

УДК 539.3+612.766

А.А. СИТНИК, канд. мед. наук

Республиканский научно-практический центр травматологии и ортопедии, г. Минск, Республика Беларусь

А.С. КОВЕНЯ, Т.А. КОВЕНЯ, Д.А. ЧЕРНЫШЕВ

Объединенный институт машиностроения НАН Беларуси, г. Минск

## МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «БОЛЬШЕБЕРЦОВАЯ КОСТЬ — ФИКСАТОР»

*В статье описана методика трехмерного геометрического моделирования большеберцовой кости человека на основе данных компьютерной томографии, обсуждаются приемы определения геометрических и конструктивных параметров фиксатора проксимального отдела большеберцовой кости, приведены результаты конечно-элементного моделирования системы «большеберцовая кость — фиксатор».*

**Ключевые слова:** фиксатор, перелом, большеберцовая кость, остеосинтез, метод конечных элементов, трехмерное моделирование

**Введение.** Внутрисуставные повреждения, и в частности переломы мыщелков большеберцовой кости, остаются одной из актуальных проблем травматологии. Это обусловлено достаточно высоким количеством неудовлетворительных результатов (от 10 % до 54 %), которые связаны с ограничением движений в коленном суставе, развитием дегенеративных изменений хряща, осевыми деформациями, несращениями и септическими осложнениями [1].

Так как многочисленные исследования показали, что развитие посттравматического остеоартроза зависит от инконгруэнтности суставной поверхности, осевых отклонений и остаточной нестабильности, целью лечения переломов проксимального отдела голени является устранение вышеперечисленных факторов [2]. Импрессия суставной поверхности является причиной развития угловой деформации и нестабильности, которые приводят к патологическому распределению нагрузок в коленном суставе, поэтому методом решения в большинстве случаев является хирургическая репозиция и внутренняя фиксация переломов мыщелков большеберцовой кости при помощи имплантатов [3].

Совершенствование имплантатов позволяет снизить их отрицательное влияние на кровоснабжение кости и достичь большей надежности фиксации. Пластины для фиксации претерпели свою эволюцию от T- и L-образных до предмоделированных с блокированием винтов. Блокирование винтов в пластине обеспечивает угловую стабильность фиксации и оказывает поддержку суставной поверхности, препятствуя ее проседанию. Применение таких фиксаторов в определенных случаях позволяет отказаться от фиксации медиальной части сустава и уменьшить травматичность лечения.

Важным фактором является соответствие формы фиксатора контурам проксимального отдела большеберцовой кости, что позволяет использовать фиксатор в качестве средства репо-

зиции, а также устанавливать его через минимальные по величине хирургические доступы без дополнительного оголения отломков (малоинвазивный остеосинтез).

Предметом настоящего исследования является поиск формы и конструктивных параметров фиксатора проксимального отдела большеберцовой кости, удовлетворяющих как медико-клиническим требованиям, так и требованиям механической прочности и минимального веса. Описываемый подход позволяет производить поиск формы, прогнозирование и анализ взаимодействия большеберцовой кости и фиксатора с учетом индивидуальных особенностей конфигурации костной ткани пациента исключительно на основе данных КТ-морфометрии.

Предлагаемый алгоритм поиска формы и конструктивных параметров фиксатора включает в себя несколько этапов: разработка трехмерной геометрической модели большеберцовой кости; анализ формы ее проксимального отдела и разработка первоначального варианта анатомически предызогнутого фиксатора; приведение формы фиксатора в соответствие с анатомическими параметрами проксимального отдела всех вариантов большеберцовой кости из имеющейся выборки данных КТ-морфометрии; виртуальная сборка системы «большеберцовая кость — фиксатор» и анализ ее напряженно-деформированного состояния в ситуациях, соответствующих различным типам переломов; оценка прочности и функциональной пригодности фиксатора, корректировка его конструктивных параметров и повторная проверка в среде виртуальной «фиксации» переломов.

