

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ И ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ИМПЛАНТАТОВ ДЛЯ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ ДИСТАЛЬНОГО ОТДЕЛА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА

¹В.А. Кукареко, ²А.А. Ситник, ¹А.В. Шмелев

¹Объединенный институт машиностроения НАН Беларуси

²ГУ «РНПЦ травматологии и ортопедии»

г. Минск, Республика Беларусь

Описана методика трехмерного геометрического моделирования большой и малой берцовых костей человека на основе данных компьютерной томографии, приведены результаты конечно-элементного моделирования системы «большеберцовая кость – фиксатор». Определены размеры фиксирующих имплантатов дистального отдела большеберцовой кости. Проведены испытания экспериментальных образцов титановых фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости на статический консольный изгиб и циклическую долговечность, подтвердившие их работоспособность.

Ключевые слова: дистальный отдел большеберцовой кости, трехмерные геометрические модели фиксаторов, экспериментальные образцы титановых фиксаторов, статический изгиб фиксаторов, циклическая долговечность

DESIGN DEVELOPMENT AND DETERMINATION OF MECHANICAL CHARACTERISTICS OF IMPLANTS FOR FIXATION OF DISTAL TIBIA FRACTURES IN THE HUMAN

¹V.A. Kukareko, ²A.A. Sitnik, ¹A.V. Shmelev

¹Joint Institute of Mechanical Engineering of the National Academy of Sciences of Belarus

²Belarus Republic Scientific and Practical Center for Traumatology and Orthopedics

Minsk, Republic of Belarus

The technique of three-dimensional geometric modeling of large and small human tibia is described on the basis of computed tomography data, the results of finite element modeling of the tibia-fixator system are presented. The dimensions of the fixing implants of the distal part of the tibia are determined. Experimental samples of titanium fixators of the distal part of the tibia were tested for static cantilever bending and cyclic longevity, which confirmed their operability.

Keywords: distal tibia, a three-dimensional geometric models of latches, samples of the titanium retainers, static retainers bending, fatigue life

E-mail: v_kukareko@mail.ru

Совершенствование методов лечения переломов дистального отдела большеберцовой кости является актуальной проблемой современной травматологии. Это связано как с распространенностью подобного вида травм, так и с высокой вероятностью развития осложнений при их лечении [1]. Перспективными направлениями улучшения результатов лечения повреждений данной локализации и уменьшения частоты осложнений являются проведение тщательного предоперационного обследования и планирования, применение современной этапной тактики лечения, методов малоинвазивного остеосинтеза, использование анатомически изогнутых фиксаторов с блокированием винтов [1, 2]. В связи с этим применение анатомически преизогнутых фиксаторов с блокированием винтов является одним из перспективных направлений при лечении переломов дистального отдела большеберцовой кости. Использование таких имплантатов обеспечивает большую, по сравнению с традиционным остеосинтезом, надежность фиксации суставного компонента. При достаточном соответствии формы фиксатора анатомии дистального отдела большеберцовой кости, фиксатор (пластина) может помогать хирургу при репозиции перелома, являясь «шаблоном» при фиксации костных фрагментов. Кроме этого немаловажным фактором успешного лечения переломов является использование для изготовления анатомически изогнутых фиксаторов современных титановых сплавов [3]. В частности, титан и титановые сплавы вследствие образования на их поверхности биоинертной пленки TiO_2 характеризуются высокой биосовместимостью и коррозионной стойкостью, а также обладают такими положительными свойствами, как низкая плотность и модуль упругости, что делает их близкими по механическим свойствам к свойствам кости.

Поскольку соответствие формы фиксаторов контурам дистального отдела большеберцовой кости позволит использовать фиксаторы в качестве средства репозиции, а также устанавливать их через минимальные по величине хирургические доступы (малоинвазивный остеосинтез), то определение характерной для населения Беларуси формы большеберцовой кости и создание на основании полученных данных геометрической конструкции фиксаторов позволит обеспечить более равномерное распределение нагрузок в несущих элементах системы фиксации и повысит эффективность всей конструкции [1]. В связи с этим целью исследования являлся поиск формы и конструктивных параметров фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости, удовлетворяющих как медико-клиническим требованиям, так и требованиям механической прочности и минимального веса, а также испытания работоспособности экспериментальных образцов фиксаторов в условиях статического и отнулевого пульсирующего циклического нагружения.

Технические требования на фиксаторы включали в себя: предел прочности материала фиксатора на изгиб/сжатие 900–950 МПа; предел текучести 390–490 МН/м², относительное удлинение 20–40 %; требуемое время непрерывной работы изделия должно составлять не менее 12–24 месяцев; фиксатор должен быть выполнен из высокопрочных марок стали и сплавов титана, разрешенных к применению в Республике Беларусь.

Таким образом, **задачами работы** являлось разработка трехмерных геометрических и конечно-элементных моделей большеберцовой кости и фиксаторов ее дистального отдела, определение размерно-геометрических параметров фиксаторов, а также проведение испытаний на статический изгиб и циклическую долговечность экспериментальных образцов фиксаторов.

Методика эксперимента

Реконструкция трехмерной геометрии большеберцовых костей проводилась в Республиканском компьютерном центре машиностроительного профиля Объединенного института машиностроения Национальной академии наук Беларуси по методике, представленной в работе [4]. Реконструкция выполнялась 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 [5]. Для создания трехмерной геометрической модели фиксатора, с учетом перечисленных в предыдущем подразделе требований, были использованы возможности CAD-системы NX, позволяющей создать компьютерную параметризованную трехмерную геометрическую модель кости.

