

СТОЙКО И.В.¹, БЭЦ В.Г.², КАРПИНСКИЙ М.Ю.³, БЭЦ И.Г.³

¹КУЗ «Харьковская городская многопрофильная больница № 18»

²КУ «Днепропетровская областная клиническая больница им. И.И. Мечникова»

³ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины», г. Харьков

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ДИСТАЛЬНОГО ОТДЕЛА ГОЛЕНИ И СТОПЫ ПРИ ПОВРЕЖДЕНИЯХ Pilon В УСЛОВИЯХ НАРУЖНОЙ ФИКСАЦИИ ПРИ ПОМОЩИ СТЕРЖНЕВЫХ АППАРАТОВ

Резюме. Цель исследования — выявить возможности применения стержневых устройств для внеочагового остеосинтеза при повреждениях pilon и установить наиболее подходящие конструкции для данной локализации повреждений. Для этого в условиях лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины» использован анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и голеностопного сустава в норме и в условиях внеочаговой фиксации разными типами стержневых аппаратов при переломах pilon. Анализ проведен методом конечных элементов, который дает возможность в полной мере учитывать геометрические и физические особенности конструкций, а также предоставить полную картину нагрузки, провести объективное сравнение методов и устройств для фиксации переломов, оценить их преимущества и недостатки.

Исследование проведено на объемной трехмерной модели дистального отдела голени и голеностопного сустава с применением трехмерной конечно-элементной модели. Расчеты проведены с применением расчетной программы BioCad и программы визуализации расчетов Looker.

В результате определены наиболее нагруженные участки исследуемой анатомической зоны в норме и распределение нагрузок в условиях внеочаговой фиксации при переломах pilon. Дказано, что применение стержневых односторонних устройств при переломах pilon в принципе возможно, так как обеспечивает разгрузку поврежденной анатомической зоны в условиях осевых нагрузок в границах половины массы тела человека, выделены конструкции фиксаторов, которым следует отдавать предпочтение.

Ключевые слова: переломы дистальных эпиметафизов костей голени (переломы pilon), хирургическое лечение, внеочаговый остеосинтез, стержневые фиксаторы, метод конечных элементов.

Введение

Повреждение pilon, как результат высокоэнергетической травмы, сопровождается тяжелым (часто определяемым как взрывной) характером повреждений костной ткани дистального эпиметафиза голени [1]. Известные анатомо-физиологические особенности данной области (небольшое количество покровных тканей и ограниченные компенсаторные возможности кровообращения) объясняют неудовлетворительные результаты использования травматичных методов репозиции и фиксации костных отломков при помощи массивных опорных пластин [2] в условиях тяжелой костно-мягкотканной травмы, когда хирургическая травма усугубляет тяжесть травмы первичной. Это обуславливает необходимость поиска альтернативных методов остеосинтеза, минимизирующих травматичность хирургического пособия. Естественно, этот поиск

концентрируется на средствах и способах внеочаговой фиксации переломов [3].

Последние к настоящему времени получили широкую степень развития в двух основных версиях: спицевые и стержневые аппараты или фиксаторы. Аппаратами принято называть устройства, конструктивно предполагающие возможности закрытых послеоперационных манипуляций костными отломками, а фиксаторы могут использоваться только после репозиции отломков для нейтрального остеотаксиса.

При лечении переломов pilon используются стержневые и спице-стержневые устройства, при этом спицевые и спице-стержневые аппараты, как правило, предполагают закрытую репозицию от-

© Стойко И.В., Бэц В.Г., Карпинский М.Ю., Бэц И.Г., 2014

© «Травма», 2014

© Заславский А.Ю., 2014

ломков, а односторонние стержневые наружные фиксаторы (СНФ) могут применяться в сочетании с закрытой и открытой репозицией. О биомеханических особенностях использования СНФ при травмах дистального отдела голени пойдет речь ниже.

Материалы и методы исследования

Для анализа напряженно-деформированного состояния биомеханических моделей наиболее широкое распространение получил метод конечных элементов (МКЭ). Основными преимуществами этого метода являются его способность наиболее полно учитывать геометрические и физические особенности конструкций и картины нагружения. Кроме того, проведение анализа НДС конечно-элементной модели позволяет провести объективное сравнение различных устройств и методов фиксации переломов костей скелета человека, оценить их преимущества и недостатки [4, 5].

Основной задачей данного исследования является сравнительный анализ двух вариантов крепежных устройств, используемых при фиксации переломов в области pilon. В первом варианте использовали фиксатор с массивной цельнометал-

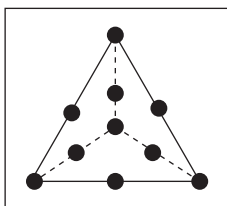


Рисунок 1. Используемый конечный элемент

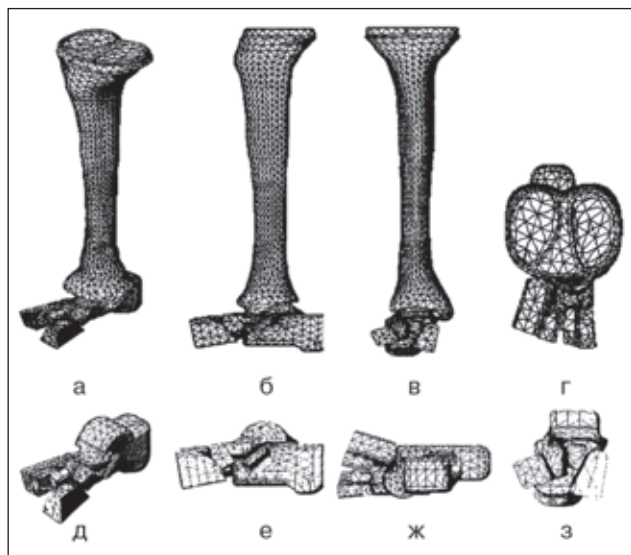


Рисунок 2. Модель голеностопного сустава: а — аксонометрическая проекция; б — сагиттальная проекция; в — фронтальная проекция; г — вид сверху; д — стопа (аксонометрическая проекция); ж — стопа (сагиттальная проекция); з — стопа (вид сверху)

