

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.3.06

УДК 531/534:[57+61]

АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ОСТЕОТОМИИ ПЕРВОЙ ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ

А.А. Голядкина¹, А.В. Полиенко¹, С.И. Киреев^{1,2}, А.Г. Курманов³, В.С. Киреев⁴

¹ Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: aagramakova@mail.ru

² Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия, 410000, Саратов, ул. Большая Садовая, 137

³ Хирургическое отделение платных медицинских услуг, Городская клиническая больница имени С.С. Юдина, Россия, 115487, Москва, ул. Академика Миллионщикова, 1

⁴ Кафедра травматологии и ортопедии, Российский университет дружбы народов, Россия, Москва, 117198, ул. Миклухо-Маклая, 6

Аннотация. Изучено напряженно-деформированное состояние в биотехнических системах, образующихся при выполнении корригирующих остеотомий первой плюсневой кости. Вальгусная деформация первого пальца стопы является распространенной патологией у человека. Частота встречаемости данной патологии у лиц женского пола до 64 % и до 25 % – у мужского. Хирургическое реконструктивное лечение остается актуальной проблемой в современной ортопедии. Ситуация обусловлена неудовлетворительными результатами лечения. Кроме того, встает вопрос о допустимости нагрузки в раннем послеоперационном периоде у пациентов с количественной индивидуальной оценкой. Данную оценку могут дать методы биомеханики. В работе приведены результаты разработки методики оценки напряженно-деформированного состояния биотехнической системы «кость – винты» при выполнении корригирующих остеотомий первой плюсневой кости. Методика позволяет проводить сравнительный анализ различных способов остеотомий, наиболее распространенных в клинической практике для конкретного пациента. В данном исследовании рассмотрены *chevron*- и *scarf*-osteotomies со смещением костных отломков на 1/3 и 2/3. Для решения поставленной задачи на основе данных компьютерной томографии построены персонализированные твердотельные геометрические модели первой плюсневой кости. Построены также модели фиксаторов. Конечно-элементный анализ осуществлен в программном комплексе *Ansys Workbench*. Основное внимание уделено анализу напряжений, возникающих при нагрузке на подошвенную поверхность головки первой плюсневой кости во время ходьбы. Проведена оценка максимально допустимого сдвига костных отломков для нормализации деформаций переднего отдела стопы. Разработанная методика позволяет осуществить выбор варианта остеотомии с обоснованием возможности одномоментной операции на обеих стопах для конкретного пациента.

Ключевые слова: биомеханика, остеотомия, первая плюсневая кость, конечно-элементное моделирование, напряженно-деформированное состояние.

ВВЕДЕНИЕ

Хирургические методы являются основой современного подхода к коррекции деформаций переднего отдела стопы [4]. Научный и практический интерес к этой теме основан на возрастающей потребности пациентов в получении специализированной помощи, необходимой 30–64% женщин и 7–25% мужчин [1].

В 76–84% случаев имеется двусторонняя деформация стоп. Некоторые авторы высказываются категорически против одномоментной операции на обеих стопах, ссылаясь на повышенный риск послеоперационных осложнений, выраженность болевого синдрома и ограничения двигательной активности [17]. В то же время имеются сторонники одномоментной двусторонней коррекции [7, 9, 14]. В качестве аргументов авторы указанных работ приводят собственный клинический опыт, уровень доказательности которого нельзя признать абсолютным. Очевидно, что решение вопроса о допустимости нагрузки в раннем послеоперационном периоде у пациентов с выраженной деформацией стоп требует количественной индивидуальной оценки.

Остеотомия (пересечение кости) – базисная хирургическая техника, позволяющая исправить деформацию переднего отдела стопы. Предложено значительное количество вариантов этой операции. Важнейшим звеном изменения нормальной формы переднего отдела стопы является многокомпонентное патологическое смещение первой плюсневой кости, которая подвергается наибольшей нагрузке при осуществлении опорной и рессорной функций. Остеотомия этой кости – неотъемлемая часть операции хирургической коррекции деформации переднего отдела стопы.

В настоящее время продолжается поиск новых способов остеотомии первой плюсневой кости, обеспечивающих достаточную степень коррекции и условия регенерации костной ткани. После выполнения остеотомии образовавшиеся фрагменты кости смещают друг относительно друга и скрепляют специальными фиксаторами (винтами, пластинами, спицами и др.). В результате получается биотехническая система, свойства которой оказывают влияние на формирование костной мозоли [8]. Изучение этих свойств необходимо для определения допустимых параметров нагрузки на оперированную стопу. От этого зависит индивидуальный подход к выбору программы медицинской реабилитации.