В качестве базовой нагрузки на дистальный отдел большеберцовой кости, имитирующей массу пациента, принималась сила, равная 1000 Н. В качестве модели материала кости принят условно изотропный линейно упругий материал со следующими характеристиками: модуль упругости $E = 1,7 \cdot 10^4$ МПа; коэффициент Пуассона $\mu = 0,3$ [6]. В качестве материала фиксатора и крепящих его винтов приняты титановый сплав VT6 со следующими характеристиками: плотность $\rho = 4505$ кг/м³; 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 [6].

Испытания на статический изгиб экспериментальных образцов фиксаторов проводились в Объединенном институте машиностроения НАН Беларуси в Центре структурных исследований и трибомеханических испытаний материалов. Каждый тип имплантата-фиксатора подвергался двум видам испытаний:

1) статическому нагружению на консольный изгиб для построения диаграммы зависимости деформации изгиба e хвостовика фиксатора от приложенной силы F . При этом записывается нагрузочная характеристика «нагрузка F – деформация изгиба e ».

2) циклическому нагружению на установке для проведения механических испытаний на выносливость титановых имплантатов, параметры которого (нагрузка, амплитуда) задаются на основе, полученной на испытательной машине INSTRON нагрузочной характеристики образца.

Испытания на циклическую долговечность выполнялись на модернизированном стенде для усталостных испытаний фиксаторов УИФ. Испытания образцов фиксаторов проводились при асимметричном отнулевом цикле нагружения с фиксированной амплитудой деформации [7] с жесткой фиксацией хвостовиков фиксаторов. Частота нагружения составляла 1400 циклов/мин, температура $T = 18$ °С. Указанная схема испытаний достаточно хорошо имитирует реальные условия нагружения при эксплуатации фиксаторов, закрепленных на большеберцовой кости.

Разработка модели большеберцовой кости и фиксаторов ее дистального отдела.

На первом этапе работы основные задачи исследования включали в себя получение 3D-реконструкции малой и большой берцовых костей на основе анализа результатов компьютерной томографии (КТ), а также создание трехмерной геометрической модели малой и большой берцовых костей с последующей разработкой их конечно-элементных моделей. Для построения 3D-модели берцовой кости использовались данные компьютерной томографии 14 пациентов (7 мужчин и 7 женщин) в возрасте от 24 до 61 года, подготовленные специалистами ГУ «РНПЦ травматологии и ортопедии» (г. Минск) и наиболее широко представляющие диапазон изменения возможных размеров большеберцовой кости.

Основные этапы 3D-реконструкции исследуемых малой и большой берцовых костей включали в себя импортирование файлов КТ и их упорядочение. Далее соз-

давался рабочий проект, позволяющий производить 3D-реконструкцию геометрии костей. В процессе создания рабочей маски проводилось отслеживание взаимного расположения корректирующих сечений. После завершения рабочей маски была создана пробная 3D-реконструкция геометрии кости, которая позволила обнаружить и устранить дефекты реконструкции. Дефекты устраняются путем очередного редактирования маски. Далее была создана контурная модель кости в формате IGES путем экспорта полилиний, построенных по 3D-реконструкции. Далее на контурной модели, импортированной в компьютерную среду геометрического моделирования NX, строился набор плоскостей. Расстояния между ними соответствовали расстояниям между сечениями КТ-морфометрии. Таким образом была получена компьютерная трехмерная геометрическая модель малой и большой берцовых костей, которую можно сохранить в универсальном для CAD/CAE-приложений формате "parasolid" (рис. 1).

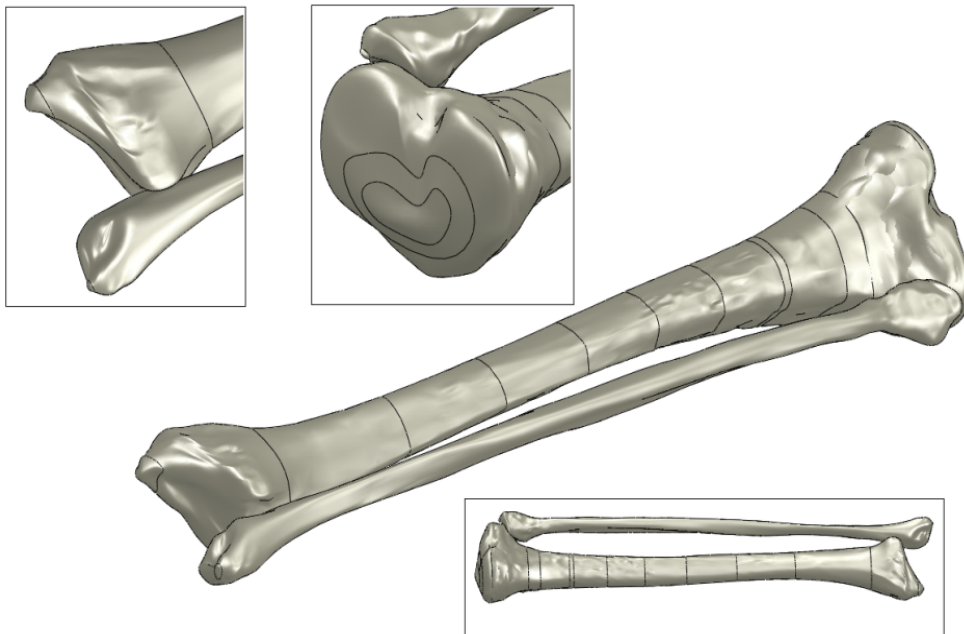


Рис. 1. Компьютерная трехмерная геометрическая модель малой и большой берцовых костей

