



# БИОМЕХАНИКА

УДК 617.3

О.А. КОРЗУН, канд. мед. наук  
ведущий научный сотрудник<sup>1</sup>  
E-mail: okorzun@mail.ru

В.А. КУКАРЕКО, д-р физ.-мат. наук, проф.  
начальник центра структурных исследований и трибомеханических испытаний материалов и изделий  
машиностроения коллективного пользования<sup>2</sup>  
E-mail: v\_kukareko@mail.ru

А.В. ШМЕЛЕВ, канд. техн. наук  
заместитель генерального директора по научной работе<sup>2</sup>  
E-mail: shmeliov.alexei@gmail.com

А.А. СИТНИК, канд. мед. наук  
заведующий лабораторией<sup>1</sup>  
E-mail: alexandre\_sitnik@yahoo.com

О.Н. БОНДАРЕВ, канд. мед. наук  
научный сотрудник<sup>1</sup>  
E-mail: zayonts@mail.ru

А.Л. ЛИНОВ, канд. мед. наук, доц.  
заместитель директора<sup>1</sup>  
E-mail: kotidimi@tut.by

<sup>1</sup>Республиканский научно-практический центр травматологии и ортопедии, г. Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Объединенный институт машиностроения НАН Беларуси, г. Минск, Республика Беларусь

Поступила в редакцию 09.03.2020.

## ИМПЛАНТАТ ДЛЯ ФИКСАЦИИ ВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

*Описана методика трехмерного геометрического моделирования проксимального отдела бедренной кости человека на основе данных компьютерной томографии. Приведены результаты конечно-элементного моделирования системы «бедренная кость — фиксатор». Определены форма и размеры фиксирующих имплантатов проксимального отдела бедренной кости. Разработана конструкция имплантата-фиксатора, обеспечивающая компрессию отломков и предотвращение проникновения шеечного винта в полость тазобедренного сустава. Проведены испытания экспериментальных образцов титановых фиксаторов дистального отдела большеберцовой кости на статический изгиб и циклическую долговечность.*

**Ключевые слова:** проксимальный отдел бедренной кости, перелом, трехмерные модели бедренной кости и фиксатора, экспериментальные образцы титановых фиксаторов, статический изгиб, циклическая долговечность

**Введение.** Переломы вертельной области бедренной кости возникают преимущественно у людей пожилого возраста, и количество таких пе-

реломов согласно мировой статистике ежегодно составляет до 2 млн, а в Республике Беларусь — около 8 тыс., что делает эти повреждения одними

из самых распространенных [1]. В настоящее время при подобных повреждениях широко применяются хирургическое лечение — остеосинтез. В частности, применение интрамедуллярного стержня (фиксатора) является эффективным и малоинвазивным способом лечения вертельных переломов бедра, позволяя раннюю нагрузку конечности в послеоперационном периоде [2]. В Республике Беларусь не налажен выпуск подобных интрамедуллярных фиксаторов, а имеющиеся зарубежные аналоги дорогие и не лишены конструктивных недостатков, что обуславливает необходимость создания отечественного медицинского изделия. При этом соответствие формы проектируемого фиксатора характерным контурам проксимального отдела бедренной кости жителей Беларуси [1] должны обеспечить предъявляемые к фиксатору медико-технические требования, а также необходимую прочность как самого изделия, так и системы «кость — фиксатор». Немаловажным фактором успешного лечения переломов является использование для изготовления анатомически изогнутых фиксаторов современных титановых сплавов [3]. Таким образом, разработка, изготовление и испытание работоспособности титановых отечественных имплантатов-фиксаторов проксимального отдела бедренной кости является важной научно-технической и практической проблемой. В связи с этим задачами работы являлись создание трехмерных геометрических и конечно-элементных моделей бедренной кости и фиксатора ее проксимального отдела, определение размерно-геометрических параметров фиксаторов, а также разработка оборудования и проведение испытаний на статический изгиб и циклическую долговечность экспериментальных образцов фиксаторов.

**Методика эксперимента.** Реконструкция трехмерной геометрии бедренных костей проводилась в Республиканском компьютерном центре машиностроительного профиля (РКЦМП) Объединенного института машиностроения НАН Беларуси по методике, представленной в работах [4, 5]. Создание трехмерной геометрической модели проксимального отдела бедренной кости осуществлялось на основе данных компьютерной томографии (КТ) с использованием точных моделей биологических структур. Для получения компьютерной 3D-модели проксимального отдела бедренной кости использовалось программное обеспечение DeVIDE, реализующее реконструкцию модели кости по результатам КТ-морфометрии (серия DICOM-файлов) [6]. Разработка трехмерной геометрической модели фиксатора выполнялась в САД-системе NX, позволяющей создать компьютерную параметризованную 3D-модель.

Максимальная величина прикладываемой силы выбиралась исходя из максимально возможной нагрузки на бедренную кость во время ходьбы человека весом 100 кг, которая равняется 2480 Н

с учетом вектора силы тяги мышц, поддерживающих равновесие [7]. При этом необходимо учитывать, что такая нагрузка может действовать на имплантат в случае несросшегося перелома бедренной кости и при быстрой ходьбе/беге человека. В случае полного сращения перелома нагрузка на имплантат не будет превышать 250–300 Н. При частично сросшемся переломе нагрузка, действующая на имплантат, будет быстро снижаться по мере формирования костной мозоли и после 1,5–2 месяцев не будет превышать 500 Н. В связи с этим разрабатываемый имплантат должен выдерживать максимальные нагрузки главным образом в течение первых двух месяцев после операции.

