

На правах рукописи

Саченков Оскар Александрович

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА
ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО
СУСТАВА

Специальность:

01.02.04 – механика деформируемого твердого тела

АВТОРЕФЕРАТ

Диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Казань 2011

Работа выполнена в
ФГАОУ ВПО Казанском (Приволжском) федеральном
университете.

Научный руководитель: Д. ф.-м. н., проф.
Коноплев Юрий Геннадьевич

Научный консультант: Д. т. н., проф.
Митряйкин Виктор Иванович.

Официальные оппоненты: Д. т. н., проф., Гаврюшин
Сергей Сергеевич.
Д. ф.-м. н., проф., Каюмов
Рашит Абдулхакович

Ведущая организация: Институт теоретической и
прикладной механики
им.С.А.Христиановича СО РАН.

Защита состоится 27 декабря 2011 г. в 12-30 на заседании
диссертационного совета Д 212.081.11 при Казанском
(Приволжском) федеральном университете по адресу: 420008,
Казань, ул. Кремлевская, 18. С диссертацией можно ознакомиться в
Научной библиотеке им. Н.И. Лобачевского Казанского
(Приволжского) федерального университета.

Автореферат разослан 27 ноября 2011 г.

Ученый секретарь к. ф.-м. н., доц
диссертационного совета Саченков А.А.

Общая характеристика работы

Актуальность работы. В настоящее время в современных медицинских центрах выполняются высокотехнологичные операции с применением имплантатов. Разработка таких операций требует привлечения различных специалистов: рентгенологов, хирургов, биомехаников, технологов. Применение математического моделирования на этапах диагностики патологий, оценки течения болезни, выбора метода хирургического вмешательства позволяет качественно подобрать имплантат и сформулировать рекомендации по его установке. В результате увеличиваются сроки эксплуатации имплантата и улучшается постоперационное состояние.

Основополагающие результаты применения методов математического сопровождения различных операций приведены в работах Акулича Ю.В., Арановича В.М., Аристамбековой А.В., Гаврюшина С. С., Жмурко Р.С., Иванова Д.В., Каюмова Р.А., Колесникова Г.Н., Коноплева Ю.Г., Мельцер Р.И., Номеровской Е.А., Юрьяна А.О. и др.

В современной ортопедии ревматические заболевания, относятся к числу самых патологически разнообразных заболеваний, наиболее частым случаем поражение суставов. Особо тяжелым проявлением суставного синдрома ревматических болезней является поражение тазобедренных суставов (ТБС), которое сопровождается изменением опороспособности, ограничением движений. Причина болезни заключается в деформации головки бедренной кости, при которой нарушается ее кровоснабжение (рис. 1а). Основными методами лечения этой болезни являются:

консервативный и оперативный. Необходимость ранней хирургической коррекции возникающих деформаций и нарушений биомеханики ТБС признана подавляющим числом ортопедов.

Идея разгрузки ТБС нашла свою реализацию в замене головки бедренной кости металлическим (титановый сплав) эндопротезом, который крепится в канале бедренной кости (рис. 1б), в зоне вертлужной впадины устанавливается опора, в которой перемещается эндопротез.

Операция эндопротезирования является высокотехнологической операцией, поэтому предоперационная подготовка заметно влияет на постоперационное состояние пациента.

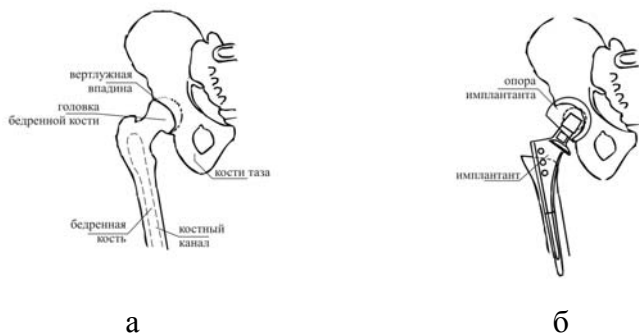


Рис. 1

При подготовке к эндопротезированию учитываются ряд анатомических параметров: вертикальный размер входа в вертлужную впадину, глубина вертлужной впадины, угол вертикального наклона вертлужной впадины (угол Шарпа), плечо бедренной кости, высота головки, шеечно-диафизарный угол, индекс сужения бедренного канала. Определение

этих параметров проводится с использованием рентгеновских снимков, которые не в полной мере раскрывают картину состояния сустава, что может привести к некорректному подбору типоразмера имплантата и методу его крепления. Важным критерием при установке имплантата является сохранение симметрии со здоровым суставом и сохранение нормальных анатомических параметров. Внедрение в практику метода компьютерной томографии (КТ) существенно повысило качество диагностики, однако публикаций, посвященных использованию КТ в комплексе мероприятий, проводимых на этапе подготовки к оперативному лечению и в период контроля за течением последующего состояния недостаточно.

