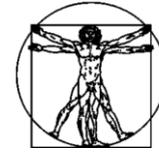


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2018.4.02
УДК 539.4/617.581



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО- ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ ДВУХОПОРНОМ СТОЯНИИ

**А.И. Боровков¹, Л.Б. Маслов^{1,3}, М.А. Жмайло¹, И.А. Зелинский¹,
И.Б. Войнов¹, И.А. Керестень², Д.В. Мамчиц², Р.М. Тихилов^{4,5},
А.Н. Коваленко⁴, С.С. Билык⁴, А.О. Денисов⁴**

¹ Институт передовых производственных технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Россия, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29, e-mail: iamt@spbstu.ru

² Институт прикладной математики и механики Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Россия, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29, e-mail: office@iamm.spbstu.ru

³ Кафедра теоретической и прикладной механики Ивановского государственного энергетического университета им. В.И. Ленина, Россия, 153003, Иваново, ул. Рабфаковская, 34, e-mail: maslov@tipm.ispu.ru

⁴ Российский орден Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена, 195427, Санкт-Петербург, ул. академика Байкова, 8, e-mail: info@rniito.org

⁵ Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова, 191015, Санкт-Петербург, Пискаревский пр., 47, e-mail: rectorat@szgmu.ru

Аннотация. Работа посвящена исследованию напряженно-деформированного состояния биомеханической системы, образованной эндопротезом тазобедренного сустава и костями тазовой области человека при нагружении, соответствующем равновесию пациента при двухопорном стоянии. В рамках решения проблемы была скорректирована геометрическая модель ранее разработанного имплантата, построена конечно-элементная модель системы и выполнена серия расчетов прочности в режиме «вертикальное стояние». Подготовленная модель учитывала пористую структуру части имплантата, заменяющего собой фрагмент тазовой кости, утраченной вследствие различных физиологических процессов или травмирующих воздействий. Рассмотрены особенности компьютерного анализа ревизионного эндопротезирования вертлужного компонента сустава. Представлены результаты конечно-элементного анализа напряженно-деформированного состояния системы, образованной скелетом и эндопротезом тазобедренного сустава человека, при двухопорном стоянии. Основное внимание уделено расчету напряжений в тазовом компоненте эндопротеза при статической нагрузке на имплантат, возникающей от момента затягивания медицинских винтов в кость и веса пациента.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, эндопротез, конечно-элементный анализ, напряженно-деформированное состояние, ревизионная артропластика.

© 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., 2018

Боровков Алексей Иванович, профессор, проректор по перспективным проектам, Санкт-Петербург

Маслов Леонид Борисович, д.ф.-м.н., заведующий кафедрой теоретической и прикладной механики, Иваново, ведущий научный сотрудник, Санкт-Петербург

Жмайло Михаил Александрович, ведущий инженер, Санкт-Петербург

Зелинский Илья Алексеевич, инженер, Санкт-Петербург

Войнов Игорь Борисович, начальник отдела, Санкт-Петербург

Керестень Илья Алексеевич, инженер, Санкт-Петербург

Мамчиц Дмитрий Вячеславович, инженер, Санкт-Петербург

Тихилов Рашид Муртузалиевич, д.м.н., профессор, директор, Санкт-Петербург

Коваленко Антон Николаевич, к.м.н., с.н.с., Санкт-Петербург

Билык Станислав Сергеевич, врач травматолог-ортопед, Санкт-Петербург

Денисов Алексей Олегович, к.м.н., врач травматолог-ортопед, Санкт-Петербург

ВВЕДЕНИЕ

Эндопротезирование тазобедренного сустава является одной из самых распространенных хирургических операций и одной из фундаментальных задач ортопедической биомеханики. Стандартная компоновка эндопротеза тазобедренного сустава содержит тазовый компонент, замещающий вертлужную впадину, и бедренный компонент, замещающий головку бедренной кости (рис. 1).

Компонент вертлужной впадины обычно представляет собой металлическую чашку со вставкой, как правило, из полиэтилена или керамики. В ходе операции полного эндопротезирования тазобедренного сустава чашка может подвергаться ударному воздействию (прессованию), устанавливаться с помощью медицинского цемента либо ввинчиваться в искусственно созданную вертлужную впадину. Бедренный компонент эндопротеза тазобедренного сустава состоит из ножки и шаровой головки.

Протезная головка может быть изготовлена из титана или кобальта – хрома с покрытием из керамики. Протезный шток чаще всего выполнен из титанового сплава марки Ti6Al4V. В основном используются такие комбинации пар материалов между головкой бедренной кости и чашкой вертлужной впадины, как керамика – керамика, керамика – полиэтилен и металл – полиэтилен. Главной медицинской целью проведения операции эндопротезирования является обеспечение нормального функционирования сустава.

Достоверное прогнозирование срока службы протеза возможно только при учете основных особенностей задачи, включающих сложную геометрическую форму областей биомеханической системы и ее многокомпонентность, динамические неоднородные условия нагружения, многочисленные контактные взаимодействия. Одним из эффективных способов решения такой задачи является прямое конечно-элементное моделирование. Требования к учету многочисленных деталей расчетной области приводят к формированию многомиллионной системы математических уравнений, решение которой возможно только при использовании суперкомпьютерных технологий. Необходимость соблюдения анатомических ограничений конкретного пациента обуславливает использование аддитивных технологий.

Согласно обзорам [16, 23] конечно-элементный анализ как численный метод исследования сложных биологических систем на основе моделей механики сплошной

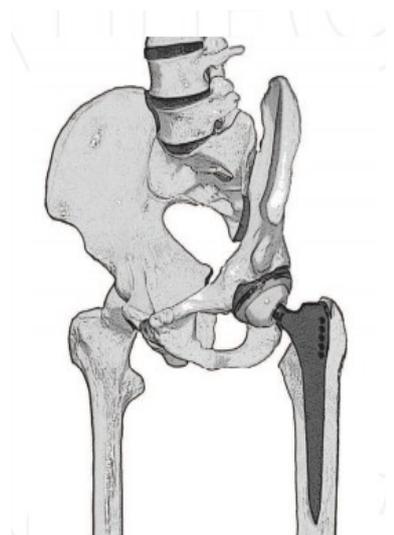


Рис. 1. Схема полного эндопротезирования тазобедренного сустава [17]

среды активно применяется с 70-х годов прошлого века. К настоящему времени выделилось три основных направления конечно-элементного моделирования в ортопедической биомеханике: 1) разработка конструкций и доклиническое исследование прочности эндопротезов и различных фиксирующих аппаратов, используемых при остеосинтезе [22]; 2) теоретический анализ фундаментальных механических свойств мышечно-скелетной системы человека; 3) исследования сложных временно-зависимых процессов адаптации, роста и регенерации живых тканей методами механики сплошной среды [5].

С конца XX в. опубликовано большое количество статей, посвященных теоретическому изучению механических аспектов взаимодействия эндопротеза тазобедренного сустава и костной ткани с применением программных комплексов на основе метода конечных элементов. Основное внимание уделено исследованию напряженно-деформированного состояния бедренного и тазового компонентов эндопротеза тазобедренного сустава и костной ткани при первичном эндопротезировании [1, 8, 19, 26, 27]. Немало работ посвящено эффекту экранирования напряжений вблизи имплантатов, обладающих повышенной жесткостью по сравнению с костной тканью, и разработке новых моделей эндопротезов с близкими к кости механическими свойствами [9, 12, 14, 20].

При этом предполагается, что конструкция эндопротеза образована стандартным набором компонентов определенного типоразмера и формы, используемых при первичной установке имплантатов. При расчете, как правило, вводятся допущения о полной механической связи между элементами эндопротеза тазобедренного сустава и поверхностью кости, хотя ряд статей специально посвящен исследованиям относительных микроперемещений ножки эндопротеза в канале берцовой кости. Современные подходы для анализа напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава, как правило, основаны на компьютерной томографии пациента и соответствующих геометрических *CAD (Computer Aided Design)* моделях имплантата [18, 19].

В последнее десятилетие появились публикации, описывающие результаты биомеханических исследований системы «скелет – эндопротез» в условиях вторичного эндопротезирования, связанного со значительным хирургическим вмешательством и индивидуальным подбором имплантата. Так, в работах [24, 29] обсуждаются вопросы реконструкции вертлужной впадины таза с помощью имплантатов, изготовленных на основе аутогенного биологического материала, взятого из малоберцовой кости. В статьях [15, 30] с биомеханических позиций рассматриваются варианты фиксации имплантата в тазовой кости. В работе [17] представлена полная конечно-элементная модель таза, включающая пояснично-крестцовый отдел позвоночника и проксимальный отдел бедра, построенная на основе компьютерной томографии пациента и пространственной геометрии исследуемой области. Конечно-элементные сетки тазовой кости, деталей и индивидуальных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава сложной пространственной формы образованы твердотельными упругими элементами и объединены в сборку. К пятому поясничному позвонку прикладывается вертикальная нагрузка 500 Н, а таз фиксируется таким образом, чтобы моделировать положение вертикального стояния на двух ногах. Проведенный расчет выявил значительную концентрацию напряжений на поверхности трансплантата, изготовленного из биоматериала малоберцовой кости. Авторами предлагается минимизировать пиковые напряжения путем введения дополнительной внутренней фиксации, обеспечивающей передачу усилий с аугмента кости на винтовую систему имплантата. Также высокая концентрация напряжений была обнаружена в местах винтовых соединений металлических составляющих тазового компонента

эндопротеза тазобедренного сустава и кости. Среди рассмотренных четырех способов фиксации лучшим стали двойные стержневые системы с ножками и подвздошные винты, обеспечивающие наименьшие значения максимальных напряжений и наименьшее перемещение таза.