Конечно-элементная модель малой и большой берцовых костей разрабатывалась на основе описанной выше компьютерной трехмерной геометрической модели. Для этого геометрическая модель малой и большой берцовых костей импортировалась в среду конечно-элементного анализа ANSYS в формате "parasolid". При создании расчетной модели было принято равномерное разбиение геометрических моделей костей на конечные элементы с размером элемента 2,5 мм. Таким образом, предназначенная для расчета модель включала 51 223 конечных элемента различного типа, соединенных в 156 172 узлах. В конечно-элементной модели присутствует 4 типа элемента второго порядка: Quadratic Tetrahedron (11986 элементов), Quadratic Hexahedron (20 407), Quadratic Wedge (1023) и Quadratic Pyramid (17 807). Внешний вид конечно-элементной модели малой и большой берцовых костей представлен на рис. 2.

При разработке моделей фиксаторов для обоих типов пластин фиксаторов малой и большой берцовой кости моделировался один из самых тяжелых вариантов перелома дистальной трети большеберцовой кости – 43А3 [8], схема которого представлена на рис. 3. Данный вид повреждений характеризуется сохранением дистального суставного компонента большеберцовой кости и раздроблением (многофрагментарным переломом) метафизарного отдела.

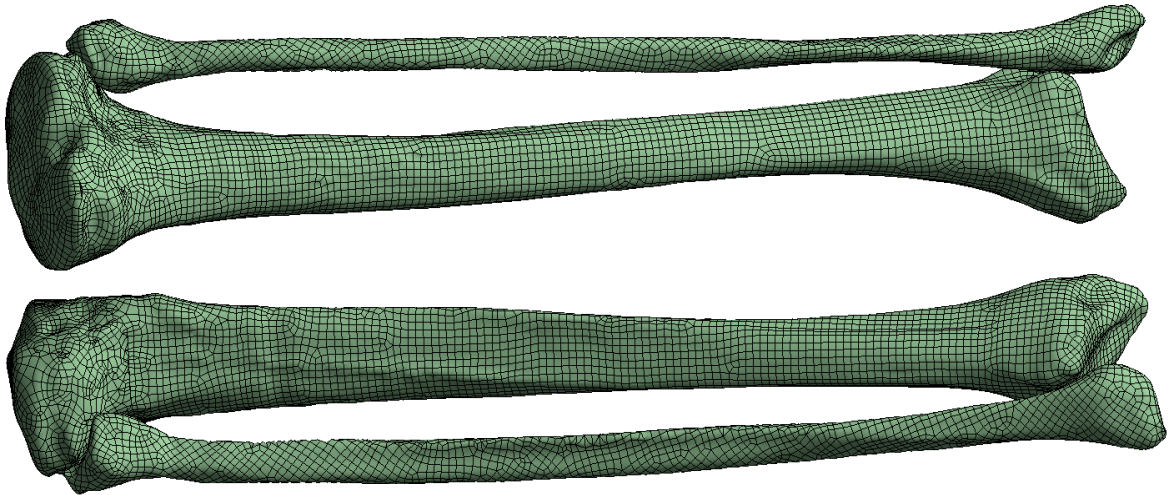


Рис. 2. Конечно-элементная модель большой и малой берцовых костей

Процедура разработки моделей фиксаторов в компьютерной среде геометрического моделирования *NX* состояла из нескольких этапов. Вначале были сформированы плоские эскизы фиксаторов, содержащие предварительные данные об их форме. На следующем этапе на основе эскизов были созданы трехмерные объекты, имеющие скругленные грани, выемки, отверстия, фаски и другие конструктивные особенности. Наиболее сложный этап – создание изгибов фиксатора, соответствующих поверхности кости. Приближение формы фиксатора к форме поверхности кости проводилось с использованием объемной модели большой и малой берцовой кости (рис. 1), применяемой в качестве шаблона, путем последовательного выполнения операций изгиба. Результат изгиба медиальной пластины, фиксирующей большеберцовую кость показан на рис. 4.



Рис. 3. Перелом дистального отдела голени 43А3

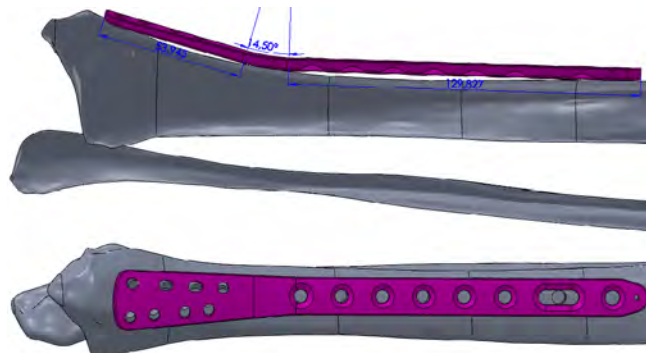


Рис. 4. Выполнение операции изгиба для модели медиальной накладной пластины

Общий вид конечно-элементной модели системы «большеберцовая кость – фиксатор» при переломе типа 43А3 представлен на рис. 5. Между фрагментами кости и винтами образованы контактные пары типа “bonded”, что соответствует жесткой фиксации винта в массиве кости. Взаимодействие кости и фиксатора задано таким образом, что фиксатор может свободно перемещаться по поверхности кости. Указанный вид взаимодействия соответствует современным тенденциям в травматологии (применение блокируемых винтов, не прижимающих фиксатор к кости).