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  $\mu = 0,3$  [8]. В качестве материала фиксатора и крепящих его винтов приняты 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 [8].

Испытания 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 изгиб фиксатора с использованием универсальной испытательной машины INSTRON Satec 300LX для построения зависимости деформации изгиба  $e$  фиксатора от приложенной силы  $F$ ;

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

Указанная схема испытаний достаточно хорошо имитирует реальные условия нагружения при эксплуатации фиксаторов, закрепленных на бедренной кости. Испытания проводились на воздухе при комнатной температуре.

Для проведения испытаний на усталость опытных образцов фиксаторов разработана конструкция и изготовлен стенд, а также разработана оснастка для статических испытаний на изгиб. Стенд предназначен для определения долговечности экспериментальных фиксаторов при циклическом нагружении. Стенд обеспечивает асимметричный (отнулевой) цикл нагружения фиксатора [9] в диапазоне нагрузок 50...2500 Н (5...250 кг). Частота нагружения — 1...6 Гц. После разрушения испытываемого фиксатора происходит автоматическое выключение электрообору-

дования испытательного стенда с помощью соответствующей системы.

**Разработка модели бедренной кости и фиксаторов ее проксимального отдела.** В качестве исходных данных для проведения 3D-реконструкции бедренных костей были приняты результаты КТ-морфометрии, собранные и систематизированные специалистами Республиканского научно-практического центра травматологии и ортопедии (РНПЦ ТО). Результаты КТ-морфометрии представлены в виде именованных наборов (серий) файлов в формате DICOM. В числе представленных содержались данные о 17 бедренных костях, среди которых 12 женских и 5 мужских. На первом этапе работы, на основе данных компьютерной томографии пациентов РНПЦ ТО, были получены компьютерные геометрические модели бедренных костей в формате стереолитографии (stl). Процедура включала импорт серий DICOM-файлов в DICOM Reader с помощью модуля DICOM Browser программного обеспечения DeVIDE. Таким образом, были импортированы все снимки (срезы), расстояние между которыми составляет от 0,6 до 0,8 мм, на основании которых проведена 3D-реконструкция объекта — бедренной кости. Весь цикл процедур создания 3D-реконструкции, выполненный при помощи программных модулей пакета DeVIDE, представлен на рисунке 1.

С использованием описанной методики для данных КТ-морфометрии пациентов, предоставленных РНПЦ ТО, были получены 3D-реконструкции бедренных костей. На рисунке 2 *a* приведена характерная трехмерная модель бедренной кости одного из пациентов в stl-формате. После создания трехмерных геометрических моделей бедренных костей были определены основные геометрические размеры (см. рисунок 2 *b*), описывающие расположение фиксатора в кости, которые необходимы для получения универсальных параметров системы интрамедуллярных гвоздей. Полученные геометрические размеры, данные о возрасте и поле пациентов были занесены в та-

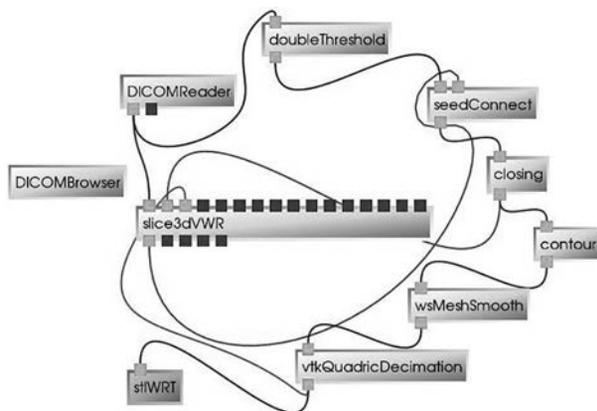


Рисунок 1 — Схема реконструкции 3D-модели кости в программном пакете DeVIDE  
Figure 1 — Scheme of reconstruction of a bone 3D model in the DeVIDE software package

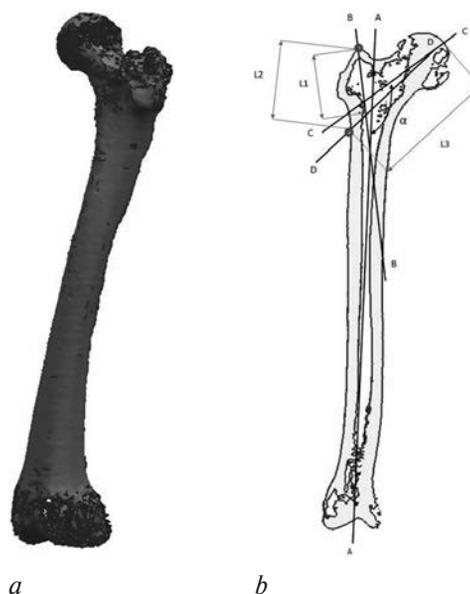


Рисунок 2 — Трехмерная модель бедренной кости пациента в stl-формате (*a*) и срез бедренной кости в передней проекции (*b*)  
Figure 2 — Three-dimensional model of the patient's femur in stl format (*a*) and a section of the femur in anterior projection (*b*)

блицу, а также было вычислено стандартное отклонение размеров во всей группе и отдельно для мужчин и для женщин.

