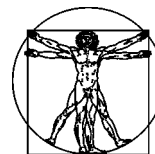


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2021.4.07

УДК 539.4/617.581



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

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ ХОДЬБЕ

Л.Б. Маслов^{1,2}, А.Ю. Дмитриук¹, М.А. Жмайло², А.Н. Коваленко³

¹ Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина, Российская Федерация, 153003, Иваново, ул. Рабфаковская, 34, e-mail: tipm@tipm.ispu.ru

² Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Российская Федерация, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29, e-mail: iamt@tipm.spbstu.ru

³ Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена Министерства здравоохранения Российской Федерации, Российская Федерация, 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, 8, e-mail: tonnchik@ya.ru

Аннотация. Исследование напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «таз – кастомизированный имплантат» методом конечных элементов широко распространено при лечении травм таза в ортопедии. Однако, влияние сложных условий нагружения, с которыми человек сталкивается ежедневно, на поведение тазобедренного сустава еще недостаточно изучено. Данная работа посвящена исследованию напряженно-деформированного состояния биомеханической системы, образованной эндопротезом тазобедренного сустава и костями тазовой области человека при ходьбе. В рамках решения проблемы были рассмотрены особенности создания конечно-элементных моделей костей таза и индивидуального эндопротеза на основе исходных геометрических моделей, полученных из Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена (Санкт-Петербург) и выполнена серия расчетов прочности при ходьбе. Модель имплантата, заменила собой первичный протез, утраченный вследствие развития нестабильности вертлужного компонента. Анализ показал, что винты и эндопротез имеют достаточный запас прочности, в костной же ткани можно ожидать локальные микроразрушения в зоне контактов ее с винтами. При проведении операции стоит акцентировать внимание на скрепелении имплантата с костной тканью, с целью избежания нежелательного разрушения кортикального слоя вокруг отверстий. По результатам анализа можно сделать рекомендацию об исключении винтов под номерами восемь и девять, поскольку ни винты, ни отверстия под них не испытывают сильных нагрузок.

Ключевые слова: цифровое проектирование, тазобедренный сустав, кастомизированный имплантат, конечно-элементный анализ, напряженно-деформированное состояние, ревизионная артропластика.

© Маслов Л.Б., Дмитриук А.Ю., Жмайло М.А., Коваленко А.Н., 2021

Маслов Леонид Борисович, д.ф.-м.н., заведующий кафедрой теоретической и прикладной механики, Иваново; научный сотрудник инжинирингового центра Института передовых производственных технологий, Санкт-Петербург

Дмитриук Анастасия Юрьевна, магистрант кафедры теоретической и прикладной механики, Иваново

Жмайло Михаил Александрович, ведущий инженер центра национальной технологической инициативы Института передовых производственных технологий, Санкт-Петербург

Коваленко Антон Николаевич, к.м.н., врач травматолог-ортопед, научный сотрудник научного отделения патологии тазобедренного сустава, Санкт-Петербург

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день дегенеративные заболевания опорно-двигательного аппарата, т.е. заболевания при непрерывном ухудшении структуры и функционирования тканей или органов, занимают одно из первых мест в мире по инвалидности [16]. В частности, распространены артрические заболевания, при которых имеет место воспаление суставов и разрушение хрящевой ткани. Количество пациентов, страдающих деформирующим артрозом тазобедренного сустава (ТБС), неуклонно увеличивается. В сложившихся условиях роста числа операций ревизионного (повторного) эндопротезирования тазобедренного сустава потребность в кастомизированных имплантатах возрастает [3, 7].

С точки зрения анатомии нарушение целостности тазового кольца (рис. 1) в виде разобщения двух частей кости на уровне вертлужной впадины представляет серьезную проблему ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава. В таких ситуациях основная трудность заключается в отсутствии надежной первичной фиксации вертлужного компонента ввиду ограниченного контакта со здоровой костью и подвижностью костных фрагментов. В условиях необходимости радикальной резекции и малого объема оставшейся костной ткани возникает потребность в проектировании индивидуальных эндопротезов. Это является одной из самых распространённых хирургических операций и одной из фундаментальных задач ортопедической биомеханики.

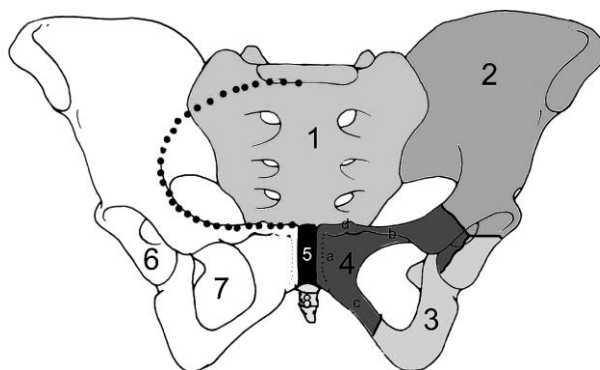


Рис. 1. Строение тазобедренного сустава: 1 – крестец; 2 – подвздошная кость; 3 – седалищная кость; 4 – лонная кость; 5 – лобковый симфиз; 6 – вертлужная впадина; 7 – запирающее отверстие; 8 – копчик; линия описывает тазовое кольцо

Благодаря эволюции современных персональных компьютеров цифровое проектирование получило значимое развитие в области биомеханических исследований. При проектировании используется подход, основанный на механике сплошной среды и предполагающий анализ напряжений и деформаций в костях, суставах и несущих имплантатах. Для численного решения данной группы задач, возникающих в ортопедической биомеханике, более предпочтительным является конечно-элементный анализ (КЭ) [6].

Согласно обзорам [15, 17] конечно-элементный анализ как численный метод исследования сложных биомеханических систем активно применяется с 70-х годов прошлого века. К сегодняшнему дню уже разработано множество подходов для анализа напряженно-деформированного состояния стандартного эндопротеза тазобедренного сустава [18]. Однако исследования, направленные на изучение биомеханического поведения индивидуальных имплантатов, появились сравнительно недавно и до сих пор являются весьма актуальными для исследователей медиков.

До 2008 г. большая часть публикаций была посвящена исследованию простейшего вида нагружения – двухопорного стояния [31], с целью предсказания возможных разрушений имплантата. Схема наложения граничных условий – закрепление верхней поверхности крестца и приложение сил к вертлужным впадинам – также применялась в других исследованиях [12, 19, 25]. Данные различных видов физической активности походки с использованием графиков сил реакции ТБС [8] были рассмотрены в [12, 18, 25].

Начиная с 2010 г., можно выделить ряд публикаций, в частности [18], в которых упоминается поведение системы «кость–имплантат» при рутинных действиях. Стоит отметить, что при выборе граничных условий авторы основываются на материалах публичной базы данных *OrthoLoad* [25].

В данной статье, в сравнении с [1], представлены результаты конечно-элементного анализа напряженно-деформированного состояния системы, образованной скелетом и эндопротезом тазобедренного сустава (см. рис. 1) человека, при ходьбе.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Постановка задачи

Вследствие развития нестабильности вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава, пациентка 34 лет (рост 165 см, вес 90 кг) была направлена в национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена (г. Санкт-Петербург). Было проведено ревизионное протезирование и имплантирован индивидуальный эндопротез (рис. 2). Его прототипом послужили серийные вертлужные компоненты с ножкой, которые используются при отсутствии нижней половины тазовой кости, в частности в онкологической ортопедии. Для увеличения ротационной стабильности, снижения нагрузки на внутрикостный стержень и увеличения площади контакта имплантата с костью полусферический компонент был дополнен наконечным фланцем [5].

В ходе клинических обследований пациента в пред- и послеоперационный периоды с помощью компьютерной томографии (КТ) и стандартного программного обеспечения получены пространственные геометрические модели тазобедренной системы. Модель таза до проведения операции состояла из тазовых костей, крестца, бедренных костей и старого эндопротеза, который был удален в ходе операции (рис. 3, а).