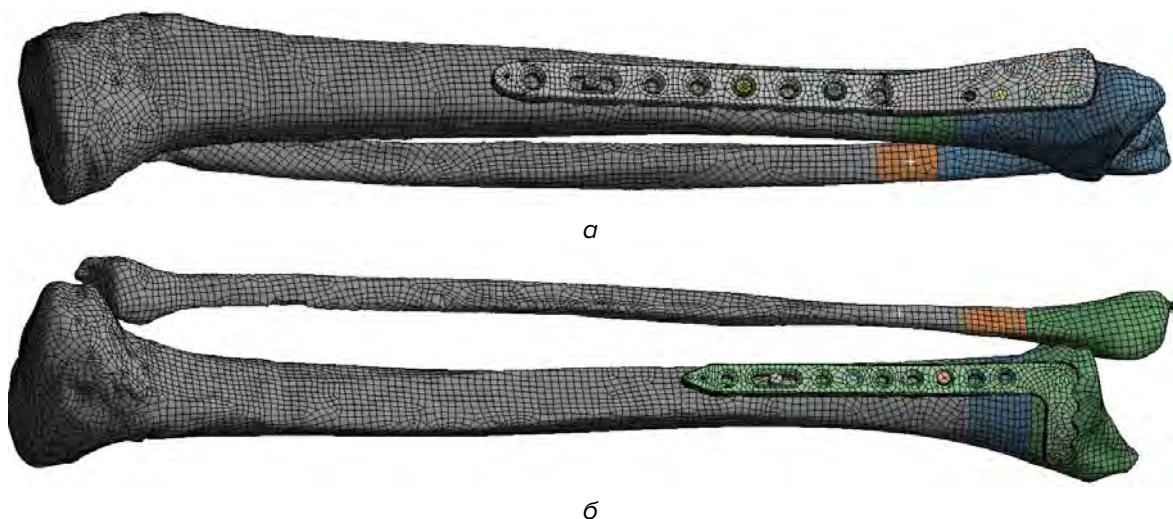


Рис. 5. Общий вид конечно-элементной модели системы «большеберцовая кость – фиксатор» для перелома типа 43А3 при фиксации кости медиальной (а) и переднелатеральной (б) пластинами

В разработанный комплект фиксаторов входят медиальная накладная пластина переменной толщины, соответствующая изгибам медиальной поверхности дистального отдела большеберцовой кости (рис. 6, а) и переднелатеральная пластина, соответствующая изгибам переднелатеральной поверхности большеберцовой кости (рис. 6, б).

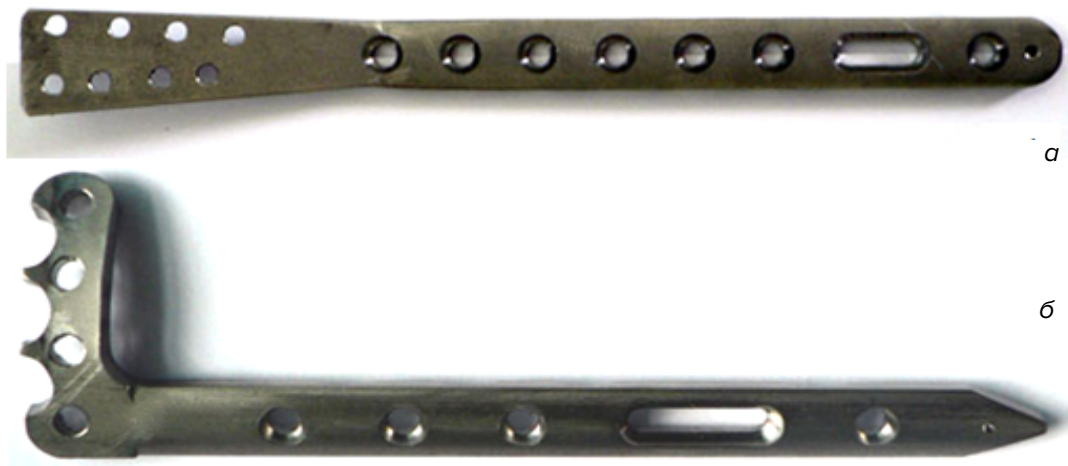


Рис. 6. Образцы накладных пластин для фиксации дистального отдела большеберцовой кости: а – медиальная; б – переднелатеральная

Далее был разработан размерный ряд фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости, в соответствии с техническими требованиями, предъявляемыми к фиксаторам (рис. 7).

Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния системы «кость – фиксатор» в ситуации, которая имитирует ее поведение под нагрузкой 1000 Н при переломе типа 43А3, приведены на рис. 8. Можно видеть, что максимальные напряжения, возникающие в медиальной накладной пластине, не превышают 760 МПа, а в переднелатеральной накладной пластине – 400 МПа, что соответствует техническому заданию на проектируемые фиксаторы.