Цель работы. Разработка математических методов для создания трехмерной модели ТБС, на базе КТ, позволяющую эффективно подобрать эндопротез, провести кинематический и силовой расчеты, исследовать напряженно-деформированное состояние (НДС) эндопротеза и зон его крепления с учетом индивидуальных особенностей пациента.

Задачи работы. 1. Построение трехмерной твердотельной модели ТБС на основе алгоритмов анализа данных о геометрии ТБС полученных на компьютерном томографе.

2. Построение шарнирной модели сустава и расчет силовой картины в ТБС при различных элементарных движениях (ходьба, бег и т.п.) и при различных анатомических параметрах сустава.

3. Расчет напряженно-деформируемого состояния ТБС при различных вариантах установки имплантата,

определение зон концентраций напряжений и на их основе выработки рекомендаций к установке имплантата.

4. Апробация разработанной методики при подготовке к операции эндопротезирования с реальными исходными данными.

Научная новизна. Научная новизна заключается в применении КТ для диагностирования пациентов, разработке оригинальной расчетной схемы и методики анализа биомеханического состояния ТБС на параметрической модели, позволяющей учитывать индивидуальность геометрии на основе данных КТ.

Положения, выносимые на защиту:

1. Метод анализа костной ткани ТБС на основе рентгенограмм КТ с применением вейвлет-преобразования.

2. Метод реконструкции трехмерной геометрии ТБС с рентгенограмм КТ на основе вейвлет-преобразования.

3. Трехмерная твердотельная параметрическая модель ТБС.

4. Шарнирная модель сустава, позволяющая изучать биомеханику ТБС при элементарных движениях.

5. Расчеты динамики поведения сустава при различных анатомических параметрах, характер и величины реактивных сил.

6. Картина НДС ТБС при различных анатомических параметрах. Зоны нормальных напряжений.

7. Картина НДС ТБС с установленным имплантатом при различных способах установки, зоны концентрации напряжений, области допустимых вариантов установки имплантата.

Практическая ценность. Разработанный способ построения трехмерной модели ТБС с учетом индивидуальных особенностей пациента позволяет качественно влиять на подготовку к операции, снизить возможность повторной операции. Результаты исследований внедрены в лечебную практику Республиканской клинической больницы (Республика Татарстан).

Достоверность основных научных результатов и выводов обеспечивается корректностью применения хорошо апробированных законов и моделей механики деформируемых твердых тел, строгих математических методик обработки результатов и численных методов решения задач, согласованностью полученных результатов численных расчетов с результатами экспериментальных данных и известными результатами, полученными другими авторами.

Апробация работы. Основные результаты диссертационной работы докладывались на VI Международном научно-практическом конгрессе Ассоциации авиационно-космической, морской, экстремальной и экологической медицины России «Человек в экстремальных условиях: человеческий фактор и профессиональное здоровье» (Москва, 2008 г.), на международном семинаре «Актуальные проблемы нелинейной механики оболочек» (Казань, 2008 г.), на II международной конференции «Проблемы нелинейной механики деформируемого твердого тела» (Казань 2009 г.), на XV и XVII международных симпозиумах «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» им. А.Г. Горшкова (Ярополец, 2009,

2011 г.), на X всероссийской конференции «Биомеханика 2010» (Саратов, 2010 г.), на международной научно-технической конференции «Энергетика-2008» (Казань, 2008 г.), на Международной молодежной научной конференции «XIX Туполевские чтения» (Казань, 2011 г.), на XX, XXI и XXII Всероссийских межвузовских научно-технических конференциях «Электромеханические и внутрикамерные процессы в энергетических установках, струйная акустика и диагностика, приборы и методы контроля природной среды, веществ, материалов и изделий» (Казань, 2008, 2009, 2011 гг.), а также на семинарах Казанского (Приволжского) федерального университета (2009-2011гг.), Казанского национального исследовательского технического университета им. А.Н.Туполева (2011 г.) и Республиканской клинической больницы (Казань, 2011 г.).

Публикации. По теме диссертации опубликовано 16 работ, из них 2 в изданиях рекомендованных ВАК.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения, приложения, списка литературы. Материал изложен на 100 страницах, включая 5 таблиц, 69 рисунков. Список литературы содержит 70 наименований.

Основное содержание диссертации

Во введении дан анализ современного состояния исследований по теме диссертации, обоснована актуальность и важность решаемых вопросов, сформулированы основные научные положения, выносимые на защиту, изложено краткое описание содержания работы по главам.

В первой главе разработана расчетно-экспериментальная методика построения трехмерной модели ТБС на базе исследований на КТ..

Процесс получения КТ изображения состоит из трех основных этапов (измерение, реконструкция и визуализация). На этапе измерения с помощью узкого коллимированного пучка рентгеновского излучения от излучателя, расположенного по одну сторону объекта, и высокочувствительной системы детекторов, находящейся по другую сторону и воспринимающей ослабленное (вследствие поглощения объектом) рентгеновское излучение, изменяя угол обзора или ракурс, получается множество проекций или профилей тонкого слоя исследуемого объекта. Интенсивность воспринимаемого детекторами рентгеновского излучения соответствует интегральному (суммарному) линейному ослаблению по направлению излучатель - детектор, что соответствует физико-анатомическим свойствам ткани. После полного цикла измерений по всем ракурсам объем тонкого слоя объекта разграничивается линиями сканирования на множество мелких объемов, размеры и количество которых определяются фактором коллимирования пучка и шагом движения системы «излучатель-детектор».