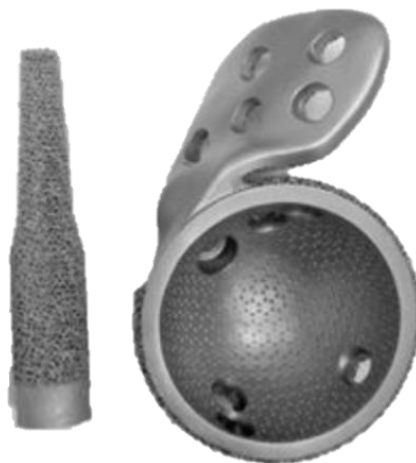


Рис. 2. Индивидуальный эндопротез с фланцевым компонентом и внутрикостной ножкой

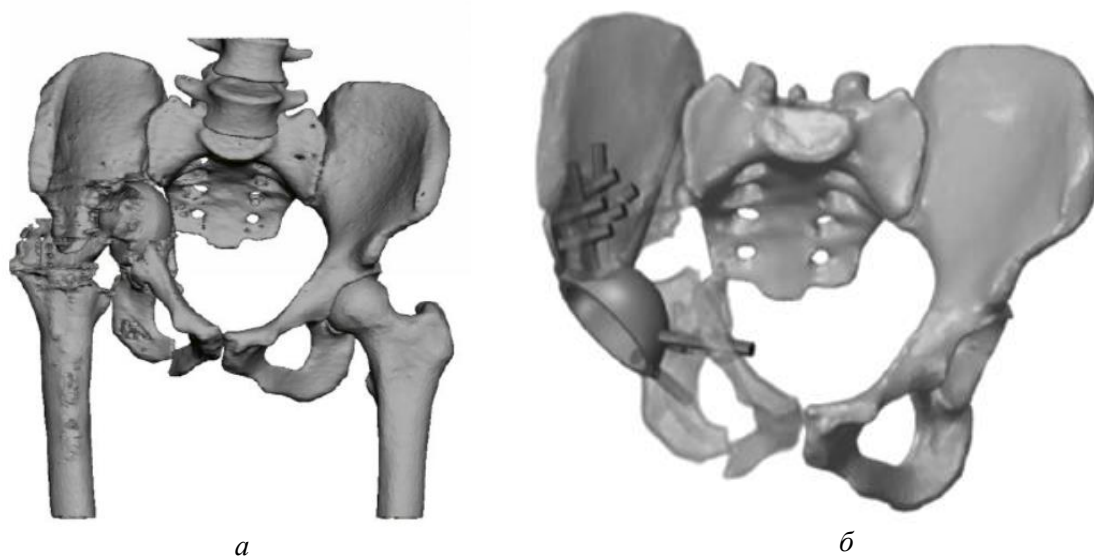


Рис. 3. Поверхностная модель таза, построенная на основе компьютерной томографии в предоперационный период (а); в послеоперационный период (б)

Удаленный объем был заменен на объемный титановый имплантат, поверхности которого, контактирующие с костью, покрыты пористой структурой, обеспечивая со временем эффективную остеоинтеграцию. Первоначальная фиксация имплантата осуществлялась с помощью медицинских винтов ($D = 6,5$ мм, $L = 30...50$ мм), удерживающих конструкцию в тазовой кости.

Задача данной работы – анализ напряженно-деформированного состояния пациента при ходьбе. В связи с этим возник вопрос, откуда можно получить достоверные значения сил реакций ТБС, чтобы воспользоваться ими при составлении расчетной схемы для конкретного пациента.

Учитывая опыт зарубежных исследователей [20, 23, 24, 30], было принято решение об использовании программы HIP98 [8] для извлечения необходимых данных.

Программа HIP98 [8] включает в себя значения сил реакций опоры поверхности, сил реакций ТБС, моментов, возникающих в ТБС, и наглядно представляет это на анимациях для разных видов нагружений – двухопорного и одноопорного стояний, ходьбы с разной скоростью, вставании и присаживании на стул, подъема и спуска по лестнице. В дополнение к нагрузкам на имплантаты и синхронным видеозаписям испытуемых этот ресурс предоставляет данные анализа походки, рассчитанные мышечные силы и статистику по различным видам деятельности. В программе записаны данные для четырех пациентов разного пола, веса и возраста. Значения нагрузок, возникающих при разных видах нагружений, получены с помощью так называемых инструментальных эндопротезов ТБС, а также внешних датчиков, которые крепились к суставам. Инструментальные эндопротезы позволяют записывать значения сил, возникающих в ТБС, и передавать их на компьютер. Таким образом, проводились натурные эксперименты с четырьмя пациентами, потом эти данные были объединены и визуализированы в программе HIP98.

Физико-механические свойства 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.

Тазовая кость состоит в основном из губчатого вещества низкой плотности и тонкого кортикального слоя (рис. 4, *а*). Ее геометрия сочетает в себе малый вес и высокую прочность конструкции. Это означает, что большая часть нагрузки передается через кортикальный слой, а губчатая ткань является связующим звеном, удерживающим компактное вещество от разрушения. Проведенный литературный обзор демонстрирует, что представленные в публикациях данные имеют значительный разброс. На сегодняшний день существует ряд работ, в которых активно используется методика оценки упругих характеристик костной ткани с помощью компьютерной томографии [10, 27, 28]. На основе отмеченных публикаций выбраны значения физико-механических характеристик кортикальной и спонгиозной костных тканей (табл. 1).

Персонализированный имплантат и винты выполнены из титанового сплава Ti6Al4V [2, 9]. Главные достоинства Ti6Al4V – низкая плотность, переносимость высоких температур и хорошая коррозионная стойкость в любых условиях. У титана отличная биосовместимость, особенно если необходим непосредственный контакт с тканями или костью. Поверхности имплантата, контактирующие с костной тканью покрыты пористой структурой, обеспечивающей со временем эффективную остеоинтеграцию [22] (рис. 4, *б*).

Таблица 1

Физико-механические свойства материалов

Материал	ρ , кг/мм ³	Упругость	
		E , МПа	ν
Спонгиозная костная ткань	$0,2 \cdot 10^{-6}$	360	0,2
Кортикальная костная ткань	$1,7 \cdot 10^{-6}$	17000	0,3
Титановый сплав Ti6Al4V	$4,43 \cdot 10^{-6}$	113 800	0,342
Трабекулярный титан	$1,52 \cdot 10^{-6}$	5500	0,35

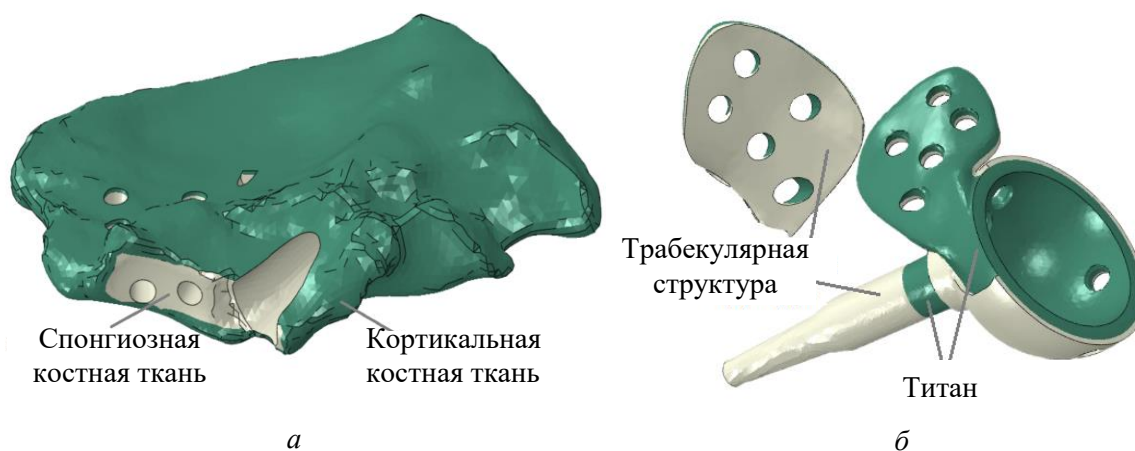


Рис. 4. Физико-механические свойства материалов: *а* – тазовой кости; *б* – эндопротеза

Конечно-элементные модели

Тазовые кости, крестец и индивидуальный эндопротез описываются сложной геометрией и, как следствие, затрудняют построение конечно-элементной модели. Трехмерные модели таза и крестца пациента были получены с помощью многослойной компьютерной томографии нового поколения с высокой разрешающей способностью. В специализированных программных комплексах (*Mimics Care Suite* и *3-matic*) полученные модели подверглись постобработке и позиционированию, после чего были переведены в формат «.stl» и представляли собой поверхностную треугольную сетку.

В задаче возникают нелинейности вследствие наличия контактных взаимодействий между костями и имплантатом. Уравнения, которые возникают в данной постановке, решаются в механике контактного взаимодействия. Крестец и тазовые кости связаны жестко. Контактные области с трением находятся в местах соединения имплантата и костей. Коэффициент трения выбран равным 0,6.

Для доработки и создания объемной КЭ сетки выбран программный комплекс *ANSYS DesignModeler* (Ansys, Inc., USA). Также обработка моделей проводилась в программном комплексе *Meshmixer* (Autodesk, Inc., USA), который предлагает широкий выбор инструментов для подготовки и улучшения трехмерных моделей для 3D-печати.

Как было сказано ранее, модель таза состоит из тазовых костей, крестца и эндопротеза. На рис. 5 представлены обработанные объемные конечно-элементные модели таза (КЭ – четырехузловой линейный тетраэдр). Принято, что каждая модель кости включает в себя два объема – наружный слой компактного вещества постоянной толщиной 2 мм [9] (кортикальная кость) и губчатое вещество, заполняющее оставшийся внутренний объем кости (спонгиозная кость).

На основе компьютерной томографии костей создается компьютерная модель индивидуального эндопротеза. Конструкция имплантата была разработана в Национальном медицинском исследовательском центре травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена [4]. Трехмерная модель индивидуального эндопротеза (КЭ – четырехузловой линейный тетраэдр) представлена на рис. 6.