лической наружной опорой и зажимом, имеющим лишь две степени свободы. Считается, что данное устройство обладает повышенной жесткостью и надежностью фиксации, однако имеет ограниченные репозиционные возможности (фиксатор модели 1). Во втором варианте использовали аппарат системы «Булфикс», конструктивно содержащий дистракционное устройство в наружной опоре, и зажим, имеющие три степени свободы (фиксатор модели 2). Таким образом, в эксперименте мы в первом варианте имеем дело со стержневым устройством, определяемым как фиксатор, а во втором варианте это аппарат. Оба устройства использовали в схеме монтажа «голень — стопа».

Вначале выполнен анализ НДС данной анатомической зоны в норме, а затем проведено сравнение полученных результатов для двух вариантов крепления с нормой. Наилучшим является вариант, который дает наименьшее отклонение в величинах напряжений от расчетных значений модели в норме.

Исследования проводились на объемной модели дистального отдела голени и голеностопного сустава. Сложная пространственная геометрия этого отдела определила выбор трехмерной конечно-элементной модели. Тип КЭ выбирался из анализа работ, выполненных другими исследователями, и требований программы автоматической генерации сетки элементов. На основе проведенного анализа этих исследований был выбран 10-узловой изопараметрический тетраэдр (рис. 1) с тремя степенями свободы в узле (перемещение вдоль координатных осей). Расчеты проводились с использованием расчетной программы BioCad и программы визуализации расчетов Looker.

Исходя из поставленной задачи, мы осуществили построение конечно-элементной модели дистального отдела голени и голеностопного сустава, включающей большеберцовую, таранную и пяточную кости (рис. 2).

Геометрическая модель строилась на основе анатомических данных, соответствующих взрослому человеку. Размеры элементов снимались с сухих анатомических препаратов скелета.

Расчетная КЭ модель состоит из 28 586 конечных элементов и имеет 39 519 узлов.

Второй (рис. 3) и третий (рис. 4) варианты моделировали перелом области pilon, фиксированный аппаратами внеочаговой фиксации модели 1 и модели 2 соответственно.

Всем элементам модели придавались механические свойства соответствующих материалов. Материал считали однородным и изотропным.

Данные о механических свойствах биологических тканей взяты из справочника В.А. Березовского и Н.Н. Колотилова [6, 7]. Свойства искусственных материалов брались из базы данных программы BioCad. Все механические характеристики материалов, использованных при моделировании, приведены в табл. 1.

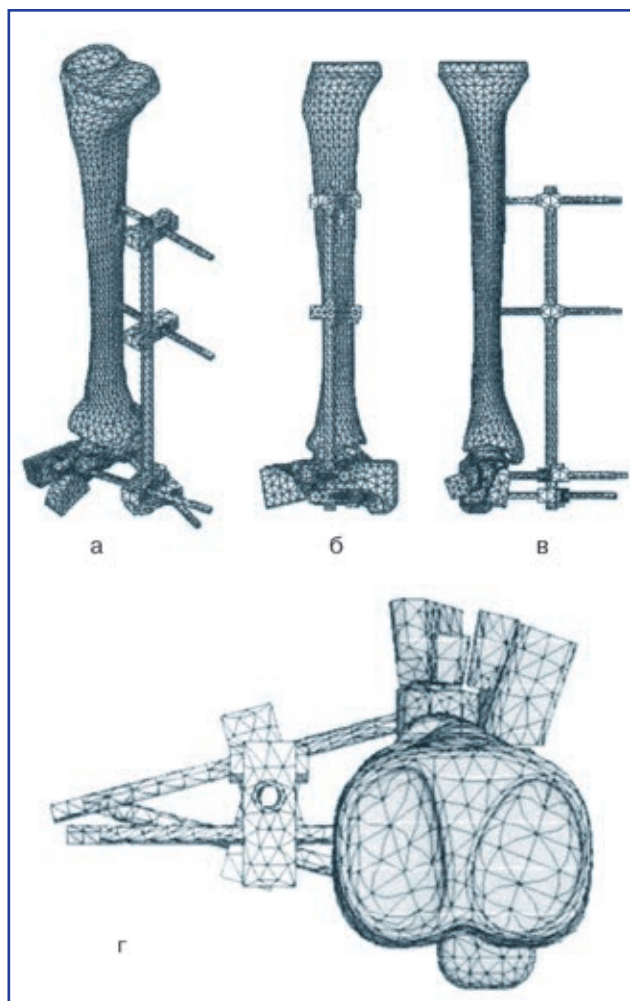


Рисунок 3. Модель дистального отдела голени и голеностопного сустава (фиксатор модели 1): а – аксонометрическая проекция; б – сагиттальная проекция; в – фронтальная проекция; г – вид сверху