**Трехмерное геометрическое моделирование большеберцовой кости на основе данных компьютерной томографии.** В качестве исходных данных для проведения 3D-реконструкции большеберцовой кости были приняты (в виде серий файлов в формате DICOM) результаты КТ-морфометрии 14-ти взрослых людей в возрасте от 24 до 58 лет, подготовлен-

ные специалистами РНПЦ травматологии и ортопедии (г. Минск) и наиболее широко представляющие диапазон изменения возможных размеров большеберцовой кости (см. таблицу).

Трехмерная реконструкция большеберцовой кости была произведена в среде пакета Mimics 14 (в рамках временной лицензии, предоставленной фирмой Materialise). Процедура включала импорт серий DICOM-файлов в среду Mimics, создание рабочего проекта, настройку, визуализацию и редактирование базовой, а затем рабочей маски реконструируемого объекта. После завершения рабочей маски создавалась пробная 3D-реконструкция кости. В полученной таким образом трехмерной геометрической модели кости присутствовали зоны с недостаточно точным описанием поверхностей, вызванные неполным распознаванием костной ткани (рисунок 1). Для исправления этих недостатков в каждом из аксиальных сечений кости выполнялась вначале автоматическая генерация полилиний, затем их «ручная» корректировка. Так, на рисунке 2 а показано сечение кости после автоматической генерации полилиний, на рисунке 2 б — результат корректировки полилиний вручную.

Как видно из рисунка 2, на некоторых сечениях распознавание костной ткани прошло не совсем удачно — имеются разрывы в граничных контурах, обусловленные структурой костной ткани. Эти дефекты были устранены путем очередного редактирования маски кости.

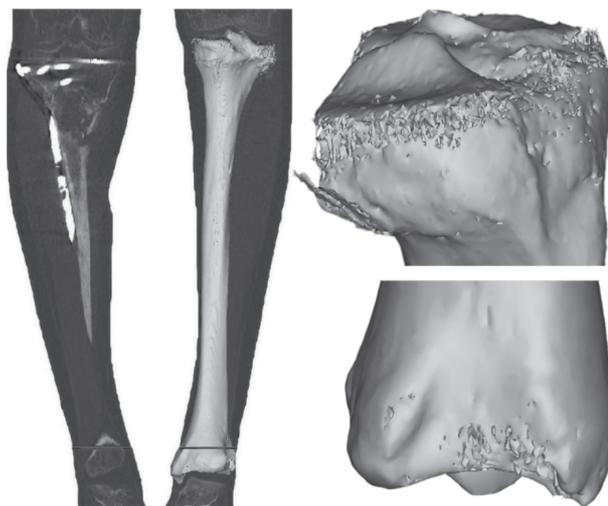


Рисунок 1 — Общий вид пробной 3D-реконструкции большеберцовой кости в среде Mimics 14 (слева) и отдельные «проблемные» зоны

Процесс ручной корректировки полилиний трудоемок и длителен. Однако такая обработка внешних контуров сечений значительно улучшает качество модели (рисунок 3). Следует отметить, что метод автоматизированной корректировки маски, предложенный в статье [4], приводит к существенному уменьшению точности и отдаляет 3D-реконструкцию от оригинала.

Для успешного использования результатов 3D-реконструкции в средах конечно-элементного ана-