Таким образом, была построена конечно-элементная модель биомеханической системы, состоящей из восстановленного таза, тазовых костей, крестца, индивидуального имплантата и винтов.

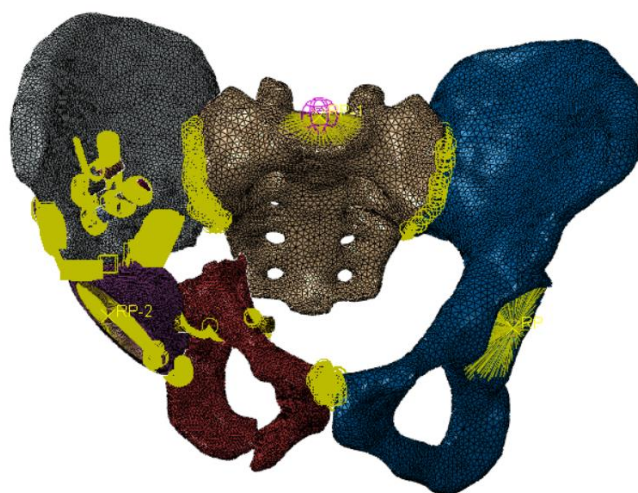


Рис. 5. Конечно-элементная модель таза пациента, где показаны контактные области

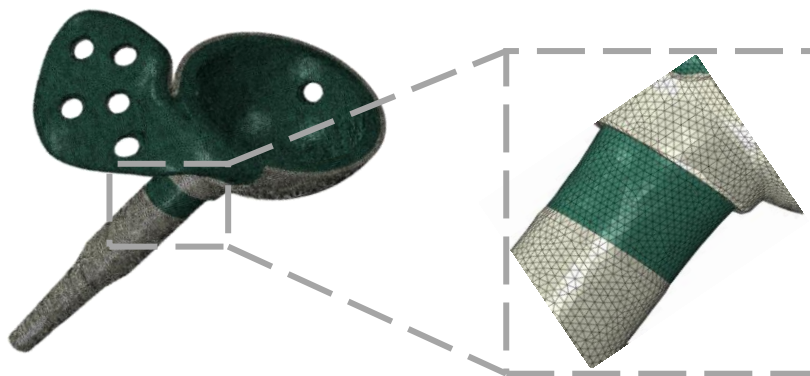


Рис. 6. Конечно-элементная модель эндопротеза

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

- левая подвздошная, седалищная и лонная кости: 116 604 элемента;
- правая подвздошная кость: 320 851 элемент;
- правая седалищная и лонная кости: 231 489 элементов;
- крестец: 125 534 элемента;
- титановый имплантат: 676 782 элемента.

Суммарное количество конечных элементов в системе «таз – кастомизированный имплантат» составляет 1 790 245, узлов – 364 887. Общее число степеней свободы составило 1 110 286.

Нагрузки и кинематические ограничения

Поскольку движение нижних конечностей сопровождаются как обязательными колебаниями таза, так и его вращением относительно осей, в систему была введена пружина (рис. 7). Упругий элемент имеет четыре степени свободы: повороты вокруг всех трех осей и перемещение вдоль вертикальной оси Z . Оставшиеся перемещения вдоль осей X и Y запрещены.

Жесткости пружин следующие: $C_{RX} = 10^6 \frac{\text{Н} \cdot \text{мм}}{\text{рад}}$; $C_{RY} = 10^7 \frac{\text{Н} \cdot \text{мм}}{\text{рад}}$; $C_{RZ} = 5 \cdot 10^5 \frac{\text{Н} \cdot \text{мм}}{\text{рад}}$;

$$C_{UZ} = 10^3 \frac{\text{Н}}{\text{мм}}.$$

Значения жесткостей подобраны таким образом, чтобы таз имел возможность двигаться по выбранным степеням свободы, и при этом перемещения не превышали 10 мм. Таким образом, модель была несколько «освобождена» с целью избежания большой концентрации напряжений вблизи жесткой заделки, как это было в работах [21, 28].

Силовые граничные условия представляют собой силы затяжки винтов и реактивные силы, действующие на ТБС.

На первом этапе врачи стягивают между собой имплантат и кости винтами. В компьютерной модели этот этап также важен, чтобы создать большую достоверность результатов напряженно-деформированного состояния при сложных условиях нагружения. В данной задаче сила затяга винтов равна 500 Н [31, 32]. Нагрузка приложена к внутренней поперечной поверхности винта (рис. 8), расположенной посередине между его головкой и участком, где имплантат соприкасается с костной тканью.

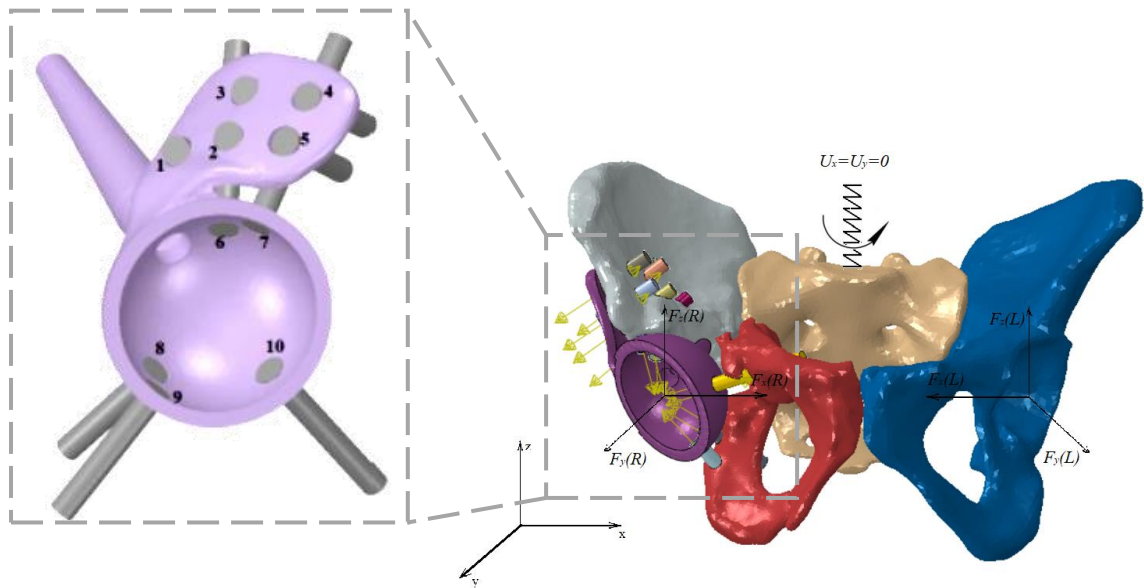


Рис. 7. Схема нагружения системы «таз–эндопротез»



Рис. 8. Демонстрация силовых граничных условий и контактных областей на примере седьмого винта

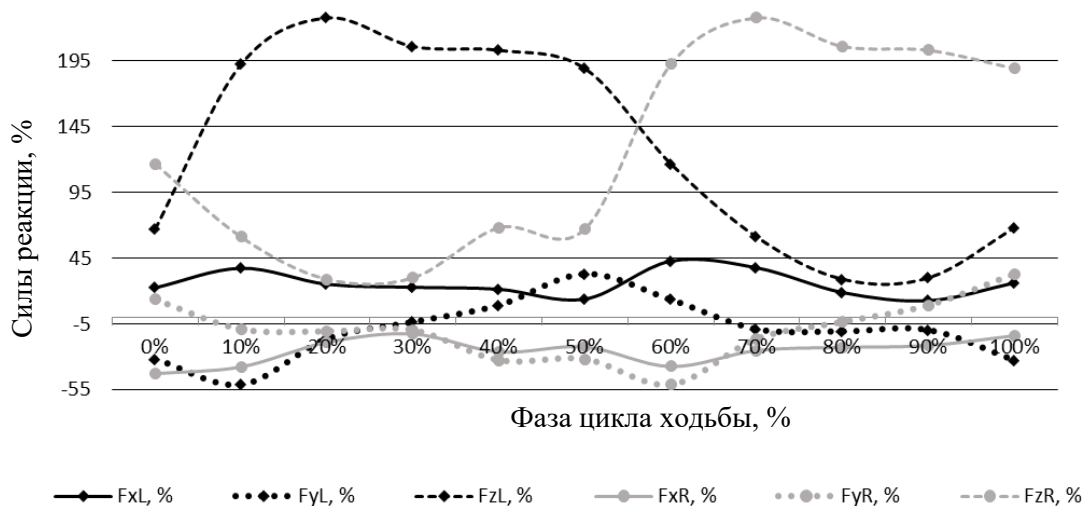


Рис. 9. График сил реакций ТБС при ходьбе в трех проекциях для левой и правой ноги, FxL, FyL, FzL, FxR, FyR, FzR – силы реакции, возникающие в левой и правой ногах соответственно, в трех проекциях глобальной системы координат; нагрузки измеряются в процентах от веса человека

Во время любой активности человека в ТБС возникают силы реакций, которые можно представить на графиках, как зависимость сил от фазы периода (цикла) ходьбы (рис. 9). В данной работе величины сил реакций тазобедренного сустава рассчитаны на основе программы HIP98 [8]. Для удобства период ходьбы разделен на десять равных периодов, тем самым он имеет характерные фазы шага 0, 10, ..., 100 %, что демонстрирует табл. 2.

