

ПРОГРАММНЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ ТРЕХМЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОЙ ОПЕРАЦИИ ПО УВЕЛИЧЕНИЮ ГРУДИ

Аннотация

Программное моделирование в медицинской отрасли становится все более популярным. В медицине стремительно развиваются системы, которые помогают ставить диагнозы, проводить обследования и лечить пациентов. Среди них можно выделить системы, посвященные моделированию операций в медицинской хирургии. Проект, в котором участвует автор статьи, представляет собой клиент-серверный программный комплекс, помогающий хирургии при проведении операций. Хирургу предоставляются инструменты для шивания трехмерной модели из фотографий пациента и для различных моделирований. Также имеется возможность проводить различные измерения на исходной модели и результатах моделирований. В данной статье подробно описан модуль, реализующий хирургическое моделирование операции по увеличению груди, основанное на законах механики.

Ключевые слова: моделирование хирургической операции, модель масс-с-пружинками, моделирование основанное на физике, архитектура биомеханического модуля.

ВВЕДЕНИЕ

Современная медицина развивается быстрыми темпами. Те операции, которые раньше считались сложными и практически нигде не выполнялись, сегодня стали повседневными. Любая клиника предлагает огромный набор услуг по различным операциям. Среди них особенно выделяются эстетическая и реконструктивная хирургии. К эстетической хирургии относятся в основном операции, улучшающие внешний вид человека и удовлетворяющие его эстетические потребности. Реконструктивная хирургия занимается операциями по удалению поврежденных участков мягких тканей. Но и здесь результат должен быть эстетически удовлетворительным.

Сейчас самой популярной является операция реконструкции молочных желез. В основном это объясняется эстетическим фактором. В этой операции берется имплант и помещается под мягкие ткани пациента. Существуют импланты различных произво-

дителей и несколько способов их помещения. Кроме того, в качестве импланта можно использовать лоскут ткани самого пациента, вырезанный с живота или с верхней части спины. Стоит отметить, что операция длится несколько часов и требует большого опыта и усилий от хирургов.

Обычно хирурги выполняют такие операции без дополнительного оборудования. То есть, используя свой опыт, они представляют, как будет выглядеть пациент после операции, и на основе этого решают, как и какую операцию проводить для пациента.

Основная цель поставленной задачи – это помощь хирургу при планировании операции с помощью моделирования, как пациент будет выглядеть после операции помещения импланта под мягкие ткани [2].

1. ОБЗОР СИСТЕМЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Разрабатываемый продукт представляет собой программный комплекс, который визуализирует исходную модель пациента и

результаты совершаемых над моделью операций. Исходная модель пациента сшивается из фотографий, на которых пациент представлен с разных сторон. Сам процесс сшивания в данной статье не рассматривается. Кратко опишем общую архитектуру программного комплекса (рис. 1).

1.1. Клиент-серверная архитектура

Всю систему можно условно поделить на две части: клиенты и серверная часть, которая, в свою очередь, состоит из лобби-сервера и зигот.

1. *Клиент* – эта та часть системы, которая устанавливается непосредственно у хирурга. С помощью нее он загружает исходные фотографии, КТ-снимки (компьютерная томография) и МРТ-снимки (магнито-резонансная томография) для сшивания их в модели, а также заказывает моделирование различных операций. Некоторые из операций (например, вычисление расстояния между двумя точками) не требуют больших аппаратных ресурсов для выполнения и поэтому полностью выполняются на клиенте.

2. *Лобби сервер* – это сервер, который фактически является посредником между клиентами и вычислительными ресурсами.

Он принимает заказы на сшивание и моделирование от хирургов и распределяет их по вычислительным серверам. Кроме того, он выполняет функцию хранения заказов операций и их результатов в базе данных.

3. *Зигота* – сервер, отвечающий за обсчет операций. В его состав входит набор модулей, каждый из которых отвечает за моделирование какой-то конкретной операции. В отдельных случаях, когда клиент очень активно пересылает заказы на моделирование, возможна прямая связь одного или нескольких зигот с клиентом.