В [31] представлен модульный эндопротез индивидуальной формы и размеров, предназначенный для замещения разрушенной половины таза. В работе проведен сравнительный анализ распределения напряжений между здоровым и восстановленным тазом в трех статических положениях: сидя, стоя на двух ногах и стоя на одной ноге с поврежденной стороны. Нагрузки, места их приложения и кинематические ограничения на степени свободы модели аналогичны описанным в [17]. Показано, что в здоровом тазе распределение напряжений сосредоточено в верхней области вертлужной впадины, дугообразной линии подвздошной кости, крестцово-подвздошном суставе, крестцовой средней линии и в верхней области большой седалищной вырезки. В области таза, подвергшейся резекции, распределение напряжений сосредоточено в проксимальной области лобковой пластины, верхней части вертлужной впадины, в местах соединения имплантата специальной формы с крылом тазовой кости и крестцово-подвздошным суставом. В целом при трех статических положениях распределение напряжений в восстановленном и здоровом тазе имеет сходный характер. Делается вывод, что реконструкция с помощью модульного эндопротеза разрушенной половины таза имеет хорошие биомеханические характеристики.

В статье [28] описывается новый подход к созданию имплантатов, основанный на технологии 3D-печати с использованием метода аддитивного слоя. Этот метод является идеальным для изготовления анатомически соответствующего индивидуального имплантата с внутренними пористыми структурами, которые улучшают остеоинтеграцию на стыках кости и имплантата. Данная технология была опубликована в обзоре общего эндопротезирования тазобедренного сустава при значительной потере объема кости вертлужной впадины с тазовым разрывом [13]. Индивидуальные для каждого пациента детали вертлужной впадины, точно соответствующие поврежденным участкам кости, сначала проектируются, а затем изготавливаются на 3D-принтере.

Несмотря на достигнутые к настоящему времени результаты по эндопротезированию тазобедренного сустава, все еще существует ряд серьезных проблем, требующих дальнейшего изучения конструкции и материалов имплантатов, материалов контактирующих тел и многих других вопросов. Метод конечных элементов используется при разработке конструкций имплантатов, помогая ответить на нерешенные вопросы, связанные с клиническими сложностями.

Основной задачей нашей работы являлось проведение прочностной проверки тазового компонента индивидуального (кастомизированного) эндопротеза для ревизионной артропластики тазобедренного сустава. Ревизионные операции, в отличие от первичных, характеризуются тем, что у каждого конкретного пациента своя форма костного дефекта, в связи с чем применение стандартных решений, когда используемый имплантат просто выбирается из каталога, может не привести к желаемому эффекту. Ревизионная операция будет максимально успешной и будет гарантировать долговечность конструкции, если устанавливаемый протез достаточно точно восстанавливает геометрию сустава и механику движения человека. При ревизионной операции это особенно важно, потому что каждая операция оказывает влияние на качество костной основы, и каждое следующее хирургическое вмешательство будет все более сложным. Именно этим и обусловлено применение индивидуальных имплантатов, при создании которых используются современные технологии компьютерного инжиниринга и аддитивное производство, вместе позволяющие обеспечить максимальную точность и кастомизацию.

В данной статье, являющейся развитием доклада [2], рассмотрены особенности задачи компьютерного моделирования ревизионного эндопротезирования вертлужного компонента тазобедренного сустава. Представлены результаты конечно-элементного анализа напряженно-деформированного состояния системы, образованной скелетом и эндопротезом тазобедренного сустава человека, при двухопорном стоянии. Основное внимание уделено расчету напряжений в тазовом компоненте эндопротеза при статической нагрузке на имплантат, возникающей от момента затягивания медицинских винтов в кость и веса пациента.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Постановка задачи

В Российском научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена (г. Санкт-Петербург) была проведена операция по полной замене правого тазобедренного сустава пациента на искусственный эндопротез. По медицинским показаниям была удалена часть подвздошной кости, входящей в костную систему таза, вместе с вертлужной впадиной, служащей местом сочленения таза и бедренной кости. Поскольку был удален значительный объем подвздошной кости, то в освободившееся пространство был установлен объемный титановый имплантат с пористой структурой аугмента, обеспечивающий со временем эффективную остеоинтеграцию. Первоначальная фиксация имплантата осуществлялась с помощью титановой крепежной пластины и медицинских винтов, удерживающих конструкцию в тазовой кости. Закрепление пластиковой чашки (вкладыша) эндопротеза в искусственно созданной с помощью титанового имплантата вертлужной впадине было проведено с использованием стандартного медицинского цемента, обеспечивающего плотное соединение поверхностей чашки и кости. Также были проведены относительно стандартные хирургические операции для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава.

В ходе клинических обследований пациента в предоперационный период с помощью компьютерной томографии и стандартного программного обеспечения получены пространственные геометрические модели тазобедренной системы, образованной крестцовой костью, головками бедренных костей, левой и правой безымянными костями, включая подвздошные кости и вертлужные впадины.

Поскольку задачей работы являлось детальное исследование напряженно-деформированного состояния тазового компонента эндопротеза тазобедренного сустава в соединении с подвздошной костью, то пространственные модели бедренной кости не разрабатывались. Постановка задачи компьютерного моделирования при двухопорном стоянии схематично изображена на рис. 2.

Бедренный компонент эндопротеза тазобедренного сустава представлен достаточно условно в виде стержня простого сечения таким образом, чтобы сохранить характерные размеры всей биомеханической системы «скелет – эндопротез».

При наличии симметричного нагружения от веса человека и действующих мышц целесообразно для существенного сокращения времени расчетов рассматривать половину расчетной области, несмотря на то что в действительности операция эндопротезирования была проведена только для одной половины тазобедренного сустава. Поэтому на рис. 2 левая часть системы получена простым симметричным отображением правой. Предполагается, что замена тазобедренного сустава на искусственный должна обеспечивать качественное функционирование опорно-двигательного аппарата человека и быть проведена таким образом, чтобы это не внесло серьезных изменений в общую механическую картину распределения и действия сил от основных двигательных мышц.

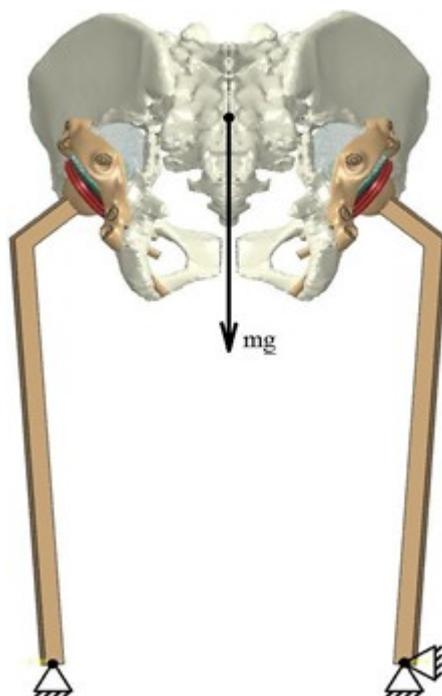


Рис. 2. Постановка задачи для расчета прочности системы «скелет – эндопротез» тазобедренного сустава

Конечно-элементные модели

Обработка, позиционирование и доработка геометрических пространственных моделей крестцовой и безымянной тазовой костей осуществлялись с применением программной системы автоматизированного проектирования *Solid Works (Dassault Systèmes, USA)* [2].

Построение пространственных конечно-элементных сеток на основе пространственных геометрических моделей, разработка полной расчетной модели, настройка и решение осуществлялись в программной системе компьютерного инжиниринга *ABAQUS CAE (Dassault Systèmes, USA)*. Расчетная модель состоит из трех структурных групп: тазовой кости совместно с крестцом, тазового и бедренного компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. Основные группы компонентов конечно-элементной модели биомеханической системы «скелет – эндопротез» представлены на рис. 3, 4.

Принято, что тазовая кость образована наружным слоем компактного вещества постоянной толщины 0,5 мм (кортикальная кость) и губчатым веществом, заполняющим оставшийся внутренний объем кости (спонгиозная кость) (см. рис. 3). В эту же группу входит половина крестцовой кости, жестко скрепленная с основной частью тазовой кости.