Таблица 2

Значение компонент сил реакций ТБС при ходьбе в трех проекциях для обеих ног (процент (%) от веса человека)

Фазы шага, %	Силы реакций в проекции на оси СК, %					
	FxL	FyL	FzL	FxR	FyR	FzR
0	22,5	-31,7	67,2	-42,8	13,5	116,8
10	37,4	-51,2	192,5	-37,7	-9	61,1
20	25,2	-16,2	227,8	-18,9	-10,6	29
30	22,9	-3,5	206,1	-12,7	-9,6	30,1
40	21,4	9,3	203,2	-26,3	-32,6	68,2
50	13,9	33,1	189,3	-22,5	-31,7	67,2
60	42,8	13,5	116,8	-37,4	-51,2	192,5
70	37,7	-9	61,1	-25,2	-16,2	227,8
80	18,9	-10,6	29	-22,9	-3,5	206,1
90	12,7	-9,6	30,1	-21,4	9,3	203,2
100	26,3	-32,6	68,2	-13,9	33,1	189,3

Поскольку изначально нагрузки измеряются в процентах от веса пациента, (см. табл. 2), необходимо рассчитать величину сил с учетом веса конкретного пациента согласно формуле:

$$F (Н) = F \cdot P (Н) / 100, \quad (1)$$

где $F (Н)$ – сила реакции в Ньютонах; F – сила реакции в процентах; $P (Н)$ – вес пациента в Ньютонах.

Величины сил были пересчитаны с учетом веса пациента, равного 882 Н. Направления нагрузок были скорректированы в соответствии с локальной системой координат программы HIP98 [8] и используемой системой координат в модели восстановленного таза.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЯ

Модальный анализ

При решении сложных нелинейных задач, в том числе в контактной постановке, модальный анализ используется в качестве начального этапа для проверки корректной работоспособности численной модели. Выполнение данного условия гарантирует отработку всех контактных взаимодействий и отсутствие несвязанных составляющих модели.

Анализ формы колебаний (рис. 10) демонстрирует, что разработанная конечно-элементная модель ведет себя корректно как единая конструкция, осуществляя свободные колебания при заданных закреплениях.

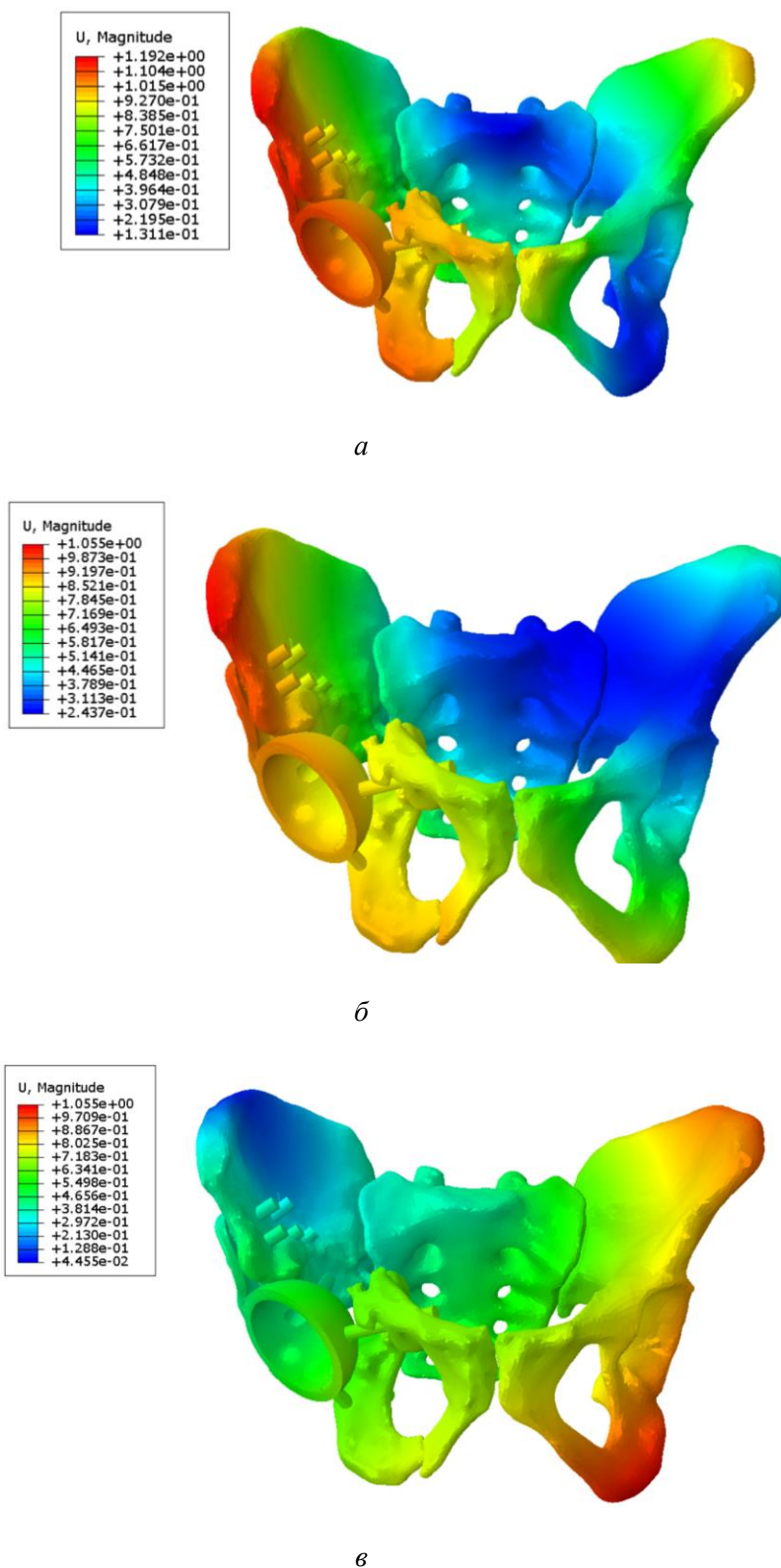


Рис. 10. Перемещения при первой собственной частоте 148 Гц (*a*); второй собственной частоте 156 Гц (*б*); третьей собственной частоте 221 Гц (*в*)

Качество конечно-элементной сетки отражается в соотношении размеров конечных элементов, основными из которых являются параметры соотношения сторон и коэффициент асимметрии.

Соотношение сторон конечного элемента показывает, насколько элемент растянут. Данный параметр рассчитывается как отношение максимальной длины стороны конечного элемента к минимальной стороне. Для сохранения точности и сходимости решения максимальное соотношение сторон не должно превышать пропорцию 35:1.

Коэффициент асимметрии конечного элемента определяется как разница между формой текущего элемента и формой равностороннего элемента такого же объема. Соответственно, в качественной сетке тетраэдральные элементы будут иметь углы вершин, близкие к 60 градусам. Для верификации модели принято, что максимальный коэффициент асимметрии конечно-элементной сетки не должен превышать 0,95; при этом среднее значение по всем элементам должно составлять не менее 0,33.

Проведена верификация сетки по соотношению размеров конечных элементов. В табл. 3 выведен процент некачественных элементов по всем компонентам исследуемой биомеханической системы.

Таблица 3

Верификация системы «таз-эндопротез»

Компоненты модели	Верификация	
	Соотношение сторон, %	Коэффициент асимметрии,%
Левая подвздошная, седалищная и лонная кости	0,15	4,01
Правая подвздошная кость	0,04	3,19
Правая седалищная и лонная кости	0,01	4,4
Крестец	0,08	3,77
Титановый имплантат	0,002	4,02

В результате верификации вынесена приемлемая оценка качества сетки.

Анализ напряженно-деформированного состояния

В ходе работы рассчитаны характеристики напряженно-деформированного состояния системы «таз – кастомизированный имплантат» на этапе затяга винтов и при анализе полного цикла ходьбы. Анализ проводился отдельно в винтах, имплантате и костях. В табл. 4 приведены значения напряжений, возникающие в компонентах системы на этапе затяга винтов. Рассматривались максимальные напряжения в контактных парах: винт – кортикальная костная ткань, винт – спонгиозная костная ткань, головка винта – имплантат, напряжения в винтах.

На рис. 11 показано распределение интенсивности напряжений по Мизесу в винтах при их затяжке силой 500 Н. Стоит отметить, что преимущественно сосредоточение эквивалентных напряжений по Мизесу, вызванных силами локального натяжения вдоль продольной оси, можно наблюдать на поверхности винтов вне тазовой кости. В соответствии с [23] запас прочности составляет не менее 1,9.