На следующем этапе работы при помощи средств программного комплекса Siemens NX (рисунок 3 *a*) было проведено преобразование stl-геометрии в твердотельную модель. После чего средствами программного комплекса ANSYS была создана конечно-элементная модель бедренной кости, представленная на рисунке 3 *b*. Данная модель содержит 136 964 конечных элемента типа Quadratic Tetrahedron, соединенных в 231 380 узлах.

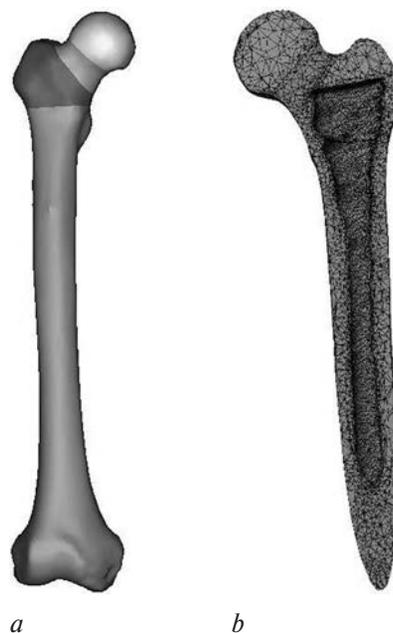


Рисунок 3 — Компьютерная трехмерная геометрическая (*a*) и конечно-элементная (*b*) модели бедренной кости  
Figure 3 — Computer three-dimensional geometric (*a*) and finite element (*b*) models of the femur

При разработке модели фиксатора бедренной кости анализировались характерные виды вертельных переломов проксимального отдела бедренной кости [7, 10]. В данной работе рассмотрены переломы вертельной области бедренной кости типа 31 A1 (двухфрагментарный перелом по классификации АО ASIF) (рисунок 4 а) и многооскольчатый перелом типа 31 A2 (см. рисунок 4 б) [7, 10]. Далее были созданы трехмерная и конечно-элементная модели фиксаторов проксимального отдела бедренной кости. На рисунке 5 приведена конечно-элементная модель фиксатора и системы «кость — фиксатор». Исследование напряженно-деформированного состояния системы «кость — фиксатор» выполнялось для различающихся размерами и конструктивными особенностями четырех различных вариантов фиксаторов, в условиях действия максимальной нагрузки (2480 Н), приложенной к верхней точке головки бедра (место, где вертлужная впадина давит на головку бедренной кости). Результаты исследования показали, что максимальные значения эквивалентных напряжений, возникающих при на-

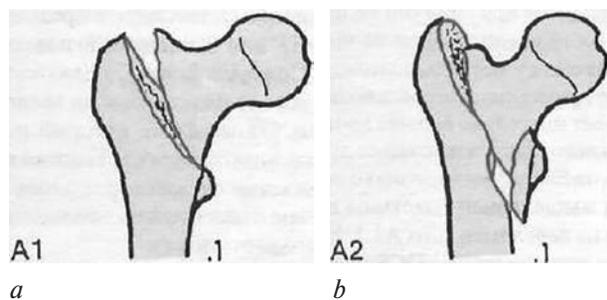


Рисунок 4 — Вертельный простой перелом тип A1 (а) и чрезвертельный, многооскольчатый перелом тип 31 A2 (б)  
 Figure 4 — Simple trochanteric fracture type A1 (a) and pertrochanteric, multifragmentary fracture type 31 A2 (b)

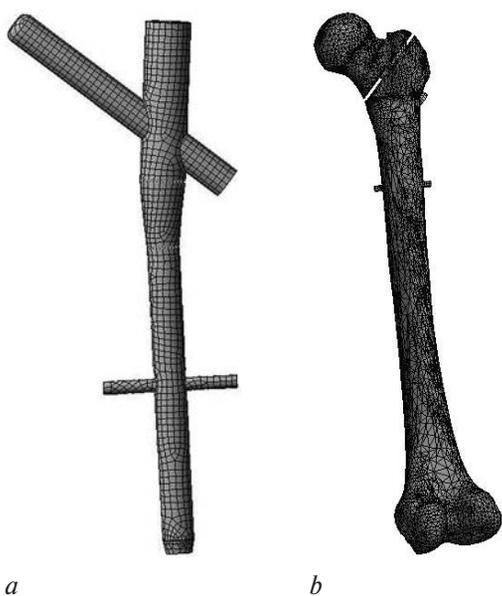


Рисунок 5 — Конечно-элементная модель: а — фиксатора; б — системы «кость — фиксатор» для случая перелома типа A1  
 Figure 5 — Finite element model: a — fixator; b — system “bone — fixator” for the fracture type A1

гружении различных фиксаторов силой 2480 Н, находятся в пределах 781–890 МПа. При этом максимальные перемещения верхней части интрамедуллярной иглы составляли от 3,9 до 10,7 мм. На рисунке 6 приведены характерные распределения эквивалентных напряжений в фиксаторе (первый вариант фиксатора) и перемещений. Аналогичные расчеты были проведены для случая многооскольчатого перелома бедренной кости (тип 31 A2) [7, 10]. На основании анализа результатов расчетов были определены оптимальные геометрические размеры фиксаторов.

На рисунке 7 представлен прототип фиксатора отечественного производства, изготовленный из титана ВТ1-0.