Биомеханические исследования условий фиксации переломов костей в достаточной степени представлены в публикациях и докладах. Однако применительно к первой плюсневой кости подобные исследования немногочисленны. Получение объективной количественной характеристики указанных биотехнических систем необходимо в рамках реализации принципов доказательной медицины. Известны биомеханические характеристики выполнения проксимальных остеотомий первой плюсневой кости, полученные при разработке объемной компьютерной модели [13] и проведении сравнительной оценки условий фиксации с помощью специальной пластины и винтов с угловой стабильностью по сравнению с использованием обычного винта [6].

Однако в сложившейся клинической практике ортопеды отдают предпочтение *chevron*- и *scarf*-остеотомии. Тем не менее попытки сравнения их между собой в большинстве случаев основаны на эмпирических соображениях. Результаты немногочисленных экспериментальных исследований указывают на лучшие биомеханические параметры при выполнении *scarf*-остеотомии [16]. Однако авторы этого исследования делают вывод о значительной индивидуальной вариабельности механических свойств системы «кость – фиксатор».

Объективная сравнительная оценка систем «кость – фиксаторы» при выполнении различных видов остеотомий первой плюсневой кости возможна при решении биомеханической задачи на основе конечно-элементного моделирования, достаточно часто используемого в ортопедической биомеханике [2, 3, 5, 10–12, 15].

Целью исследования является разработка инженерной расчетной методики оценки напряженно-деформированного состояния биотехнической системы «кость – винты» при выполнении корригирующих остеотомий первой плюсневой кости и проведение сравнительного анализа двух способов этой операции, наиболее распространенных в клинической практике, для конкретного пациента.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Концептуальная постановка задачи

В Саратовском научно-исследовательском институте травматологии, ортопедии и нейрохирургии регулярно выполняются операции хирургической коррекции деформаций переднего отдела стопы. Оперирующие хирурги сталкиваются с необходимостью оценки условий нагрузки на стопы в послеоперационном периоде. Специалистов интересует вероятность возникновения вторичного смещения костных фрагментов в зоне остеотомии первой плюсневой кости, которая испытывает существенные нагрузки при ходьбе. Для решения поставленной задачи на основе данных компьютерной томографии и с использованием программных комплексов *3D Slicer* и *SolidWorks* построены твердотельные геометрические модели первой плюсневой кости.

Математическая постановка задачи

Моделирование остеотомии первой плюсневой кости под действием компрессионной нагрузки осуществлялось при следующих допущениях:

- к основанию первой плюсневой кости наложено ограничение по перемещениям (жестко фиксирована). В области сесамовидной кости (в проекции подошвенной поверхности головки первой плюсневой кости) приложена нагрузка с учетом веса пациента и распределения нагрузки на подошвенную поверхность стопы при ходьбе;
- материал костной ткани и бикортикального винта сплошной, однородный, изотропный и линейно-упругий;
- начальные напряжения в элементах отсутствуют.

При моделировании решалась статическая задача теории упругости о действии компрессионной (осевой) нагрузки на объект исследования [3]. В рассматриваемой задаче выполняются следующие уравнения:

- $\sigma_{ij,j} = 0$ – уравнения равновесия;
- $\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}$ – уравнения закона Гука;
- $\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i})$ – соотношения Коши,

где σ_{ij} – компоненты тензора напряжений; ε_{ij} – компоненты тензора деформации; u_i – компоненты вектора перемещений; λ, μ – упругие константы Ламе; δ_{ij} – символ Кронекера; $\Theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$ – объемное расширение.

В каждой точке смежных границ (костная ткань – костная ткань, костная ткань – бикортикальный винт) принимались условия полного контакта для функций перемещения, которые обеспечивают жесткое соединение между всеми элементами остеотомии и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к рассматриваемым моделям.

В поставленной задаче граничные условия имеют смешанный вид [3]. Граница в модели остеотомии может быть разбита на две части, так что $S = S_\sigma \cup S_u$.

На части границы S_σ действуют поверхностные силы

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3) n_j \Big|_{S_\sigma} = P_i(x_1, x_2, x_3),$$

где n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности S_σ ; P_i – компоненты вектора заданных на S_σ поверхностных сил.

На части границы S_u заданы перемещения

$$u_i(x_1, x_2, x_3) \Big|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3),$$

где u_i^* – компоненты вектора заданных на S_u перемещений.

На основание первой плюсневой кости наложено ограничение по перемещениям. В области сесамовидной кости (в проекции подошвенной поверхности головки первой плюсневой кости) приложена нагрузка с учетом веса пациента и распределения нагрузки на подошвенную поверхность стопы при ходьбе. Исходя из того что на область головки первой плюсневой кости приходится около 40% веса тела, была приложена нагрузка 300 Н.