Таблица 4

Максимальные напряжения по Мизесу на этапе затяга, МПа

Расположение	Максимальные напряжения по Мизесу в контактной паре									
	Номер отверстия									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Отверстия кортикальной костной ткани	91	171	177	105	158	–	–	79	40	82
Отверстия спонгиозной костной ткани	5	3	4	4	13	7	10	2	1	6
Отверстия имплантата	206	129	319	186	227	76	226	54	99	110
Винты	391	329	271	395	236	500	379	482	415	352

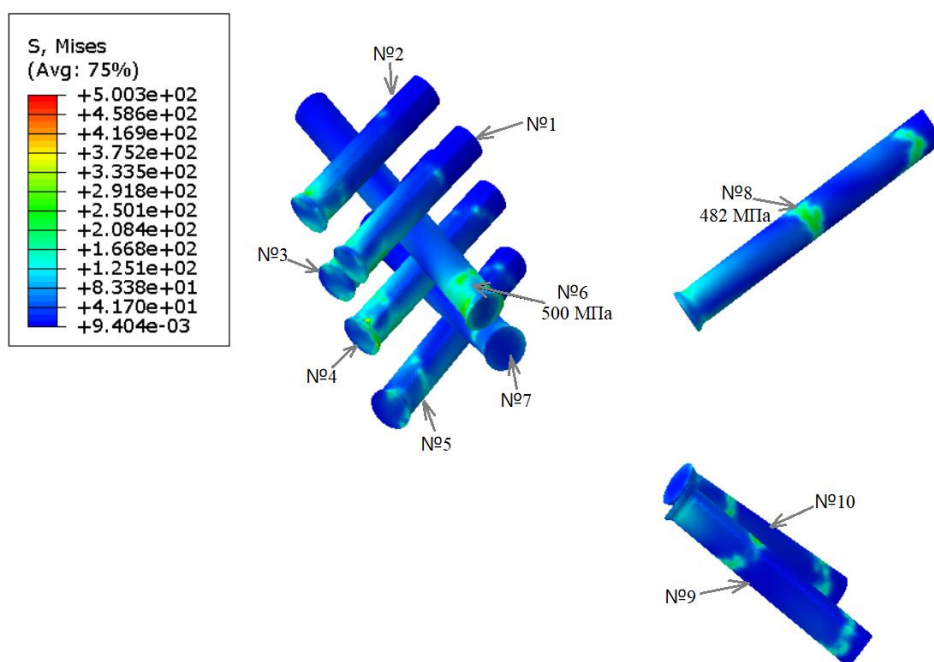


Рис. 11. Интенсивность напряжений по Мизесу в винтах при их затяге, МПа

На этапе затяга винтов максимальные напряжения достигают величины 500 МПа, что ниже предела текучести титана, составляющего 950 МПа [23]. Анализ показал, что в модели есть области, в которых имеются «всплески» напряжений. Вероятно, повышенные напряжения стоит рассматривать как численные погрешности, связанные с особенностями моделирования. За исключением таких областей максимальные напряжения возникают в 6-м и 9-м винтах в зонах контакта винта и кости.

Анализ распределения напряжений в винтах при ходьбе (рис. 12) показал, что самые нагруженные винты – винты 8–9.

Стоит отметить, что максимальные напряжения в винтах при ходьбе возникают при шаге с максимальной нагрузкой для правого ТБС (см. рис. 9).

Максимальные напряжения, возникающие в эндопротезе на шаге затяга винтов, значительно ниже предельных для титанового сплава. Максимальные напряжения возникают в зоне контакта шляпок 3-го и 5-го винтов с эндопротезом и равны 319 и 227 МПа соответственно.

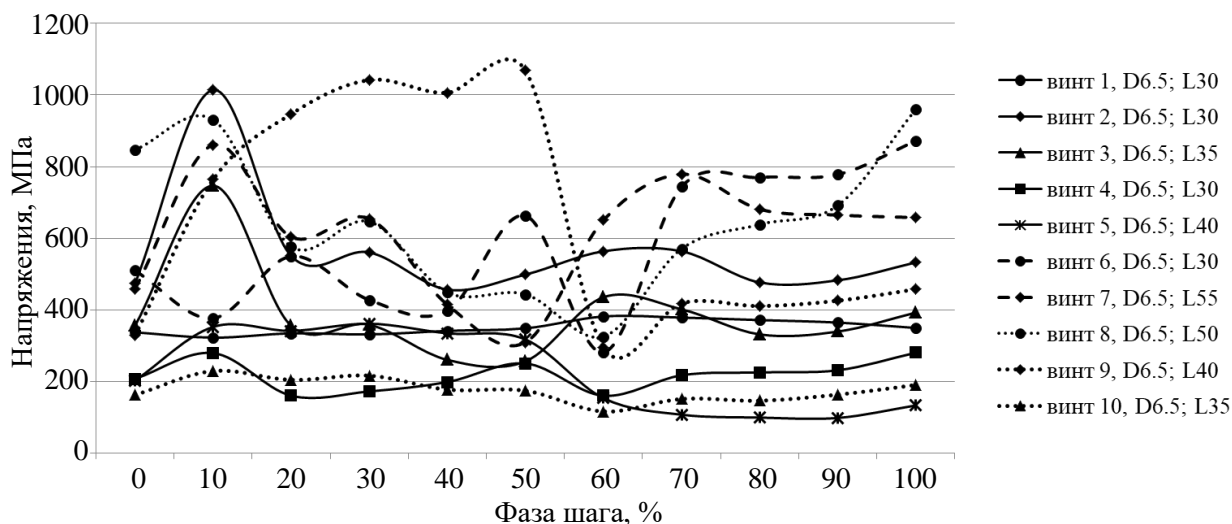


Рис. 12. Распределение напряжений по Мизесу в винтах при ходьбе в зоне контакта винтов с костной тканью, МПа

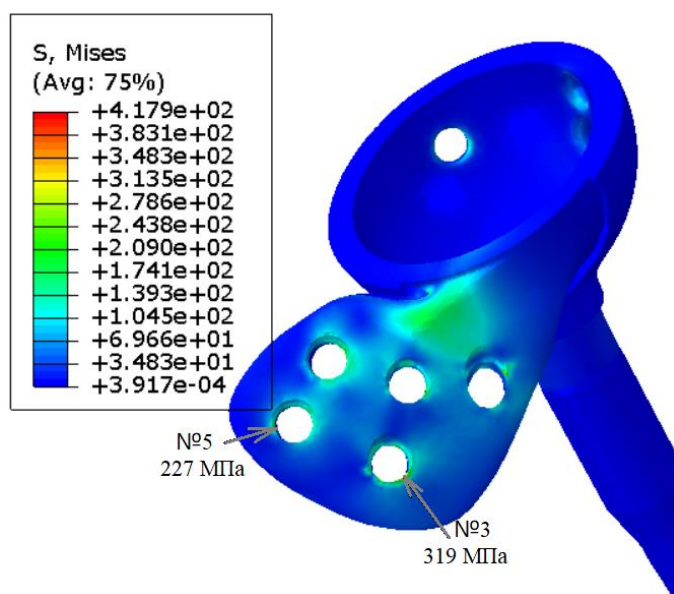


Рис. 13. Интенсивность напряжений по Мизесу в эндопротезе при затяге винтов, МПа

Напряжения в имплантате сосредоточены в основном в зоне контакта головки винта и отверстия под него в эндопротезе. Распределение напряжений здесь имеет локальный характер. Основное сосредоточение максимальных напряжений можно наблюдать на кромках отдельных отверстий; здесь имеются незначительные «всплески» ввиду довольно грубой сетки, связанной с резким изменением геометрии модели. Исключая такие области, проанализированы распределения напряжений при полном цикле ходьбы в зоне контакта головки винта с эндопротезом.