**Определение механических свойств фиксаторов.** Ответственным этапом в разработке и внедре-

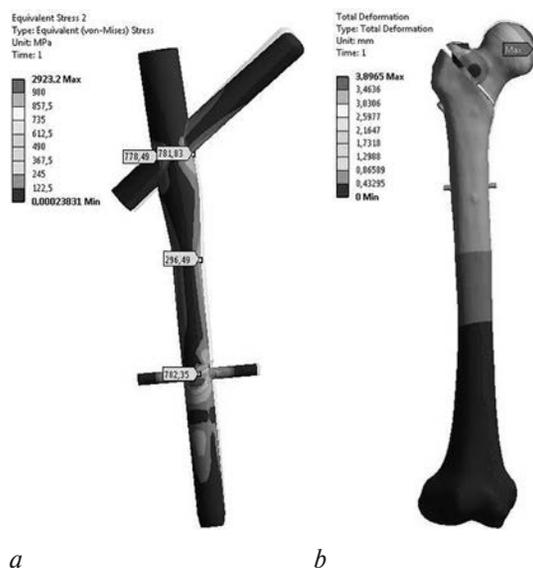


Рисунок 6 — Распределение эквивалентных напряжений в фиксаторе (а) и полных перемещений (б)  
 Figure 6 — Distribution of equivalent stresses in the fixator (a) and total displacements (b)



Рисунок 7 — Прототип фиксатора проксимального отдела бедренной кости  
 Figure 7 — A prototype of the fixator of the proximal femur

нии медицинской технологии остеосинтеза переломов проксимального отдела бедренной кости является проведение натурных испытаний экспериментальных и опытных образцов фиксаторов на сопротивление разрушению в условиях циклического нагружения, характерного для реальных условий функционирования установленных имплантатов. Выполненный предварительный анализ напряженно-деформированного состояния исследуемой системы «проксимальный отдел бедренной кости — фиксатор» для случаев фиксации переломов типа 31 A2 показал (рисунок 8), что при действии на фиксаторы вертикальной силы наибольшие растягивающие напряжения возникают в корпусе фиксатора (интрамедуллярный стержень) в месте выхода проксимального винта (см. рисунок 8, стрелка «Мах»), а также на внешней поверхности винта.

Натурные испытания проводились с целью обнаружения и устранения дефектов конструирования и технологии изготовления фиксаторов-имплантатов, а также подтверждения их работоспособности в условиях нагружения, максимально приближенных к реальным. Для выполнения этой задачи был разработан и изготовлен стенд для циклических испытаний образцов фиксаторов по схеме пульсирующего отнулевого нагружения фиксатора постоянной силой. На рисунке 9 приведена схема разработанного стенда для усталостных испытаний (см. рисунок 9 *a*), а также фотография стенда (см. рисунок 9 *b*). Стенд обеспечивает асимметричный (отнулевой) цикл нагружения фиксатора в диапазоне нагрузок 50–2500 Н (5–250 кг). Частота нагружения — 1–6 Гц.

При испытаниях вертикальная сила в диапазоне нагрузок 500–1500 Н прикладывалась к верхней части шейечного винта, закрепленного в интрамедуллярном стержне, зафиксированном

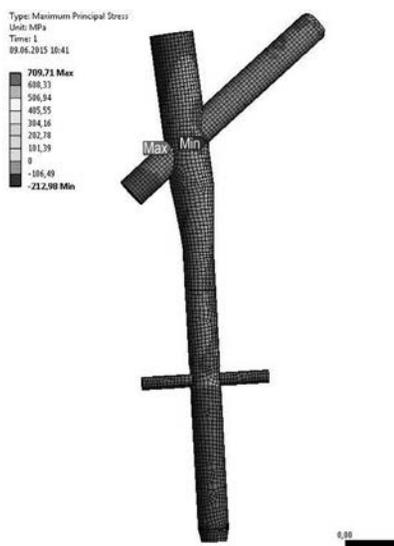
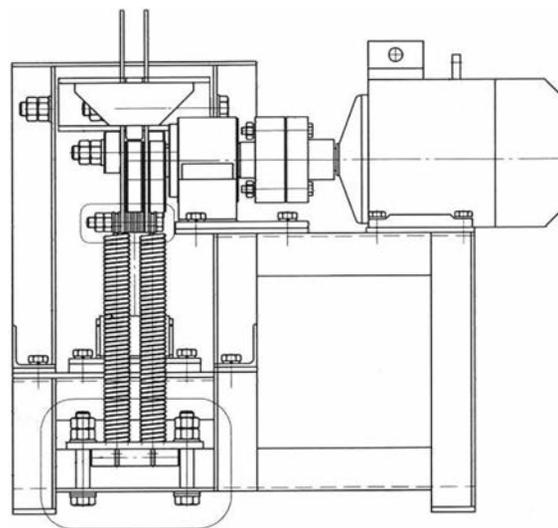
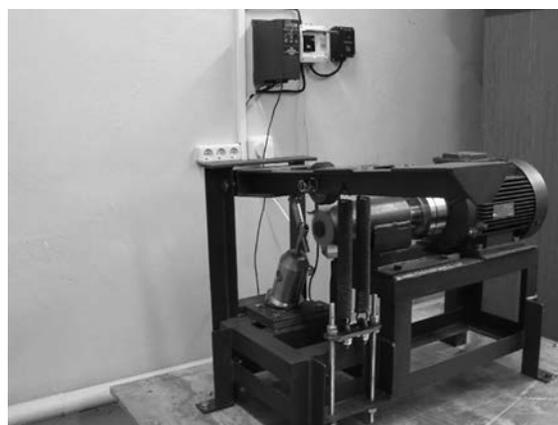