На этапе реконструкции, по множеству полученных измерительной системой проекций, с помощью быстродействующих процессоров, по существу, вычисляются значения коэффициентов ослабления для каждого элементарного объема слоя объекта.

Задачей визуализации является отображение на экране монитора значений матрицы чисел, полученных в результате реконструкции, таким образом, чтобы

каждый из вокселей отобразился на определенном малом участке экрана в том же порядке, который они занимают на плоскости сканирования, а степень зачерненности каждого элемента экрана соответствовала бы числовому значению соответствующего элемента матрицы, то есть значению данного вокселя. Изучаемая область ТБС была сканирована с шагом сканирования 3 мм, в результате чего получается 70 снимков. Томограмма одного поперечного среза ТБС показана на рис 2а. Более светлые участки на томограмме соответствуют зонам с повышенной плотностью – костная ткань, темные участки соответствуют мягким тканям.

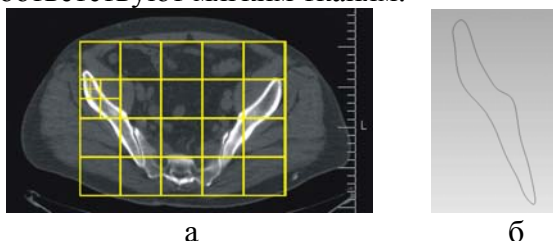


Рис 2

Изображения, полученные на КТ, содержат образы не только костной ткани, но и мягких тканей. Для обработки этих изображений, дифференциации костной ткани, применялся метод вейвлет преобразований. Вейвлет-преобразование состоит в разложении сигналов по базису пространства $L_2(\mathbb{R})$ и удовлетворяющих условию

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(x)|^2 dx < \infty. \quad (1)$$

С помощью интегральных расширений $(1/2j)$ и сдвигов $(k/2j)$ мы можем описать все частоты и покрыть всю ось, имея единственный вейвлет $\psi(x)$. И каждая $f \in L_2(\mathbb{R})$ может быть представлена в виде ряда

$$f(x) = \sum_{j,k=-\infty}^{\infty} C_{jk} \psi_{jk}(x). \quad (2)$$

Таким образом, каждая из функций этого базиса характеризует, как определенную пространственную (временную) частоту, так и ее локализацию в физическом пространстве (времени).

Простейшим примером ортогонального вейвлета, является известная функция Хаара ($\psi \in H$). Преобразование Хаара является разделимым и может быть записано в матричном виде следующим образом

$$T = HFH^T, \quad (3)$$

где F — матрица изображения, H — матрица преобразования, T — результат преобразования (все матрицы размерами $N \times N$), а T означает операцию транспонирования матрицы.

Матрица преобразование Хаара состоит из базисных функций Хаара $h_k(z)$. Эти функции определены на непрерывном замкнутом интервале $z \in [0,1]$ при $k = 0, 1, 2, \dots, N-1$, где $N = 2^n$. Тогда базисные функции Хаара суть

$$h_0(z) = h_{00}(z) = \frac{1}{\sqrt{N}}, z \in [0,1] \quad (4.1)$$

и

$$h_k(z) = h_{pq}(z) = \frac{2^{p/2}}{\sqrt{N}} = \begin{cases} 1 & \text{if } (q-1)/2^p \leq z \leq (q-0,5)/2^p \\ -1 & \text{if } (q-0,5)/2^p \leq z \leq q/2^p \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases}, z \in [0,1] \quad (4.2)$$

В двумерном случае необходимо иметь двумерную масштабирующую функцию $\varphi(x,y)$ и три двумерных вейвлет-функции $\psi_H(x,y)$, $\psi_V(x,y)$ и $\psi_D(x,y)$. Каждая функция представляет собой произведение одномерной масштабирующей функции φ и соответствующей вейвлет-функции ψ . Если исключить те произведения, которые приводят к «одномерным результатам» типа $\varphi(x)\psi(x)$, то оставшиеся образуют разделимую масштабирующую функцию:

$$\varphi(x,y) = \varphi(x)\varphi(y). \quad (5)$$

Двумерное дискретное вейвлет преобразование может быть реализовано с помощью операций фильтрации и прореживающей выборки.

Применение указанного математического аппарата к изображениям, полученным на КТ, во взаимодействии с фильтрами, позволяет выделять границы костной ткани, градировать ткань по визуальной плотности. Составляющие приближения самого мелкого масштаба дискретного вейвлет-преобразования, удаляются путем обращения в нуль этих значений. Вычисление обратного преобразования с использованием этих измененных коэффициентов приводит к выделению контуров на восстановленном таким образом изображении.