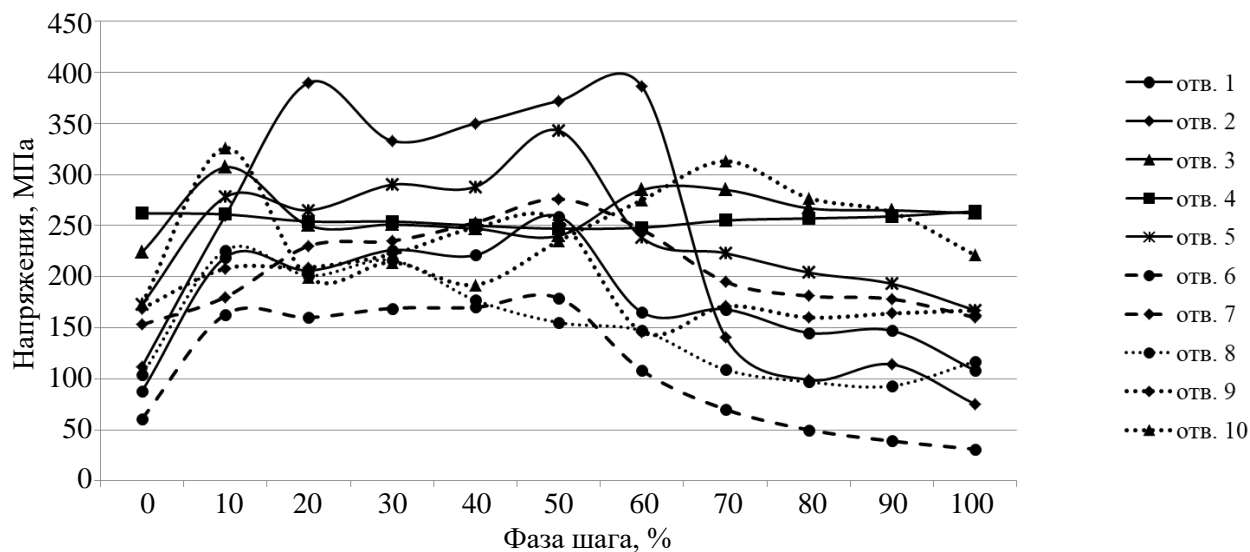


Рис. 14. Распределение напряжений по Мизесу в эндопротезе при ходьбе в зоне контакта винта и эндопротеза, МПа

Максимальные напряжения в имплантате изменяются в диапазоне от 31 до 390 МПа, что ниже предела текучести Ti6AL4V (789–1013 МПа) [14]. Поскольку, рассматривая ходьбу, мы в первую очередь подразумеваем, что система испытывает циклические нагрузки, то здесь стоит говорить об усталостной прочности Ti6AL4V (200–500 МПа) [13]. В данном случае можно предположить, что в зонах контакта могут начать образовываться локальные микроразрушения, которые впоследствии приведут к их накоплению.

Анализ напряженно-деформированного состояния модели таза проведен отдельно в кортикальном и спонгиозном слоях костей таза, обусловлен действием сил затяжки винтов и полным циклом ходьбы. На рис. 15 и 16 продемонстрированы картины распределения эквивалентных напряжений на поверхности тазовой кости на этапе затяга винтов и при максимальной нагрузке (20 %). Напряжения, близкие к критическим, в основном сосредоточены в кортикальном слое вблизи отверстий для титановых винтов, вызванных их натяжением при стягивании имплантата с правой подвздошной костью.

Это можно объяснить тем, что при ввинчивании винтов в кость с последующей нагрузкой на тазобедренный сустав может наблюдаться разрушение близлежащих слоев костной ткани. В случае наличия дефектов конструкции или при геометрическом несоответствии контактирующих площадок напряженно-деформированное состояние тазовой кости может быть усугублено. Для демонстрации конкретных силовых условий, приводящих к возникновению концентрации напряжений в костной ткани, рассмотрены отдельно две ткани – компактная и спонгиозная.

На рис. 17 продемонстрирована интенсивность напряжений по Мизесу в компактной ткани при затяге винтов. Максимальные напряжения, превышающие предельные показатели, возникают на стыке двух тканей и равны 547 МПа. Можно предположить, что концентрация напряжений вблизи этой области вызвана малой толщиной оставшейся кости и, как следствие, плохим качеством сетки в данной области. В связи с этим в дальнейшем анализ будет исключать данную зону, чтобы не исказить общие результаты.

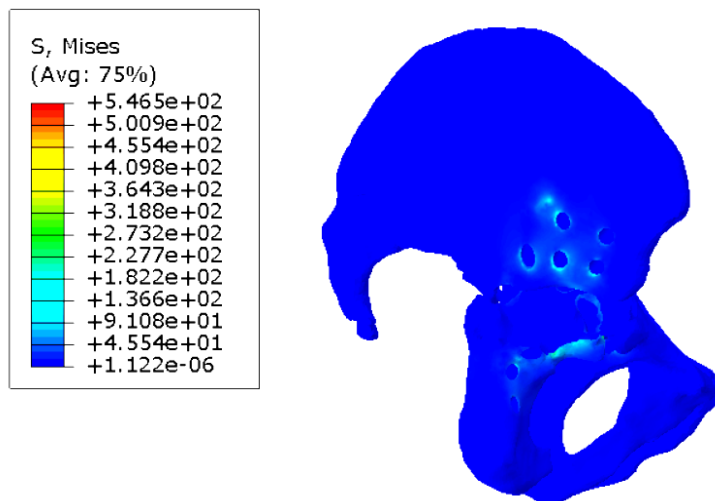


Рис. 15. Интенсивность напряжений по Мизесу для тазобедренной кости на этапе затяга винтов, МПа

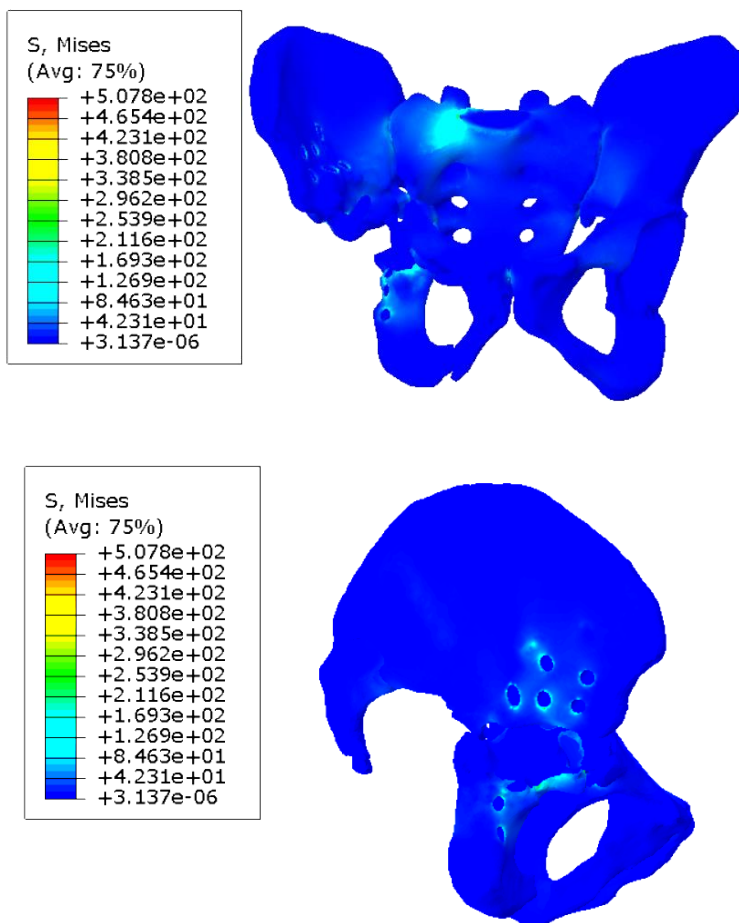


Рис. 16. Интенсивность напряжений по Мизесу для тазобедренной кости в фазе 20%, МПа

Анализ интенсивности напряжений при ходьбе демонстрирует перераспределение напряжений между отверстиями. Максимальные значения возникают вблизи кромки отверстия № 2 (рис. 18).

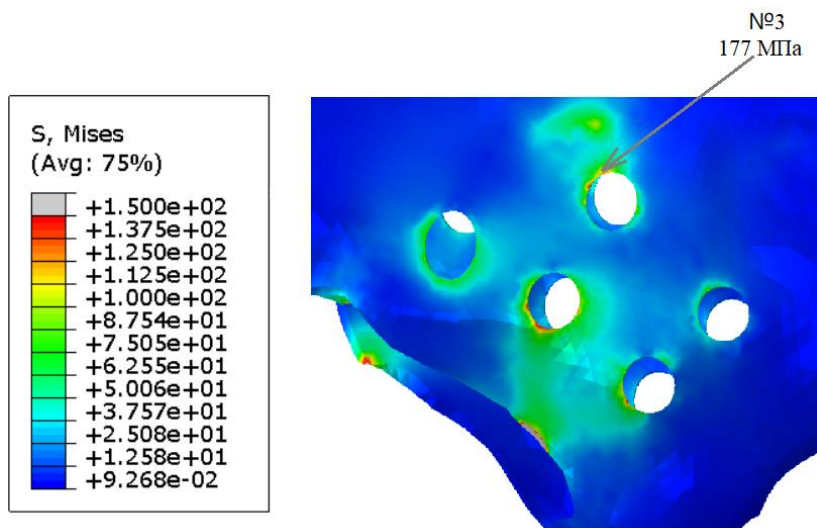


Рис. 17. Интенсивность напряжений по Мизесу в компактной ткани на этапе затяга винтов, МПа