Таблица — Состав выборки результатов КТ-морфометрии

№	Возраст	Пол	Количество сечений сканера	Дистанция между сечениями	Сканер	Левая/ правая	Длина, мм	Ширина, мм
1	51	М	290	1,5	SIEMENS/ Emotion 16	Левая	432,39	73,97
2	24	М	706	0,7		Левая	405,10	79,96
3	25	Ж	586	0,7		Правая	354,71	63,48
4	41	Ж	648	0,7		Правая	431,42	70,36
5	61	М	611	0,7		Левая	358,36	73,71
6	28	М	568	0,7		Левая	368,27	75,12
7	26	Ж	299	1,5		Левая	361,57	63,10
8	58	М	655	0,7		Правая	408,65	74,18
9	49	М	614	0,7		Правая	391,20	75,21
10	41	Ж	608	0,7		Левая	354,03	62,83
11	27	Ж	602	0,7		Левая	355,64	72,31
12	32	М	678	0,7		Левая	373,48	73,73
13	54	Ж	601	0,7		Левая	364,74	66,94
14	46	Ж	575	0,7		Правая	344,61	70,94

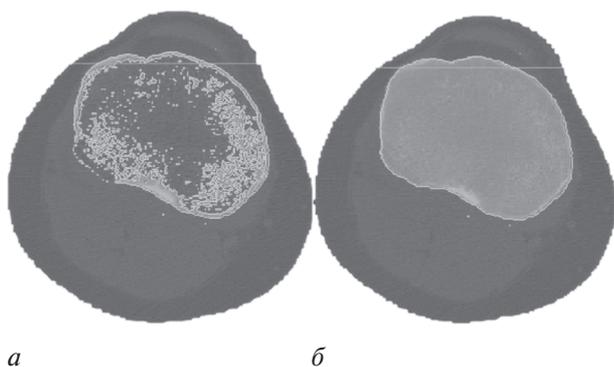


Рисунок 2 — Сечение большеберцовой кости до (слева) и после редактирования полилиний

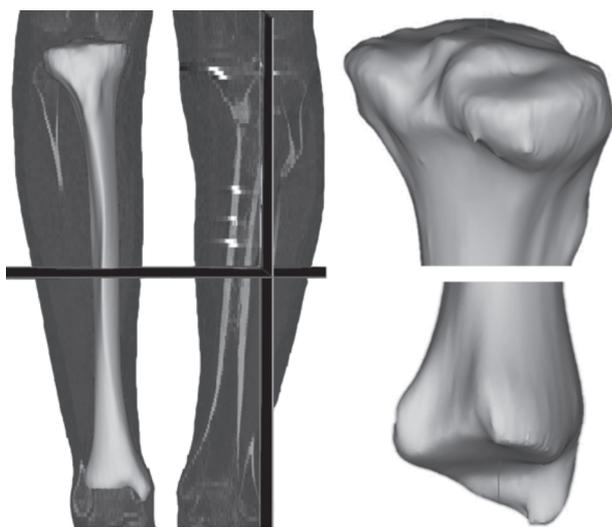


Рисунок 3 — Общий вид повторной 3D-реконструкции большеберцовой кости

лиза при корректировке полилиний необходимо одновременно производить их сглаживание, поскольку естественная шероховатость кости, воспроизведенная в автоматически сгенерированных полилиниях, приводит впоследствии к появлению некачественной конечно-элементной сетки.

Результаты 3D-реконструкции, полученные в процессе выполнения изложенного алгоритма, были сохранены в оригинальном формате среды Mimics. Последующие этапы моделирования связаны с передачей результатов из среды Mimics в среды трехмерного моделирования (Unigraphics) и конечно-элементного анализа (ANSYS). Величина погрешности размеров трехмерной геометрической модели, полученной в результате обработки модели из полилиний в среде Unigraphics, с учетом описанных выше особенностей распознавания относительно 3D-реконструкции в среде Mimics составляет в среднем 0,5—1,5 %.

На рисунке 4 в порядке сравнения показаны 3D-реконструкция большеберцовой кости, полученная в среде Mimics (слева), и трехмерная объемная модель этой же кости (в центре) в формате «parasolid», сгенерированная на ее основе в среде Unigraphics.