Группа бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава включает в себя титановый бедренный компонент эндопротеза, замещающий часть подвздошной кости, пластиковую чашку сустава и костный цемент, удерживающий вкладыш в имплантате (см. рис. 4). Модель бедренной кости с эндопротезом, как было сказано выше, не рассматривается в данной постановке задачи, а бедренный компонент эндопротеза представляет собой простую конструкцию, образованную пространственным стержнем и шаровой частью диаметра, соответствующего внутреннему диаметру чашки эндопротеза.

Наконец, в группу тазового компонента эндопротеза тазобедренного сустава можно отнести цельнометаллическую титановую пластину, пористый титановый аугмент и специальные медицинские винты, предназначенные для фиксации металлических элементов к здоровой части тазовой кости (см. рис. 4).

Фронтальный и боковой виды полной конечно-элементной модели системы «скелет – эндопротез» представлены на рис. 5. В качестве основного для большинства пространственных конструктивных частей системы использован линейно-упругий конечный элемент тетраэдральной формы с тремя поступательными степенями свободы в узле.

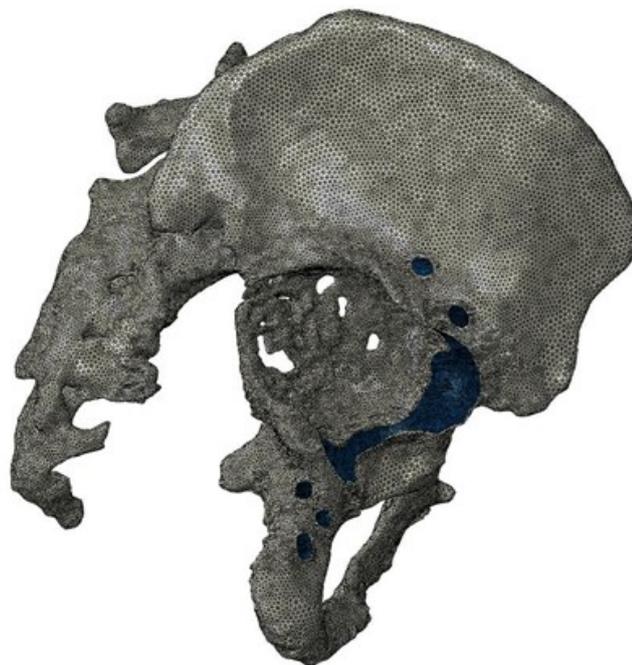


Рис. 3. Группа компонентов тазовой кости правой половины тазобедренного сустава совместно с крестцом

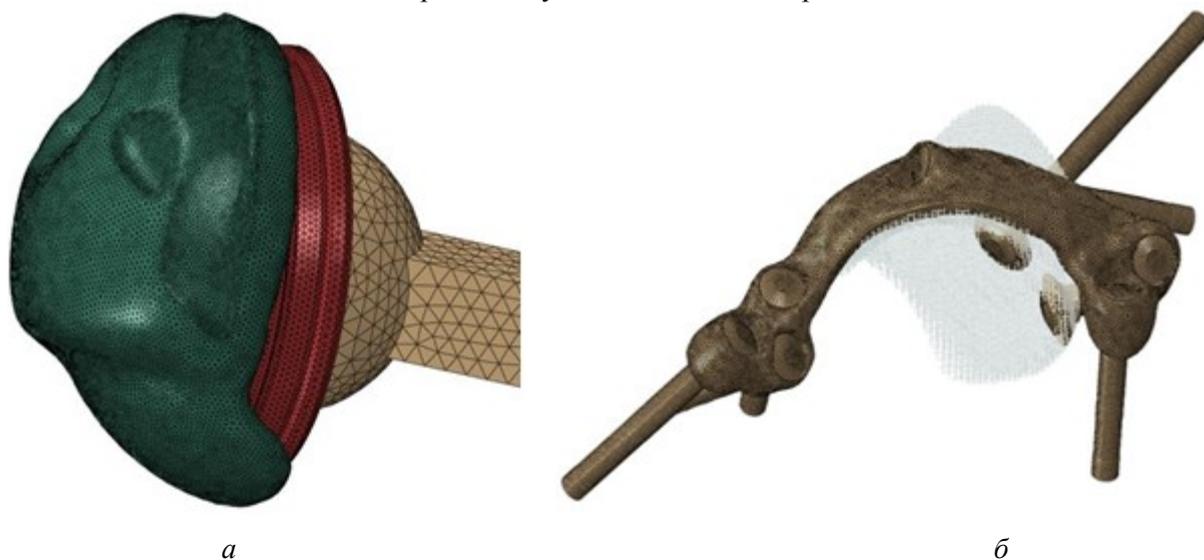


Рис. 4. Группа компонентов эндопротеза тазобедренного сустава: бедренного (а), тазового (б)



Рис. 5. Расчетная модель биомеханической системы «скелет – эндопротез»:
а – вид спереди; *б* – вид справа

Исключение составляет пористый титановый аугмент, замещающий часть подвздошной кости в области вертлужной впадины. Поскольку данная деталь изготовлена из титана со значительной величиной пористости (70%), то ее конечно-элементная модель сформирована с помощью балочных элементов с поступательными и вращательными степенями свободы в узлах, образующих пространственную конструкцию из элементарных ячеек.

Количественные характеристики конечно-элементной сетки компонентов исследуемой биомеханической системы имеют следующие значения:

- тазовая кость: 1 080 000 элементов, 500 000 узлов;
- титановый имплантат: 800 000 элементов, 160 000 узлов;
- костный цемент: 360 000 элементов, 75 000 узлов;
- вкладыш (чашка): 210 000 элементов, 40 000 узлов;
- титановая пластина: 180 000 элементов, 40 000 узлов.

Общее количество конечных элементов расчетной модели системы «скелет – эндопротез» составило 2 800 000, а полное число степеней свободы, определяющее размер глобальной матрицы жесткости, – приблизительно 6 060 000. Расчет проводился на рабочей станции с процессором *Intel i7* 6-го поколения с 32 Гб *RAM*.

Характеристики материалов

В качестве основной математической модели материалов, используемых в конечно-элементных моделях компонентов биомеханической конструкции, принята

модель линейно-упругого тела, подчиняющегося обобщенному закону Гука. Несмотря на наличие микроструктуры костного вещества и пористого титанового аугмента, все материалы рассматривались как гомогенные с изотропными эффективными свойствами.

Проведенный анализ научных публикаций по значениям плотности, модуля упругости, коэффициента Пуассона, предельным напряжениям и коэффициенту трения в контактных парах показал достаточно большой разброс даже для стандартных материалов, таких как титан, полиэтилен и костный цемент (табл. 1, 2). Поэтому в качестве расчетных, как правило, были взяты средние значения из найденного диапазона величин, выделенные в таблицах 1, 2 жирным шрифтом.

Таблица 1

Физико-механические свойства материалов

Материал	Модуль упругости, ГПа	Критическое напряжение, МПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, г/см ³
Титан Ti6Al4V (все металлические детали)	105– 110 –115 [10]	1020– 1065 –1110 [10]	0,3 –0,34 [10, 21]	4,4– 4,41 [10, 21]
Компактное вещество (кортикальная кость)	9,6– 10 –17,4 [6, 21, 11]	80– 100,5 –121 [21]	0,2– 0,3 –0,32 [6, 21, 11]	1,0– 1,47 –1,94 [21]
Губчатое вещество (спонгиозная кость)	0,5 –1,5 [6, 11] 4,45–14 [21]	48– 53,5 –59 [21]	0,3 [6, 21, 11]	0,5– 1,19 –1,87 [21]
Костный цемент	2,177 [25] 23,9–26,5 [21]	95,9 [25]	0,4 [21]	1,57– 1,785 –2 [21]
Полиэтилен (вкладыш чашки эндопротеза)	25 [6]	12– 23,5 –35 [7]	0,35 [6]	0,9– 0,93 –0,96 [7]

Таблица 2

Коэффициенты трения для пар материалов

Пара материалов	Коэффициент трения
Титан (Ti6Al4V) – титан (Ti6Al4V)	0,3– 0,55 –0,8 [21], 0,15 [3]
Титан (Ti6Al4V) – кортикальная кость	0,1– 0,2 [21], 0,3 [3]
Титан (Ti6Al4V) – спонгиозная кость	0,3 [3]
Титан (Ti6Al4V) – полиэтиленовый вкладыш	0,1– 0,15 –0,2 [21]
Кортикальная кость – костный цемент	0,5 [3]
Спонгиозная кость – костный цемент	0,5 [3]

Нагрузки и кинематические ограничения

Согласно исходной постановке задачи сила тяжести, равная весу пациента, приложена в центре тяжести, расположенном в плоскости симметрии тела человека (см. рис. 2). Из уравнений статического равновесия твердого тела следует, что при



Рис. 6. Граничные условия, наложенные на модель

двухопорном стоянии она уравнивается силами реакций опор, которые можно считать равными половине веса пациента. С вычислительной точки зрения удобнее закрепить область крестца, считая таз неподвижным, а нагрузку приложить в зоне окончания упрощенной модели ножки бедренного компонента эндопротеза. Поэтому в качестве кинематических граничных условий для расчетной модели выбраны следующие виды ограничений на поступательные степени свободы в узлах конечно-элементной сетки (рис. 6):

1) Условия симметрии в виде запрета нормальных перемещений в узлах элементов, выходящих на плоскость симметрии тазовой кости (сине-оранжевая область на рис. 6).

