений в контрольных точках модели ЗОС при импрессионном переломе пяточной кости

| Локализация контрольных точек | Напряжения, МПа | |
|---|-----------------|-------|
| | спицы | винты |
| Задняя суставная фасетка | 5,0 | 4,5 |
| Средняя суставная фасетка | 3,4 | 4,7 |
| Передняя суставная фасетка | 3,3 | 4,0 |
| Суставная поверхность пяточно-кубовидного сустава | 3,4 | 7,6 |
| Металлические фиксаторы | зона перелома | 10,7 |
| | максимум | 41,8 |
| | | 26,0 |

В результате исследования НДС следует отметить, что в модели ЗОС при данном типе перелома пяточной кости фиксация отломков спицами позволяет достичь более равномерного распределения напряжений в костных элементах, которые наблюдаются в диапазоне от 3,3 до 5,0 МПа. Фиксация отломков пяточной кости винтами, в данном случае, вызывает пиковое значение напряжений величиной 7,6 МПа на суставной поверхности пяточно-кубовидного сустава. В других контрольных точках напряжения распределяются равномерно и определяются в пределах от 4,0 до 4,7 МПа. Следовательно, уровень напряжений в костных элементах модели при фиксации спицами значительно ниже, чем в модели с фиксацией отломков винтами.

Как и в предыдущем исследовании в зоне перелома определяются максимальные значения напряжений на фиксирующих винтах – 26,0 МПа. Величины напряжений в зоне перелома, которые наблюдаются в спицах, значительно ниже и составляют 10,7 МПа, но максимальные величины напряжений значительно выше, чем в винтах и достигают значения 41,8 МПа. В итоге, исследование модели ЗОС с переломом пяточной кости импрессионного типа позволяет сделать обобщение, что при оказанной нагрузке фиксация фрагментов пяточной кости винтами приводит к возникновению более высоких напряжений в костных элементах моделей, нежели при фиксации спицами.

Таким образом, проведённое исследование позволяет сделать заключение о том, что при всех исследованных типах переломов пяточной кости фиксация отломков спицами обеспечивает более равномерное распределение напряжений в костных элементах стопы и с максимальными значениями ниже, чем при фиксации винтами.

На завершающем этапе исследования было проведено сравнение показателей величины относительных деформаций в элементах модели ЗОС в условиях внутрикостного остеосинтеза спицами и винтами всех типов переломов пяточной кости. Для этого в процессе математического моделирования провели численный анализ распределения относительных деформаций в модели язычкового перелома с двумя вариантами фиксации (рис. 12).

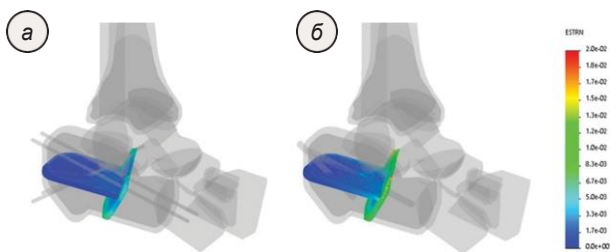


Рис. 12. Распределение относительных деформаций на фиксирующих элементах модели внутрикостного остеосинтеза язычкового перелома пяточной кости спицами (а) и винтами (б)

Общее распределение относительных деформаций в контрольных точках костного регенерата модели ЗОС аналогично модели остеосинтеза спицами и винтами. Проведённые расчёты определили, что остеосинтез отломков пяточной кости спицами вызывает относительные деформации в костном регенерате, значения которых варьируют от 0,1% до 0,9%. При остеосинтезе винтами величины относительных деформаций достигают максимального значения 1,9%. Из этого следует, что нагрузка при остеосинтезе пяточной кости винтами приводит к возникновению относительных деформаций в костном регенерате, которые по величине превышают аналогичные показатели для модели с остеосинтезом спицами, практически, во всех контрольных точках моделей.

Далее провели исследования по распределению относительных деформаций в модели ЗОС при моделировании разных способов остеосинтеза перелома пяточной кости импрессионного типа (рис. 13).