**Разработка геометрической модели анатомически предызогнутого фиксатора.** Разработка трехмерной гео-



Рисунок 4 — 3D-реконструкция в среде Mimics (слева) и трехмерная объемная модель (в центре) большеберцовой кости (в Unigraphics); справа — объемные модели трех большеберцовых костей (варианты 5, 3 и 8 из исследуемой выборки)

метрической модели анатомически предызогнутого фиксатора проксимального отдела большеберцовой кости произведена в среде Unigraphics с учетом медико-технических требований, предъявляемых к конструкции фиксатора [5]. При этом были приняты во внимание конструктивные особенности некоторых зарубежных аналогов, созданных фирмами Chm (Польша), Synthes, Smith&Nephew, Zimmer (США). Как отмечено выше, основными требованиями к конструкции фиксатора являются его точное соответствие форме поверхности кости, обеспечение минимального вмешательства при установке, надежная фиксация основных фрагментов кости, возможность использования фиксатора в качестве средства репозиции, возможность интраоперационной коррекции положения фиксатора, минимальная площадь контакта с поверхностью кости, минимальное раздражение мягких тканей, а также обеспечение механической прочности и долговечности при минимальном весе.

Процедура разработки модели фиксатора в среде Unigraphics состояла из нескольких этапов. Вначале был сформирован плоский эскиз фиксатора, содержащий предварительные сведения о его форме, количестве и расположении отверстий, размерах и расположении выемок и т.д. На следующем этапе на основе эскиза был создан трехмерный объект, имеющий скругленные грани, выемки, отверстия, фаски и другие конструктивные особенности (рисунок 5).

Наиболее сложный этап — создание изгибов фиксатора, соответствующих наружной поверхности кости. Приближение формы фиксатора к форме наружной поверхности кости проводилось при участии объемной модели большеберцовой кости, используемой в качестве шаблона, путем последовательного выполнения операций изгиба, примеры которых показаны на рисунке 6.

В итоге была получена модель фиксатора, форма изгибов которой наиболее приближена к форме кос-



Рисунок 5 — Промежуточный этап создания модели фиксатора

ти, а размеры, расположение отверстий и некоторые другие особенности соответствуют описанным выше требованиям. Основным и обязательным условием успешной разработки геометрической модели фиксатора является постоянный контроль промежуточных этапов со стороны специалистов-практиков, имеющих опыт работы с подобными системами фиксации и понимающих особенности их функционирования. Предварительная разработка модели фиксатора завершается проверкой ее соответствия всем вариантам большеберцовой кости из имеющейся выборки. Размерный ряд разрабатываемого фиксатора учитывает различия в размерах костей, как в пределах имеющейся выборки, так и по накопленным специалистами статистическим данным.

**Конечно-элементное моделирование системы «большеберцовая кость — фиксатор» в ситуациях различных переломов.** Полученная таким путем форма анатомически предызогнутого фиксатора требует проверки прочности и жесткости. В связи с этим в программном комплексе конечно-элементного моделирования ANSYS был выполнен анализ напряженно-деформированного состояния системы «большеберцовая кость — фиксатор». Ниже, на рисунках 7 и 8 показаны разработанные конечно-элементные модели исследуемой биомеханической системы.

Конечно-элементная модель большеберцовой кости была разработана на основе одного из вариантов ее геометрической модели, которая для этого была импортирована в среду ANSYS в фор-