2) Жесткое закрепление области крестца, сочлененного с тазовой костью, в виде задания нулевых перемещений в узлах конечных элементов (оранжевая область на рис. 6).

3) Закрепление узлов сетки, выходящих на нижнюю поверхность ножки эндопротеза от перемещений в латеральной плоскости, с возможностью перемещаться в вертикальном направлении (красная стрелка на рис. 6), что необходимо для возможности приложения силы, соответствующей весу пациента.

В рассматриваемой конечно-элементной модели биомеханической системы «скелет – эндопротез» силовые граничные условия образованы двумя типами действующих нагрузок.

Во-первых, это, как было отмечено выше, сила реакции опорной поверхности величиной 650 Н, эквивалентная весу пациента 130 кг. Она перенесена вдоль линии действия так, чтобы быть приложенной к центру нижней поверхности модели ножки бедренного компонента эндопротеза в направлении допустимой вертикальной степени свободы.

Во-вторых, к внешним нагрузкам необходимо отнести специфические силы,

возникающие при закручивании медицинских винтов в объем тазовой кости, стягивающих титановые компоненты эндопротеза (объемный пористый титановый аугмент и крепежную титановую пластину) с тазовой костью. Поскольку значение момента силы, с которым хирург осуществляет затяжку винтов, как правило, точно не известно, то величина сил натяжения для кортикальных винтов с диаметром резьбы 4,5 мм была принята равной 500 Н. Данное значение подтверждается как известными литературными данными [15], так и собственными экспериментами по оценке максимальной продольной силы, соответствующей началу разрушения материала костного вещества при затягивании винта.

Поскольку конечно-элементная модель состоит из нескольких структурных компонентов, соприкасающихся и взаимодействующих друг с другом с различной степенью интенсивности механической связи, то между соответствующими поверхностями вводятся контактные взаимодействия. В рассматриваемой расчетной модели введены два типа контактных пар, образованных соприкасающимися поверхностями объемных частей модели, в зависимости от степени подвижности между ними.

Первую группу составляют части системы, допускающие проскальзывание и отрыв друг относительно друга, что описывается контактным взаимодействием с возможностью относительных перемещений. В нее мы включили следующие основные контактные пары: 1) титановая головка бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава и полиэтиленовый вкладыш тазового компонента эндопротеза тазобедренного сустава; 2) пористый титановый аугмент и тазовая кость; 3) крепежная титановая пластина и тазовая кость; 4) головки винтов и поверхности крепежной титановой пластины. Включив в первую группу объемный пористый титановый аугмент, формирующий искусственную вертлужную впадину, мы подразумевали, что проводимый компьютерный расчет соответствует начальной стадии установки эндопротеза тазобедренного сустава, когда врастание костного вещества в поры имплантата еще не произошло, а следовательно, возможны микроперемещения имплантата относительно тазовой кости.

Во вторую группу включены части системы, которые, исходя из медико-биологических и физических допущений, должны быть жестко связаны друг с другом уже на стадии выполнения операции остеосинтеза.

К ним относятся: 1) медицинский скрепляющий цемент и полиэтиленовый вкладыш тазового компонента эндопротеза тазобедренного сустава; 2) медицинский скрепляющий цемент и пористый титановый аугмент; 3) крепежная титановая пластина и пористый титановый аугмент; 4) ножки крепежных винтов и костное вещество.

В заключение данного раздела отметим также, что в модели не было разделения тазовой кости от крестца. Поскольку любая контактная пара сильно влияет на скорость сходимости итерационного решения, то для уменьшения времени счета и ввиду удаленности крестца от интересующей нас области было принято допущение о возможности объединения объемов тазовой кости и крестца в единое тело. Расчет был проведен в два этапа при последовательном приложении сил затяжки винтов и веса пациента. Принято допущение о малых деформациях, возникающих в элементах конструкции, и отсутствии эффектов релаксации напряжений для всех включенных в модель видов материалов.

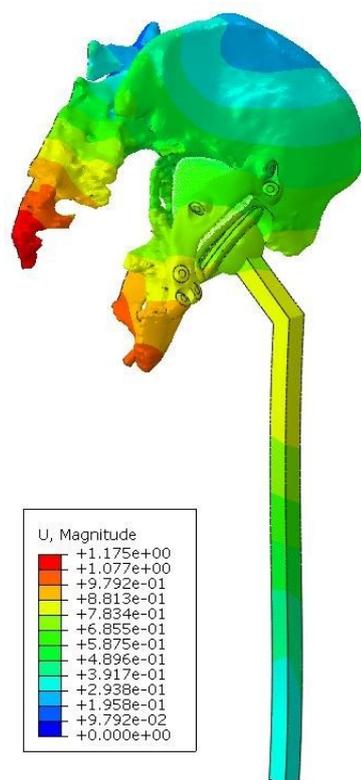


Рис. 7. Форма колебаний, соответствующая первой собственной частоте (178 Гц)

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Модальный анализ

Модальный анализ, как правило, проводится для определения собственных частот и соответствующих им форм колебаний, но может использоваться и в качестве начального этапа при решении нестационарных задач. Одной из проверок корректной работоспособности численной модели является отсутствие нулевых частот колебаний при проведении модального анализа. Выполнение данного необходимого условия гарантирует отработку всех контактных взаимодействий и отсутствие несвязанных составляющих модели.

Поскольку в настоящей работе рассматривается статическая постановка задачи двухопорного стояния, то модальный анализ был применен не для исследования частот и форм колебаний системы «скелет – эндопротез», а для проверки корректности конечно-элементной модели, в частности для проверки работоспособности контактных взаимодействий и кинематических граничных условий.

На рис. 7 представлена первая форма колебаний, соответствующая низшей частоте свободных колебаний, равной 178 Гц.

Анализ формы колебаний показывает, что разработанная конечно-элементная модель ведет себя корректно как единая конструкция, осуществляя свободные колебания при заданных закреплениях на собственной частоте, лежащей в приемлемых числовых пределах [4].

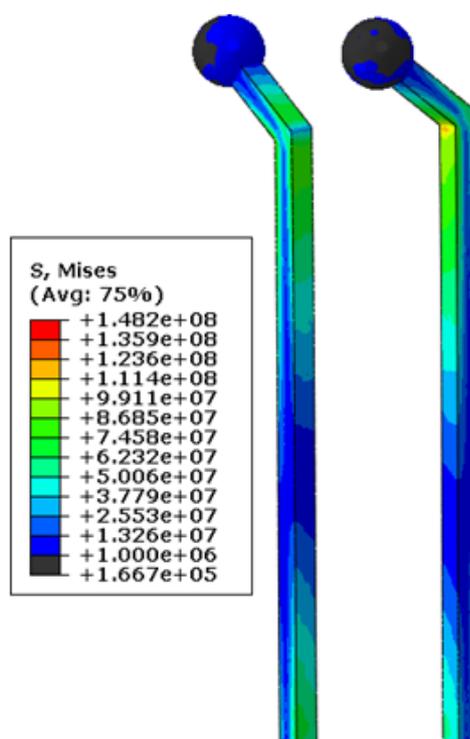


Рис. 8. Интенсивность напряжений по Мизесу для бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава

Анализ напряженно-деформированного состояния модели эндопротеза

В этом разделе приведены результаты расчета напряженно-деформированного состояния и проведена оценка прочности составляющих биомеханической конструкции, включающей основные компоненты искусственного тазобедренного сустава, с учетом обоих типов нагружения в виде силы затяжки винтов и веса пациента.

На рис. 8 представлено распределение интенсивности напряжений по Мизесу для титанового бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Концентрация напряжений наблюдается на поверхности внутреннего угла ножки эндопротеза в области перехода от наклонной к вертикальной его части. Максимальные напряжения достигают величины 148,2 МПа, что значительно ниже предела прочности титана, составляющего 1065 МПа (табл. 1). Как и следовало ожидать, упрощенная модель ножки эндопротеза, построенная без учета реальной формы и размеров ножки, обеспечивает выполнение условия прочности со значительным запасом, поскольку размер сечения стержня, моделирующего ножку, был выбран априори больше реальных значений.

Распределение интенсивности напряжений по Мизесу для полиэтиленового вкладыша представлено на рис. 9.