На основе картин выделенных границ проведен анализ и получен массив точек для последующей аппроксимации. Градирование внутренней ткани позволило определить зоны с различными механическими характеристиками в индивидуальном порядке.

Проведен анализ изображений костной ткани для определения её пористости, в третьей главе эти данные использованы для коррекции механических характеристик костной ткани.

Решена задача построения геометрии ТБС на основе полученных данных. Основываясь на массиве точек, описывающих границу ТБС, проведена сплайн-аппроксимация, которая описывает границу сустава на каждом сечении.

Для кубической параболы, заданной в параметрической форме

$$P(u) = \sum_{i=0}^3 a_i u^i, \quad (6)$$

проходящей через две точки, обозначенные соответственно $P(0)$ и $P(1)$, в которых известны значения производных $\frac{dP}{du}(0)$ и $-\frac{dP}{du}(1)$ - это означает, что заданы четыре необходимых и достаточных условия для определения четырех коэффициентов в параметрическом выражении.

Получены выражения для коэффициентов:

$$\begin{aligned} a_0 &= P(0) \\ a_1 &= \frac{dP}{du}(0) \\ a_2 &= 3[P(1) - P(0)] - 4 \frac{dP}{du}(0) - \frac{dP}{du}(1) \\ a_3 &= 2[P(0) - P(1)] + \frac{dP}{du}(0) + \frac{dP}{du}(1) \end{aligned} \quad (7)$$

Определив кубическую параболу между точками $P(0)$ и $P(1)$, для нахождения следующей дуги кривой между точками $P'(0)$ и $P'(1)$ необходимо в точках $P'(0)$ и $P(1)$ приравнять значения самой функции и ее первых производных и задать значение вектора dP/du . Таким

образом, шаг за шагом определяется последовательность дуг кубической кривой, соединяющей точки $P, P' \dots P_n$ и имеющей непрерывные касательные в этих точках.

Результаты аппроксимации кубическими сплайнами сечений ТБС дали достаточно точное приближение для сечений (рис. 2 б).

Допустим, что клетка разбиения ограничена четырьмя параметрическими кривыми $P(u, 0), P(1, v), P(0, v)$ и $P(u, 1)$, точками пересечения которых являются: $P(0, 0), P(1, 0), P(0, 1)$ и $P(1, 1)$.

Пусть также заданы две функции F_0 и F_1 :

$$F_0 = 2t^3 - 3t^2 + 1, F_1 = -2t^3 + 3t^2 \quad (8)$$

на отрезке $[0, 1]$. Обе функции имеют равные нулю производные на границах этого отрезка. Тогда положение точки внутри клетки разбиения можно выразить следующим образом:

$$\begin{aligned} P(u_0, v_0) = & P(u_0, 0)F_0(v_0) + P(u_0, 1)F_1(v_0) + P(0, v_0)F_0(u_0) + P(1, v_0)F_1(u_0) - \\ & - P(0, 0)F_0(u_0)F_0(v_0) - P(0, 1)F_0(u_0)F_1(v_0) - P(1, 0)F_1(u_0)F_0(v_0) - \\ & - P(1, 1)F_1(u_0)F_1(v_0) \end{aligned} \quad (9)$$

Касательная в произвольной точке изопараметрической кривой, например $P(u, v)$, находится с помощью производной по v от вышеуказанного выражения

$$\begin{aligned} \frac{\partial P(u, v)}{\partial v} = & \frac{\partial P(u, 0)}{\partial v} \frac{dF_0(v)}{dv} + \frac{\partial P(u, 1)}{\partial v} \frac{dF_1(v)}{dv} + \frac{\partial P(0, v)}{\partial v} F_0(u) \\ & + \frac{\partial P(1, v)}{\partial v} F_1(u) - \frac{\partial P(0, 0)}{\partial v} F_0(u) \frac{dF_0(v)}{dv} - \frac{\partial P(0, 1)}{\partial v} F_0(u) \frac{dF_1(v)}{dv} - \\ & - \frac{\partial P(1, 0)}{\partial v} F_1(u) \frac{dF_0(v)}{dv} - \frac{\partial P(1, 1)}{\partial v} F_1(u) \frac{dF_1(v)}{dv} \end{aligned} \quad (10)$$

Условие коллинеарности производных

$$\frac{\partial P(u_0, 0)}{\partial v} \frac{\partial P'(u_0, 0)}{\partial w} \text{ выражается как}$$

$$\frac{\frac{\partial P(0, 0)}{\partial v}}{\frac{\partial P'(0, 0)}{\partial w}} = \frac{\frac{\partial P(1, 0)}{\partial v}}{\frac{\partial P'(1, 0)}{\partial w}} \quad (11)$$

Требование пропорциональности частных производных в граничных точках приводит к тому, что примыкающие элементы разбиения должны быть близкими по форме и размерам и являться продолжением друг друга.