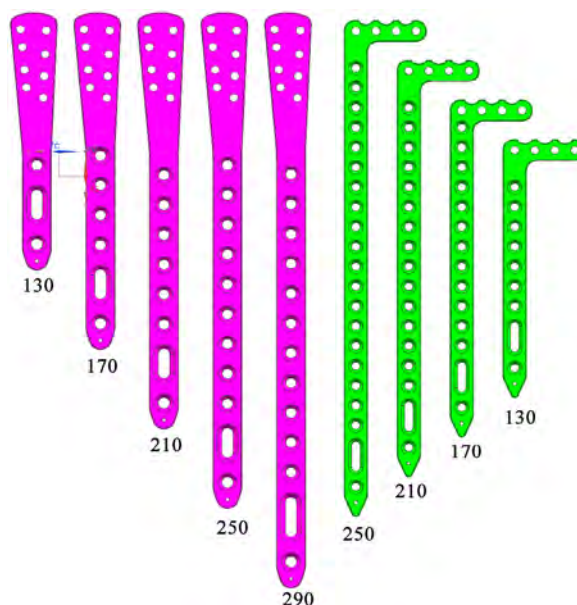


Рис. 7. Размерный ряд фиксаторов большеберцовой кости

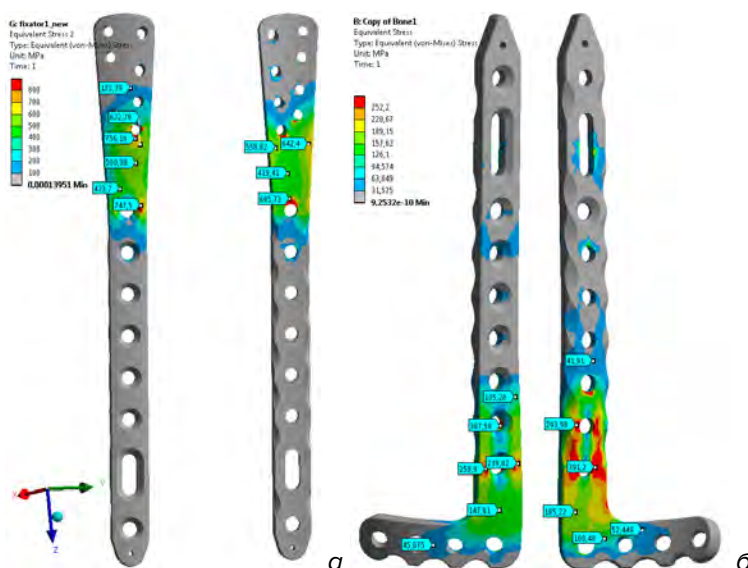


Рис. 8. Напряженное состояние для медиальной накладной пластины (а) и переднелатеральной накладной пластине (б) при нагружении силой 1000 Н (перелом типа 43А3)

Определение механических свойств фиксаторов. Экспериментальные образцы фиксаторов были изготовлены из титанового сплава ВТ6. Выполненный анализ напряженно-деформированного состояния исследуемой системы «дистальный отдел большеберцовой кости – фиксатор» для случаев фиксации переломов медиальной и переднелатеральной накладными пластинами показал, что при действии на фиксаторы вертикальной силы они изгибаются. Проведенные расчеты показали, что в случае наиболее тяжелых переломов (типа 43А3) фиксаторы изгибаются в сторону кости (сторону смыкания перелома). При этом наиболее напряженные зоны фиксаторов находятся вблизи места крепления фиксатора к нижней части большеберцовой кости в участках, ослабленных отверстиями для крепежных винтов.

В результате расчетов максимальных деформаций изгиба хвостовиков медиальной и переднелатеральной пластин в горизонтальной плоскости был установлен

диапазон возможных изгибных перемещений. В частности, было показано, что изгиб хвостовика медиальной накладной пластины зависит от конфигурации перелома и при вертикальной нагрузке 1000 Н достигает 2,2 мм (при полном раздроблении костных фрагментов в метафизарном отделе или при дефекте костной ткани). Для переднелатеральной накладной пластины возможные изгибные перемещения хвостовика достигают 4,0...5,2 мм (при полном раздроблении костных фрагментов в метафизарном отделе или дефекте костной ткани). Поскольку в реальной практике случаи полных дефектов метафизарного отдела большеберцовой кости крайне маловероятны, то с учетом некоторой остаточной стабилизирующей роли сохраненных костных фрагментов и роли формирующейся в естественных условиях костной мозоли (возникающей при сращении перелома) можно принять верхний предел изгибной деформации хвостовика медиальной накладной пластины при нагружении вертикальной силой 1000 Н равным 1,1 мм (половине изгибной деформации при полном дефекте метафизарного отдела большеберцовой кости). Для переднелатеральной накладной пластины в указанных условиях нагружения верхний предел изгибной деформации хвостовика составляет 2,0 мм.

Таким образом были установлены верхние предельные значения деформации $\epsilon_a^{кр}$, равные 1,1 мм для медиальной пластины и 2,0 мм – для переднелатеральной. В качестве базовой нагрузки при испытаниях, имитирующей массу пациента, принималась сила, равная 1000 Н.

Полученные результаты были использованы при выборе схемы нагружения для проведения натурных испытаний фиксаторов на усталость. В частности, циклические натурные испытания образцов фиксаторов проводились по схеме нагружения консольно заземленной балки отнулевым изгибом при асимметричном цикле деформаций [7]. При этом в поверхностных слоях балки (фиксатора) возникают растягивающие напряжения, аналогичные напряжениям, образующимся в теле имплантата при действии на него сосредоточенной силы и являющиеся потенциально опасными с точки зрения усталостного разрушения. Указанная схема испытаний достаточно хорошо имитирует реальные условия нагружения при эксплуатации фиксаторов. Заданная циклическая долговечность при испытаниях фиксаторов составляла $N = 1 \times 10^6$ (без разрушения).

