



Рішенням Президії ВАК України за №5-15/4 від 11.04.2001 р. журнал зарахований до фахових наукових видань, в яких можуть публікуватися основні результати дисертаційних робіт

*Затверджено на засіданні
Вченої ради
Національного медичного
університету
ім. О.О.Богомольця*

Головний редактор

Бур'янов О. А.

Шеф-редактор

Скляренко Є. Т.

Відповідальні секретарі

*Кваша В.П.,
Омельченко Т.М.*

Адреса редакції:

01601, МСП, Україна, м. Київ,
вул. Воровського 27.
Кафедра травматології та
ортопедії
Тел.: 486-32-07
Факс: 246-51-20

Комп'ютерна верстка

Ільницька Т.Л.

Підписано до друку: 28.01.13

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

**НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ім. О.О.БОГОМОЛЬЦЯ**

**УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ
ТРАВМАТОЛОГІВ-ОРТОПЕДІВ**

ЛІТОПИС ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ

**№ 1-2 / 2013
(25-26)**

Науково-практичний журнал

*Свідоцтво про державну реєстрацію
КВ № 4653 від 01.11.2000 р.*

**Редакційна
колегія:**

Волошин О.І.
Гайко Г.В.
Коляденко В.Г.
Корж М.О.
Кривченя Д.Ю.
Крись-Пугач А.П.
Левицький А.Ф.
Лоскутов О.Є.
Магомедов О.М.
Поляченко Ю.В.
Свінціцький А.С.
Страфун С.С.
Радченко В.О.
Філіппенко В.А.
Хвисюк М.І.
Цимбалюк В.І.

Редакційна рада:

Бітчук Д.Д. (Харків)
Брехов О.М. (Симферополь)
Голка Г.Г. (Харків)
Загородній М.В. (Москва, Росія)
Зазірний І.М. (Київ)
Івченко В.К. (Луганськ)
Клімовицький В.Г. (Донецьк)
Орлянський В. (Відень, Австрія)
Ошкадеров С.П. (Київ)
Головаха М.Л. (Запоріжжя)
Сухін Ю.В. (Київ)
Тимошенко О.П. (Харків)
Тиходеев С.М. (С-Петербург, Росія)
Чемеріс А.І. (Запоріжжя)
Шабус Р. (Відень, Австрія)
Шимон В.М. (Ужгород)
Хохол М.І. (Київ)

ЗМІСТ

ПАМ'ЯТНІ ДАТИ

Климовицький Володимир Гарійович	10
Грицай Микола Павлович	11
Борзых Александр Владимирович	12
Крижановський Ярослав Йосипович	13
Світлої пам'яті видатного лікаря ортопеда-травматолога Леона Едвардовича Фрайфельда	14

ОРИГІНАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Підручна С. Р.

Активність глутатіонової ланки ферментативної антиоксидантової системи в патогенезі політравматичного ураження	15
--	----

Філіпчук В.В., Вовченко Г.Я.

Структурно-функціональний стан середнього сідничного м'язу у дітей та підлітків з розладами пельвіофemorальної стабілізації тазу за даними ультразвукового дослідження	18
--	----

Корольков А.І., Громов А.Б., Карпинский М.Ю.

Роль деформаций большого вертела в развитии патологии тазобедренного сустава (математическое моделирование)	21
---	----

Магомедов С., Лябах А.П., Орленко В.Л., Ивченко А.К., Выдыш И.А., Полищук Л.В.

Биохимические изменения органической основы костной ткани и минерального обмена у больных с диабетической остеоартропатией стопы	29
--	----

Филиппенко В.А., Липовский В.И., Танькут А.В., Бойко И.В., Макаров В.Б., Ролдугин А.В.

Сравнительная оценка напряженно-деформированного состояния различных пар трения тотального эндопротеза тазобедренного сустава	32
---	----

Бур'янов О.А., Омельченко Т.М., Соболевський Ю.Л.

S-АДЕНОЗИЛ-L-МЕТИОНІН (SAM-e) у комплексному лікуванні хворих на остеоартроз	36
--	----

Николаева Н.Г., Элий Л.Б., Домбровская Н.В.