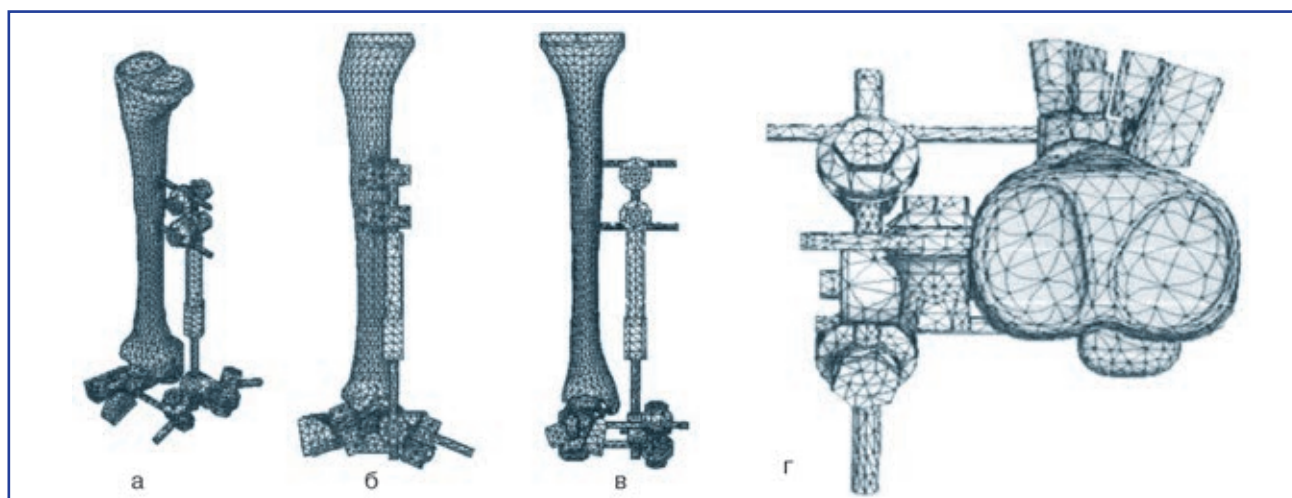


Рисунок 4. Модель дистального отдела голени и голеностопного сустава (фиксатор модели 2): а – аксонометрическая проекция; б – сагиттальная проекция; в – фронтальная проекция; г – вид сверху

Расчет напряженно-деформированного состояния моделей проводился с учетом действия осевой нагрузки, равной половине массы тела среднестатистического взрослого человека. Такой выбор величины нагрузки связан с тем, что при данной методике лечения больным предполагается нагрузка на конечность до снятия аппарата внешней фиксации до 50 С от массы тела. В расчетной модели масса тела принималась как $P = 700 \text{ Н}$, соответственно нагрузка на модель составляла 350 Н. Нагрузка прикладывалась вертикально сверху вниз по всей площади мышечков большеберцовой кости. На модель наложены ограничения по перемещениям на опорной плоскости пяточной кости по всем координатным осям.

Результаты исследования и их обсуждение

Исследование напряженно-деформированного состояния модели большеберцовой кости и голеностопного сустава в норме показало, что основными нагружаемыми зонами являются: задняя поверхность большеберцовой кости (5 МПа), задняя часть

Таблица 1. Механические характеристики материалов, использованных при моделировании

Материал	Модуль Юнга, Е (МПа)	Коэффициент Пуассона, ν
Кортикальная кость	15 000	0,30
Субхондральная кость	6900	0,20
Губчатая кость	690	0,30
Хрящ	10,5	0,49
Сталь	210 000	0,28

суставной поверхности таранной кости (11 МПа), отросток пяточной кости (10 МПа) и зона, расположенная в непосредственной близости от опорной поверхности пяточной кости (3,5 МПа). Картина распределения напряжений в модели показана на рис. 5.

Исследование напряженно-деформированного состояния моделей большеберцовой кости с переломом *pislo*, фиксированным аппаратами внешней фиксации (рис. 6, 7), показало, что основную на-

грузку при осевом нагружении берут на себя стержневые элементы аппарата (величина напряжений в стержне достигает 25 МПа).

Следует отметить, что уровень напряжения, возникающий в стержнях аппарата модели 1, значительно выше, чем в аппарате модели 2. В частности, напряжение в стержнях, фиксирующих стопу, отличается практически в 1,5 раза (15 и 9 МПа соответственно). Конструкционные особенности наружных опорных элементов в аппарате модели 2