Тела первой плюсневой кости и бикортикального винта моделировались линейно-упругим материалом с изотропными однородными свойствами (постоянные модуль Юнга и коэффициент Пуассона). Механические характеристики тканей представлены в табл. 1.

Таблица 1

Механические свойства материалов

Тип материала	Модель Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
Компактное костное вещество	18	0,3
Медицинская (хирургическая) нержавеющая сталь (316LS / 316LVM) (бикортикальный винт) [18]	193	0,3

Построение трехмерных геометрических моделей

В настоящее время исследователи все чаще пытаются перейти к более сложным моделям биологических объектов, построенным индивидуально для каждого пациента. Такие индивидуальные модели могут создаваться на основе данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии с использованием встроенного программного обеспечения томографа. Построенные таким образом модели хорошо повторяют геометрию исследуемых объектов, но совершенно не пригодны для численных расчетов ввиду их низкого качества и несовместимости форматов данных. В этом случае необходимо использовать дополнительные методы исправления и рационализации геометрии. В связи с этим необходимо разрабатывать и совершенствовать методики создания высокоточных индивидуальных моделей органов и систем человека, которые в дальнейшем могут применяться в специализированных программных продуктах для конечно-элементных расчетов [3, 5, 10–12].

Для создания персонализированных моделей костей и мягких тканей человека необходимы наименее травматичные методы диагностики. В этом случае магнитно-резонансная и компьютерная томографии являются наиболее предпочтительными.

Для восстановления геометрии используется программное обеспечение *Mimics* или *3D Slicer*, которое применяется для обработки данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии и последующего их преобразования в 3D-модели. Для воссоздания трехмерной модели костей применяют два метода. Первый является полностью автоматизированным и осуществляется с использованием указанных выше программных пакетов. На рис. 1 представлен основной интерфейс *3D Slicer*.

Второй метод является механическим, и итоговая модель в большинстве случаев является более точной. В этом случае данные не загружаются в *3D Slicer* или подобные программные пакеты, а обрабатываются вручную. Алгоритм построения выглядит следующим образом: томограмма интересующего нас объекта открывается встроенным редактором (как правило, такой редактор поставляется вместе с оборудованием и записывается на диск вместе со снимками), и далее все срезы в одном из направлений сохраняются в виде графических изображений. При этом направление срезов выбирается таким образом, чтобы они были перпендикулярны условной центральной оси восстанавливаемого объекта.