Рисунок 8 — Распределение растягивающих напряжений в фиксаторе  
Figure 8 — Distribution of tensile stresses in the fixator



*a*



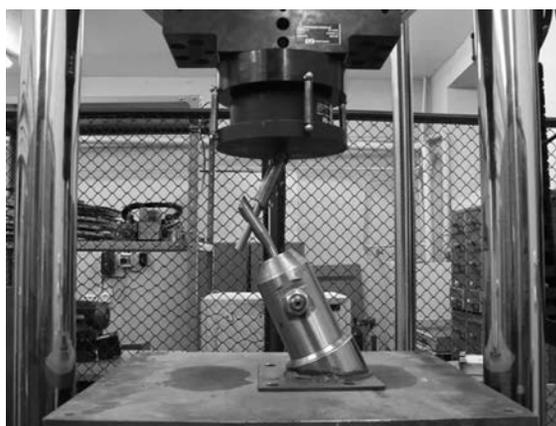
*b*

Рисунок 9 — Схема установки (*a*) и фотография (*b*) стенда для проведения усталостных испытаний на циклическую долговечность образцов фиксаторов проксимального отдела бедренной кости

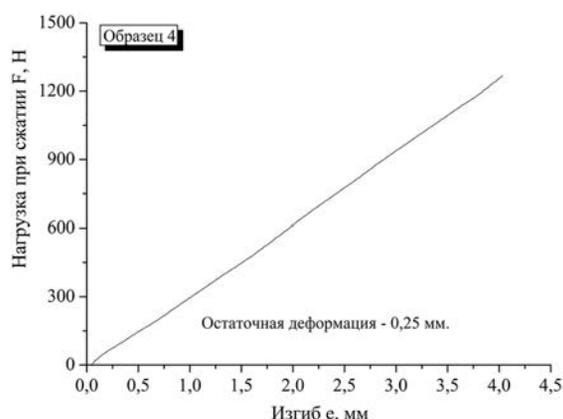
Figure 9 — Installation scheme (*a*) and photo (*b*) of the fatigue test bench for cyclic durability of samples of the proximal femur fixators

в специальной оправке стенда. Перед циклическими испытаниями фиксаторов проводилось их испытание на статический изгиб. Экспериментальные образцы фиксаторов были изготовлены из титанового сплава ВТ6.

Статическое нагружение на изгиб фиксатора проводилось с использованием универсальной испытательной машины INSTRON Satec 300LX (рисунок 10) для построения зависимости деформации изгиба  $e$  фиксатора от приложенной силы  $F$ . При этом записывается нагрузочная характеристика «нагрузка  $F$  — деформация изгиба  $e$ » и характеристики жесткости образца  $z = F/e$  (Н/мм). Испытывались 8 комплектов образцов фиксаторов отечественного производства, изготовленных из титанового сплава ВТ6. На рисунке 11 представлена фотография опытного образца фиксатора в сборе. Фиксатор состоит из интрамедуллярного стержня и проксимального (шейечного) винта (см. рисунок 11). Проксимальный винт предна-



a



b

Рисунок 10 — Проведение статических испытаний на изгиб фиксаторов проксимального отдела бедра на испытательной машине INSTRON (a) и характерная статическая нагрузочная характеристика опытного образца фиксатора проксимального отдела бедренной кости из сплава VT6 (b)

Figure 10 — Static bending tests of the proximal femur fixators on the INSTRON test machine (a) and the distinctive static load characteristic of the prototype of the proximal femur fixator made of VT6 alloy (b)

значен для соединения и фиксации отломанного фрагмента бедренной кости.

Испытания опытных образцов фиксаторов проксимального отдела бедра на циклическую долговечность проводились с использованием мягкой схемы нагружения (фиксированная нагрузка) при различных уровнях нагрузки. Максимальная нагрузка в процессе испытаний на циклическую долговечность составляла 1500 Н (152,95 кг), 1250 Н (127,5 кг), 1000 Н (101,9 кг) и 500 Н (50,9 кг). Частота нагружения составляла 1,6 Гц.

Результаты испытаний образцов фиксаторов проксимального отдела бедра на циклическую долговечность представлены на рисунке 12.

Из данных на рисунке 12 можно видеть, что фиксатор обеспечивает требуемую работоспособность ( $N \geq 10^6$  циклов до разрушения) в случае многократной циклической нагрузки на имплантат, не превышающей 500–600 Н. Указанный уровень нагруженности имплантата достигается в случае формирования костной мозоли после 1,5–2 месяцев фиксации перелома разработанным фикса-



Рисунок 11 — Опытный образец фиксатора проксимального отдела бедренной кости

Figure 11 — Test sample of the proximal femur fixator

тором. В связи с этим проведена разработка конструкции фиксатора для обеспечения компрессии отломков проксимальной части бедренной кости и предотвращения проникновения лезвия шеечного винта в полость тазобедренного сустава с разрушением хряща головки бедра. Указанная доработка обеспечивает надежное соединение и сжатие (компрессию) фрагментов разрушенной кости фиксатором, что существенно ускоряет срастание отломков и приводит к эффективному снижению уровня нагруженности имплантата-фиксатора при ходьбе пациента уже в достаточно ранний послеоперационный период (1,5–2 месяца).