Численный анализ демонстрирует незначительное преимущество фиксации спицами импрессионного типа перелома пяточной кости в сравнении с фиксацией винтами по критерию величины

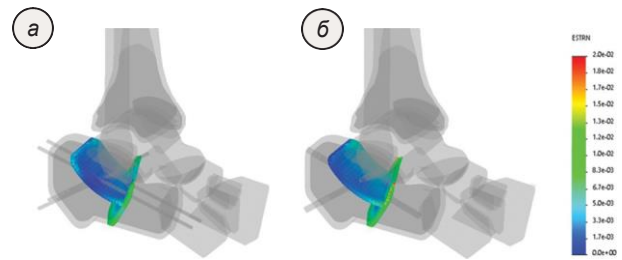


Рис. 13. Распределение относительных деформаций на фиксирующих элементах модели внутрикостного остеосинтеза импрессионного перелома пяточной кости спицами (а) и винтами (б)

относительных деформаций в костном регенерате, практически во всех контрольных точках. При внутрикостном остеосинтезе спицами величины относительных деформаций достигают максимального значения от 0,4% до 1,7%, винтами – от 0,5% до 1,9%.

Таким образом, полученные результаты компьютерного моделирования согласуются с данными литературы и мнением авторов [4, 13, 14] о том, что техника закрытой малоинвазивной репозиции без непосредственного визуального контроля не уступает открытой репозиции по возможностям достижения вправления отломков пяточной кости и их стабильной фиксации.

Выводы

1. Исследование НДС моделей ЗОС определило, что фиксация отломков спицами позволяет получить более низкие величины максимальных напряжений в костных элементах стопы и деформаций в костном регенерате, чем фиксация винтами при всех исследованных типах переломов пяточной кости.
2. Жёсткость фиксации костных фрагментов под действием внешней системы пространственных нагрузок при внутрикостном остеосинтезе рассмотренных типов переломов пяточной кости спицами превышает остеосинтез винтами в 2,1 раза ($p > 0,05$).
3. Преимущество использования спиц после проведённой ЗОИР по Н. Westhues [2] объясняется тем, что несмотря на репозиционный характер внутрикостного остеосинтеза, предложенный способ стабилизирует отломки пяточной кости за счет того, что одна пара спиц, проходя через отломки пяточной кости, входит в таранную кость, а другая пара спиц – в кубовидную кость, блокируя подвижность в таранно-пяточном и пяточно-кубовидном суставах. Дополнительную стабильность отломков пяточной кости обеспечивают, скреплённые между собой таранная, пяточная и кубовидная кости, что препятствует действию икроножной мышцы, сокращение которой приводит, как правило, к смещению отломков (изменению угла Böhler's).

Перспективи дальніших досліджень. Целесообразно продовжити дослідження у даній категорії пацієнтів по розробці та впровадженню в практику нових малоінвазивних методик, що дозволить підвищити ефективність оперативних втручання і значительно покращити результати лікування.