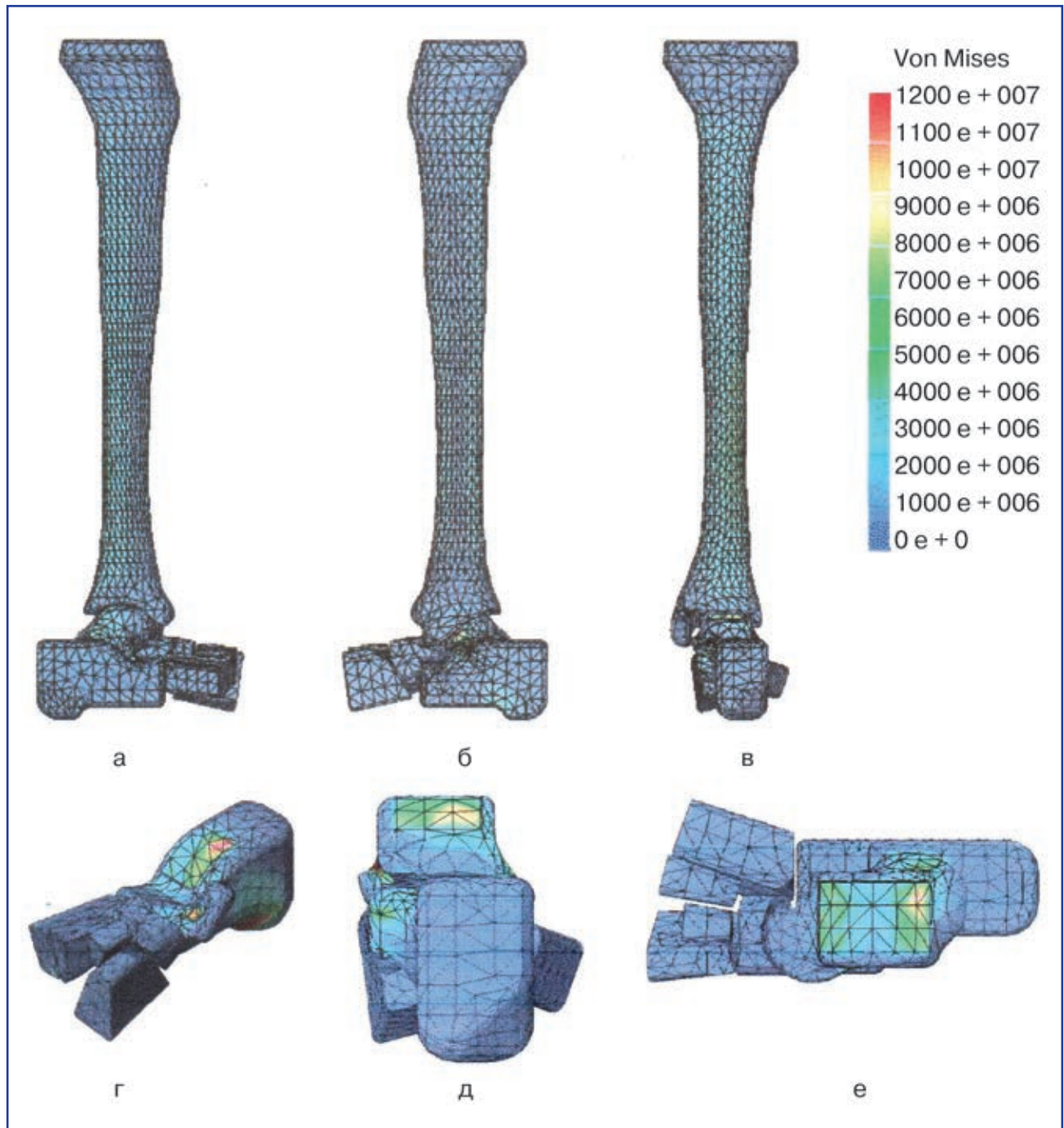


Рисунок 5. Распределение напряжений в модели (норма): а – сагиттальная плоскость; б – сагиттальная плоскость в разрезе; в – фронтальная плоскость (вид сзади); г – стопа (аксонометрическая проекция); д – стопа (вид сзади); е – стопа (вид сверху)

позволяют снижать напряжение с 24 МПа (аппарат модели 1) до 7 МПа.

Применение стержневых аппаратов односторонней внеочаговой фиксации позволяет снять нагрузку с суставной поверхности таранной кости и отростка пяточной кости (рис. 8, 9), что положительно характеризует фиксирующие возможности аппаратов. Напряжение в зоне, находящейся в непосредственной близости от опорной поверхности пяточной кости, увеличива-

ется (по сравнению с нормой), что вызвано введением жестких металлических стержней в пяточную кость. Величина напряжений в зоне pilon практически равна нулю, что создает благоприятные условия для стабилизации фрагментов и репаративных процессов.

Исследование напряженно-деформированного состояния пяточной и таранной костей показало преимущество аппарата модели 2. Введение стержня в пяточную кость под острым углом (аппарат