На рисунке 13 приведена фотография разработанного фиксатора, содержащего интрамедуллярный стержень (1), проксимальный (шеечный) винт для введения в головку и шейку бедра (2), заглушку стержня интрамедуллярного (3) и стопорное устройство (4). Схема на рисунке 14 иллюстриру-

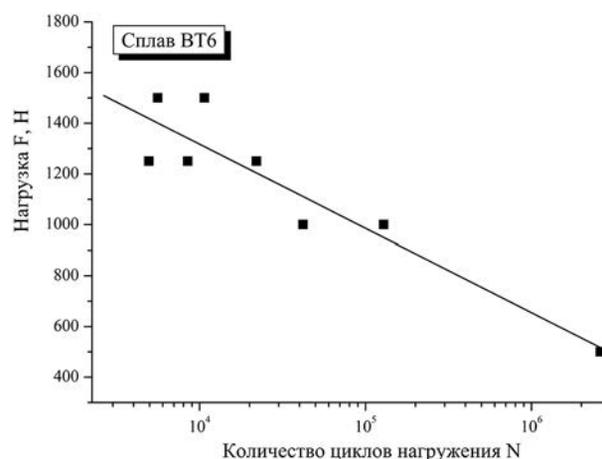


Рисунок 12 — Зависимость числа циклов до разрушения опытных образцов фиксаторов проксимального отдела бедра от максимальной нагрузки при испытаниях

Figure 12 — Dependence of the number of cycles before the destruction of test samples of the proximal femur fixators on the maximum load during testing

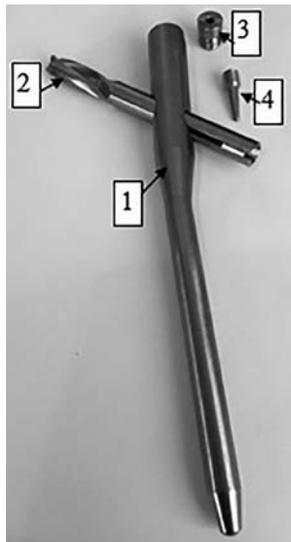


Рисунок 13 — Опытный образец фиксатора с компонентами  
Figure 13 — Test sample of the fixator with components

ет работу фиксатора в процессе операции. После установки интрамедуллярного стержня и проксимального винта в проксимальную часть стержня вводится стопорное устройство (4) таким образом, чтобы конец его входил в прорезь проксимального винта (см. рисунок 14).

Плотный контакт конусовидного конца стопорного устройства блокирует проксимальный винт. Неплотный контакт (достигается вывинчиванием стопорного устройства на 1/4 оборота) допускает поступательные движения, исключая ротационные. Впоследствии в торец проксимального винта вводится заглушка винта (5), которая, упираясь в верхушку стопорного устройства (4), вызывает смещение проксимального винта с фрагментом шейки и головки бедра к метадиафизарной части бедренной кости, что обеспечивает постоянную компрессию отломков и препятствует смещению проксимального винта в полость тазобедренного сустава (см. рисунок 14). Фикса-

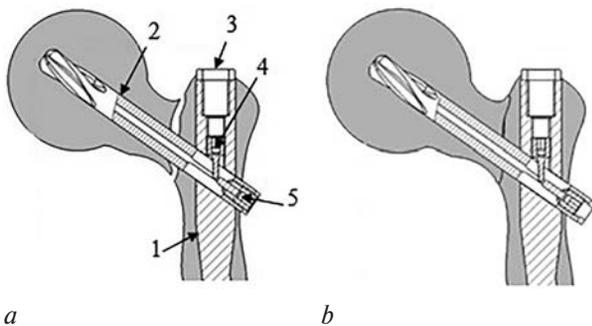


Рисунок 14 — Взаимодействие стопорного устройства и заглушки шейного винта: *a* — перед введением заглушки винта сохраняется диастаз между отломками; *b* — введение заглушки приводит к смещению винта и проксимального отломка к бедренной кости и компрессии в месте перелома

**Figure 14 — Interaction of the locking device and the cap of the cervical screw:** *a* — before inserting the cap of the screw, diastasis between the fragments is preserved; *b* — inserting of the cap leads to the displacement of the screw and the proximal fragment to the femur and compression at the fracture site

тор является универсальным для правой и левой нижней конечности. На конструкцию фиксатора получен патент на полезную модель [11].

После появления инструкции по применению разработанного фиксатора интрамедуллярного проксимального отдела бедренной кости с блокированием, а также изготовления опытной партии фиксаторов с набором инструментов, требуемых для выполнения операций, в РНПЦ травматологии и ортопедии были проведены клинические испытания на 5 пациентах. На рисунке 15 приведены рентгенографические снимки пациента (женщина, 71 год) с оскольчатый чрезвертлывым переломом правого бедра со смещением (см. рисунок 15 *a*). В результате операции была выполнена закрытая репозиция отломков и остеосинтез испытуемым интрамедуллярным фиксатором (см. рисунок 15 *b*). В раннем послеоперационном периоде больная начала нагрузку конечности по мере переносимости, перейдя к полной нагрузке в течение трех месяцев. При рентгенографии через три месяца после операции было установлено, что положение отломков и фиксатора корректное, без миграции, а также имеются признаки сращения перелома (см. рисунок 15 *c*). Таким образом, в процессе наблюдения осложнений отмечено не было. Подобные результаты были получены для остальных 4 пациентов. На базе Городской клинической больницы скорой медицинской помощи г. Минска и 6-й городской клинической больницы г. Минска оперированы 10 пациентов, у всех достигнуто сращение переломов. В настоящее время планируется внедрение партии из 100 фиксаторов в Минской областной клинической больнице, в Городской клинической больнице скорой медицинской помощи и 6-й городской клинической больнице.