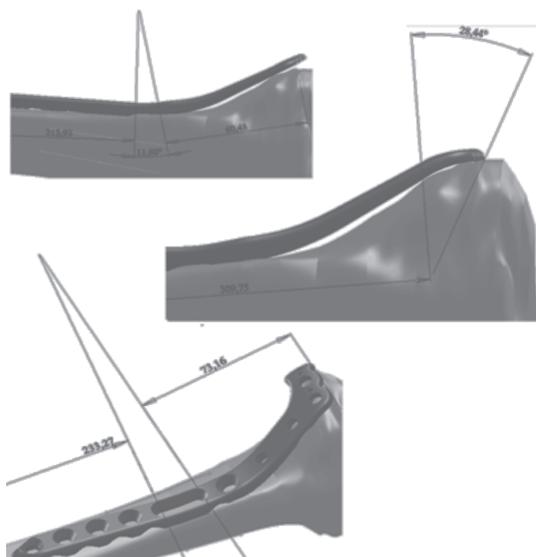


Рисунок 6 — Изгибание модели фиксатора в среде Unigraphics

мате «parasolid». Конечно-элементная модель включала 34 064 конечных элементов двух основных типов: SOLID 186 (трехмерный элемент объемного НДС призматической формы с двадцатью узлами) и SOLID 187 (трехмерный элемент объемного НДС с десятью узлами в форме тетраэдра), средний «габаритный» размер каждого из которых составлял порядка 3 мм. В качестве модели материала кости был принят условно изотропный линейно упругий материал со следующими характеристиками: модуль упругости  $E = 1,7 \cdot 10^4$  МПа; коэффициент Пуассона  $\mu = 0,3$  [6].

Конечно-элементная модель фиксатора (типоразмер длиной 80 мм) содержала 3855 конечных элементов. В качестве материала фиксатора и крепящих его винтов был принят титановый сплав ВТ6 со следующими характеристиками: плотность  $\rho = 4505$  кг/м<sup>3</sup>; модуль упругости  $E = 1,12 \cdot 10^5$  МПа; коэффициент Пуассона  $\mu = 0,36$ ; предел текучести  $\sigma_T = 950$  МПа; предел прочности  $\sigma_B = 980$  МПа [7].

Геометрические характеристики и допущения об упругих свойствах, применяемые для шва (соединительной прослойки), образующегося между отдельными фрагментами кости при их «сборке» после «перелома» в одно целое с участием фиксатора, приняты аналогичными геометрическим характеристикам и допущениям для костной ткани в окрестности перелома [8]. Для описания свойств шва (соединительной прослойки) использовался условно изотропный линейно упругий материал с коэффициентом Пуассона, соответствующим материалу кости  $\mu = 0,3$ . Мо-

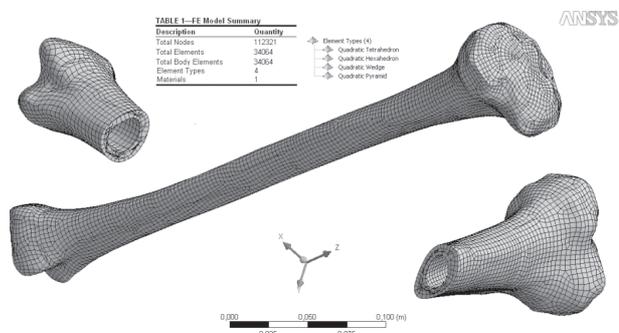


Рисунок 7 — Конечно-элементная модель большеберцовой кости

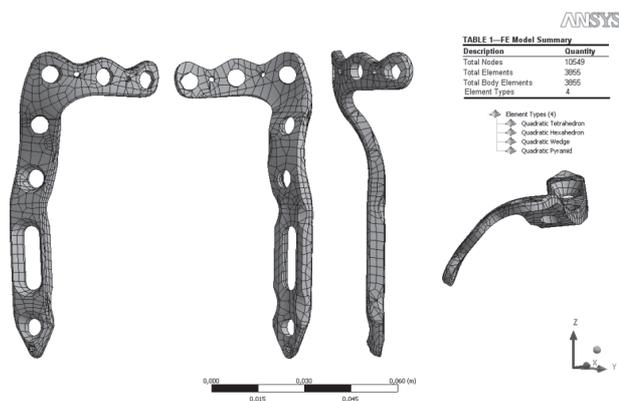


Рисунок 8 — Конечно-элементная модель фиксатора проксимального отдела большеберцовой кости

дугль упругости соединительной прослойки существенно зависит от характера перелома кости, является переменной величиной и должен уточняться при подготовке соответствующей расчетной схемы. По накопленным специалистами статистическим данным, толщина соединительных прослоек принята равной 3 мм. Для рассматриваемых ниже случаев переломов были приняты три различных значения модуля упругости шва, равные 0,1 МПа, 1,0 МПа и 10 МПа соответственно.