Наибольшее сосредоточение максимальных эквивалентных напряжений наблюдается в области кромочного контактного взаимодействия. Всплески напряжений в отдельных точках носят нерегулярный локализованный характер, обусловленный сингулярными кромками и, возможно, слабой конечно-элементной аппроксимацией расчетной области. Пренебрегая этими пиками, достигающими до 59,8 МПа и возникающими, скорее всего, из-за численных погрешностей, можно говорить о сохранении прочности вкладыша (в соответствии с табл. 1) при заданных нагрузках. Уточненный анализ напряжений возможен при выделении чашки эндопротеза вместе с бедренным компонентом в отдельную конструкцию и проведении расчета с

использованием более подробной конечно-элементной сетки вблизи кромки вкладыша. Дополнительно могут потребоваться сглаживание прямого угла между поверхностями и учет упруго-пластического поведения материала.

Распределение эквивалентных напряжений, возникающих в модели костного цемента, также носит выраженный локальный характер (рис. 10). Основное сосредоточение максимальных напряжений до 37,4 МПа наблюдается в узкой области примыкания цемента к поверхности тазовой кости, а также между контактирующими поверхностями цемента и титанового имплантата. Однако в целом видно, что костный цемент практически не испытывает серьезных механических напряжений. В соответствии с табл. 1 условие прочности для костного цемента выполняются с запасом прочности более 2,5.

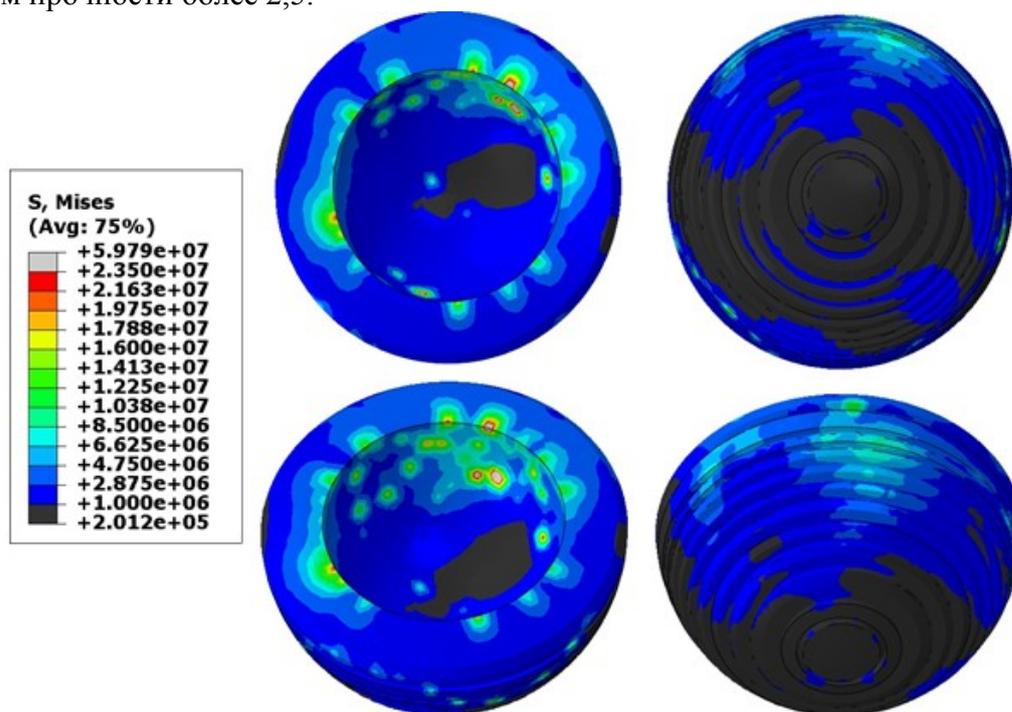


Рис. 9. Интенсивность напряжений по Мизесу для полиэтиленового вкладыша

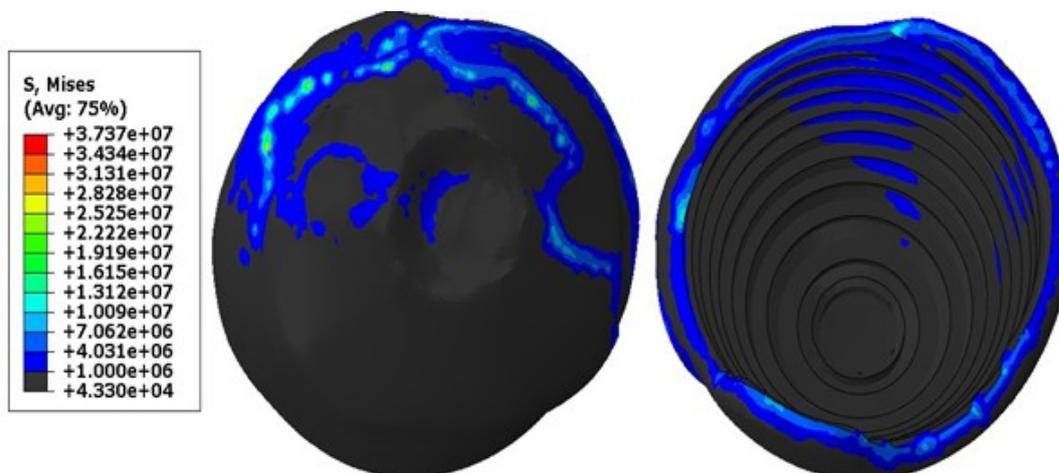


Рис. 10. Интенсивность напряжений по Мизесу для костного цемента

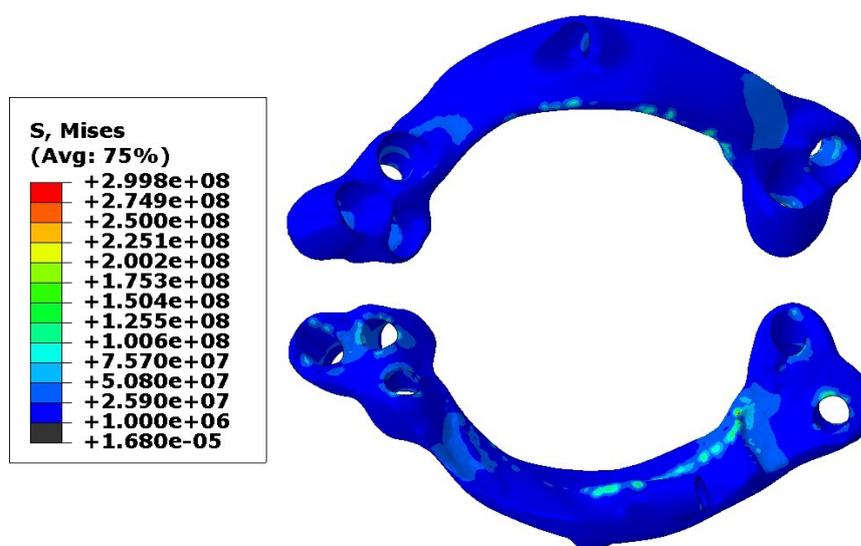


Рис. 11. Интенсивность напряжений по Мизесу для крепежной пластины

Следующая группа компонентов эндопротеза тазобедренного сустава, у которых анализ напряженно-деформированного состояния имеет существенное значение для оценки их прочности, – это титановая крепежная пластина, винты и пористый титановый аугмент.

На рис. 11 представлено распределение интенсивности напряжений по Мизесу для пластины, предназначенной для первичной фиксации имплантата. Основное сосредоточение максимальных напряжений наблюдается в области отверстий для винтов и в области контактного взаимодействия с костью, вызвано величиной локального натяжения титановых винтов. Условия прочности выполняются в соответствии с таблицей 1 со значительным запасом прочности (более 3,5). Такие низкие значения эквивалентных напряжений и общая картина распределения напряжений позволяют предположить, что конструкция не является оптимальной по своим геометрическим и массовым характеристикам. Конечно, при проведении возможной оптимизации нужно иметь в виду, что в статье представлены результаты только статического анализа, в то время как динамические нагрузки могут быть в несколько раз выше. Однако столь низкий уровень напряжений в основной части пластины показывает, что конструкция допускает снижения массы и объема материала.

Напряжения в медицинских титановых винтах оказываются приблизительно в два раза больше, чем в крепежной пластине, с которой они взаимодействуют (рис. 12). Преимущественно локализация эквивалентных по Мизесу напряжений, вызванных силами локального натяжения вдоль продольной оси, наблюдается на поверхности винтов вне тазобедренной кости. Запас прочности составляет не менее 1,6 в соответствии с табл. 1.

На рис. 13 представлена интенсивность напряжений по Мизесу для пористого титанового аугмента, замещающего удаленную часть тазовой кости в области вертлужной впадины.

Для разработанной модели пористого материала из балочных элементов основное сосредоточение максимальных напряжений наблюдается в локализованных областях, вызванных сингулярным контактным взаимодействием стержней пористой структуры титана с тазобедренной костью.

Вероятно, повышенные напряжения в отдельных стержнях стоит рассматривать как численные погрешности, связанные с особенностями моделирования контактного взаимодействия между одномерными балочными конечными элементами (титановый аугмент) и пространственными упругими элементами, описывающими объем костей таза.