**Закключение.** Разработаны трехмерные геометрические и конечно-элементные модели бедренной кости и интрамедуллярного фиксатора ее проксимального отдела, а также определены оптимальные размерно-геометрические параметры

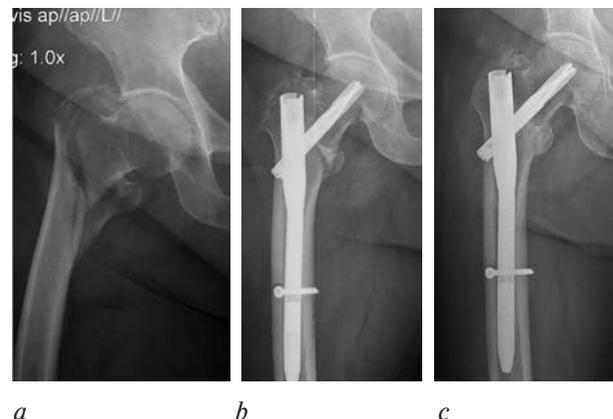


Рисунок 15 — Рентгенограммы пациента: *a* — до операции; *b* — сразу после операции; *c* — через три месяца после операции  
**Figure 15 — X-ray diffraction patterns of the patient:** *a* — before the operation; *b* — immediately after the operation; *c* — 3 months after the operation

фиксатора. Разработана и изготовлена установка для испытаний на усталость титановых фиксаторов. Проведены испытания экспериментальных образцов фиксаторов проксимального отдела бедренной кости на статический изгиб и циклическую долговечность. Установлено, что базовая циклическая долговечность опытных образцов фиксатора отвечает нагрузке на проксимальный (шеечный) винт фиксатора в 500–600 Н. Указанный уровень нагруженности имплантата достигается в случае формирования костной мозоли после 1,5–2 месяцев фиксации перелома разработанным фиксатором. Разработана конструкция имплантата для обеспечения компрессии отломков проксимальной части бедренной кости и предотвращения проникновения лезвия шеечного винта в полость тазобедренного сустава. Проведены клинические испытания разработанного титанового фиксатора. Установлено, что конструкция фиксатора обеспечивает надежное соединение и сжатие (компрессию) фрагментов разрушенной кости фиксатором, что существенно ускоряет срастание отломков и приводит к эффективно-му снижению уровня нагруженности имплантата-фиксатора при ходьбе пациента уже в достаточно ранний послеоперационный период, составляющий 1,5–2 месяца.

#### Список литературы

1. The Variable Angle Hip Fracture Nail Relative to the Gamma 3: A Finite Element Analysis Illustrating the Same Stiffness and Fatigue Characteristics / Amir Matiyahu [et al.] // *Advances in orthopedics*. — 2013. — 11 p.
2. The fixation proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study / E.L. Steinberg [et al.] // *Journal of biomechanics*. — 2004. — 38(1). — Pp. 63–68.
3. Эппле, М. Биоматериалы и биоминерализация / М. Эппле; пер. с нем.; под ред. В.Ф. Пичугина, Ю.П. Шаркеева, И.А. Хлусова. — Томск: 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 докл. V Белорус. конгресса по теоретич. и прикл. механике*, Минск, 26–28 окт. 2011; Объедин. ин-т машиностроения НАН Беларуси. — Минск, 2011. — С. 423–428.
5. Кукареко, В.А. Разработка конструкции и определение механических характеристик имплантатов для фиксации переломов дистального отдела большеберцовой кости человека / В.А. Кукареко, А.А. Ситник, А.В. Шмелев // *Современные методы и технологии создания и обработки материалов*: сб. науч. тр.: в 3-х т. — Минск: ФТИ НАН Беларуси, 2018. — Т. 1: Материаловедение. — С. 108–119.
6. Ritacco, Lucas E. *Computer-Assisted Musculoskeletal Surgery: Thinking and Executing in 3D* / Lucas E. Ritacco, Federico E. Milano, Edmund Chao. — Springer, 2016. — DOI: 10.1007/978-3-319-12943-3\_17.
7. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture / P. Helwig [et al.] // *Injury*. — 2009. — 40 3: 288. — DOI: 10.1016/j.injury.2008.08.016.
8. Арзамасов, Т.В. Справочник по конструкционным материалам / Т.В. Арзамасов; под ред. Б.Н. Арзамасова, Т.В. Соловьевой. — М.: Изд-во МГТУ им. Баумана, 2005. — 649 с.
9. Сопротивление усталости. Основные термины, определения и обозначения: ГОСТ 23207-78. Введ. 01.01.79. — М: Изд-во стандартов, 1981. — 33 с.
10. Рюеди, Т.АО — Принципы лечения переломов / Т. Рюеди, Р. Бакли, К. Моран. — Берлин: Васса-Медиа, 2013. — 1103 с.
11. Фиксатор интрамедуллярный проксимального отдела бедренной кости с блокированием: пат. ВУ 11490U / А.В. Белецкий, А.А. Ситник, О.А. Корзун, А.С. Амельчяня, В.А. Кукареко. — Зарегистрирован: 15.06.2017.