Перед проведением испытаний на циклическую долговечность образцы фиксаторов подвергались статическому консольному изгибу на универсальной испытательной машине INSTRON Satec 300LX для определения зависимости деформации изгиба хвостовика фиксатора ϵ_σ от приложенной силы P . На рис. 9 приведена схема испытаний на консольный изгиб фиксаторов с жестко зафиксированным хвостовиком (на примере медиальной накладной пластины).

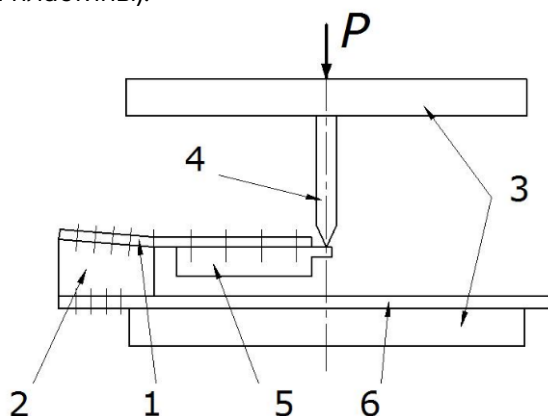


Рис. 9. Схема проведения испытаний на статический изгиб для определения зависимости деформации хвостовика фиксирующей пластины от приложенной силы:

1 – медиальная пластина; 2 – адаптер; 3 – захваты; 4 – нож; 5 – стержень; 6 – основание

На рис. 10 представлены полученные характерные зависимости деформации изгиба на испытываемых фиксаторах от величины нагрузки F .

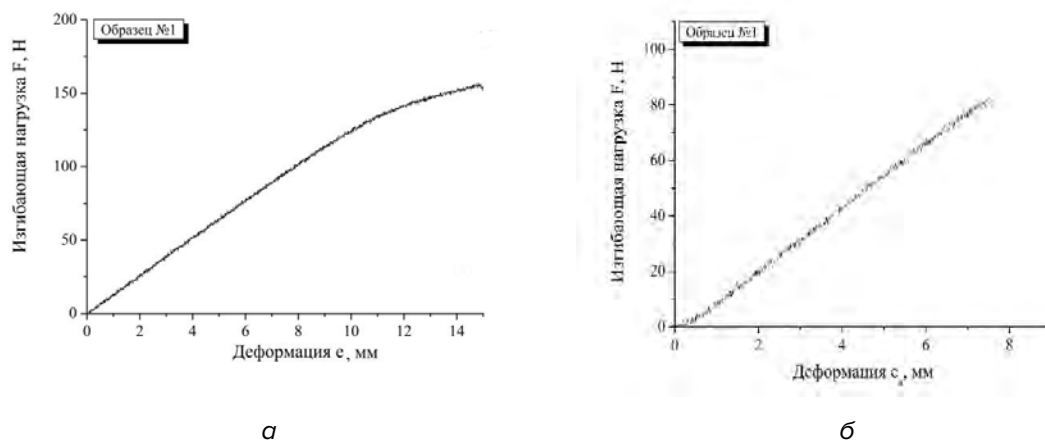


Рис. 10. Статические нагрузочные характеристики усовершенствованных образцов медиальной (а) и переднелатеральной накладной пластины большеберцовой кости (б) при консольном изгибе с жесткой фиксацией хвостовика

Испытания фиксаторов на циклическую долговечность проводились на модернизированном стенде для усталостных испытаний фиксаторов УИФ (рис. 11). Основными функциональными узлами стенда являются привод, нагрузочный элемент пластин-фиксаторов с устройством для крепления хвостовиков и устройство крепления головных частей медиальной и переднелатеральной пластин фиксаторов.

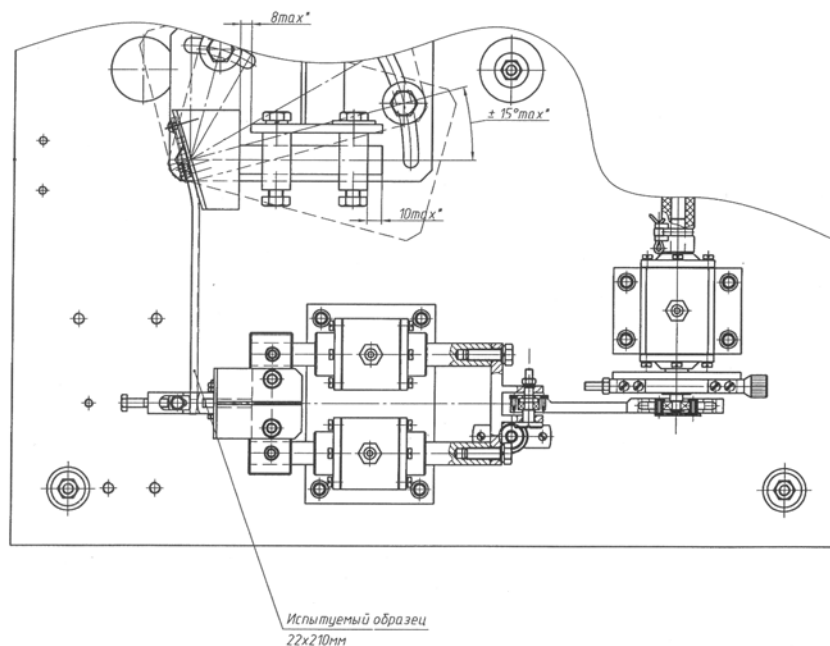


Рис. 11. Общий вид стенда для усталостных испытаний образцов медиальных накладных пластин (вид сверху)