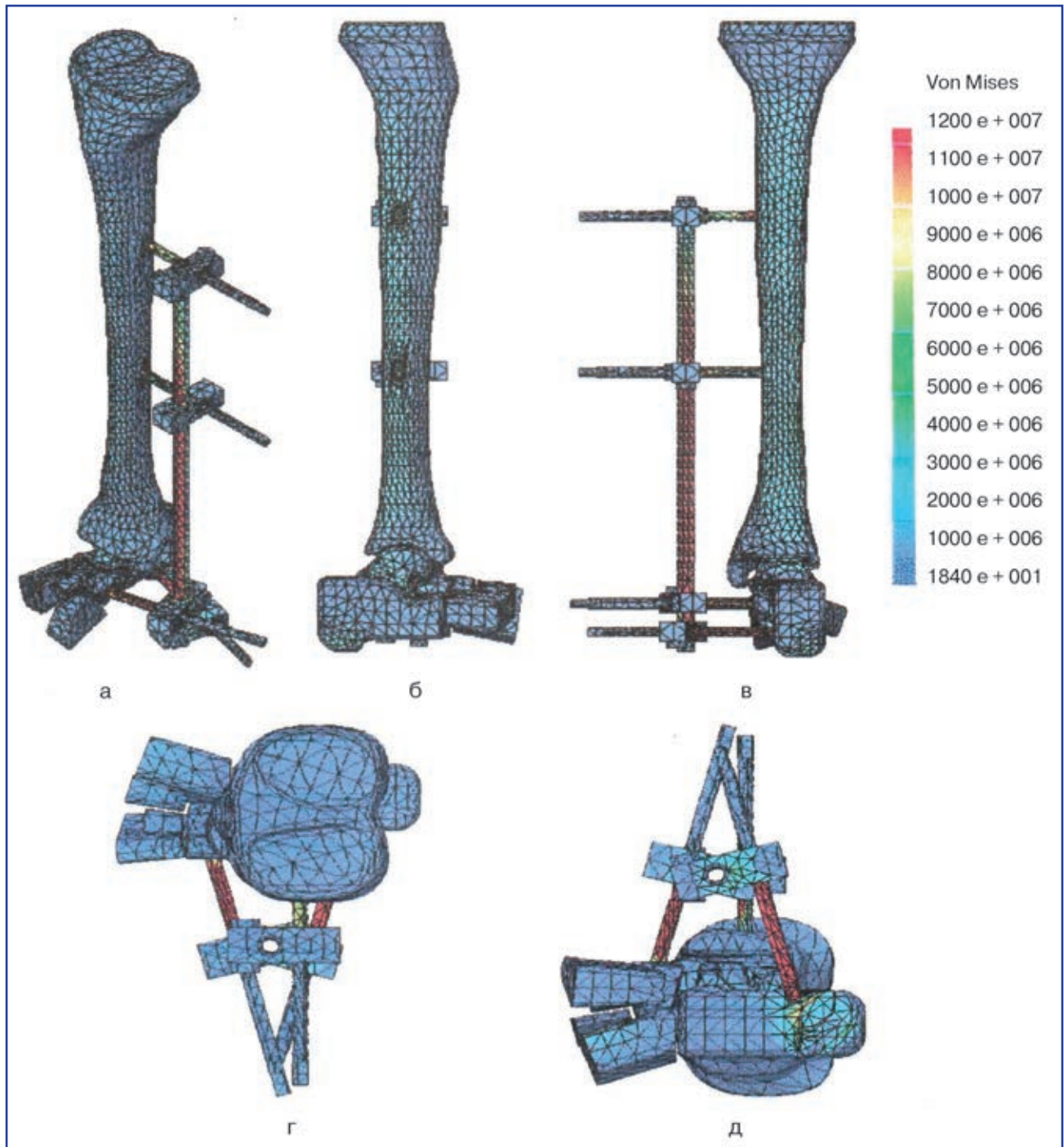


Рисунок 6. Распределение напряжения в модели с аппаратом внеочаговой фиксации модели 1: а – аксонометрическая проекция; б – сагиттальная плоскость; в – фронтальная плоскость (вид сзади); г – стопа (вид сверху); д – стопа (вид снизу)

модели 1) приводит к значительному увеличению напряжения (10,5 МПа) в зоне непосредственной близости к опорной поверхности пятки (рис. 8 г) по сравнению с перпендикулярным введением в случае использования аппарата 2 (8,2 МПа). При использовании аппарата модели 2 величина напряжения, возникающего в пяточной кости (рис. 8 в,

е, и) и суставной поверхности таранной кости (рис. 9 б, д, з), несколько ниже, чем при использовании аппарата модели 1 (3 и 5 МПа соответственно).

Выводы

1. При анализе конечно-элементной модели дистального отдела голени и стопы установлено, что