Нулевое кручение. Одним из свойств приведенного решения является равенство нулю смешанных производных в углах каждой клетки. Дифференцируя выражение производной для параметрической кривой по u и преобразовывая выражение, получаем

$$\frac{\partial^2 P(0, 0)}{\partial v \partial u} = \frac{\partial^2 P(1, 0)}{\partial v \partial u} = \frac{\partial^2 P(0, 1)}{\partial v \partial u} = \frac{\partial^2 P(1, 1)}{\partial v \partial u} = 0 \quad (12)$$

Из равенства нулю смешанной производной следует отсутствие кручения что приводит к неравномерности внешнего вида обрабатываемой поверхности и является недостатком.

Сшивка с сохранением кривизны. Для выполнения сшивки с сохранением непрерывности кривизны функции F_0 и F_1 заменяются следующими функциями пятой степени:

$$G_0(t) = -6t^5 + 15t^4 - 10t^3 + 1, \quad G_1(t) = 6t^5 - 15t^4 + 10t^3 \quad (13)$$

При этом непрерывность кривизны сохраняется в углах клетки, следовательно, и во всех точках сшивки.

По аналогии с обобщенным выражением легко определить, что центральный тензор содержит 36

членов и можно заранее задать отличными от нуля

следующие члены: $\frac{\partial^2 P}{\partial u \partial v}, \frac{\partial^3 P}{\partial u^2 \partial v}, \frac{\partial^3 P}{\partial u \partial v^2}, \frac{\partial^4 P}{\partial u^2 \partial v^2}$.

На основе полученных кривых, строилась поверхность ТБС. Что касается реализации построения поверхности, то в этом случае возникают проблемы при обходе области вертлужной впадины и области запирающего отверстия – появляется ступенчатость и скручивание поверхности (рис. 3 а).

Была разработана параметрическая трехмерная модель ТБС (рис. 3 б). Параметрами в этой модели выступают габаритные размеры ТБС, его анатомические параметры (угол вертикального соответствия, шеечно-диафизарный угол, угол Шарпа и т.п.)

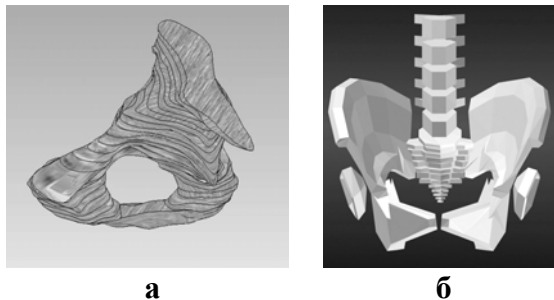


Рис. 3.

Во второй главе исследована биомеханика ТБС при элементарных движениях. Основной задачей являлось определение силовой картины, возникающей в суставе при движении, особенно в области вертлужной впадины. Движениям головок бедренных костей сопутствуют аналогичные движения тел и верхних суставных отростков, через которые эти движения передаются на поясничный отдел позвоночного столба.

Движения в позвоночных сегментах и позвоночном столбе при ходьбе совершаются под влиянием движений тазового пояса. В свою очередь тазовый пояс приводят в движение тазобедренные суставы. Биомеханику нижних конечностей человека можно рассмотреть с позиции соответствия структуры и функции. Таким образом, можно выделить периоды опоры ноги по динамическим признакам: фазы амортизации и отталкивания. Началом фазы амортизации в стопе является момент соприкосновения бугра пяточной кости с опорой, затем следует опора на всю стопу. В голеностопном суставе совершается подошвенное сгибание. Плечо рычага: бугор пяточной кости - блок таранной кости опускается, также вниз смещается голень. В фазе отталкивания от опоры голень смещается вверх на плече рычага: головки плюсневых костей - блок таранной кости.

Кинематическая цепь нижней конечности обозначена как кривошипно-ползунный механизм, переводящий возвратно-поступательные движения стопы через голень в возвратно-вращательные таза через бедро, которые, в свою очередь, переходят в восходящие попеременные разнонаправленные торсионные движения согнутой пологой спирали позвоночного столба.

Построена модель сустава и проведен анализ влияния мышц на движения. С учетом этого модель дополнена упругими элементами. Расчет модели проводился в пакете ADAMs. При составлении расчетной схемы основным внешним фактором является масса, действие которой передаётся на сустав по позвоночному столбу, при этом в области вертлужной впадины появляется реактивная сила и момент (рис. 4), эта схема может быть уточнена, если учитывать силы взаимодействия, возникающие в суставе (в реальности роль этих сил играют мышцы и связки). При моделировании использована 18-ти узловая схема человека (рис. 5 а). Эта схема достаточно хорошо описывает кинематику человека. Суставы моделировались двумя типами шарниров (с

одной и тремя степенями свободы), мышцы моделировались пружинами (с податливостью 1 мм/Н), члены тела – жесткими телами. Размеры и масса человека нормировались. Массы частей тела задавались согласно общим массовым распределениям (уравнение Селуянова).