Головная часть фиксатора закрепляется на адаптере стенда с помощью крепежных винтов, а циклическая нагрузка прикладывается к стержню, закрепленному на хвостовике фиксатора и имитирующему большеберцовую кость. Натурные уста-

лостные испытания экспериментальных образцов медиальной и переднелатеральной накладных пластин (фиксаторов) проводились в условиях циклической деформации изгиба хвостовика с заданной амплитудой e_a отнулевого цикла деформаций [9]. Кривошипно-шатунный механизм преобразует вращательное движение вала электродвигателя в возвратно-поступательное движение штоков нагружателя, перемещающихся в цилиндрических направляющих и задающих амплитуду деформации e_a хвостовика фиксатора. Частота возвратно-поступательных колебаний $f = 25$ Гц. Длина хода штоков (амплитуда e_a) устанавливается регулировкой узла эксцентрика кривошипно-шатунного механизма в пределах 0...15 мм и контролируется индикатором часового типа с ценой деления 0,01 мм. Узел крепления головной части пластин-фиксаторов содержит сварную оправку, на которой размещаются сменные адаптеры. Конструкцией стенда предусмотрены автоматическое выключение при разрушении образца, регистрация времени испытаний, проведение испытаний с иными значениями асимметрии цикла, вплоть до симметричного цикла нагружения.

На рис. 12 представлены результаты испытания на усталость усовершенствованных образцов фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости (в конструкцию фиксаторов были внесены изменения по результатам предварительных испытаний экспериментальных образцов).

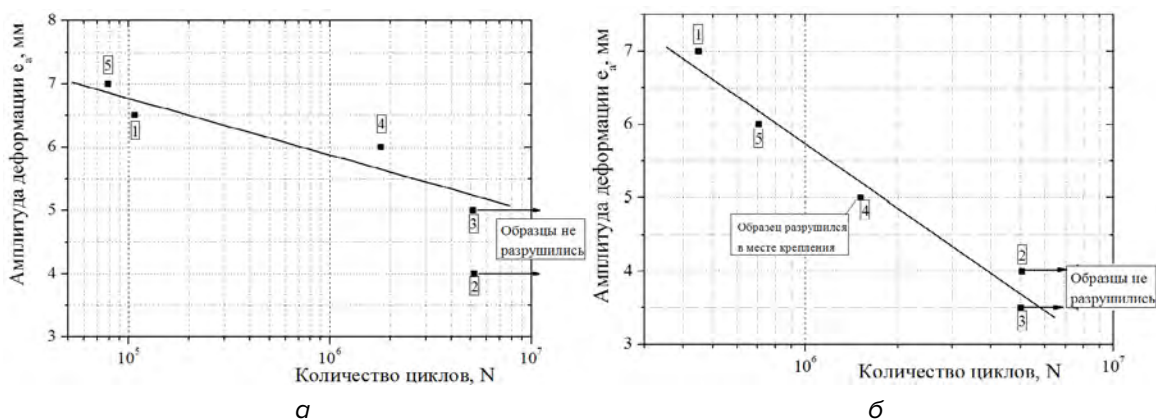


Рис. 12. Зависимости числа циклов до разрушения образцов имплантатов-фиксаторов от амплитуды деформации хвостовика:

a – медиальная пластина; $б$ – переднелатеральная пластина

В результате испытаний усовершенствованных образцов фиксаторов установлено, что циклическая долговечность $N = 1,0 \times 10^6$ переднелатеральных накладных пластин обеспечивается при значении $e_a \approx 5,7$ мм, что существенно превышает значение $e_a^{кр} = 2,0$ мм для рассматриваемого случая перелома дистального отдела большеберцовой кости и $e_a^{кр} = 5,2$ мм для случая дефекта метафизарного отдела большеберцовой кости. Аналогичная циклическая долговечность медиальных пластин регистрируется при $e_a \approx 5,8$ мм (для сравнения: $e_a^{кр} = 1,1$ мм для рассматриваемого случая перелома дистального отдела большеберцовой кости и $e_a^{кр} = 2,2$ мм для случая дефекта метафизарного отдела большеберцовой кости).

В настоящее время завершены приемочные медицинские испытания разработанных фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости, получено Регистрационное удостоверение Министерства здравоохранения Республики Беларусь. Фиксаторы доступны для применения в практической медицине. На рис. 13 приведен рентгеновский снимок пациента с установленными имплантатами – фиксаторами дистального отдела большеберцовой кости.



Рис. 13. Рентгеновский снимок пациента с установленными имплантатами – фиксаторами дистального отдела большеберцовой кости

Заключение

Разработаны трехмерные геометрические и конечно-элементные модели большеберцовой кости и фиксаторов ее дистального отдела, а также определены оптимальные размерно-геометрические параметры фиксаторов. Предложен размерный ряд фиксаторов большеберцовой кости из титанового сплава (переднелатеральный и медиальный фиксаторы). Отработана методика испытаний на усталость титановых фиксаторов. Проведены испытания экспериментальных образцов фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости на статический консольный изгиб и циклическую долговечность. Установлено, что базовая циклическая долговечность усовершенствованных образцов медиальной накладной пластины, равная 1×10^6 циклов, достигается при амплитуде деформации $e_a = 5,8$ мм, что существенно превышает уровень критической деформации фиксатора при нагружении силой 1000 Н. Базовая циклическая долговечность усовершенствованных образцов переднелатеральной накладной пластины, составляющая 1×10^6 циклов нагружения, достигается при амплитуде деформации $e_a = 5,7$ мм, что превышает уровень критической деформации фиксатора при нагружении силой 1000 Н.