Особенности лечения детей с дисплазией тазобедренных суставов, отягощенной неврологической патологией	42
---	----

Климовицкий В.Г., Черныш В.Ю., Лафи Хатем, Лавриненко О.В.

Наружный чрескостный остеосинтез при внесуставных переломах костей голени: клинические аспекты выбора метода	46
--	----

Омельчук В.П., Юрійчук Л.М., Лазорик О.М., Омельчук І.В., Стефанишин А.В.

Метод профілактики ускладнень після металоостеосинтезу медіальних переломів шийки стегнової кістки	49
--	----

Хашук А.В., Бур'янов О.А., Тонковид О.Б.

Прогнозування розвитку ускладнень після реконструктивних операцій з приводу трофічних порушень у хворих з наслідками ускладненої травми хребта	53
--	----

Труфанов И.И., Миренков К.В.

Виды дисконгруэнтности голеностопного сустава после лечения переломов PILON	56
---	----

Страфун С.С., Григоровський В.В., Цівина С.А., Шипунов В.Г.

Патоморфологічне обґрунтування застосування операції Angalides при гангліонектомії кистьового суглоба	61
---	----

Голка Г.Г., Гримайло М.С., Литовченко В.О., Григорук В.В., Фадеев О.Г.

Математичне моделювання розподілу напруги в кістковій тканині в залежності від типу перелому і методу фіксації при низьких переломах дистального відділу стегнової кістки	64
---	----

Бур'янов О.О., Проценко В.В., Дуда Б.С., Касем Менсіа, Коноваленко В.Ф., Хомич С.В., Чорний В.С.

Причини ускладнень після застосування індивідуальних онкологічних ендопротезів та шляхи їх усунення	67
---	----

Бур'янов О.А., Комаров М.П., Лакша А.М., Ярмольук Ю.О., Хашук А.В.

Сучасні можливості та перспективи санаторного етапу в системі відновного лікування постраждалих з наслідками множинних переломів довгих кісток нижніх кінцівок	71
--	----

Власенко С.В.

Объективизация подходов к дифференцированной реабилитации двигательных функций у больных с детским церебральным параличом	75
---	----

Голук Є.Л., Філіпчук В.В., Кабацій М.С., Громовий Ю.С.

Методика профілактичного фізіодезу при юнацькому епіфізеолізі головки стегнової кістки	80
--	----

Корольков О.І., Болховітін П.В., Барков С.Н.

Реабілітація хворих з патологією колінного і кульшового суглобів з використанням пристрою для автоматичної розробки рухів	83
---	----

Мороз Д.М., Кабацій М.С.

Оперативне лікування дисплазії кульшового суглоба у дітей молодшого віку	87
--	----

Страфун С.С., Сергієнко Р.О., Гомонай І.В.

Ефективність операції Латарже при звичному звиху плеча	90
--	----

Гайко Г.В., Калашніков О.В., Чалайдюк Т.П.

Визначення ризику прогресування остеоартрозу кульшового суглоба	94
---	----

ВИДЫ ДИСКОНГРУЭНТНОСТИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА ПОСЛЕ ЛЕЧЕНИЯ ПЕРЕЛОМОВ PILON

С целью выделения и оценки видов остаточной дисконгруэнтности голеностопного сустава, изучены результаты различных способов лечения 38 больных с переломами pilon. По данным рентгенометрии систематизировали выявленные деформации, выделив четыре типа дисконгруэнтности. Определили основные виды остаточных деформаций суставного конца и выявили их прогностическую неоднозначность. Характер распределения напряжения исследовали путем математического конечно-элементного моделирования, доказав, что наибольшее увеличение напряженного состояния происходит при радиально-горизонтальном типе нарушения конгруэнтности, а наименьшее – при радиально-вертикальном.

Ключевые слова: голеностопный сустав, перелом pilon, дисконгруэнтность, математическое конечно-элементное моделирование.

Введение

Переломы дистального метаэпифиза большеберцовой кости (pilon) – сложные и прогностически неблагоприятные повреждения, для лечения которых существуют два основных стратегических направления [1]. Первое подразумевает открытую репозицию с полным восстановлением анатомической формы суставной поверхности и фиксацию погружными конструкциями, но связано с нанесением дополнительной травмы, риском ишемии, некроза и замедленной регенерации [2, 5]. Второе – закрытое устранение деформации с помощью аппаратов внешней фиксации менее опасно в плане ишемических осложнений, но не всегда сопровождается полным восстановлением формы суставной поверхности [4, 6].