На основе выше изложенного и анализа литературы, посвященной анатомии пояса нижних конечностей, можно заключить:

1. При ходьбе бедренная кость изолированно от голени и таза производит возвратно-вращательные движения (супинация-пронация) вокруг оси, проходящей через середину головки бедра и латеральный мыщелок бедра, и сообщает своду таза возвратно-вращательные движения.

2. Находясь на вершине кинематических цепей нижних конечностей, позвоночный столб концентрирует на себе относительно симметричные или асимметричные нагрузки, частично их компенсируя.

3. Кинематическую цепь нижней конечности с позиции механики следует понимать, как ползунно-кривошипный механизм, где функцию активного ползуна выполняет стопа, функцию штока выполняет пассивная голень, бедренная кость выполняет функцию активного кривошипа, который через кулачковую пару (тазобедренный сустав) сообщает пассивному тазу - коромыслу колебательные возвратно-вращательные движения.

Расчет выполнен следующим образом. На основе видеоматериала, отснятой походки человека, проводилась раскадровка. Время полного цикла шага от одного касания ногой опоры до другого был разбит на 8 равных частей.

Рис. 4

Началу каждого временного отрезка соответствовало определенное положение тела, по которому проводилась корректировка положения суставов и углов наклона составляющих верхнего и нижнего поясов конечностей. Модель дополнялась учетом влияния мышц и связок. Расчет проводился в САЕ пакете ADAMS на основе методов аналитической механики.

Приведены значения полного значения усилия и его вертикальной составляющей, вклад остальных составляющих мал (рис. 5 б). Максимальные усилия в суставе приходятся на одноопорную фазу ходьбы (25% для нормального состояния ТБС и 35%-50% для не симметрично расположенных конечностей), эти результаты не противоречат данным, полученным другими авторами (максимальное расхождение 10%).

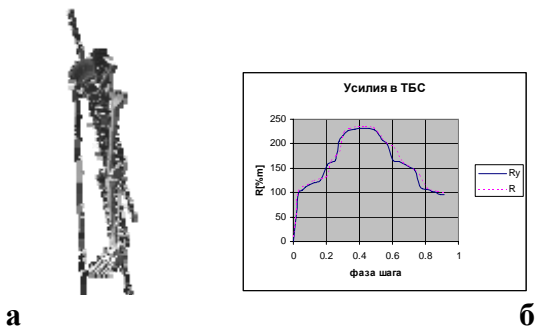


Рис. 5

Проведены расчеты при различных значениях анатомических параметров ТБС и отмечено влияние асимметрии на усилия в ТБС, что может возникнуть в постоперационный период за счет не корректной

установки имплантата или неудачного подбора последнего.

В третьей главе дан обзор реологических моделей костной ткани, механических характеристик и расчет НДС ТБС.

Кость — орган живого организма, состоящий из нескольких тканей, главнейшей из которых является костная. В состав костей входят как органические, так и неорганические вещества; количество первых тем больше, чем моложе человек. В связи с этим кости молодых людей - отличаются гибкостью и мягкостью, а кости старых — твёрдостью и хрупкостью.

У взрослого человека количество минеральных составных частей составляет около 60-70 % веса кости, а органическое вещество — 30-40 %. Кость имеет большую прочность при сжатии и громадное сопротивление разрыву.

По форме кости, входящие в ТБС, можно разделить на длинные и широкие. Длинные или трубчатые кости такие, у которых длина сильно преобладает над шириной и толщиной; они имеют более или менее цилиндрическую среднюю часть, тело с полостью внутри и 2 конца или эпифиза, которые всегда шире тела и покрыты на суставных поверхностях слоем хряща, находятся в конечностях и более или менее изогнуты. У широких костей два измерения преобладают над третьим (и могут быть плоскими, изогнутыми, вогнутыми).

В костях различают плотное и губчатое вещества. Первое отличается однородностью, твёрдостью и составляет наружный слой кости; оно особенно развито в средней части трубчатых костей и утончается к

концам; в широких костях оно составляет 2 пластинки, разделённые слоем губчатого вещества; в коротких оно в виде тонкой плёнки одевает кость снаружи. Губчатое вещество состоит из пластинок, пересекающихся в различных направлениях, образуя систему полостей и отверстий, которые в середине длинных костей сливаются в большую полость.

Наружная поверхность кости одета так называемой надкостницей, оболочкой из соединительной ткани, содержащей кровеносные сосуды и особые клеточные элементы и служащей для питания, роста и восстановления кости. Внутренние полости кости состоят из особой мягкой ткани, называемой костным мозгом. Механические свойства костей определяются их разнообразными функциями; кроме двигательной, они выполняют защитную и опорную функции.

Выделяют 4 вида механического воздействия на кость: растяжение, сжатие, изгиб и кручение.

Установлено, что прочность кости на растяжение почти равна прочности чугуна. При сжатии прочность костей еще выше. Менее прочны кости на изгиб и кручение.