В ходе конечно-элементного моделирования системы «большеберцовая кость — фиксатор» разработано несколько вариантов конечно-элементных моделей, соответствующих наиболее часто встречающимся типам переломов большеберцовой кости из групп переломов 41-А и 41-С (по классификации АО/ASIF). Например, на рисунке 9 показана конечно-элементная модель, соответствующая перелому типа 41-А3. В состав модели входили модели отдельных фрагментов большеберцовой кости, образовавшихся в результате ее «перелома», модели фиксатора, крепежных винтов, а также соединительного слоя между отдельными фрагментами кости.

Контактные пары в составе модели описывались таким образом, чтобы фиксатор мог свободно перемещаться по поверхности кости; винты жестко фиксировались в массиве кости и имели контактное взаимодействие с учетом трения внутри соединительного слоя. Связь между винтом и фиксатором выполнялась так, чтобы винт мог проворачиваться «по резьбе», не перемещаясь в направлении своей оси относительно фиксатора; при этом допускалось возникновение трения в контактирующих поверхностях.

Расчетные схемы системы «большеберцовая кость — фиксатор» (рисунок 10) соответствуют приведенной классификации переломов и могут рассматриваться как варианты конечно-элементной модели с введенными в нее граничными условиями (нагрузка, условия закрепления кости), а также некоторыми изменяемыми параметрами (жесткость соединительной прослойки, свойства контактных пар и др.). Общими для всех схем были зона приложения, направление и величина испытательной нагрузки (1000 Н), а также условия закрепления нижней части большеберцовой кости (жесткое защемление).



Рисунок 9 — Общий вид конечно-элементной модели системы «большеберцовая кость — фиксатор» для перелома типа 41-А3 (нижняя часть условно не показана)

В результате моделирования всех типовых случаев переломов получены картины распределения деформаций и напряжений в элементах системы «большеберцовая кость — фиксатор». Так, на рисунке 11 показано распределение деформаций в случае перелома типа 41-А2 при нагружении силой 1000 Н; на рисунке приведены результаты для трех вариантов модели, отличающихся жесткостью соединительной прослойки между отдельными фрагментами кости.

Характер взаимодействия между собой отдельных «фрагментов» кости, образовавшихся в результате перелома, оказывает весьма существенное влияние на результаты моделирования. При разработке расчетных схем это взаимодействие было организовано посредством введения между отдельными фрагментами кости тонкой соединительной прослойки, обладающей упругими свойствами, существенно сниженными (в тысячу и более раз) по отношению к материалу кости. Изменение значения жесткости соединительной прослойки позволяет оценить ее влияние на поведение системы, а также смоделировать крайние ситуации, когда шов между фрагментами кости уже сформировался, либо он практически отсутствует (преждевременное нагружение системы).

На рисунке 12 показано распределение эквивалентных напряжений в системе в случае перелома типа 41-А2, а также более подробно изображено напряженное состояние фиксатора.

В качестве критерия прочности в расчетах принято значение максимальных эквивалентных напряжений (по Мизесу), точнее говоря, количество удельной потенциальной энергии формоизменения, накопленной деформированным элементом (4 теория прочно-