References

1. Pezzoni M, Salvi AE, Tassi M, Bruneo S. Minimally invasive reduction and synthesis method for calcaneal fractures: The "Brixian Bridge" technique. *J Foot Ankle Surg.* 2009; 1(48): 85-8.
2. Westhues H. Eine neue Behandlungsmethode der Calcaneusfrakturen. *Arch Orthop Unfallchir.* 1934; Bd. 35: 121-8.
3. Essex-Lopresti P. The mechanism, reduction technique and results in fractures of the os calcis. *British J Surg.* 1952; 156(39): 395-419.
4. Ankin NL, Levchenko VA, Levchenko AV. Novyy variant metodiki zakrytoy repozitsii i minimalno invazivnogo metallosteosinteza pri lechenii zakrytykh perelomov pyatichnoy kosti [New type of closed reduction and minimally invasive osteosynthesis technique in the treatment of closed fracture of the calcaneus]. *Travma.* 2013; 3(14): 109-14. [Russian] DOI: 10.22141/1608-1706.3.14.2013.87995
5. Kalenskiy VO, Kononova KYu, Glukhov DA, Ivanov PA, Berdyugin KA, Chelnokov AN. Vnutrikostnyy osteosintez kak novaya optsiya v lechenii perelomov pyatichnoy kosti [Hailing as a new option in calcaneal fracture treatment]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii.* 2015; 4(78): 79-86. [Russian] DOI: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-79-86
6. Radomskiy OA., Riabokon PV. Rozrobka sposobu osteosintezu vnutrishnosuglobovykh perelomiv p'yatkovoyi kistky blokovanym stryzhnem (osteometrychne doslidzhennya) [Development of locked nail osteosynthesis method for intraarticular calcaneal fractures (osteometric study)]. *Travma.* 2014; 3(15): 76-79. [Ukrainian] DOI: 10.22141/1608-1706.3.15.2014.81628
7. *Patent 125128 Ukraine*, MPC (2018) A61B 17/58 (2006.01). Sposib maloinvazyvnoho osteosintezu perelomiv piatkovoi kistky [Minimally invasive osteosynthesis of the calcaneus] / Bodnya AI. (UA); zayavnik i vlasnik patent ONMedU (UA). № a201712810; zayavl 22.12.17; opubl 11.11.19. Byul № 8. [Ukrainian]
8. Alyamovskiy AA. *SolidWorks/CosmosWorks. Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov* [SolidWorks / CosmosWorks. Engineering analysis by finite element method]. M: DMK Press; 2004. 432 s. [Russian]
9. Obraztsov IF, Adamovich IS, Barer IS. *Problema prochnosti v biomekhanike* [The problem of strength in biomechanics]. A textbook for technic and biol specialty HEI. M: Vysshaya shkola; 1988. 311 s. [Russian]
10. Berezovskiy VA, Kolotilov NN. *Biofizicheskie kharakteristiki tkaney cheloveka* [Biophysical characteristics of human tissues]. Handbook. K: Naukova dumka; 1990. 224 s. [Russian]
11. Gere JM, Timoshenko SP. *Mechanics of Material.* Boston: PWS Publishing Company; 1997. 912 p.
12. Rebrova OYu. *Statisticheskiy analiz meditsinskikh dannykh. Primenenie paketa prikladnykh programm STATISTICA* [Statistical analysis of medical data. Using the application package STATISTICA]. M: Media Sfera; 2003. 312 p. [Russian]
13. Kalenskiy VO, Ivanov PA, Sharifullin FA, Zabavskaya OA. Comparison of three option for treatment of calcaneal fracture. *Travmatologiya i ortopediya Rossii.* 2018; 3(24): 103-12. [Russian] DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-3-103-112
14. Mattiassich G, Litzlbauer W, Ponschab M, Ortmaier R, Rodemund C. Minimally invasive treatment of intraarticular calcaneal fractures with the 2-point distractor. *Oper Orthop Traumatol.* 2017; 29(2): 149-62. DOI: 10.1007/s00064-016-0478-0

УДК 617.586.2-001-06-089.84-047.58

РЕЗУЛЬТАТИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЗАДНЬОГО ВІДДІЛУ СТОПИ ПРИ ВНУТРІШНЬОКІСТКОВОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ П'ЯТКОВОЇ КІСТКИ Сухін Ю. В., Бодня О. І., Карпінський М. Ю., Ярецько О. В.

Резюме. Предметом невирішених питань удосконалення остеосинтезу п'яткової кістки є пошук малоінвазивної методики фіксації.

Мета - провести порівняльний аналіз жорсткості фіксації кісткових уламків при двох варіантах внутрішньокісткового остеосинтезу язикоподібного і імпресійного переломів п'яткової кістки.

Провели математичне моделювання двох типів переломів п'яткової кістки та визначення напружено-деформованого стану моделей заднього відділу стопи при їх остеосинтезі. Моделювали внутрішньокістковий остеосинтез спицями, за запропонованою нами методикою, для порівняння вибрали остеосинтез спонгіозними гвинтами. Моделі вивчали під впливом дій зовнішньої системи просторових навантажень.