Механические свойства суставов зависят от их строения. Суставная поверхность смачивается синовиальной жидкостью, которую хранит суставная сумка. Синовиальная жидкость обеспечивает уменьшение трения в суставе примерно в 20 раз. При этом при снижении нагрузки на сустав жидкость поглощается губчатыми образованиями сустава, а при увеличении нагрузки она выжимается для смачивания

поверхности сустава и уменьшения коэффициента трения.

Прочность суставов, как и прочность костей, небеспредельная. Так, давление в суставном хряще не должно превышать 350 Н/см². При более высоком давлении прекращается смазка суставного хряща и увеличивается опасность его механического стирания. При расчетах использовались механические характеристики для кортикального слоя (рис. 6 а) $E=15000$ мПа, $\nu=0,3$, для субхондрального слоя (рис. 6 б) $E=3000$ мПа, $\nu=0,2$, для губчатой кости (рис. 6 в) $E=1000$ мПа, $\nu=0,3$.



Рис. 6

Толщина и распределение кортикального слоя костной ткани сильно зависит от множества параметров (возраст, образ питания, пол и т.д.), методы определения этих слоев описаны в первой главе.

Расчеты НДС ТБС проведены на основе метода конечных элементов (МКЭ) с применением САЕ-пакета ANSYS. Перед расчетами проведено исследование для определения типа конечного элемента (КЭ), подходящего к поставленной задаче. Поскольку структура кости неоднородна, и составляющие ее

кортикальная, субхондральная и губчатая ткани различны по прочностным свойствам, то для построения конечноэлементной модели обычно используют различные типы КЭ. Для губчатой кости — 8-узловой изопараметрический шестигранник (с линейной аппроксимацией), для кортикальной — мембранный 4-узловой элемент. Применение мембранных конечных элементов также снижает точность результатов, поскольку не учитываются изгибные напряжения в кортикальной кости. В связи с возможностью в настоящее время существенно увеличить размерность задачи, в конечноэлементных расчетах стали применять 20-узловой изопараметрический шестигранник (квадратичная аппроксимация). Использование этого элемента оптимально при расчете трехмерных моделей, в том числе и тонких пластин, поэтому 20-узловой изопараметрический шестигранник предпочтительней при построении КЭ таза. Крестцово-подвздошный сустав, крестцово-подвздошные связки и лобковый симфиз также моделируются с помощью МКЭ; остальные связки и мышцы таза, а также связки и головки бедренных костей заменяли эквивалентной нагрузкой в соответствии с данными предыдущих расчетов.

Были проведены расчеты параметрической модели ТБС при различных нормальных анатомических параметрах. Максимальные напряжения в вертлужной области при изменении межкостного расстояния безымянных костей, глубины вертлужной впадины (моделирование мужского и женского таза) возрастали не значительно, при этом напряженные зоны смещаются

к месту крепления с крестцом, напряжения в вертлужной впадине растут. Моделирование других анатомических случаев тазобедренного сустава (при значениях анатомических параметров не выходящих за нормальные пределы) так же показали удовлетворительную картину и не противоречат опубликованным результатам по исследованию ТБС.

При двухопорном положении наиболее напряженной с наружной стороны таза является надацетабулярная зона. На внутренней поверхности таза области напряжения наблюдаются несколько выше границы тела и крыла подвздошной кости. При этом лобковые кости являются малонагруженными элементами.

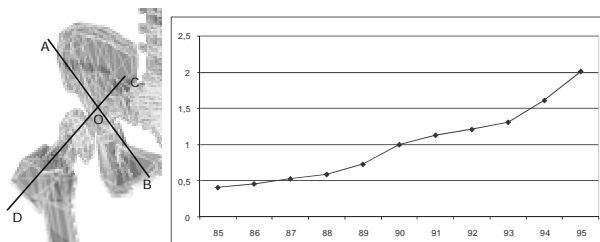


Рис. 7. Максимальные напряжения в области вертлужной впадины при изменении угла вертикального соответствия (DOB).

Картина распределения области напряжения таза меняется при переходе к одноопорному положению. Максимальные значения напряжений увеличиваются в несколько раз. Наиболее нагруженной становится область внутри таза в проекции тела подвздошной кости, где интенсивность напряжений возрастает

приблизительно в 7-10 раз. Локализация напряжений в наружной части таза смещается к заднему краю вертлужной впадины. Возрастает и напряжение в ветвях лобковой кости. Интенсивные растягивающие нагрузки испытывают крестцово-бугорная и крестцовокопчиковая связки, которые замыкают силовые линии нагружения таза. Вместе с участком тазовой кости от седалищного бугра до лобкового симфиза они играют очень важную роль в биомеханике, перераспределяя нагрузки в тазе на участке от крестца до вертлужных впадин.

Проведено исследование влияния параметров установки имплантата на НДС ТБС. На рис. 7. представлены результаты расчета для двухопорного состояния, имитирующие различные варианты установленного эндопротеза, при установке которого варьировался угол вертикального соответствия.