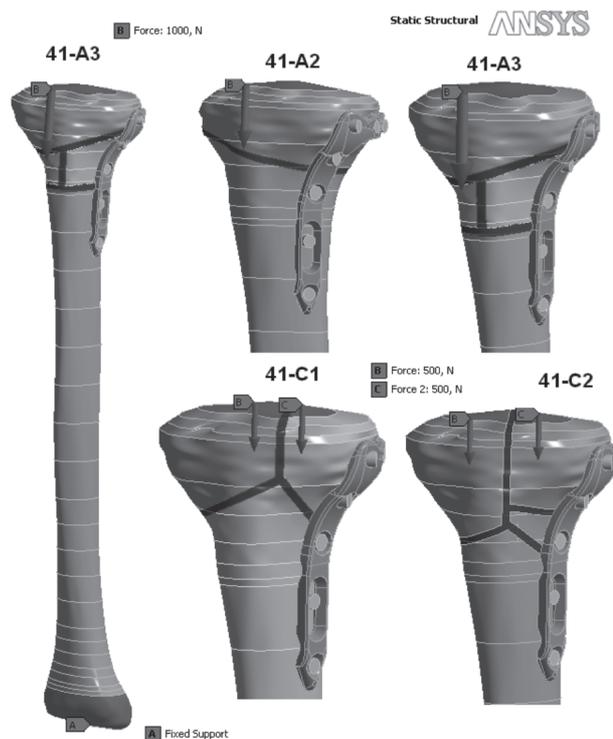
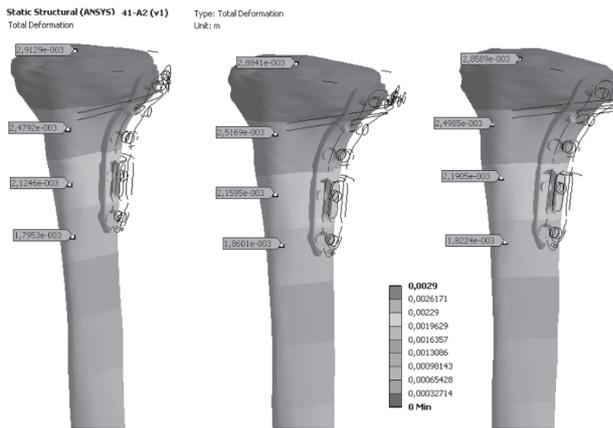


Рисунок 10 — Расчетные схемы системы «большеберцовая кость — фиксатор» для различных типов переломов кости



**Рисунок 11 — Деформированное состояние системы «большеберцовая кость — фиксатор» под нагрузкой при разных значениях модуля упругости соединительного слоя:  $E_{шва} = 10$  МПа слева, 1 МПа — в центре и 0,1 МПа — справа; перелом типа 41-A2**

сти). Анализ напряженного состояния модели фиксатора в различных ситуациях «переломов» показывает, что предлагаемое конструктивное исполнение фиксатора в большинстве рассмотренных случаев удовлетворяет требованиям прочности и жесткости. Так, максимальные напряжения, возникающие при испытательной нагрузке 1000 Н в теле фиксатора при минимальной жесткости соединительного слоя, находятся в диапазоне 60—140 МПа для моделей переломов типа 41-A2, 41-C1 и 41-C2, что не превышает 30 % от предела текучести титанового сплава ВТ6.