Цель исследования: выделить и оценить виды остаточной дисконгруэнтности голеностопного сустава, после различных способов лечения переломов pilon.

Материал и методы

Изучены результаты лечения 38 больных, перенесших перелом pilon, спустя 8–24 месяцев после окончания лечения. Согласно классификации АО больные имели следующие типы переломов: 43А – 5 больных, 43В – 12 и 43С – 21. Способы лечения: закрытое или открытое вправление отломков и их фиксация спице-стержневым аппаратом – 19; открытое вправление отломков и фиксация внутренними фиксаторами (платины,

винты) в сочетании с дополнительной внешней фиксацией – 7; закрытое вправление отломков на системе скелетного вытяжения с последующей фиксацией циркулярной гипсовой повязкой – 12. Измеряли рентгенометрические показатели, характеризующие геометрическую форму суставных поверхностей: – величина сектора суставной поверхности таранной кости в градусах (α); – величина сектора суставной поверхности большеберцовой кости в градусах (β); – величина секторов перемещения $\gamma = (\alpha - \beta)$; – сагиттальный эпидиофизарный угол ω ; – малеоларный угол – m ; – фронтальный эпидиофизарный угол – n . Указанные рентгенометрические параметры изучены на 25 рентгенограммах голеностопных суставов здоровых взрослых и установлено, что они характеризуется постоянством и их можно считать соответствующими норме: $\alpha - 123^\circ \pm 3^\circ$, $\beta - 77^\circ \pm 2^\circ$, $\omega - 3^\circ \pm 1^\circ$, $m - 13^\circ \pm 1^\circ$, $n - 2^\circ \pm 1^\circ$.

Для исследования характера распределения напряжения костной и хрящевой тканей в области голеностопного сустава в норме и при возникающих посттравматических деформациях, использован метод математического конечно-элементного компьютерного моделирования. Исследования проведены при консультативной помощи младшего научного сотрудника лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. профессора М.И. Ситенко НАМН Украины» А.В. Яреско. Геометрические модели костей, участвовавшие в расчетах, построены на основе топографических срезов проведенных в сложных, нерегулярных областях через 1–5 мм и в более простых – 5–30 мм. Модель представляла собой берцовые кости, соединенные между собой межберцовым синдесмозом, кости стопы, скрепленные между собой хрящевыми соединениями, суставная поверхность берцовых и таранной костей покрыта слоем хряща 1,5 мм (при деформации толщина его в соответствующих местах увеличена). Напряжения рассматривались при действии осевой нагрузки и вертикальном расположении оси большеберцовой кости величиной 800 Н. Свойства материалов взяты из данных литературы [6].

Результаты и их обсуждение

Амплитуда движений в голеностопном суставе. Исследуя данный клинический признак в отдаленные сроки после травмы (через 8 – 24 и более месяцев после удаления фиксатора), мы отмечаем практически у всех пациентов ограничение амплитуды движений в голеностопном суставе.

У всех пациентов было отмечено ограничение движений, ее среднее значение составили: после переломов типа 43А – разгибание/сгибание $16^{\circ} \pm 2^{\circ} / 0^{\circ} / 22^{\circ} \pm 3^{\circ}$ градусов, после переломов типа 43В – разгибание/сгибание $9^{\circ} \pm 3^{\circ} / 0^{\circ} / 19^{\circ} \pm 2^{\circ}$ и типа 43С – разгибание/сгибание $6^{\circ} \pm 3^{\circ} / 0^{\circ} / 20^{\circ} \pm 2^{\circ}$.

Основной закономерностью, которая отчетливо проявлялась – было то, что ограничение движений в значимо большей степени распространялось на сектор разгибания стопы. В подавляющем большинстве случаев, независимо от типа перелома, разгибание было ограничено в статистически достоверных пределах по сравнению с подошвенным сгибанием. Кроме этого, было отмечено, что чаще функция разгибания страдала после перелома 43В и 43С ($p > 0,05$).