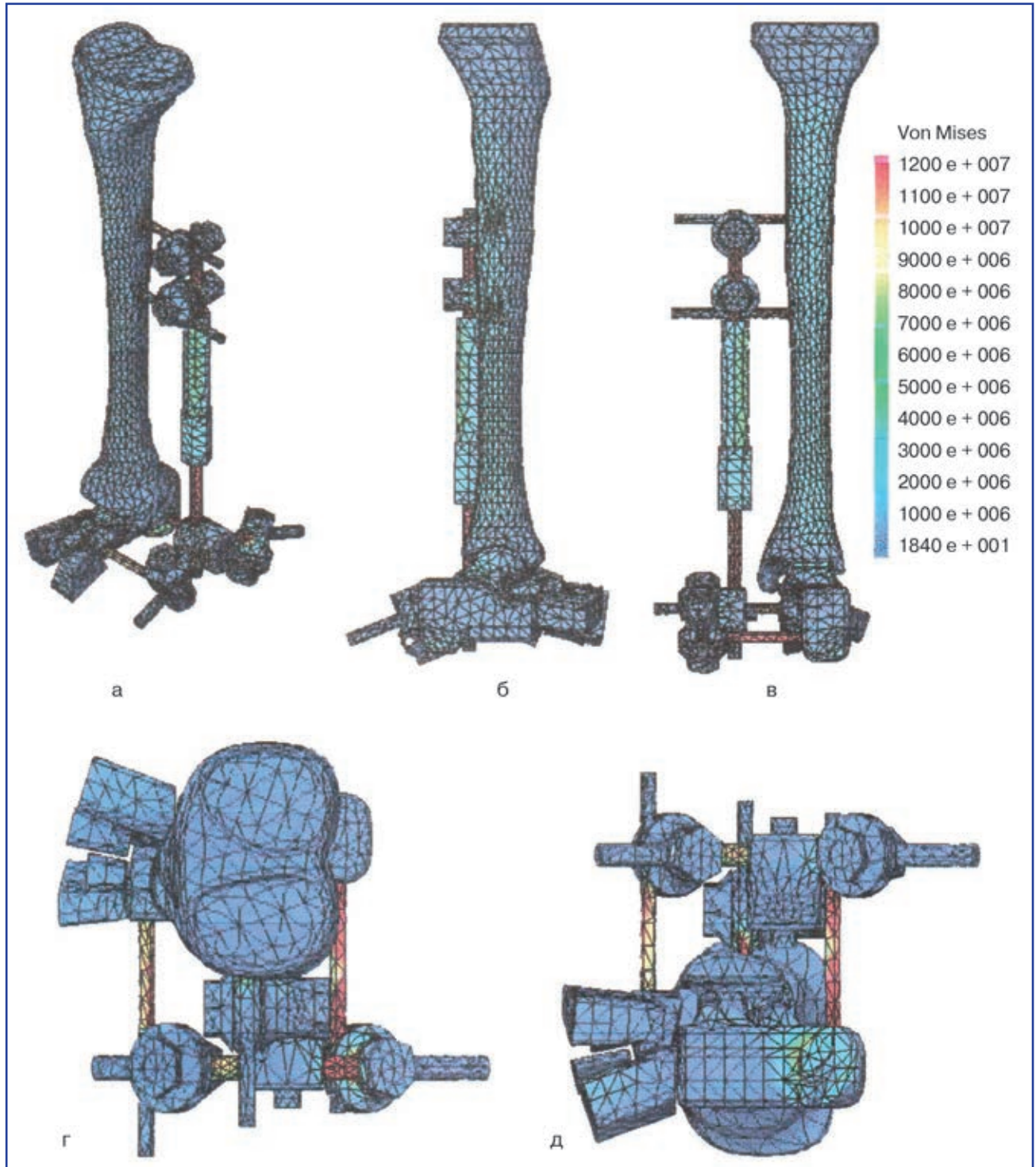


Рисунок 7. Распределение напряжения в модели с аппаратом внеочаговой фиксации модели 2: а – аксонометрическая проекция; б – сагиттальная плоскость; в – фронтальная плоскость; г – стопа (вид сверху); д – стопа (вид снизу)

наиболее нагружаемыми зонами являются задний край дистального эпиметафиза большеберцовой кости (5 МПа), задняя часть суставной поверхности таранной кости (11 МПа), отросток пяточной кости (10 МПа) и субхондральная зона блока таранной кости (3,5 МПа).

2. Использование обеих моделей стержневых наружных фиксаторов позволяет снять нагрузку с та-

ранной и пяточной костей; величина напряжений в дистальном отделе голени по сравнению с нормой практически не меняется.

3. Результаты исследования позволяют утверждать, что обе исследованные модели СНФ по своим фиксирующим свойствам пригодны для остеосинтеза при переломах pilon с некоторым предпочтением относительно модели 2.