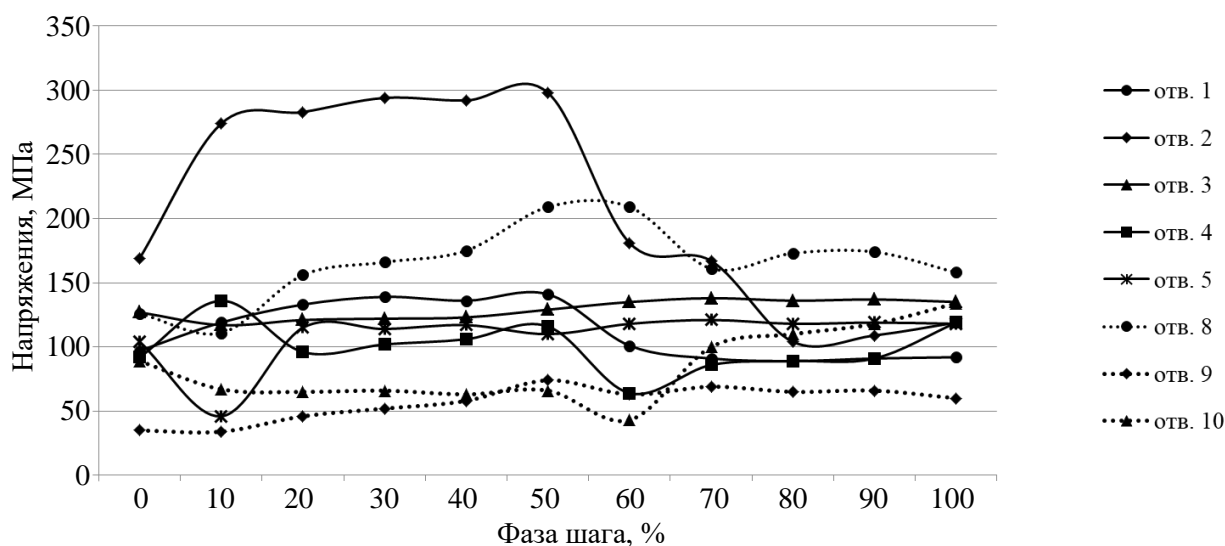


Рис. 18. Распределение напряжений по Мизесу в компактной ткани при ходьбе в зоне контакта отверстий имплантата и кости, МПа

В ходе анализа можно заметить, что максимальные напряжения, составляющие 298 МПа, которые возникают вблизи второго отверстия, значительно превышают предел прочности кортикальной кости (80–150 МПа) [32]. В данном случае с течением времени можно ожидать локальных разрушений вблизи отверстия № 2. Стоит отметить, что после полной остеоинтеграции винты по медицинским показателям удаляются, поэтому возможные локальные разрушения не являются критическими для всей системы.

Напряжения в спонгиозной костной ткани (рис. 19) на этапе затяга винтов демонстрируют превышение предельных показателей. Основное сосредоточение напряжений, близких к критическим, наблюдается в зонах контакта титановых винтов с костной тканью.

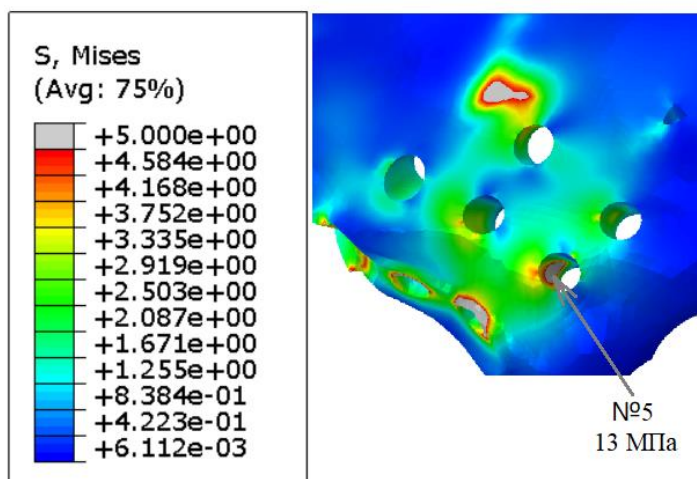


Рис. 19. Интенсивность напряжений по Мизесу в спонгиозной ткани на этапе затяга винтов, МПа

Анализ ходьбы показал схожие результаты. Из этого можно сделать вывод, что в местах концентраций высоких напряжений стоит ожидать локальных разрушений, но поскольку в данной постановке рассматриваются кратковременные нагрузки и, помимо этого, губчатая ткань как биологическая структура имеет способность к восстановлению, разрушений может и не произойти или они будут не критичны для всей конструкции. Рис. 20 демонстрирует распределение напряжений в спонгиозной костной ткани в зоне контакта винтов с костью при ходьбе. Можно ожидать локальных разрушений в зоне контакта десятого винта с костной тканью. С течением времени титановый винт будет удален, поскольку произойдет остеоинтеграция костного вещества и титанового имплантата, поэтому данные локальные разрушения не должны сильно повлиять долговременную прочность системы целиком. Стоит отметить, что отверстия под 8-й и 9-й винты не испытывают сильных нагрузок, как и сами винты (см. рис. 14, 18, 20), поэтому в медицинской практике можно рекомендовать исключить их из анализа, чтобы не усложнять систему.

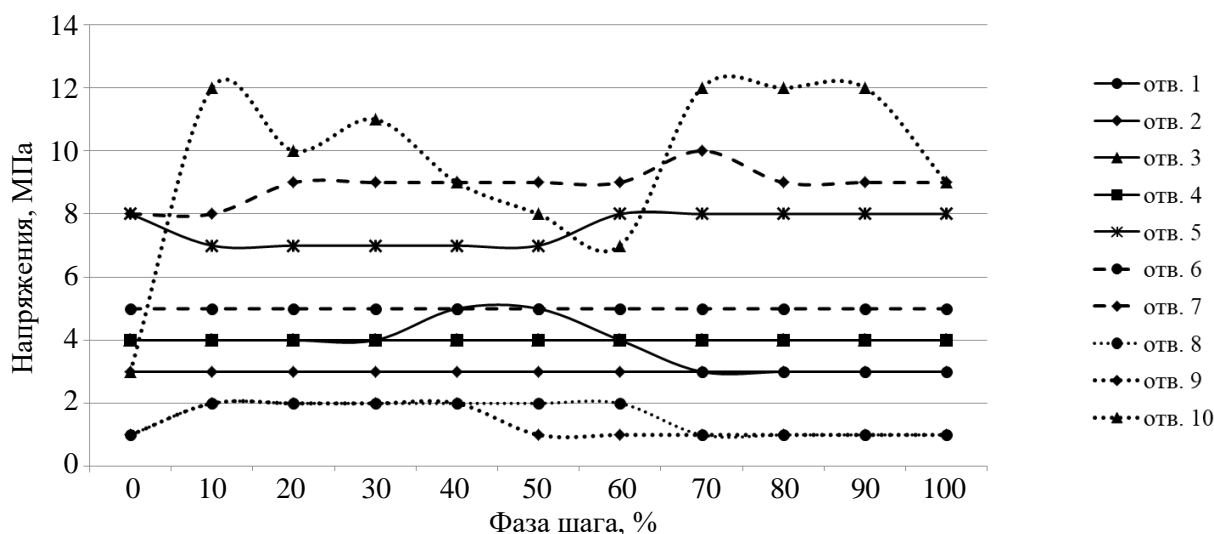


Рис. 20. Распределение напряжений по Мизесу в спонгиозной ткани при ходьбе в зоне контакта винтов с костью, МПа

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В статье рассмотрена одна из важных проблем клинической биомеханики опорно-двигательного аппарата: исследование напряженно-деформированного состояния системы «скелет – кастомизированный имплантат» тазобедренного сустава при ходьбе. Несмотря на приемлемые результаты по эндопротезированию тазобедренного сустава, все еще существует ряд серьезных проблем, требующих дальнейшего изучения конструкции и материалов кастомизированных имплантатов. В частности, при исследовании поведения системы при функциональных нагрузках возникает ряд вопросов, которые были подняты в данной работе. На основе данных компьютерной томографии разработаны реалистичные конечно-элементные модели костей таза пациента, прошедшего хирургическое лечение в Национальном медицинском исследовательском центре травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена (г. Санкт-Петербург), и тазового компонента индивидуально подобранного эндопротеза тазобедренного сустава.

Компьютерное моделирование биомеханического поведения различных отделов человеческого тела получило широкое развитие именно благодаря современным программным комплексам, позволяющим проектировать трехмерные модели костей конкретного пациента на основании данных томографии. А возможности 3D-печати позволяют моделировать кастомизированные медицинские продукты. Проблема персонализированной медицины является крайне важной в наше время, а передовые цифровые технологии позволяют ее решить в кратчайшие сроки.

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 прочность биомеханической системы «таз – кастомизированный имплантат».

Схема нагружения системы состояла из двух этапов: первый – приложение сил затяжки винтов; второй – приложение реактивных сил, действующих на тазобедренный сустав и имитирующих сложные условия нагружения. Выявлено, что наиболее уязвимым местом является компактная костная ткань в зонах контакта кости с титановыми винтами. Существенное сосредоточение напряженно-деформированного состояния наблюдается на первом этапе. Следовательно, при проведении операции, а конкретно на этапе ввинчивания винтов, наибольшее внимание следует уделять осторожному скреплению имплантата с костью с целью избежания нежелательного разрушения кортикального слоя вокруг отверстий.