При рассмотрении средних значений амплитуды сгибания и разгибания в зависимости от применяемого способа лечения закономерности не выявлено. Однако отмечено, что у части больных функция тыльного разгибания была крайне ограничена и составила – $5-0^{\circ}$. Поэтому проведен анализ частоты случаев ограничения сгибания у пациентов, леченных различными способами.

Результаты показывают, что наибольшая частота случаев с выраженным ограничением функции разгибания голеностопного сустава наблюдалась в случаях дополнительной расширенной операционной травмы, и последующей иммобилизации сустава.

При использовании малоинвазивного открытого сопоставления костных отломков, или закрытого их вправления с последующим сохранением функции голеностопного сустава, частота данного ограничения была ниже.

Особенности рентгенанатомии голеностопного сустава после сращения отломков. После переломов pilon рентгенанатомия голеностопного сустава претерпевала различные изменения. Для их систематизации пациентам проводили рентгенометрическое исследование голеностопного сустава, позволившее установить основные типы нарушения конгруэнтности его поверхностей (рис.1).

Первый тип мы назвали *горизонтальным нарушением конгруэнтности с сохранением единой оси вращения*. Он возникал, главным образом, после переломов 43А и 43В, когда суставная поверхность большеберцовой кости (или большая ее

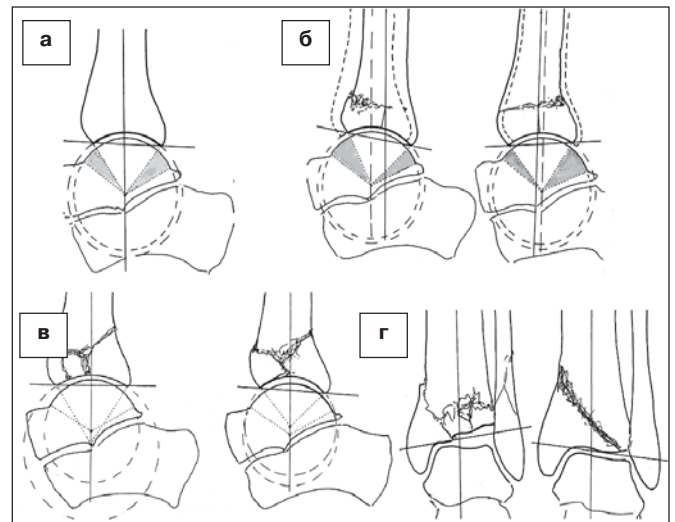


Рис. 1. Типы дисконгруэнтности голеностопного сустава: а – норма; б – радиально-горизонтальный тип нарушения конгруэнтности сустава с сохранением единой оси вращения; в – радиально-вертикальный тип нарушения конгруэнтности сустава со смещением оси вращения большеберцовой кости в вертикальной плоскости; г – дефект центрального нагружения сустава.

часть) сохраняла целостность, а сращение отломков наступало под небольшим углом в сагиттальной плоскости.

Как видно на схемах, околосуставная угловая деформация в сагиттальной плоскости приводила к смещению биомеханической оси большеберцовой кости относительно центра вращения сустава кзади или кпереди, но при этом окружности обеих суставных поверхностей сохраняли одну ось вращения. Соответственно изменялся эпидиофизарный угол: при рекурвации он увеличивался, а при антекурвации уменьшался или даже приобретал обратное значение. Это отображалось, в свою очередь, на величинах переднего и заднего сектора перемещений по таранной кости.

Второй тип следует назвать: *радиально-вертикальное нарушение конгруэнтности сустава с нарушением соосности их вращения*.

В основном он имел место у пациентов после перелома типа 43С с образованием трех и более эпифизарных фрагментов. После сращения таких переломов радиус окружности суставной поверхности увеличивался за счет расхождения отломков и соответственно перемещался в дистальном направлении относительно центра окружности таранной кости.