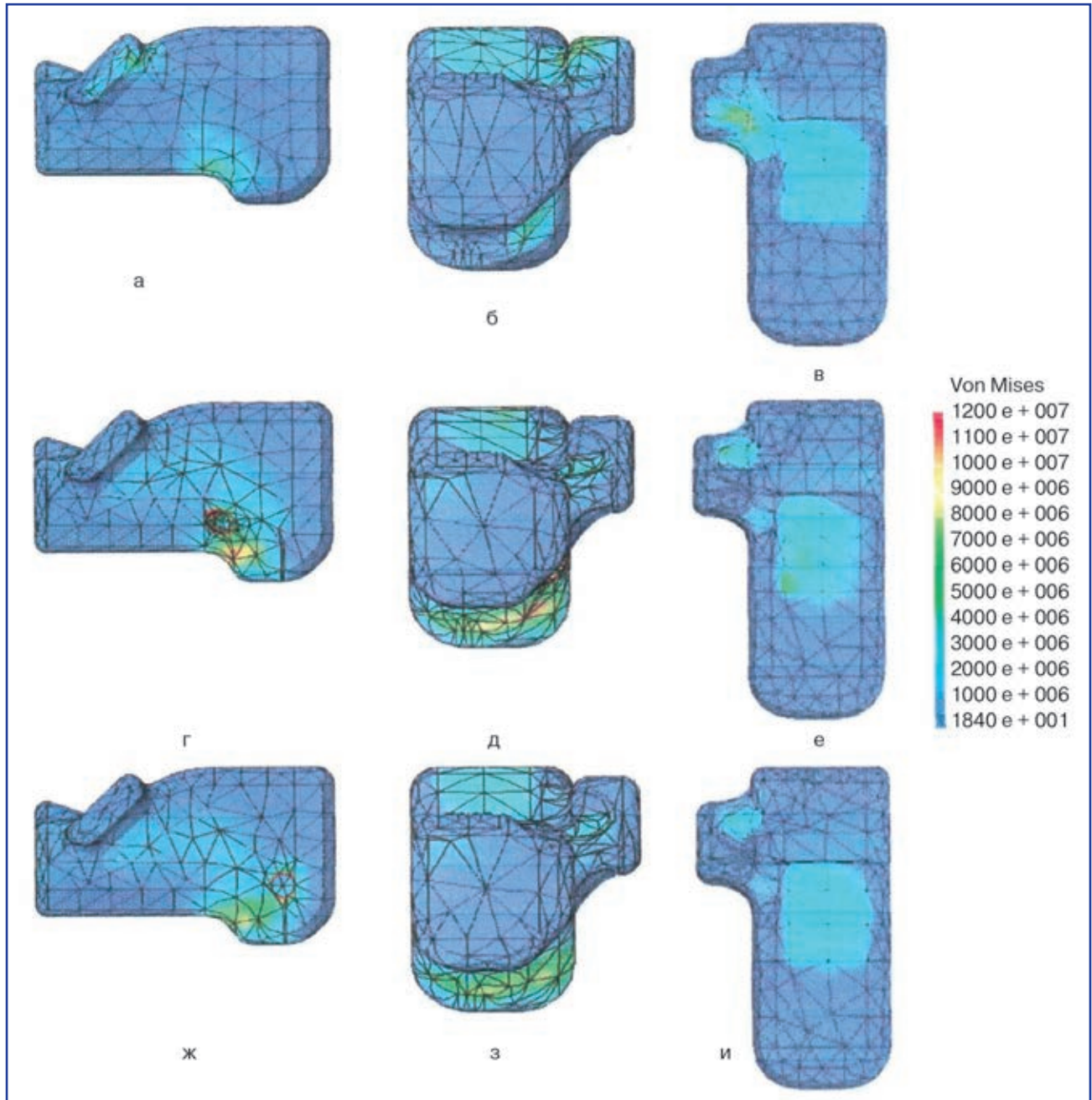


Рисунок 8. Распределение напряжения в модели пяточной кости: а – сагиттальная плоскость в разрезе (норма); б – фронтальная плоскость, вид сзади (норма); в – вид сверху (норма); г – сагиттальная плоскость в разрезе (аппарат модели 1); д – фронтальная плоскость, вид сзади (аппарат модели 1); е – вид сверху (аппарат модели 1); ж – сагиттальная плоскость в разрезе (аппарат модели 2); з – фронтальная плоскость, вид сзади (аппарат модели 2); и – вид сверху (аппарат модели 2)

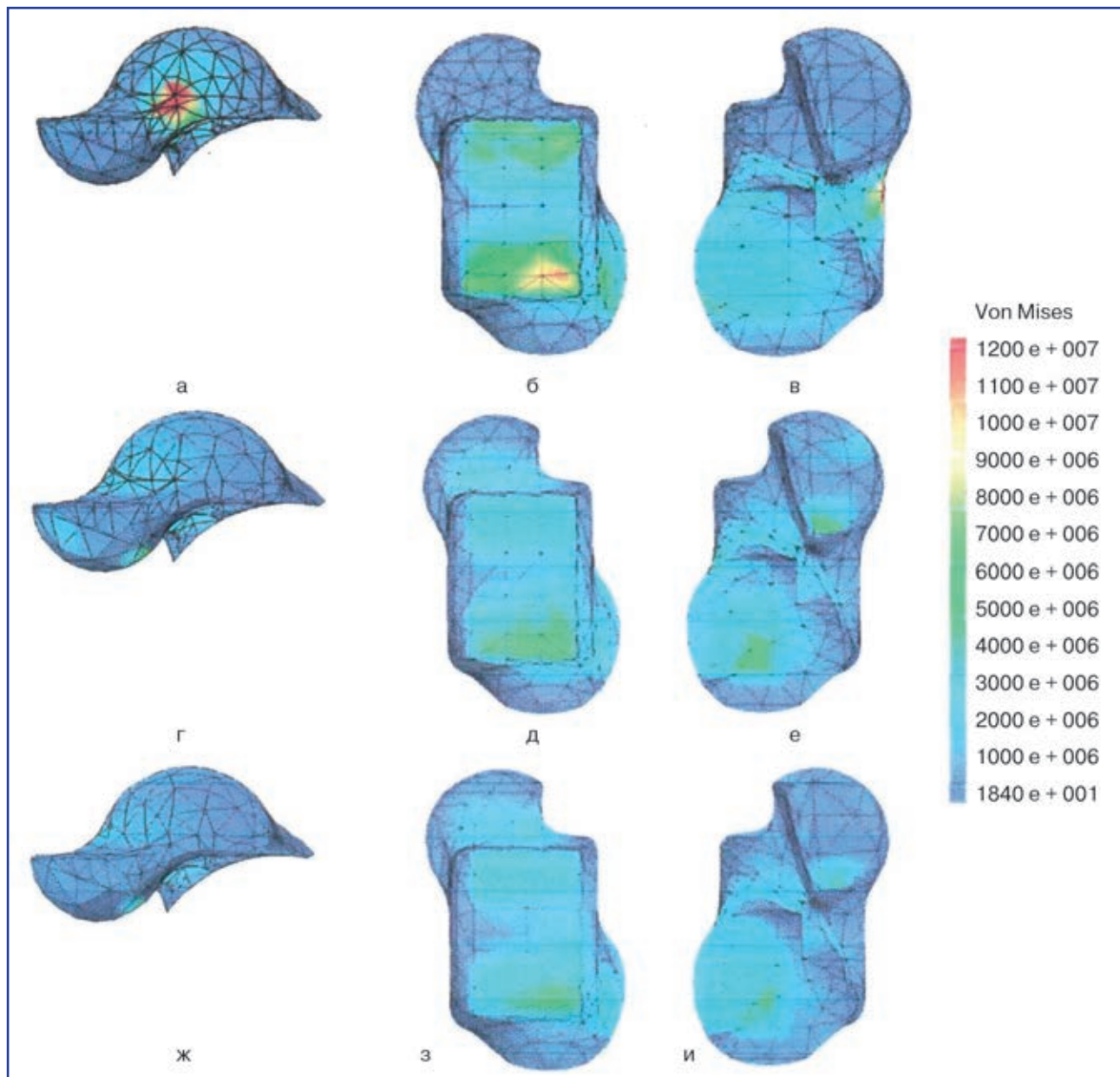


Рисунок 9. Распределение напряжения в модели таранной кости: а — сагиттальная плоскость в разрезе (норма); б — вид сверху (норма); в — вид снизу (норма); г — сагиттальная плоскость в разрезе (аппарат модели 1); д — вид сверху (аппарат модели 1); е — вид снизу (аппарат модели 1); ж — сагиттальная плоскость в разрезе (аппарат модели 2); з — вид сверху (аппарат модели 2); и — вид снизу (аппарат модели 2)