В качестве альтернативного подхода для описания титанового имплантата-аугмента могут быть предложены известные феноменологические модели пористого тела как материального континуума [4], также имеющие компьютерную реализацию в конечно-элементных комплексах. В этом случае свойства и, как следствие, напряженно-деформированное состояние от контактного взаимодействия будут «размазаны» по объему материала. Интегральные макроскопические нагрузки будут описаны корректно, а информация о микроповедении материала, в частности о результатах контактного взаимодействия, будет осреднена. Возможно, для уточнения напряженно-деформированного состояния впоследствии потребуется разработка дополнительных моделей, учитывающих микроструктуру аугмента.

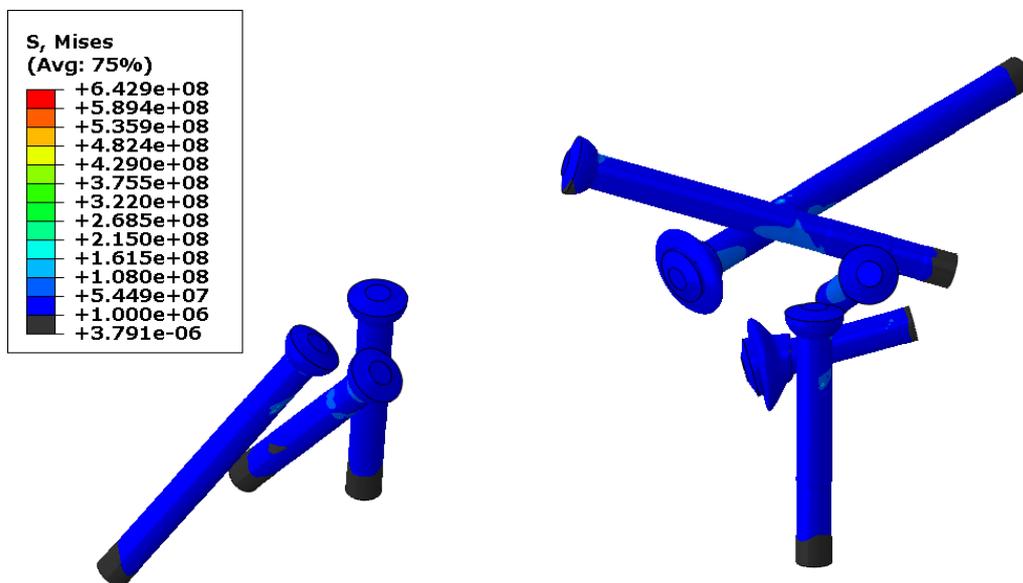


Рис. 12. Интенсивность напряжений по Мизесу для титановых винтов

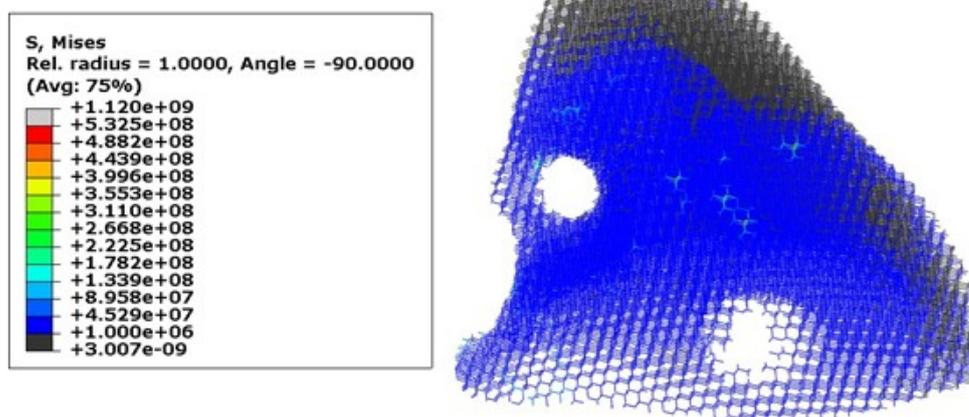


Рис. 13. Интенсивность напряжений по Мизесу для пористого титанового имплантата-аугмента

Тем не менее даже при использовании стержневой модели пиковые напряжения стремительно затухают при удалении от области точечного контакта. Можно говорить о том, что размером критических областей допустимо пренебречь в соответствии с табл. 1 и принять запас прочности около 3.

Анализ напряженно-деформированного состояния модели таза

В данном разделе приведены результаты расчета напряжений, возникающих в кортикальном и спонгиозном слоях костей таза, обусловленных действием сил затяжки винтов и веса пациента. На рис. 14 представлены картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу на поверхности тазовой кости. Основное сосредоточение напряжений, близких к критическим, наблюдается в кортикальном слое вокруг отверстий для титановых винтов, вызванных натяжением титановых винтов, стягивающим имплантат с подвздошной костью и другими частями таза. Область вертлужной впадины тазовой кости является интегрально нагруженной и наиболее уязвимой. Расчет показывает, что в локальных зонах вблизи кромок отверстий под винты напряжения превышают предел прочности кортикальной кости, принятый равным 100 МПа.

С практической точки зрения это означает, что при ввинчивании винтов в кость с последующей нагрузкой на тазобедренный сустав может наблюдаться разрушение близлежащих слоев костной ткани. Наличие дефектов конструкции или геометрического несоответствия контактирующих площадок может усугубить напряженно-деформированное состояние тазовой кости. Для того чтобы

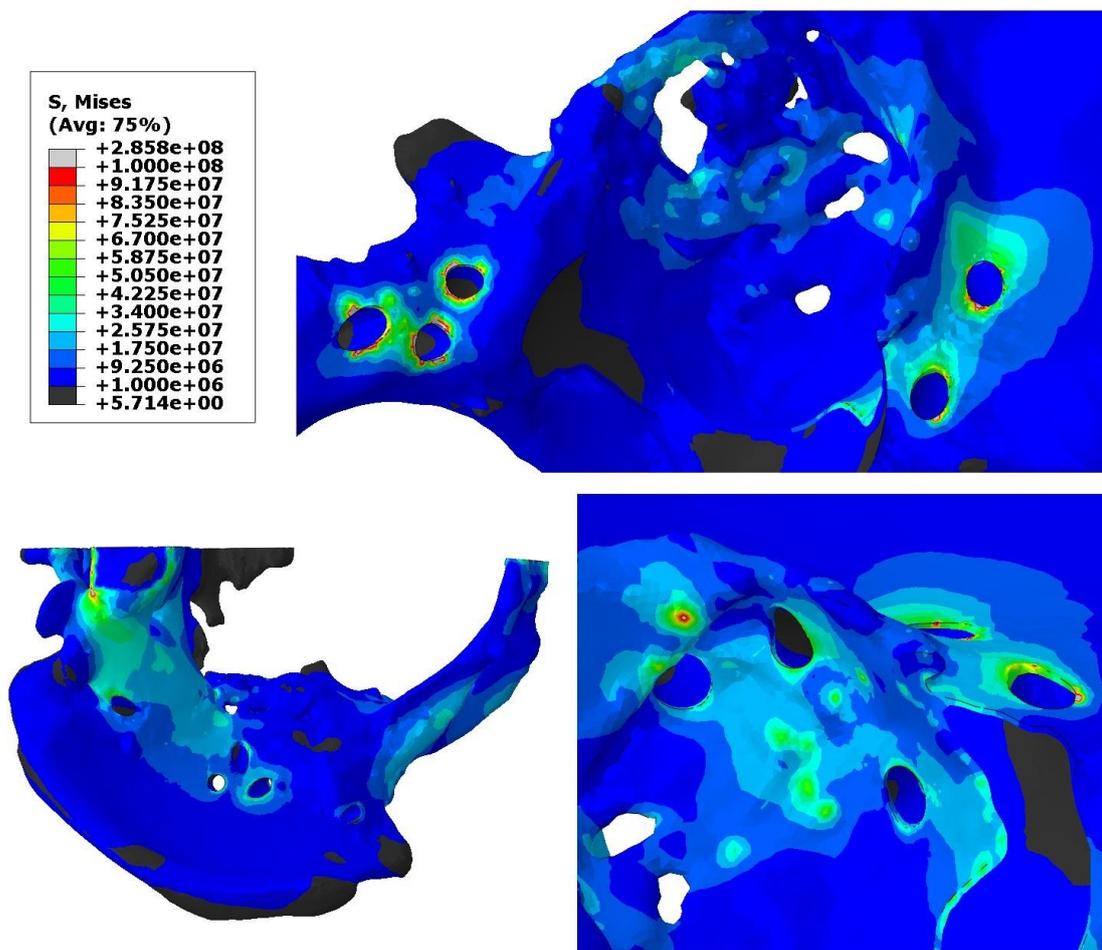


Рис. 14. Интенсивность напряжений по Мизесу для тазобедренной кости

продемонстрировать, какие именно силовые условия приводят к возникновению концентрации напряжений в костном веществе вблизи отверстий под винты, на рис. 15, 16 показаны поля напряжений, рассчитанные после первого и второго этапов нагружения соответственно. Согласно механической постановке задачи на первом этапе происходит нагружение конструкции силами затяжки винтов с образованием контактного взаимодействия, в то время как сила, эквивалентная весу тела пациента, прикладывается на следующем расчетном этапе.