Третий тип нарушения конгруэнтности сустава, проявлявшийся изменением формы части суставной поверхности во фронтальной плоскости, был назван – *дефектом центрального нагружения сустава*. Суть его состояла в том, что при переломах 43В и 43С с расположением «свободного» или «свободных» отломков по наружной части эпифиза большеберцовой кости, не удавалось

восстановить эту часть суставной поверхности. В результате формировался костный дефект в этой части сустава, который вероятно заполнялся грубоволокнистой хрящевой тканью. Данное нарушение выявлено у 5 обследованных и примечательно тем, что именно у них имели место клинические проявления в виде болей, локализующихся в проекции малоберцово-таранной части сустава.

Четвертый тип нарушения конгруэнтности сустава состоял в наличии *варусного наклона суставной поверхности* большеберцовой кости, достигавшего 7° и наблюдавшегося у 4-х пациентов.

Данные типы нарушений могли сочетаться, но у большинства пациентов выглядели доминирующими и обращали на себя внимание.

Анализируя приведенные выше клинкорентгенологические проявления, мы пришли к мнению о том, что при наличии незначительных деформаций суставной поверхности в виде ступенек величиной 1–2 мм, происходит в последующем ее ремоделирование за счет регенерации хряща и функция скольжения суставных поверхностей сохраняется, хотя и в уменьшенном объеме.

Имеющиеся остаточные деформации дистальных суставных поверхностей берцовых костей после тракционного и малоинвазивного лечения переломов pilon аппаратами внешней фиксации следует воспринимать как закономерное явление, особенно при переломах типа 43С.

Данные деформации можно систематизировать по признакам нарушения соосности вращения суставных поверхностей в сагиттальной плоскости и по признаку распределения нагрузок по центральной и боковым (лодыжечным) суставным поверхностям.

Возникает закономерный вопрос: как указанные деформации, особенно, связанные с перемещением оси вращения большеберцовой кости и ее продольной оси относительно центра вращения, влияют на распределение напряжений в голеностопном суставе? Если асимметрия напряжения суставного хряща является предпосылкой для развития его дегенерации, то важно представить, насколько указанные деформации нарушают распределение напряжений в суставе по сравнению с нормой при осевой статической нагрузке.

Изменения напряжений в голеностопном суставе при основных посттравматических остаточных деформациях суставных концов большеберцовой кости после переломов pilon по сравнению с состоянием нормы изучили с помощью математического конечно-элементного моделирования.

Первый вариант расчета проводился для модели в норме. Все поверхности суставов полностью конгруэнтны. Анализ результатов показал, что на суставной поверхности большеберцовой кости наиболее напряженными являются участки, расположенные по краям поверхности сустава. На этих участках напряжения Мизеса меняются в пределах 6,3 – 7,6 МПа. В центральной части уровень напряженного состояния ниже и равняется 4,5 МПа.

Второй вариант расчета соответствует модели с радиально-горизонтальным типом нарушения конгруэнтности сустава (рис. 2).

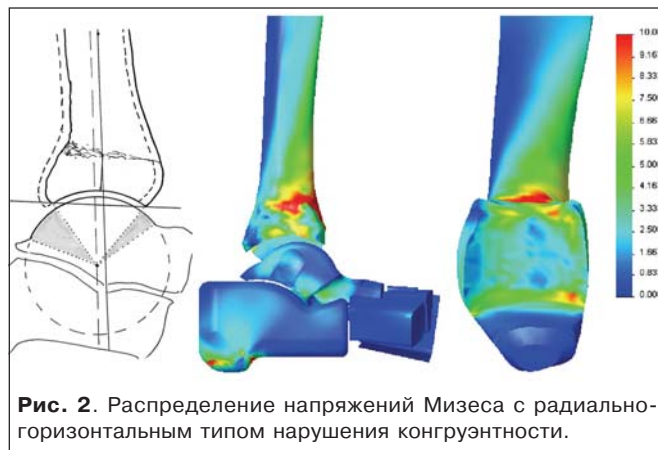


Рис. 2. Распределение напряжений Мизеса с радиально-горизонтальным типом нарушения конгруэнтности.

На суставной поверхности большеберцовой кости произошло изменение как в характере распределения НДС, так и в величинах напряжений. Если для модели в норме зоны с повышенным напряженным состоянием располагались с передней и задней стороны большеберцовой кости, то для модели с децентрацией кзади задняя область концентрации напряжений сместилась ближе к середине.