ЛИТЕРАТУРА

1. Schmutz, B. Fit Assessment of Anatomic Plates for the Distal Medial Tibia / B. Schmutz [et cet] // J Orthop Trauma — April 2008. — Vol. 22. — N. 4. — P. 258–263.
2. Goesling, T. LISS PLT: Design, mechanical and biomechanical characteristics / T. Goesling [et cet] // Injury. — 2003. — Vol. 34. — Suppl. 1 S_A11–S_A15.
3. М. Эппле Биоматериалы и биоминерализация. перевод с немецкого под ред. В.Ф. Пичугина, Ю.П. Шаркеева, И.А. Хлусова. Томск: изд. «Ветер», 2007. — 137 с.
4. Разработка и конечно-элементное моделирование фиксатора большеберцовой кости на основе данных компьютерной томографии / А.А. Ситник [и др.] // Механика – 2011: Материалы докладов V Белорусского конгресса по теоретической и прикладной механике. – Минск: ОИМ НАН Беларуси, 26–28 октября 2011. – С. 423–428
5. Ritacco, Lucas Technique Development: reproducibility of three-dimensional distal femur solid models using the same threshold level / Ritacco Lucas, Espinoza Orias Alejandro // (Mimics Materialise awards projects).
6. Арзамасов, Т.В. Справочник по конструкционным материалам / Под ред. Б.Н. Арзамасова, Т.В. Соловьевой // – М.: Издательство МГТУ им. Баумана, 2005. – 649 с.
7. ГОСТ 23207-78 Сопротивление усталости. Основные термины, определения и обозначения – М: Издательство стандартов. – 1981.

8. Рюеди, Т. Принципы лечения переломов / Т. Рюеди, Р. Бакли, К. А. Моран. – Васса-Медиа, Берлин, 2013. – 2103 с.
9. Исследование механических характеристик фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости / В.А. Кукареко [и др.] // Приборостроение – 2017: Материалы 10-й Международной научно-технической конференции (Минск, 1–3 ноября 2017 г.) – Минск: БНТУ, 2017. – С. 255–256

REFERENCES

1. Schmutz, B. Fit Assessment of Anatomic Plates for the Distal Medial Tibia / B. Schmutz [et cet] // J Orthop Trauma – April 2008, Vol. 22, N. 4, pp. 258–263.
2. Goesling, T. LISS PLT: Design, mechanical and biomechanical characteristics / T. Goesling [et cet] // Injury. – 2003, Vol. 34, Suppl. 1 S_A11–S_A15.
3. Epple M. Biomaterialy i biomineralizatsiya. perevod s nemetskogo [Biomaterials and biomineralization. translation from German] edit. V.F. Pichugina, YU.P. Sharkeyeva, I.A. Khlusova. Tomsk, izd. “Veter”, 2007, 137 p. (in Russian)
4. Sitnik A.A., Kukareko V.A., Kovenya A.S., Chernyshev D.A. Razrabotka i konechno-elementnoye modelirovaniye fiksatora bol'shebertsovoy kosti na osnove dannykh komp'yuternoy tomografii [Development and finite element modeling of the tibial fixator based on computed tomography data]. Mekhanika, 2011: Materialy dokladov V Belorusskogo kongressa po teoreticheskoy i prikladnoy mekhanike. Minsk: OIM NAN Belarusi, 26–28.10.2011, pp. 423–428. (in Russian)
5. Ritacco, Lucas Technique Development: reproducibility of three-dimensional distal femur solid models using the same threshold level / Ritacco Lucas, Espinoza Orias Alejandro // (Mimics Materialise awards projects).
6. Spravochnik po konstruktsionnym materialam [Handbook of structural materials]. edit. B.N. Arzamasova, T.V. Solov'yevoy // Moscow, Izdatel'stvo MGTU im. Baumana, 2005, 649 p. (in Russian)
7. GOST 23207-78 Soprotivleniye ustalosti. Osnovnyye terminy, opredeleniya i oboznacheniya [Resistance to fatigue. Basic terms, definitions and notation]. Moscow, Izdatel'stvo standartov, 1981. (in Russian)
8. Ryuyedi T., Bakli R., Moran K. AO Printsipy lecheniya perelomov [Principles of treatment of fractures]. Vassa-Media, Berlin, 2013, 2103 p. (in Russian)
9. Kukareko V.A., Sitnik A.A., Solomakho V.L., Shapar' V.A. Issledovaniye mekhanicheskikh kharakteristik fiksatorov distal'nogo otdela bol'shebertsovoy kosti [Investigation of mechanical characteristics of the fixators of the distal part of the tibia]. Priborostroyeniye – 2017: Materialy 10-y Mezhdunarodnoy nauchno-tekhnicheskoy konferentsii (Minsk, 1–3.11.2017) Minsk: BNTU, 2017, pp. 255–256. (in Russian)

Статья поступила в редакцию в окончательном варианте 23.05.18