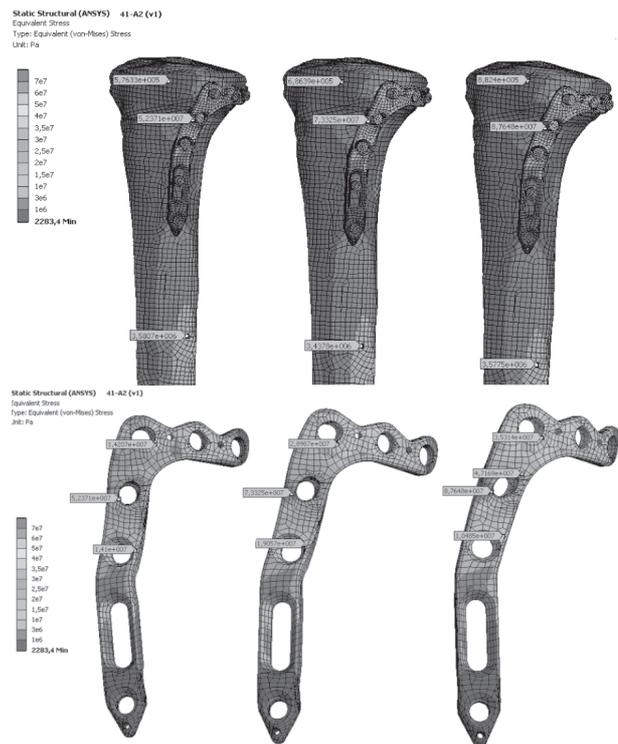
Окончательное решение о форме и конструктивных параметрах фиксатора (каждого из его типоразмеров) принимается с учетом имеющихся данных о наиболее характерных случаях переломов, а также опыта установки и эксплуатации подобных имплантатов. Кроме этого, до утверждения формы фиксатора предстоит еще этап стендовых (натурных) испытаний его прототипа на долговечность.

Перечисленные выше этапы моделирования и анализа осуществляются в рамках исследований, выполняемых в Республиканском компьютерном центре машиностроительного профиля Объединенного института машиностроения НАН Беларуси по заказу Республиканского научно-практического центра ортопедии и травматологии (г. Минск) и могут служить методической основой для поиска новых конструктивных решений фиксаторов (или других типов имплантатов), а также существенно ускорить процесс их разработки и выхода на стадии изготовления опытных образцов, клинических испытаний и т.п.

Sitnik A.A., Kovenya A.S., Kovenya T.A., Chernyshev D.A.  
**Modeling of the stress-strain state of the tibia-plateau**

Article focuses on the method of three-dimensional geometric modeling of the tibia based on data of computed tomography, also techniques of determining the optimal geometrical and structural parameters of the proximal tibia fixator by taking into account function and form of the bone are discussed, some results of finite element modeling of the system «tibia — fixator» are described.

Поступила в редакцию 17.05.2011.



**Рисунок 12 — Напряженное состояние системы «большеберцовая кость — фиксатор» (сверху) и фиксатора проксимального отдела под нагрузкой при значениях модуля упругости соединительного слоя:  $E_{шва} = 10$  МПа слева, 1 МПа — в центре; 0,1 МПа — справа; эквивалентные напряжения; перелом типа 41-A2**

**Список литературы**

1. Dewilius, P.J. Closed Reduction of Tibial Plateau Fractures: A Comparison of Functional and Roentgenographic End Results / P.J. Dewilius, J.F. Connolly // Clin Orthop. — 1988.
2. Rasmussen, P.S. Tibial condylar fractures: impairment of knee joint stability as an indication for surgical treatment / P.S. Rasmussen // J Bone Joint Surg. — 1973.
3. Watson, J. Tracy. Fractures of the tibial plateau / J. Tracy Watson, Joseph Schatzker // Skeletal Trauma. — 2003.
4. Lucas, R. Technique Development: reproducibility of three-dimensional distal femur solid models using the same threshold level (Mimics Materialise awards projects) / Ritacco Lucas, Espinoza Orias Alejandro.
5. Фиксатор внутренний проксимального отдела большеберцовой кости с блокированием винтов с установочным инструментарием. Медико-технические требования на разработку и освоение. — Минск, 2010.
6. Walsh, Conor J. Dose-dependent effect of FES-row training on bone architecture of the paralyzed lower extremity / Conor J. Walsh, Amit Mehndiratta, Rajiv Gupta // Mimics Materialise awards projects.
7. Справочник по конструкционным материалам / под ред. Б.Н. Арзамасова, Т.В. Соловьевой. — М.: МГТУ им. Баумана, 2005. — 649 с.: ил.
8. Бегун, П.И. Моделирование в биомеханике / П.И. Бегун, П.Н. Афонин. — М.: Высш. шк., 2004. — 391 с.