**KORZUN Aleh A., Ph. D. in Med.**

Leading Researcher<sup>1</sup>  
E-mail: okorzun@mail.ru

**KUKAREKO Vladimir A., D. Sc. in Phys. and Math., Prof.**

Chief of the Center of Structural Research and Tribomechanical Testing of Materials and Mechanical Engineering Products<sup>2</sup>  
E-mail: v\_kukareko@mail.ru

**SHMIALIOU Aliaksei V., Ph. D. in Eng.**

Deputy Director General for Research<sup>2</sup>  
E-mail: shmeliov.alexsei@gmail.com

**SITNIK Alexandre A., Ph. D. in Med.**

Head of the Laboratory<sup>1</sup>  
E-mail: alexandre\_sitnik@yahoo.com

**BONDAREV Oleg N., Ph. D. in Med.**

Researcher<sup>1</sup>  
E-mail: zayonts@mail.ru

**LINOV Alexandre L., Ph. D. in Med., Assoc. Prof.**

Deputy Director<sup>1</sup>  
E-mail: kotidimi@tut.by

<sup>1</sup>Republican Scientific and Practical Center of Traumatology and Orthopedics, Minsk, Republic of Belarus

<sup>2</sup>Joint Institute of Mechanical Engineering of the NAS of Belarus, Minsk, Republic of Belarus

## IMPLANT FOR FIXING TROCHANTERIC FRACTURES OF THE FEMUR

The technique of three-dimensional geometric modeling of the proximal section of the human femur is described based on computed tomography data. The results of the finite-element modeling of the system “femur — fixator” are presented. The shape and size of the fixing implants of the proximal femur are determined. An implant–fixator design has been developed that provides compression of the fragments and prevents the penetration of the cervical screw into the cavity of the hip joint. The experimental samples of titanium fixators of the distal tibia were tested for static bending and cyclic durability.

**Keywords:** proximal femur, fracture, three-dimensional models of femur and fixator, experimental samples of titanium fixators, static bending, cyclic durability

### References

1. Matityahu A., Schmidt A.H., Grantz A., Clawson B., Marmor M., McClellan R.T. The Variable Angle Hip Fracture Nail Relative to the Gamma 3: A Finite Element Analysis Illustrating the Same Stiffness and Fatigue Characteristics. *Advances in orthopedics*, 2013.
2. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S. The fixation proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study. *Journal of biomechanics*, 2004, no. 38(1), pp. 63–68.
3. Epple M. *Biomaterialien und biomineralisation*. Vieweg+Teubner Verlag, 2003. 176 p.
4. Sitnik A.A., Kukareko V.A., Kovenya A.S., Chernyshev D.A. Razrabotka i konechno-elementnoe modelirovanie fiksatora bolshebertsovoy kosti na osnove dannykh kompyuternoy tomografii [Development and finite element modeling of the tibial fixator based on computed tomography data]. *Materialy dokladov 5 Belorusskogo kongressa po teoreticheskoy i prikladnoy mekhanike “Mekhanika–2011”* [Proc. 5th Belarusian Congress of Theoretical and Applied Mechanics “Mechanics – 2011”]. Minsk, 2011, pp. 423–428.
5. Kukareko V.A., Sitnik A.A., Shmialiou A.V. Razrabotka konstruktivnykh i opredelenie mekhanicheskikh kharakteristik implantatov dlya fiksatsii perelomov distalnogo otdela bolshebertsovoy kosti cheloveka [Design development and determination of mechanical characteristics of implants for fixation of distal tibia fractures in the human]. *Sovremennye metody i tekhnologii sozdaniya i obrabotki materialov. Materialovedenie* [Modern methods and technologies for creating and processing materials. Materials science], 2018, vol. 1, pp. 108–119.
6. Ritacco L.E., Milano F.E., Chao E. *Computer-Assisted Musculoskeletal Surgery: Thinking and Executing in 3D*. Cham, Springer International Publishing, 2016. 326 p.
7. Helwig P., Faust G., Hindenlang U., Hirschmüller A., Konstantinidis L., Bahrs C., Südkamp N., Schneider R. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture. *Injury*, 2009, no. 40(3), pp. 288–295.
8. Arzamasov T.V. *Spravochnik po konstruktivnym materialam* [Reference guide for construction materials]. Moscow, Moskovskiy gosudarstvennyy tekhnicheskii universitet im. N.E. Bauman Publ., 2005. 649 p.
9. State Standard 23207-78. *Soprotivlenie ustalosti. Osnovnye terminy, opredeleniya i oboznacheniya* [Fatigue resistance. Basic terms, definitions and designations]. Moscow, Standartov Publ., 1981. 33 p.
10. Rüedi T.P., Buckley R.E., Morgan C.G. *AO — Principles of Fracture Management*. Davos, AO Publishing, 2007. 1112 p.
11. Beletskiy A.V., Sitnik A.A., Korzun A.A., Amelchenya A.S., Kukareko A.V. *Fiksator intramedullyarnyy proksimalnogo otdela bedrennoy kosti s blokirovaniem* [Intramedullary fixator of the proximal femur with blocking]. Patent RB., no. 11490U, 2017.