Аналіз напружено-деформованого стану моделей заднього відділу стопи показав, що фіксація язикоподібного перелому спицями веде до рівномірного розподілу напружень у всіх контрольних точках

кісткових елементів в межах 3,3-4,5 МПа, при імпресійному – 3,3-5,0 МПа. У моделі з фіксацією уламків гвинтами рівень напруги трохи вищий і спостерігався, відповідно, в межах 4,5-7,9 МПа і 4,0-7,6 МПа у всіх контрольних точках. Дослідження величин відносних деформацій в моделях демонструють незначну перевагу фіксації спицями (0,1-1,7%) порівняно з гвинтами (0,1-1,9%) в кістковому регенераті перелому п'яркової кістки обох типів.

Жорсткість фіксації кісткових фрагментів під дією зовнішньої системи просторових навантажень при внутрішньокістковому остеосинтезі розглянутих типів переломів п'яркової кістки спицями перевищує остеосинтез гвинтами в 2,1 рази ($p > 0,05$).

Ключові слова: перелом п'яркової кістки, кінцево-елементне моделювання внутрішньокісткового остеосинтезу, напруження, деформації.

UDC 617.586.2-001-06-089.84-047.58

Results of Mathematical Modeling of Stress-Strain Conditions of the Posterior Part of Foot in Intraosseous Osteosynthesis of the Calcaneus
Sukhin U., Bodnya A., Karpinsky M., Yaresko A.

Abstract. The subject of unsolved problems of improvement of heel bone osteosynthesis is the search for a simplified technique of biological fixation, which provides minimum trauma to ensure intraosseous stable fixation and reduction risk of infectious complications. To conduct a comparative analysis of the stiffness of fixation of bone fragments in two variants of intraosseous osteosynthesis of ligamentous and impressionistic fractures of the calcaneus.

Material and methods. Mathematical modeling of the stress-strain state of the model of the posterior part of the foot with a fracture of the calcaneal bone of the lingual and impression types is carried out. We modeled intraosseous osteosynthesis with spokes, using the proposed method, and chose osteosynthesis with spongy screws for comparison. The models were studied under the influence of actions of an external system of spatial loads.

Results and discussion. Analysis of the stress-strain state of the models the rear of the foot showed that the fracture fixation ray spokes leads to uniform distribution of stresses in all checkpoints of the bone elements in the range of 3.3 to 4.5 MPa, under Impressionum – 3.3-5.0 MPa. In the model with fixing fragments with screws, the stress level is slightly higher and was observed, respectively, in the range of 4.5-7.9 MPa and 4.0-7.6 MPa at all control points. Studies of relative deformities in models showed a slight advantage of fixing spokes (0.1-1.7%) compared with screws (0.1-1.9%) in the bone regenerate fracture of the calcaneal bone of both types.

The study of the stress-strain state of models of the posterior part of the foot determined that fixation of fragments with spokes allowed to obtain lower values of maximum stresses in the bone elements of the foot and deformities in the bone regenerate than fixation with screws for all studied types of fractures of the heel bone. The stiffness of fixation of bone fragments under the action of an external system of spatial loads in the intraosseous osteosynthesis of the considered types of fractures of the calcaneus by spokes exceeds osteosynthesis by screws by 2.1 times ($p > 0,05$).

Conclusion. The advantage of using spokes after the closed one-movement instrumental reposition performed by H. Westhues (1934) is explained by the fact that despite the reposition nature of intraosseous osteosynthesis, the proposed method stabilizes the fragments of the heel bone due to the fact that one pair of spokes, passing through the fragments of the heel bone, enters the talus, and the other pair of spokes – in the cuboid bone, blocking mobility in the talus-calcaneal and heel-cuboid joints. Additional stability of the fragments of the calcaneus is provided by the talus, calcaneus, and cuboid bones that are bonded together, which prevents the action of the calf muscle, whose contraction usually leads to the displacement of the fragments (a change in the angle of Böhler's).

Keywords: calcaneal fracture, finite element modeling of intraosseous osteosynthesis, stress, deformation.

The authors of this study confirm that the research and publication of the results were not associated with any conflicts regarding commercial or financial relations, relations with organizations and/or individuals who may have been related to the study, and interrelations of coauthors of the article.

Стаття надійшла 20.01.2020 р.
Рекомендована до друку на засіданні редакційної колегії після рецензування