Сравнительный анализ результатов расчета напряженно-деформированного состояния тазовой кости при отсутствии (рис. 15, *a*) и наличии (рис. 15, *б*) веса пациента соответственно подтверждает, что концентрация напряжений на краях отверстий вызвана продольными силами, с которыми винты притягивают костную ткань к поверхности крепежной титановой пластины.

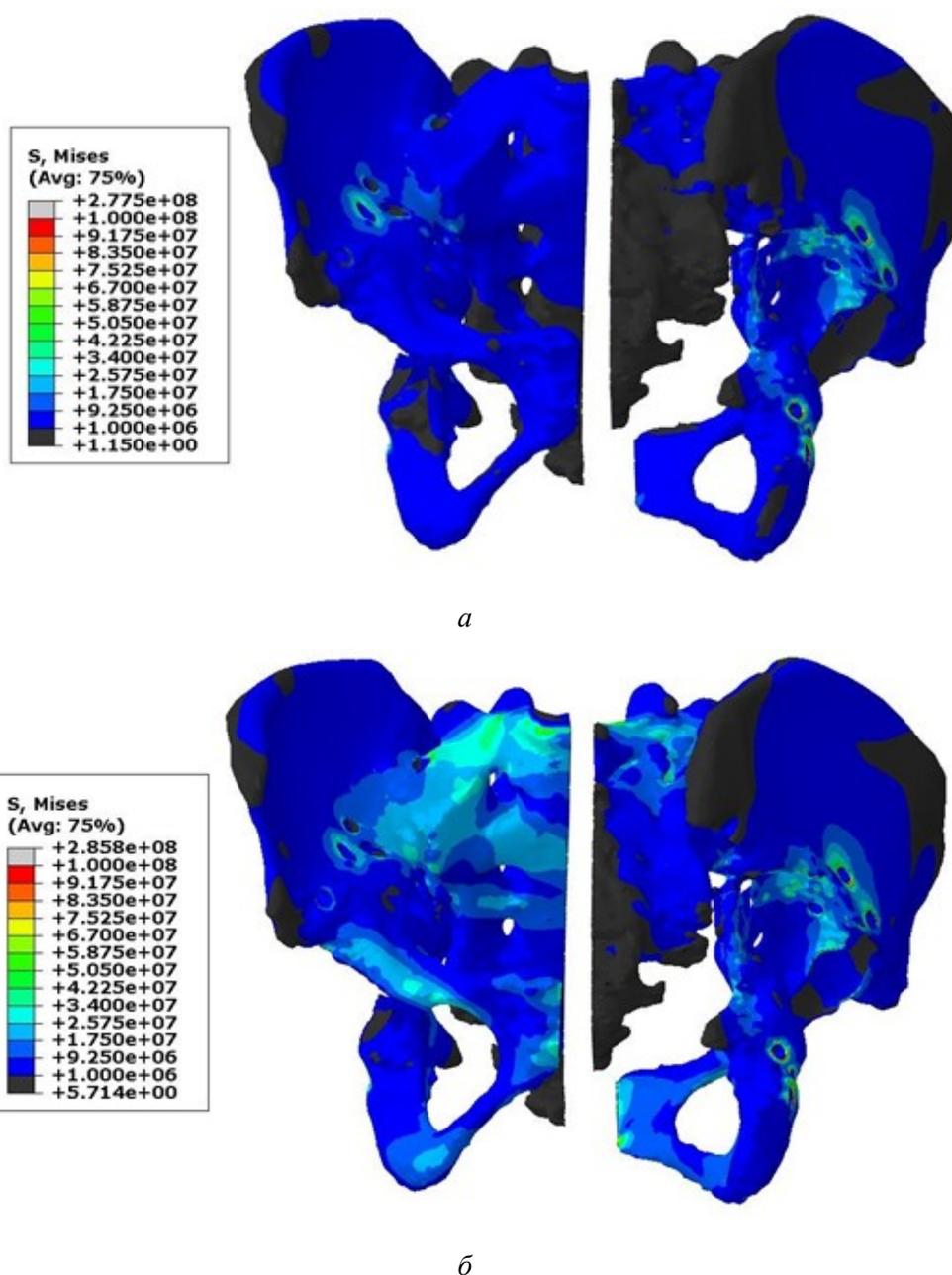


Рис. 15. Интенсивность напряжений по Мизесу для тазобедренной кости при отсутствии веса (*a*) и с учетом веса (*б*) пациента (вид спереди и сзади)

Приложение эквивалентной весовой нагрузки не меняет картину распределения напряжений в зоне винтов и контактного соединения имплантата и кости, а максимальное значение напряжений увеличивается всего лишь на 3% – что не является критической величиной с учетом того, что напряжения уже значительно, хотя и локально, превышают установленный предел прочности.

В то же время вес тела логично повышает общий уровень напряжений во всем объеме таза, включая заднюю поверхность подвздошной кости, нижние части тазовой кости, крестец. Однако достигаемые в этих зонах напряжения не превышают 50% предела прочности кортикальной ткани согласно таблице 1.

Для снижения уровня напряженно-деформированного состояния в костном веществе и обеспечения кратковременной (до наступления полной остеоинтеграции) надежности крепления составляющих эндопротеза тазобедренного сустава можно предложить следующие рекомендации, обусловленные выявленными особенностями работы рассматриваемой биомеханической конструкции. В первую очередь при проведении хирургической операции желательно избегать образования тонких стенок между соседними винтами путем разнесения их в пространстве.

Целесообразно также избегать комбинации концентраторов напряжений различной природы, например, выхода эллипсоидальных отверстий для винта на перегибы тазовой кости. Совместное действие подобных концентраторов напряжений приводит к кумулятивному эффекту увеличения напряженно-деформированного состояния. При наличии возможности по позиционированию необходимо изменить направление винта таким образом, чтобы отверстие не выходило на перегиб тазобедренной кости.

Наконец, для более равномерного распределения контактного давления и, как следствие, снижения пиков напряжений на поверхности тазовой кости вблизи отверстий для винтов необходим подбор крепежных элементов с максимальным топологическим соответствием рабочих поверхностей поверхности тазовой кости.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В статье рассмотрена важная проблема биомеханики опорно-двигательного аппарата, теоретически исследовано напряженно-деформированное состояние системы «скелет – эндопротез» тазобедренного сустава при двухопорном стоянии. На основе данных компьютерной томографии пациента разработаны реалистичные конечно-элементные модели костей таза пациента, прошедшего хирургическое лечение в Российском научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена (г. Санкт-Петербург), и тазового компонента индивидуально подобранного эндопротеза тазобедренного сустава.

Актуальность поставленной задачи связана с развитием персонализированной медицины, требующей разработки имплантатов индивидуальной формы для восстановления утраченных функций элементов опорно-двигательного аппарата человека. Современные вычислительные методы и программные средства на их основе позволяют решать контактные задачи механики сплошной среды, описывающие сложные взаимодействия костной ткани с имплантатами при наличии физиологических нагрузок и дополнительных сил.

В результате компьютерного анализа с использованием универсального конечно-элементного комплекса *ABAQUS CAE* рассчитано распределение напряжений в титановых компонентах эндопротеза тазобедренного сустава и костных тканях таза пациента. На основе полученных результатов и литературных данных по допустимым значениям напряжений проанализирована статическая прочность биомеханической системы «скелет – эндопротез».

Схема нагружения при двухопорном стоянии состояла из двух основных этапов: первый – натяжение титановых винтов; второй – приложение веса пациента. Выявлено, что наиболее уязвимым местом, подверженным разрушению, является кортикальный слой тазобедренной кости вокруг отверстий для титановых винтов, что вызвано эффектом локального натяжения винтов. Определено, что основное и наиболее существенное сосредоточение напряженно-деформированного состояния тазобедренной кости возникает именно на первом этапе. Таким образом, при проведении операции, с точки зрения обеспечения прочности костей таза, наибольшее внимание следует уделять осторожному скреплению имплантата с костью во избежание нежелательного разрушения кортикального слоя кости вокруг отверстий.

Для увеличения показателей прочности можно предложить несколько рекомендаций. Во-первых, необходим чуткий контроль повреждаемости кортикального слоя тазобедренной кости при установке имплантата. Область кортикального слоя вблизи крепежной пластины подвержена двум механическим воздействиям: стягивающему усилию со стороны винтов и давлению со стороны пластины. Неполное контактное взаимодействие пары пластина – кость, вызванное частичным несовпадением геометрических поверхностей, приводит к уменьшению площади контакта и, как следствие, увеличению напряжений в этой области, что нежелательно.