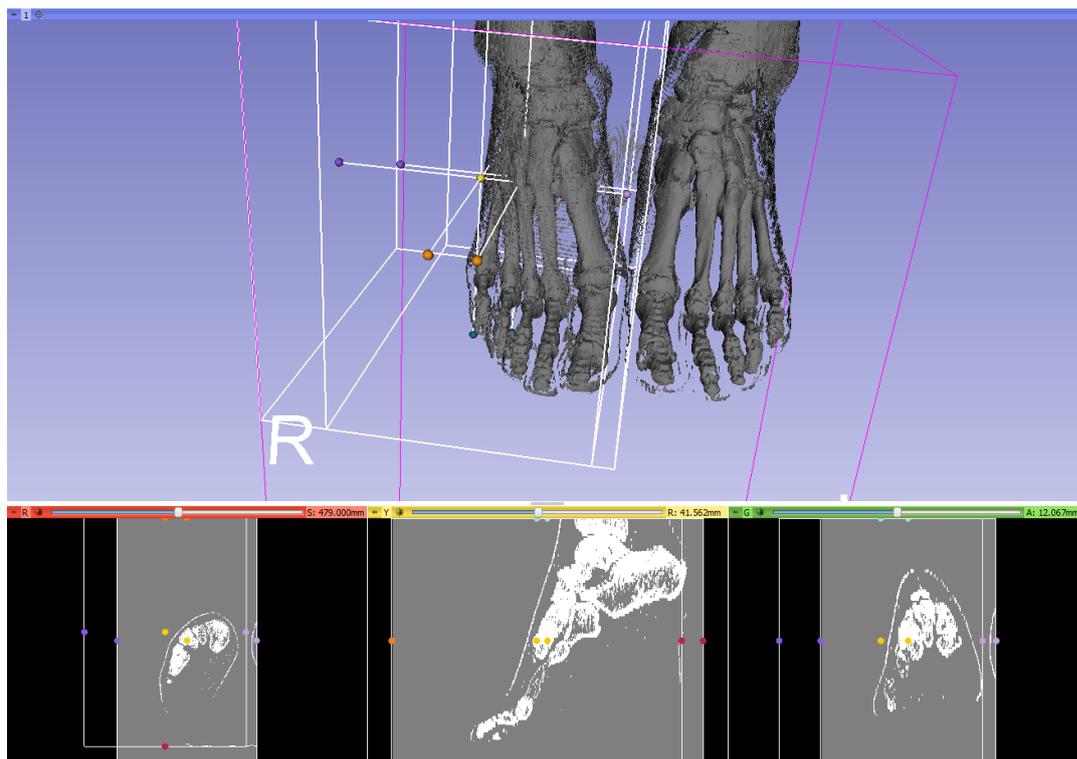


Рис. 1. Основной интерфейс *3D Slicer*

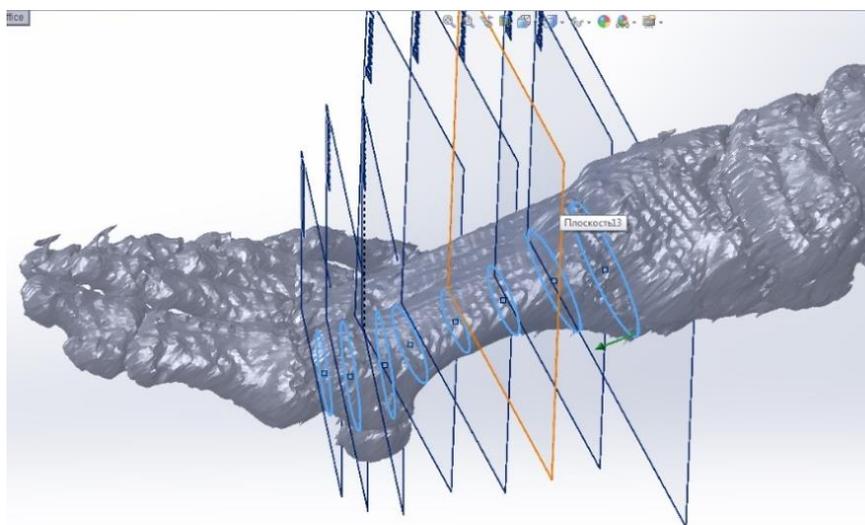


Рис. 2. Построение по сечениям модели плюсневой кости конкретного пациента

Далее сохраненные изображения импортируются в систему автоматизированного проектирования *SolidWorks*, где в каждом сечении обрисовываются сплайнами контуры необходимой геометрии. В итоге получается набор сечений, на основе которых восстанавливается 3D-модель изучаемого объекта (рис. 2, 3, а). Вторая методика является более предпочтительной, так как дефекты, присутствующие на компьютерной томографии, автоматическим образом визуализированной *3D Slicer* при восстановлении 3D-объектов по снимкам, не позволили бы впоследствии производить конечно-элементные расчеты.

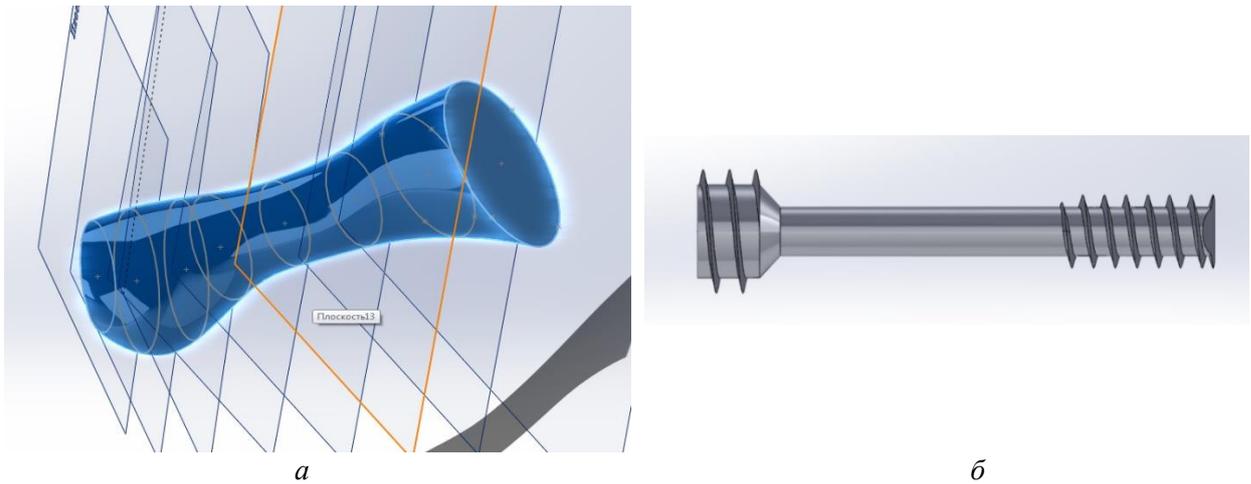


Рис. 3. Модель плюсневой кости конкретного пациента (а) и модель бикортикального винта (б)