Основное содержание диссертации опубликовано в следующих работах

В научных журналах, рекомендованных ВАК:

1. *Коноплев Ю.Г.* Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава / *Ю.Г. Коноплев, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков* // Ученые записки Казанского университета. Серия Физико-математические науки. – 2011. – Т. 153, кн. 3. – С. 112-121.

2. *Закиров Р.Х.* Математическое моделирование биомеханики тазобедренного сустава / *Р.Х. Закиров, Ю.Г. Коноплев, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков* // Научно-технический вестник Поволжья. – Казань, 2011. – №6. – С. 92-99.

В других журналах и материалах научных конференций:

1. *Саченков О.А.* Математическое сопровождение эндопротезирования тазобедренного сустава / *Р.Х. Закиров, Р.А. Зарипов, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков* // Материалы докладов международной науч.-тех. конф. Энергетика-2008. – Казань: КГЭУ, 2008. – С. 47-48.

2. *Закиров Р.Х.* Математическое моделирование эндопротезирования тазобедренного сустава / *Р.Х. Закиров, Р.А. Зарипов, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков* // Тезисы доклада. Электромеханические и внутрикамерные процессы в энергетических установках, струйная акустика и диагностика, приборы и методы контроля природной среды, веществ, материалов и изделий: Сборник материалов XX Всероссийской межвузовской научно-технической конференции. Ч. 1. – Казань: КазВАКУ (ВИ), 2008. – С. 81-81.

3. *Коноплев Ю.Г.* Математическое сопровождение эндопротезирования тазобедренного сустава / *Ю.Г. Коноплев, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков* // Материалы международного семинара Актуальные проблемы нелинейной механики оболочек. –Казань: КГУ, 2008. – С.61-61.

4. *Закиров Р.Х.* Применение рентгеновской компьютерной томографии и математического моделирования при эндопротезировании тазобедренного сустава / *Р.Х. Закиров, Р.А. Зарипов, В.И. Митряйкин, О.А. Саченков* // Человек в экстремальных условиях: человеческий фактор и профессиональное здоровье: Материалы Шестого Международного научно-практического конгресса Ассоциации авиационно-

космической, морской, экстремальной и экологической медицины России. - М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН: 2008. – С. 147-148.

5. *Коноплев Ю.Г.* Математическое сопровождение эндопротезирования тазобедренного сустава / *Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Труды математического центра имени Н.И. Лобачевского Том 37 Лобачевские чтения. – Казань, 2008. – С.88-89.

6. *Митряйкин В.И.* Исследование биомеханики тазобедренного сустава /*В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Совершенствование боевого применения и разработок артиллерийского вооружения и военной техники, социально-педагогических аспектов подготовки военных специалистов: Сб. научно-технической. ст. Ч. I. – Казань: КазВАКУ (ВИ), 2008. – С.101-105.

7. *Закиров Р.Х.* Математическое моделирование в задачах биомеханики тазобедренного сустава / *Р. Х. Закиров, Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Материалы XV международного симпозиума "Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред" им. А.Г. Горшкова Том 2, 2009. – С. 87-88.

8. *Коноплев Ю.Г.* Математическое сопровождение эндопротезирования тазобедренного сустава / *Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Труды Математического центра имени Н.И. Лобачевского. Том 38. Материалы Седьмой молодежной научной школы – конференции. – Казань: КГУ, 2009. – С. 89-90.

9. *Коноплев Ю.Г.* Математическое моделирование биомеханики тазобедренного сустава / *Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Труды 2ой международной конференции Проблемы нелинейной

механики деформируемого твердого тела. Издательство Казанский Университет. – Казань, 2009. – С. 110-111.

10. *Коноплев Ю.Г.* Исследование биомеханики тазобедренного сустава для операции эндопротезирования / *Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Биомеханика 2010 Тезисы докладов X всероссийской конференции. – Издательство Саратовского университета: 2010. – С. 98-99.

11. *Коноплев Ю.Г.* Биомеханика тазобедренного сустава в нормальном и протезированном состоянии / *Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Труды Математического центра имени Н.И. Лобачевского. Том 39. Материалы Седьмой молодежной научной школы – конференции. – Казань: КГУ, 2010. – С. 100-101.

12. *Коноплев Ю.Г.* Биомеханика тазобедренного сустава при динамических нагрузках / *Ю.Г. Коноплев, В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Материалы XVII международного симпозиума "Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред" им. А.Г. Горшкова Том 2. – 2011. – С. 271-272.

13. *Митряйкин В.И.* Исследование биомеханики тазобедренного сустава / *В.И Митряйкин, О.А. Саченков* // Совершенствование боевого применения и разработок артиллерийского вооружения и военной техники, социально-педагогических аспектов подготовки военных специалистов: Сб. научно-технической. ст. Ч. I. – Казань: КазВАКУ (ВИ), 2011. – С. 151-153.

14. *Саченков О.А.* И Исследование механики тазобедренного сустава в САЕ пакете ADAMS / *О.А. Саченков* // XIX Туполевские чтения. – Казанский

Государственный технический университет им.
Туполева, 2011. – С. 89-90.