Уровень напряженного состояния в ней составляет 5,8 МПа (7,3 для модели в норме). На переднем участке уровень напряженного состояния повысился – 9,5 МПа (7,6 МПа для модели в норме). В центральной части уровень напряженного состояния понизился и равняется 3,2 МПа (4,5 МПа для модели в норме). Таким образом, напряжения на поверхности сустава большеберцовой кости сзади понизились на 25%, а в передней части повысились на 40%.

Третий вариант расчета соответствует модели с радиально-вертикальным типом нарушения конгруэнтности сустава (рис. 3).

На суставной поверхности большеберцовой кости произошло умеренно выраженное перераспределение напряженного состояния. В наиболее напряженных участках, расположенных по краям поверхности сустава напряжения Мизеса увеличились до 7,5 – 8,8 МПа (6,3 – 7,6 МПа для



Рис. 3. Распределение напряжений Мизеса по суставной поверхности большеберцовой кости на модели с радиально-вертикальным нарушением конгруэнтности сустава.

модели в норме). В центральной части уровень напряженного состояния понизился и равняется 3,6 МПа (4,5 МПа для модели в норме). Суставная поверхность наружной лодыжки также как и внутренней имеет невысокий уровень напряжения — 2,9 МПа.

Четвертый вариант расчета соответствует модели с вальгусным наклоном суставной поверхности большеберцовой кости (рис. 4). На суставной поверхности большеберцовой кости произошло перераспределение НДС. Общий уровень напряженного состояния понизился. Максимальное значение напряжений Мизеса на суставной поверхности большеберцовой кости равняется 6,4 МПа (7,6 для модели в норме). При этом латеральная часть менее напряженная, чем медиальная. В центральной части уровень напряженного состояния понизился и равняется 3,2 МПа (4,5 МПа для модели в норме).



Рис. 4. Распределение напряжений Мизеса в голеностопном суставе с вальгусным наклоном.

Появилась дополнительная зона концентрации напряжений в таранной кости, на суставной поверхности в месте контакта с малоберцовой костью. Уровень напряженного состояния в ней равняется 5,3 МПа (2,5 МПа для модели в норме). Таким образом, наибольшие изменения в напряженном состоянии произошли в малоберцовой кости (рис. 5). Уровень напряженного состояния в ней возрос более чем в два раза и составляет 6,8 МПа (2,9 МПа для модели в норме).

Выводы

1. У больных, перенесших перелом pilon, основным патологическим симптомом является ограничение функции сустава, которое распространяется на сектор разгибания, независимо от типа перелома. Чаще полное ограничение функции разгибания отмечалось после открытого вправления и внутренней фиксации костных отломков винтами и пластиной.
2. Болевой синдром у пациентов, перенесших перелом pilon, со временем уменьшается, а у большинства в отдаленные сроки отсутствует. Сустав продолжает функционировать, но с уменьшенной амплитудой движений.
3. Можно выделить два основных вида остаточных деформаций суставного конца большеберцовой кости после лечения переломов pilon: первый обусловлен смещением отдельных фрагментов по длине и ширине, приводящим к изменению радиуса окружности суставной поверхности большеберцовой кости и нарушением соосности вращения сочленяющихся поверхностей. Второй — связан с изменением наклона суставной поверхности во фронтальной плоскости (вальгус). Эти виды деформаций неоднозначны в прогностическом отношении, при первом — распределение напряжений по суставным поверхностям отклоняется от нормы не существенно, при втором — образуется участок перенапряжения на суставной поверхности малоберцовой и наружной части большеберцовой костей, что приводит к развитию локальных дистрофических изменений.
4. С помощью математической конечно-элементной модели изучена степень изменения напряжений в голеностопном суставе при основных посттравматических остаточных деформациях суставного конца большеберцовой кости после переломов pilon по сравнению с состоянием нормы. Наибольшее увеличение напряженного состояния происходит при радиально-горизонтальном типе нарушения конгруэнтности, а наименьшее — при радиально-вертикальном. В модели с вальгус-

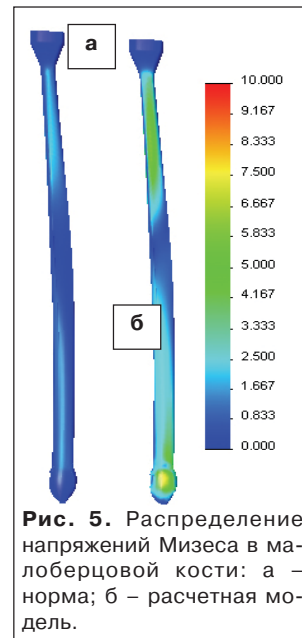


Рис. 5. Распределение напряжений Мизеса в малоберцовой кости: а — норма; б — расчетная модель.