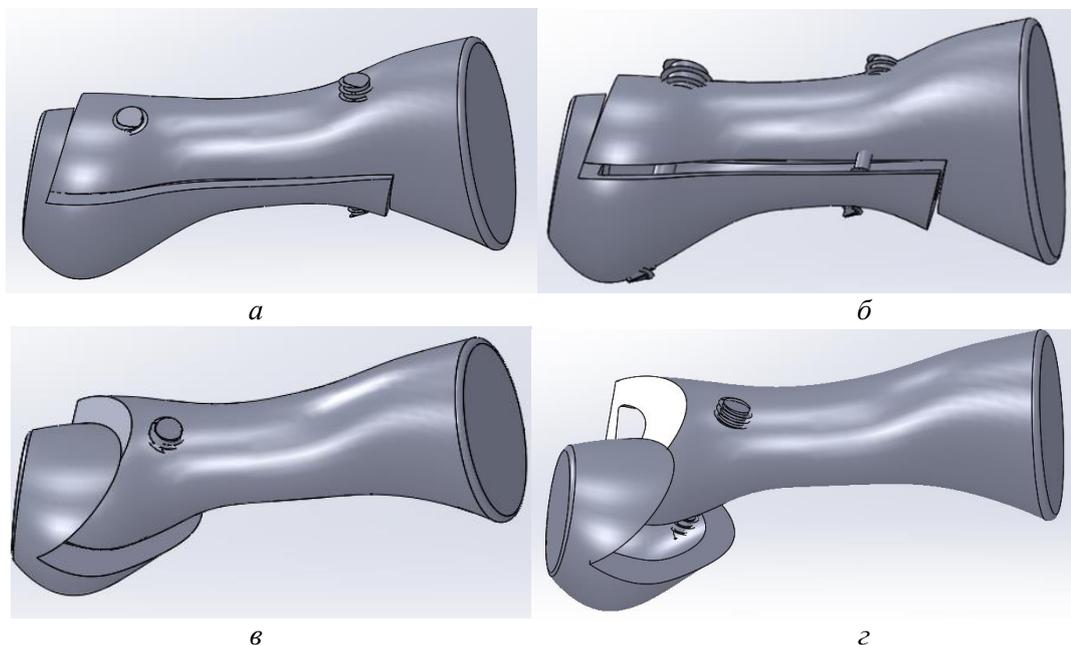


Рис. 4. Модели остеотомий первой плюсневой кости: а, б – *scarf*-остеотомия со смещением костных отломков на 1/3 и 2/3 соответственно и фиксацией двумя бикортикальными винтами; в, г – *chevron*-остеотомия со смещением костных отломков на 1/3 и 2/3 соответственно и фиксацией одним бикортикальным винтом

Построение модели бикортикального винта, применяемого для остеотомии плюсневой кости, осуществлялось также в системе автоматизированного проектирования *SolidWorks* (рис. 3, б). Итогом построения стало создание моделей *chevron*- и *scarf*-остеотомий первой плюсневой кости со смещением костных отломков на 1/3 и 2/3 (рис. 4) для конкретного пациента.

Компьютерное моделирование остеосинтеза

После создания и оптимизации моделей становится возможным их конечно-элементный анализ. Следует отметить, что метод конечных элементов находит широкое применение, поскольку позволяет численно анализировать модели практически любой сложности. Важным свойством данных методов является достоверность – возможность использования в компьютерном моделировании с достаточно большой долей уверенности в их надежности [3]. В частности, одним из программных комплексов, использующих метод конечных элементов, является *Ansys Workbench*, обладающий полным набором функций для решения поставленных задач.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Для выбора метода хирургического лечения для конкретного пациента в соответствии с созданными моделями *chevron*- и *scarf*-остеотомий первой плюсневой кости со смещением костных отломков на 1/3 и 2/3 решены четыре задачи. Анализ параметров напряженно-деформированного состояния в тканях первой плюсневой кости при остеотомии различной модификации проводился для оценки:

- максимально допустимого сдвига костных отломков для нормализации деформации переднего отдела стопы;
- выбора варианта остеотомии;
- обоснования возможности одномоментной операции на обеих стопах для конкретного пациента.