Список литературы

1. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллингер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу. Главы I–III. — Springer — Verlag: AdMarginet, 1996. — 290 с.
2. Корж Н.А., Романенко К.К., Горидова Л.Д., Прозоровский Д.В. Переломы костей голени на уровне дистального эпиметафиза (переломы Pilon) и их последствия, диагностика и лечение // Травма. — 2011. — Т. 12, № 2. — С. 6-10.
3. Behrens F. General theory and principle of external fixation. — 1989. — 241. — 15-23.
4. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике. — М.: Мир, 1978. — 519 с.
5. Алямовский А.А. Solid Works/Cosmos Works. Инженерный анализ методом конечных элементов / А.А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
6. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с
7. Писаренко Г.С. Справочник по сопротивлению материалов / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев; отв. редактор Г.С. Писаренко. — 2-е изд., переработанное и дополненное. — К.: Наукова думка, 1988. — 736 с.

Получено 03.02.14 □

Стойко І.В.¹, Бець В.Г.², Карпинський М.Ю.³, Бець І.Г.³
¹КУОЗ «Харківська міська багатопрофільна лікарня № 18»

²КЗ «Дніпропетровська обласна клінічна лікарня ім. І.І. Мечникова»

³ДУ «Інститут патології хребта й суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України», м. Харків

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ДИСТАЛЬНОГО ВІДДІЛУ ГОМІЛКИ Й СТОПИ ПРИ УРАЖЕННЯХ ПІЛОН В УМОВАХ ЗОВНІШНЬОЇ ФІКСАЦІЇ ЗА ДОПОМОГОЮ СТРИЖНЕВИХ АПАРАТІВ

Резюме. Мета дослідження — виявити можливості використання стрижневих пристроїв для позаосередкового остеосинтезу при пошкодженнях пілон та встановити найбільш придатні конструкції для даної локалізації пошкоджень. Для цього в умовах лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України» використаний аналіз напружено-деформованого стану дистального відділу гомілки та гомілковостопного суглоба в нормі та в умовах позаосередкової фіксації різними типами стрижневих апаратів при переломах пілон. Аналіз проведено методом кінцевих елементів, що дає можливість найбільш повно врахувати геометричні та фізичні особливості конструкцій, а також дати повну картину навантаження, провести об'єктивне порівняння методів і пристроїв для фіксації переломів, оцінити їх переваги та недоліки.

Дослідження проведене на об'ємній трьохвимірній моделі дистального відділу гомілки та гомілковостопного суглоба з використанням трьохвимірної кінцево-елементної моделі. Розрахунки проведені з використанням розрахункової програми BioCad та програми візуалізації розрахунків Looker.

У результаті встановлені найбільш навантажені ділянки досліджуваної анатомічної зони в нормі та розподіл навантажень в умовах позаосередкової фіксації при переломах пілон. Доведено, що використання стрижневих однобічних пристроїв при переломах пілон у принципі можливе, тому що забезпечує розвантаження пошкодженої анатомічної зони в умовах осьових навантажень у межах половини маси тіла людини, виділені конструкції фіксаторів, яким слід надавати перевагу.

Ключові слова: переломи дистальних епіметафізів кісток гомілки (переломи пілон), хірургічне лікування, позаосередковий остеосинтез, стрижневі фіксатори, метод кінцевих елементів.

Stoyko I.V.¹, Bats V.G.², Karpinsky M.Yu.³, Bats I.G.³
¹Municipal Healthcare Institution «Kharkiv City Multifield Hospital № 18»

²Municipal Institution «Dnipropetrovsk Regional Clinical Hospital named after I.I. Mechnikov»

³State Institution «Institute of Spine and Joint Pathology named after professor M.I. Sitenko of Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv, Ukraine

ANALYSIS OF STRESS-STRAIN STATE OF THE DISTAL TIBIA AND FOOT IN PILON INJURIES UNDER EXTERNAL FIXATION USING ROD DEVICES

Summary. The purpose of the study — to identify opportunities for the application of rod devices for extrafocal osteosynthesis in pilon injuries and to install the most appropriate structure for this localization of injury. To do this, in the laboratory of biomechanics of State institution «Institute of Spine and Joint Pathology named after professor M.I. Sitenko of Academy of Medical Sciences of Ukraine» we used an analysis of the stress-strain state of the distal tibia and ankle joint in the health and under extrafocal fixation with various types of rod devices in pilon fractures. Analysis was performed using finite element method, which allows you to fully take into account the geometric and physical design features, as well as to provide a complete picture of the load, to carry out an objective comparison of methods and devices for fixation of fractures, to assess their advantages and disadvantages.

The study was conducted on a solid three-dimensional model of the distal tibia and ankle joint using three-dimensional finite element model. The calculations were performed using BioCad calculation program and visualization program Looker.

As a result, we revealed the most loaded areas of studied anatomic area in the health and load distribution in terms of extrafocal fixation in pilon fractures. It is proved that use of rod unilateral devices in pilon fractures is possible theoretically, as it provides unloading damaged anatomic area under axial loads within the borders of half the mass of the human body, there were identified construction of devices, which should be preferred.

Key words: fractures of the distal epimetaphysis of tibial bones (pilon fractures), surgical treatment, extrafocal osteosynthesis, rod devices, finite element method.