ним наклоном появилась дополнительная зона концентрации напряжений на суставной поверхности таранной кости, в месте контакта с малоберцовой костью, где уровень напряженного состояния возрос более чем в два раза.

Литература

1. Бур'янов О.А. Проблемні питання остеосинтезу переломів дистального епіметафізу кісток гомілки / О.А. Бур'янов, В.П. Кваша, Т.М. Омельченко та інші // Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. – Дніпропетровськ, 2010. – С. 224.
2. Корж Н.А. Переломы костей голени на уровне дистального эпиметафиза (переломы pilon'a) и их последствия, диагностика и лечение / Н.А. Корж, Романенко К.К., Горидова Л.Д., Прозоровский Д.В. // Травма. Том 12, №2 – 2011. – С. 6 – 10.
3. Тяжелов А.А. Анатомо-биомеханические особенности голеностопного сустава / А.А. Тяжелов, М.Ю. Карпинский, Мусса Дж. Махмуд и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. – №3. – С.42 – 45.
4. Побел А.Н. Расположение отломков при переломах pilon и выбор способа их сопоставления и удержания / А.Н. Побел, И.И. Труфанов, В.С. Гацак // Ортопедия, травматология и протезирование, №3 – 2011. – С. 111 – 116.
5. Pilon fractures of the tibia / P. de Boer, R. Metcalfe // Current Orthopaedics. Volume 17, Issue 3, June 2003, Pages 190-199.
6. Tibial plateau fractures: Minimally invasive fracture techniques / Wade R. Smith, John R. Shank // Operative Techniques in Orthopaedics. Volume 11, Issue 3, July 2001, Pages 187-194.
7. Разрушение неметаллов и композитных материалов. – Часть II. Органические материалы (стеклообразные полимеры, эластомеры, кость); Пер. с англ. Н.И. Малинина, С.Т. Милейко / Под ред. Ю.Н. Работнова. – М.: Мир, 1976. – 469 с.

Труфанов І.І., Міренков К.В.

Види дисконгруентності гомілковостопного суглоба після лікування PILON

З метою виділення й оцінки видів залишкової дисконгруентності гомілковостопного суглоба, вивчено результати різних способів лікування 38 хворих з переломами pilon. За даними рентгенометрії систематизували виявлення деформації, виділивши чотири типи дисконгруентності. Визначили основні види залишкових деформацій суглобового кінця і виявили їх прогностичну неоднозначність. Характер розподілу напруги досліджували шляхом математичного кінцево-елементного моделювання, довівши, що найзначніше збільшення напруженого стану відбувається при радіально-горизонтальному типі порушення конгруентності, а найменше – при радіально-вертикальному.

Ключові слова: гомілковостопний суглоб, перелом pilon, дисконгруентність, математичне звичайно-елементне моделювання.

Trufanov I.I., Mirenkov K.V.

The Types of Incongruence Ankle Joint Post Treatment of Pilon Fractures

We studied the results of treatment of 38 patients who have had a fracture of the pilon, later 8-24 months after the end of treatment. Measured X-ray indicators, characterizing the geometric form of the articular surfaces. These deformations systematized on grounds of violation of alignment of rotation of the articular surfaces in the sagittal plane and on the basis of distribution of loads on the Central and peripheral articular surfaces and identified four types of disparity with the articular surfaces joint the ankle joint. For the study of the character of the tension in the ankle used the method of mathematical finite-element modeling. The greatest increase in stress condition occurs when the radial and horizontal type of violation articular surfaces joint, while the smallest – in the radial and vertical.

Key words: ankle, broken pilon, дисконгруентність, mathematical finite element modeling.