При смещении костных отломков на 1/3 относительно друг друга при *scarf*-остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения локализируются в основании первой плюсневой кости на обоих отломках. При *chevron*-остеотомии максимальные значения модуля вектора перемещения достигаются только на малом отломке и превосходят более чем на 20% таковые значения при *scarf*-остеотомии (рис. 5). Наибольшие значения эквивалентных напряжений в обеих моделях остеотомий сконцентрированы в средней трети плюсневой кости. Максимум достигается на поверхности винтов и в зоне контакта винтов и кости (рис. 6). Это объясняется разницей жесткости материалов, причем максимальные значения эквивалентных напряжений не превосходят 90,6 МПа, что значительно ниже предела прочности стали [18].

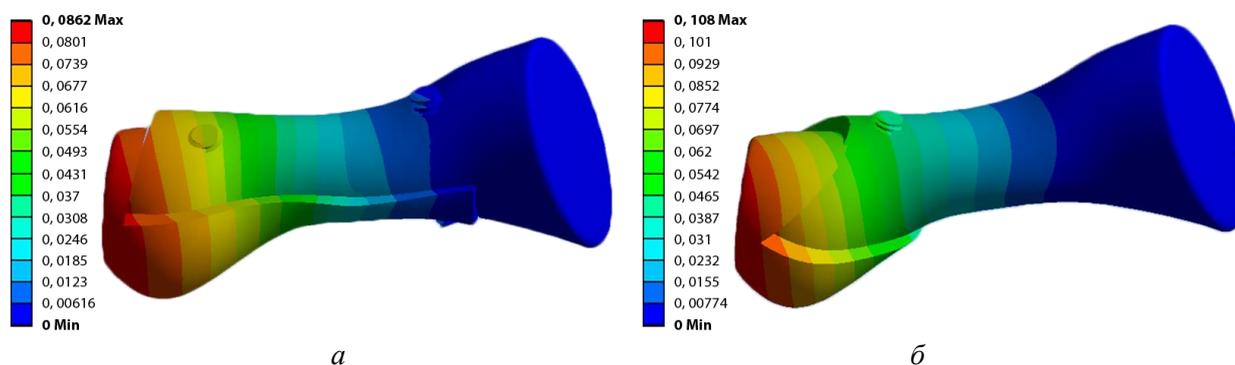


Рис. 5. Распределение значений модуля вектора перемещения в моделях остеотомий первой плюсневой кости со смещением костных отломков на 1/3:
а – *scarf*-остеотомия; *б* – *chevron*-остеотомия

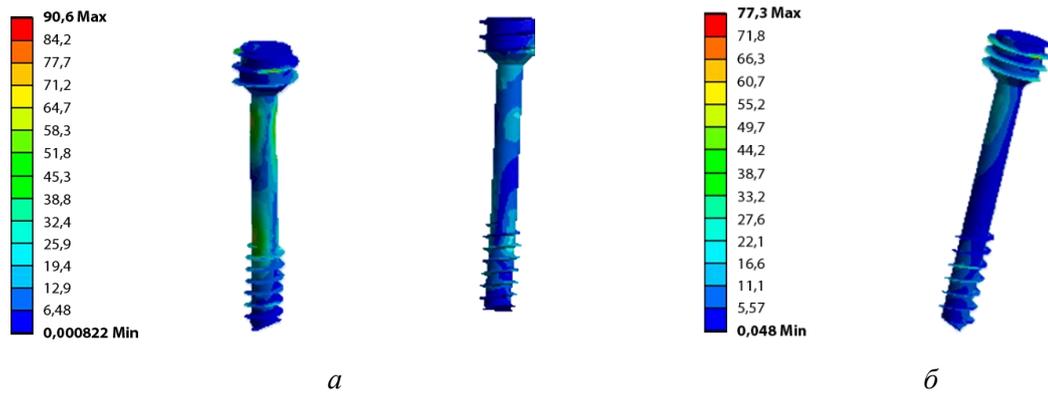


Рис. 6. Распределение значений эквивалентных напряжений в моделях бикортикальных винтов при остеотомии первой плюсневой кости со смещением костных отломков на 1/3: а – scarf-osteotomy, б – chevron-osteotomy