Во-вторых, рекомендуется находить оптимальное пространственное распределение скрепляющих винтов, поскольку их плотное позиционирование приводит к образованию тонких стенок, что может неблагоприятно повлиять на целостность системы. При этом комбинация концентраторов напряжений приводит к существенному увеличению напряженно-деформированного состояния, что нежелательно для соблюдения прочности и усталостной долговечности системы. В частности, наличие эллипсоидального отверстия вблизи перегиба тазобедренной кости является наиболее уязвимым местом с точки зрения усталостной прочности. Если изменить направления отверстия для винта на несколько градусов от перегиба таким образом, чтобы концентраторы напряжений не суммировались, то можно добиться значительного улучшения показателей прочности.

Отметим, что с течением времени будет происходить вращение костного вещества в поры титанового имплантата [4], что приведет к увеличению остеоинтеграции пористого титанового аугмента с костью и более равномерному распределению нагрузки со стороны веса пациента. В долгосрочной перспективе эффект остеоинтеграции должен благоприятно повлиять на оценку усталостной прочности всей биомеханической конструкции.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрыбин В.Л., Сотин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 9–35.
2. Григорьева И.С., Мейлихова Е.З. Физические величины: справ. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – С. 122–123.
3. Керестень И.А., Боровков А.И., Жмайло М.А., Коваленко А.Н., Билык С.С. Конечно-элементное моделирование и исследование напряженно-деформированного состояния компонентов тазобедренного сустава для двухопорного стояния // Неделя науки СПбПУ: материалы научн. конф. с междунар. участием. – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2016. – С. 74–76.
4. Левадный Е.В., Нуштаев Д.В. Исследование напряженно-деформированного состояния верхней трети бедренной кости при ее межвертельном переломе и накостной фиксации с применением шеечного винта со спиралевидной резьбой // Тр. Междунар. форума. – М.: МАКС Пресс, 2014. – 168 с.
5. Маслов Л.Б., Ликсонов Д.В. Биомеханические характеристики нижней конечности человека // Математические модели и компьютерное моделирование в биомеханике: учеб. пособие. – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2004. – С. 385–438.

6. Маслов Л.Б., Сабанеев Н.А. Компьютерное моделирование биомеханических систем как сплошных сред со свойствами структурной перестройки. – Иваново: Би., 2016. – 176 с.
7. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Кузин А.К., Денисов А.О., Плиев Д.Г., Бояров А.А., Коваленко А.Н. Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // Травматология и ортопедия России. – 2013. – № 4. – С. 42–51.
8. Bedzinski R., Tyndyk M. A study of the strain and the stress distribution in the pelvis bone under different load condition // 12th Conference of the European Society of Biomechanics. – Dublin, 2000. – P. 335.
9. Boudeau N., Liksonov D., Barriere T., Maslov L., Gelin J.-C. Composite based on polyetheretherketone reinforced with carbon fibres, an alternative to conventional materials for femoral implant: Manufacturing process and resulting structural behavior // Materials & Design. – 2012. – Vol. 40, № 9. – P. 148–156.
10. Boyer R., Welsch G., Collings E.W. Materials properties handbook: titanium alloys. – ASM International, 1994. – 1176 p.
11. Brown T.D., Ferguson A.B. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur // Acta Orthop. Scand. – 1980. – Vol. 51, № 1–6. – P. 429–437.
12. Cilla M., Checa S., Duda G.N. Strain shielding inspired re-design of proximal femoral stems for total hip arthroplasty // J. Orthop. Res. – 2017. – Vol. 35, № 11. – P. 2534–2544.
13. Colen S., Harake R., De Haan J., Mulier M. A modified custom-made triflanged acetabular reconstruction ring (MCTARR) for revision hip arthroplasty with severe acetabular defects // ActaOrthop. Belg. – 2013. – Vol. 79. – P. 71–75.
14. Denisov A.S., Nyashin Yu.I., Akulich Yu.V., Zmeev Yu.A., Osorgin Yu.K., Podgayets R.M., Scryabin V.L., Sotin A.V. Some aspects of application of carbon composite material in human hip joint prosthetics // Russian Journal of Biomechanics. – 1997. – Vol. 1, № 1. – P. 12–24.
15. Guo W., Tang S., Dong S., Li X. Resection and reconstruction for tumors of iliac bone // Chin. J. Surg. – 2006. – Vol. 44. – P. 813–816.
16. Huiskes R., Chao E.Y.S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade // J. Biomech. – 1983. – № 16. – P. 385–409.
17. Jia Y.-W., Cheng L.-M., Yu G.-R., Du C.-F., Yang Z.-Y., Yu Y., Ding Z.-Q. A finite element analysis of the pelvic reconstruction using fibular transplantation fixed with four different rod-screw systems after type I resection // Chinese Medical Journal. – 2008. – Vol. 121. – P. 321–326.
18. Kluess D., Wieding J., Souffrant R., Mittelmeier W., Bader R. Finite element analysis in orthopaedic biomechanics // Finite element analysis. – 2010. – P. 151–170.
19. Lerch M., Weigel N., Windhagen H., Ettinger M., Thorey F., Kurtz A., Stukenborg-Colsman C., Bougoucha A. Finite element model of a novel short stemmed total hip arthroplasty implant developed from cross sectional CT scans // Technol. Health Care: J. Europ. Soc. Engineering and Medicine. – 2013. – Vol. 21, № 1. – P. 493–500.
20. Levadnyi I., Awrejcewicz J., Gubaua J.E., Pereira J.T. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs // Clin. Biomech. – 2017. – Vol. 50, № 12. – P. 122–129.
21. 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. – John Wiley & Sons, 2011. – 300 p.
22. Nemov A., Zhmaylo M., Zelinskiy I., Ermolenko N., Karandashev A., Borovkov A., Khominets, Khominets I., Mamedov K., Miliaev A., Grebenyuk A. Simulation of mechanical behaviour of the plate for osteosynthesis: loads and computational approach // Series on Biomechanics. – 2018. – Vol. 32, № 1. – P. 30–37.
23. Prendergast P.J. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design // Clin. Biomech. – 1997. – Vol. 12, № 6. – P. 343–366.
24. Sakuraba M., Kimata Y., Iida H., Beppu Y., Chuman H., Kawai A. Pelvic ring reconstruction with the double-barreled vascularized fibular free flap // Plast. Reconstr. Surg. – 2005. – Vol. 116. – P. 1340–1345.
25. Spierings P., Breusch S., Malchau H. Properties of bone cement: testing and performance of bone cements // The well-cemented total hip arthroplasty. – Springer, 2005. – P. 67–78.
26. Tanner K.E., Svensson I., Samuelsson F., Flivik G. Finite element study of the acetabulum in cemented hip arthroplasty investigating retention or removal of the subchondral bone plate // Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering. – 2016. – Vol. 61, № 5. – P. 525–536.
27. Vasu R., Carter D.R., Harris W.H. Stress distributions in the acetabular region – I. Before and after total joint replacement // J. Biomech. – 1982. – Vol. 15, № 3. – P. 155–164.
28. Wong K.C., Kumta S.M., Geel N.V., Demol J. One-step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection // Computer Aided Surgery. – 2015. – Vol. 20, № 1. – P. 14–23.

29. Yu G., Zhang F., Zhou J., Chang S., Cheng L., Jia Y. Microsurgical fibular flap for pelvic ring reconstruction after periacetabular tumor resection // J. Reconstr. Microsurg. – 2007. – Vol. 23. – P. 137–142.
30. Yamamoto Y., Takeda N., Sugihara T. Pelvic ring reconstruction with a vascularized bone flap of femur // Plast. Reconstr. Surg. – 1997. – Vol. 100. – P. 415–417.
31. Zhou Y., Min L., Liu Y., Shi R., Zhang W., Zhang H., Duan H., Tu C. Finite element analysis of the pelvis after modular hemipelvice endoprosthesis reconstruction // Int. Orthopaedics. – 2013. – Vol. 37. – P. 653–658.

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF A TOTAL HIP REPLACEMENT IN TWO-LEGGED STANDING

**A.I. Borovkov, L.B. Maslov, M.A. Zhmaylo, I.A. Zelinskiy, I.B. Voinov, I.A. Keresten,
D.V. Mamchits, R.M. Tikhilov, A.N. Kovalenko, S.S. Bilyk, A.O. Denisov
(Saint-Petersburg, Ivanono)**

This article is dedicated to the investigation of the stress-strain state of the biomechanical system containing a hip joint implant and human pelvis bones subjected to the loads corresponding to the standing condition. During the work, the geometric model of the implant is adjusted, a finite element model of the system is prepared and a series of structural analysis performed. Features of computer analysis of revision endoprosthetics of the acetabular component of the joint are considered. The results of the structural analysis of the system are presented. The main attention is paid to the stresses in the pelvic component of the implant under the static load on the implant caused by the pretension force in the medical screws and the weight of the patient.

Keywords: hip joint, total hip replacement, finite element analysis, stress and strain state, revision arthroplasty.

Получено 15 сентября 2018