Анализ показал, что эндопротез и винты имеют достаточный запас прочности. В правой подвздошной кости зона вблизи шестого отверстия выглядит наиболее опасным участком из-за малой толщины оставшейся кости. Возможно, смещение винта (или его исключение) могло бы исправить ситуацию.

Стоит отметить, что с течением времени будет происходить врастание костного вещества в поры титанового имплантата, что приведет к увеличению остеоинтеграции пористого титанового аугмента с костью и более равномерному распределению нагрузки. В долгосрочной перспективе эффект остеоинтеграции должен благоприятно повлиять на оценку усталостной прочности всей биомеханической системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Боровков А.И., Маслов Л.Б., Жмайло М.А., Зелинский И.А., Войнов И.Б., Керестень И.А., Мамчиц Д.В., Тихилов Р.М., Коваленко А.Н., Билык С.С., Денисов А.О. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 437–468.

2. ГОСТ Р ИСО 5832-3-2014. Имплантаты для хирургии. Металлические материалы. Часть 3. Деформируемый сплав на основе титана, 6-алюминия и 4-ванадия. – М.: Стандартинформ, 2015. – 4 с.
3. Ежов И.Ю. Государственно-частное партнерство как структура для совершенствования оказания высокотехнологической медицинской помощи // Медицинский альманах. – 2010. – № 2. – С. 15–17.
4. Коваленко А.Н., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Билык С.С., Маслов Л.Б., Жмайло М.А. Устройство для реконструкции области вертлужной впадины при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с обширными дефектами костной ткани: пат. 2020143200/14 (080616) Рос. Федерация, МПК А61F 2/34; заявл.: 25.12.20.
5. Коваленко А.Н., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Джавадов А.А., Билык С.С., Мидаев А.И., Маслов Л.Б., Жмайло М.А. Дизайн индивидуальных вертлужных компонентов: влияние типа дефекта на вид конструкции // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 2. – С. 159–172.
6. Маслов Л.Б. Конечно-элементные пороупругие модели в биомеханике. – СПб: Лань, 2013. – 240 с.
7. Чёрный А.Ж., Кувакин В.И., Воронцова Т.Н., Вебер Е.В., Курчиков А.Г. Система учёта пациентов, нуждающихся в эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов // Вестник Российской Военно-медицинской академии. – 2015. – № 4. – С. 176–182.
8. Bergmann G., Deuretzbacher G. Hip contact forces and gait patterns from routine activities // J. Biomech. – 2001. – Vol. 34, no. 7. – P. 859–871.
9. Borovkov A.I., Maslov L.B., Tarasenko F.D., Zhmaylo M.A., Maslova I.L., Solovov D.O. Development of elastic–plastic model of additively produced titanium for personalised endoprosthesis // The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. – 2021. – Vol. 117. – P. 2117–2132.
10. Dalstra M., Huiskes R., Odgaard A., Erning L.V. Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone // J. Biomech. – 1993. – Vol. 26. – P. 523–535.
11. Dalstra M., Huiskes R., van Erning L. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone // J. Biomech. Eng. – 1995. – Vol. 117. – P. 272–278.
12. Fu J., Ni M., Chen J., Li X., Chai W., Hao L., Zhang G., Zhou Y. Reconstruction of severe acetabular bone defect with 3D printed Ti6Al4V augment: a finite element study // BioMed Research International. – 2018. – Vol. 2018. – P. 1–8.
13. Greitemeier D., Palm F., Syassen F., Melz T. Fatigue performance of additive manufactured TiAl6V4 using electron and laser beam melting // International Journal of Fatigue. – 2017. – Vol. 94. – P. 211–217.
14. Hosseini S., Hudak R., Penhaker M., Majernik J. Fatigue of Ti-6Al-4V // Biomedical Engineering Technical Applications in Medicine. – 2012. – Vol. 17. – P. 75–92.
15. Huiskes R., Chao E.Y.S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade // J. Biomech. – 1983. – Vol. 16. – P. 385–409.
16. James S.L., Abate D., Abate K.H. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017 // Lancet. – 2018. – Vol. 392. – P. 1789–1858.
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. Klues D., Wieding J., Souffrant R., Mittelmeier W., Bader R. Finite element analysis in orthopaedic biomechanics // Moratal D. (ed.). Finite Element Analysis. – Rijeka: InTech Europe, 2010. – P. 151–170.
19. Liu D., Hua Z., Yan X., Jin Z. Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis // Medical Engineering and Physics. – 2016. – Vol. 38, no. 12. – P. 1416–1425.
20. Majumder S., Roychowdhury A., Pal S. Variations of stress in pelvic bone during normal walking, considering all active muscles // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. – 2004. – Vol. 17, no. 2. – P. 48–53.
21. Maslov L., Surkova P., Maslova I., Solovov D., Zhmaylo M., Kovalenko A., & Bilyk S. Finite-element study of the customized implant for revision hip replacement // Vibroengineering PROCEDIA. – 2019. – Vol. 26. – P. 40–45.
22. Maslov L.B. Biomechanical model and numerical analysis of tissue regeneration within a porous scaffold // Mechanics of Solids. – 2020. – Vol. 55, no. 7. – P. 1115–1134.
23. Materials properties handbook: titanium alloys / ed. by R. Boyer, G. Welsch, E.W. Collings. – Materials Park: ASM International, 1994.
24. MatWeb material property data. Overview of materials for High Density Poly-ethylene (HDPE), Injection Molded [Электронный ресурс] – URL: www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=fce23f90005d4fbe8e12a1bce53ebdc8&ckck=1 (дата обращения: 18.10.2021).
25. OrthoLoad Loading of Orthopaedic Implants [Электронный ресурс]. – URL: www.orthoload.com (дата обращения: 18.10.2021).

26. Phillips A., Pankaj P., Howie C., Usmani A., Simpson A. Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions // *Medical Engineering & Physics*. – 2007. – Vol. 29, no. 7. – P. 739–748.
27. Reilly D.T., Burstein A.H. The Mechanical properties of cortical bone // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1974. – Vol. 56. – P. 1001–1022.
28. Solovev D.O., Maslova I.L., Surkova P.V., Maslov L.B., Zhmaylo M.A., Kovalenko A.N. Comparative analysis of the revision acetabular customized implant position by finite element modeling // *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* – 2020. – Vol. 747. – Article No. 012076.
29. Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur // *Journal of Biomechanics*. – 2000. – Vol. 33. – P. 1325–1330.
30. Wong K.C., Kumta S.M., Geel N.V., Demol J. Onestep reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection // *Computer Aided Surgery*. – 2015. – Vol. 20, no. 1. – P. 14–23.
31. Yong J., Li C., Guang Y., Cheng D., Zhi Y., Yan Y., Zu D. 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, no. 4. – P. 321–326.
32. Zhou Y., Min L., Liu Y., Shi R., Zhang W., Zhang H., Duan H., Tu C. Finite element analysis of the pelvis after modular hemipelvic endoprosthesis reconstruction // *International Orthopaedics (SICOT)*. – 2013. – Vol. 37. – P. 653–658.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS STATE OF THE HIP JOINT ENDOPROTHESIS WHILE WALKING

L.B. Maslov (Ivanovo, Saint-Petersburg, Russian Federation), A.Y. Dmitryuk (Ivanovo, Russian Federation), M.A. Zhmaylo, A.N. Kovalenko (Saint-Petersburg, Russian Federation)

The study of the stress-strain state of the biomechanical system "pelvis – customized implant" by the finite element method is widely used in the treatment of pelvic injuries in orthopedics. However, the effect of the complex loading conditions that a person encounters on a daily basis on the behavior of the hip joint is not well understood. This work is devoted to the study of the stress-strain state of the biomechanical system formed by an endoprosthesis of the hip joint and the bones of the pelvic region of a person while walking. As part of solving the problem, the features of the creation of finite element models of the pelvic bones and an individual endoprosthesis were considered on the basis of the initial geometric models obtained from National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics named after R.R. Vreden (St. Petersburg) and performed a series of strength calculations for the walking pattern. The implant model replaced the primary installed prosthesis, which was lost due to the development of instability of the acetabular component. Analysis showed that the screws and the endoprosthesis have a sufficient margin of safety, while in the bone tissue one can expect local micro-destruction in the zone of its contacts with the screws. During the operation, it is worth focusing on the bonding of the implant to the bone tissue in order to avoid unwanted destruction of the cortical layer around the holes. Based on the analysis results, a recommendation can be made to exclude screws numbered eight and nine, since neither the screws nor the holes for them are subjected to heavy loads.

Key words: digital design, hip joint, custom implant, finite element analysis, stress-strain state, revision arthroplasty.

Получено 18 октября 2021