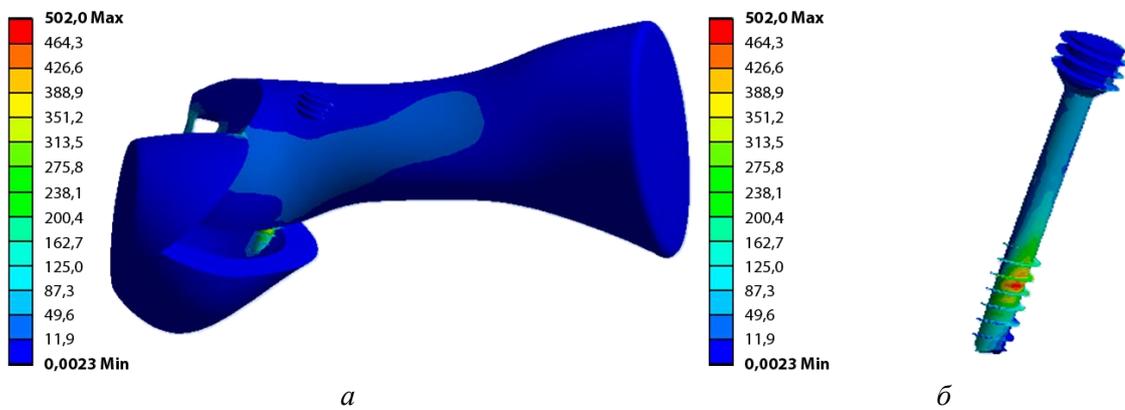


Рис. 7. Распределение значений эквивалентных напряжений в модели бикортикального винта при chevron-osteotomy первой плюсневой кости со смещением костных отломков на 2/3: а – scarf-osteotomy, б – chevron-osteotomy

Таблица 2

Максимальные значения параметров напряженно-деформированного состояния в тканях первой плюсневой кости при остеотомии различной модификации

Модификация остеотомии		Максимальные значения модуля вектора перемещения, мм	Максимальные значения эквивалентных напряжений, МПа
Смещение костных отломков на 1/3	scarf	0,086	90
	chevron	0,108	77
Смещение костных отломков на 2/3	scarf	0,36	420
	chevron	0,61	502

При смещении костных фрагментов на 2/3 относительно друг друга при scarf-osteotomy наблюдается равномерное распределение эквивалентных напряжений в тканях кости. Как и в предыдущих задачах, максимальные значения локализуются на винте за счет разницы жесткости материалов, но не превосходят предела прочности стали.



Рис. 8. Рентгенограммы передних отделов стоп пациентки С.: *а* – до операции, *б* – через 3 недели после операции

При *chevron*-остеотомии максимальные значения эквивалентных напряжений локализируются на поверхности винта (рис. 7). Можно сделать вывод, что винт всю нагрузку принял на себя и велика вероятность его разрушения при длительных циклических нагрузках.

Анализ максимальных значений модуля вектора перемещения при смещении костных фрагментов на 2/3 выявил, что при *scarf*-остеотомии значения меньше почти в два раза по сравнению с таковыми при *chevron*-остеотомии. Для наглядности результаты расчетов сведены в табл. 2.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эффективность биомеханического моделирования остеотомии первой плюсневой кости подтверждена клинической практикой. Для иллюстрации приводим клинический пример.

Пациентке С., 25 лет, вес 75 кг, была выполнена *scarf*-остеотомия первых плюсневых костей одновременно на обеих стопах. Возможность безопасной нагрузки при ходьбе в раннем послеоперационном периоде была подтверждена результатами предварительного биомеханического моделирования. Существенным фактором явилось отсутствие остеопороза, что подтвердилось нормальным значением толщины кортикального слоя плюсневых костей. Сравнение предоперационных рентгенограмм (рис. 8, *а*) и контрольных рентгенограмм через 3 недели после операции (рис. 8, *б*) подтвердило сохранение достигнутой коррекции и отсутствие признаков нестабильности в системе «кость – фиксатор».

Таким образом, разработанная методика позволяет на стадии предоперационного обследования пациента осуществить выбор варианта остеотомии первой плюсневой кости стопы. Использование данного подхода в повседневной практике травматолога-ортопеда позволит снизить риски послеоперационных осложнений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бережной С.Ю. Чрескожные операции в лечении статических деформаций переднего отдела стопы: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – М., 2014. – 42 с.
2. Боровков А.И., Маслов Л.Б., Жмайло М.А., Зелинский И.А., Войнов И.Б., Керестень И.А., Мамчиц Д.В., Тихилов Р.М., Коваленко А.Н., Билык С.С., Денисов А.О. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 437–458.

3. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31–44.
4. Карданов А.А. Хирургическая коррекция деформаций стопы. – М.: Медпрактика-М, 2016. – 220 с.
5. Кудяшев А.Л., Хоминец В.В., Теремшенок А.В., Коростелев К.Е., Нагорный Е.Б., Доль А.В., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю. Биомеханические предпосылки формирования проксимального переходного кифоза после транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 3 – С. 313–323.
6. Arnold H., Stukenborg-Colsman C., Hurschler C., Seehaus F., Bobrowitsch E., Waizy H. Biomechanical *in vitro* - stability testing on human specimens of a locking plate system against conventional screw fixation of a proximal first metatarsal lateral displacement osteotomy // The Open Orthopedics Journal. – 2012. – № 6. – P. 133–139.
7. Bettenhausen D.A., Cragel M. The offset-V osteotomy with screw fixation: a retrospective evaluation of unilateral versus bilateral surgery // J. Foot Ankle Surg. – 1997. – Vol. 36, № 6. – P. 418–421.
8. Chao E. Biophysical stimulation on bone repair & remodelling // European Cells and Materials. – 2003. – Vol. 5, № 2. – P. 24–36.
9. Fridman R., Cain J., Weil L.S., Ray T.B. Unilateral versus bilateral first ray surgery: a prospective study of 186 consecutive cases-patient satisfaction, cost to society, and complications // Foot Ankle Spec. – 2009. – Vol. 2, № 3. – P. 123–129.
10. Ivanov D., Barabash A., Barabash Yu. Preclinical biomechanics of a new intramedullary nail for femoral diaphyseal fractures // Russian Open Medical Journal. – 2015. – Vol. 4, № 2. – E0205.
11. Ivanov D., Barabash Yu., Barabash A. A numerical comparative analysis of ChM and Fixion nails for diaphyseal femur fractures // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2016. – Vol. 18, № 3. – P. 73–81.
12. Ivanov D.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Y., Hominets V.V., Kudyashev A.L., Teremshonok A.V. Biomechanics of compensatory mechanisms in spinal-pelvic complex // Journal of Physics: Conference Series: International Conference on Topical Problems of Continuum Mechanics with a Special Session in Honor of Alexander Manzhairov's 60th Birthday. – 2018, № 1. – P. 012036.
13. Kay D.B., Njus G., Parrish W., Theken R. Basilar crescentic osteotomy. A three-dimensional computer simulation // Orthopedic Clinics of North America. – 1989. – Vol. 20, № 4. – P. 571–582.
14. Kristen K.H., Berger C., Stelzig S., Thalhammer E. The SCARF osteotomy for the correction of hallux valgus deformities // Foot Ankle Int. – 2002. – Vol. 23, № 3. – P. 221–229.
15. Nedoma J., Stehlik J., Hlavacek I., Danek J., Dostalova T., Preckova P. Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: an introduction. – London: John Wiley & Sons, 2011. – 300 p.
16. Prosche H., Fuhrmann R.A., Linb W., Fröber R. The postoperative stability of the first metatarsal // Eur. J. Anat. – 2004. – Vol. 8, № 2. – P. 55–59.
17. Sammarco G.J., Russo-Alesi F.G. Bunion correction using proximal chevron osteotomy: a single-incision technique // Foot Ankle Int. – 1998. – Vol. 19, № 7. – P. 430–437.
18. 316LS/316LVM Surgical stainless steel bar – ASTM F138 [Электронный ресурс]. – URL: www.upmet.com/products/stainless-steel/316ls1vm (дата обращения: 17.08.2018).

ANALYSIS OF BIOMECHANICAL PARAMETERS OF THE FIRST METATARSAL BONE OSTEOTOMY

**A.A. Golyadkina, A.V. Polienko, S.I. Kireev (Saratov, Russia),
A.G. Kurmanov, V.S. Kireev (Moscow, Russia)**

The main objective of the research was to study the stress-strain state in biotechnical systems formed in the performance of corrective osteotomies of the first metatarsal bone. The hallux valgus is a common pathology in humans. The incidence of this pathology in females is up to 64 % and 25 % – in males. Surgical reconstructive treatment remains an urgent problem in modern orthopedics. The situation is caused by unsatisfactory results of treatment. In addition, there is a question about the admissibility of the load in the early postoperative period in patients with quantitative individual assessment. This assessment can be performed using biomechanics. The paper presents methodology for assessing the bone – screw system when performing

corrective osteotomies of the first metatarsal bone. The technique allows us to perform a comparative analysis of various methods of osteotomy for a particular patient. In this study, chevron and scarf osteotomy with displacement of bone fragments by $1/3$ and $2/3$ with different variants of their fixation were examined. To solve this problem, personalized geometric models of the first metatarsal bone were built on the basis of computed tomography data using *3D Slicer* and *SolidWorks* systems. Also models of implants were built. The finite element analysis was carried out in the *Ansys Workbench* software. The focus was on analyzing the stresses that occur on the plantar surface of the first metatarsal bone head during walking. An assessment of the maximum allowable shear of bone fragments for the normalization of deformities of the forefoot was carried out. The developed technique allows us the choice of an osteotomy variant with the justification of the possibility of simultaneous surgery on both feet for a particular patient.

Key words: biomechanics, osteotomy, first metatarsal bone, finite element modelling, stress-strain state.

Получено 6 июля 2019