Следует отметить, что все названия серверов, которые используются в проекте, позаимствованы из архитектуры серверной многопользовательской игры, поскольку проект строится подобно архитектуре такой игры.

1.2. Обзор моделей физического моделирования

Рассматриваемый модуль находится внутри вычислительного сервера и обеспечивает моделированию одной конкретной операции – операции по увеличению груди. Для реализации поставленной задачи он использует особенности моделирования тка-

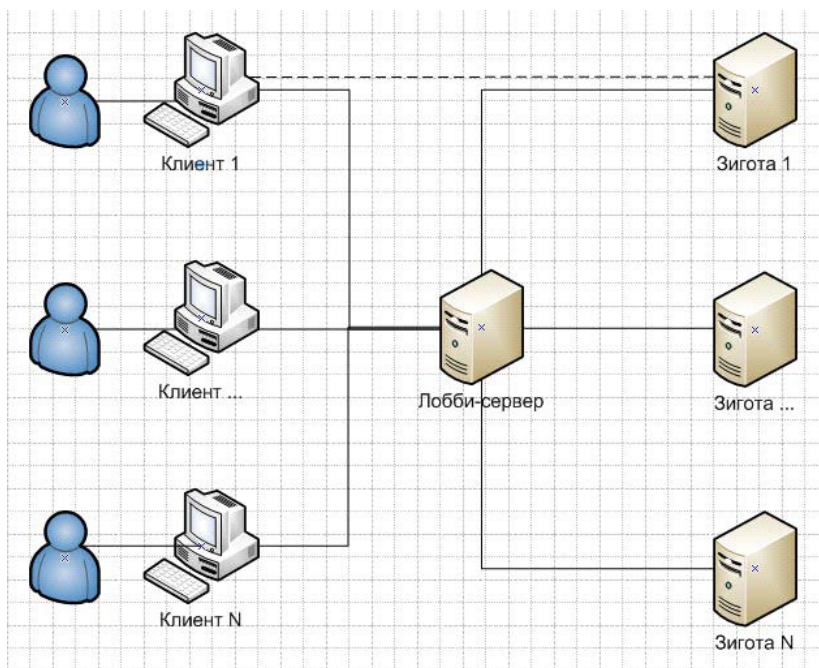


Рис. 1. Общая архитектура системы

ней человека в биомеханике [1] и модель деформаций, основанную на механических законах [12]. Существует несколько основных механических моделей, подходящих для этой операции.

1. *Модель конечных элементов*: обычно объект разбивается на тетраэдры или кубы. Для описания положения конечного элемента в пространстве берется точка. Это либо одна из вершин куба или тетраэдра, либо его центр масс. При решении задачи считается, что перемещение рассматриваемой точки заранее неизвестно и его нужно вычислить. Используя характеристики материала и форму конечного элемента, все остальные вершинные точки выражаются через указанную. Вершинные точки соседних конечных элементов совпадают. По полученным уравнениям строится одно большое уравнение, которое решается относительно перемещений рассматриваемых точек. Данная модель является самой точной среди всех моделей, связанных с механикой. С другой стороны, эта модель требует знания всех характеристик материала, необходимых для выведения соотношений в конечном элементе. Также эта модель требует наибольшего времени среди всех моделей для вычисления некоторой деформации [6].

2. *Модель масс-тензоров*: модель похожа на модель конечных элементов при построении модели, но отличается от нее на этапе решения механических задач. Объект делится на конечные элементы, каждый из которых представляется в виде тензора. Вершины конечных элементов – это массы. Соответственно, тензоры описывают физические величины, характеризующие способность твердого тела деформироваться. Моделирование происходит итеративно: выбирается величина временного промежутка и рассматривается состояние системы через эти промежутки. У модели есть небольшое преимущество в простоте реализации по сравнению с предыдущей моделью, но она проигрывает по скорости вычислений. Точности результатов обеих моделей примерно одинаковы [6].

3. *Модель масс-с-пружинками*: объект представляется в виде набора точек (масс), которые соединены между собой пружинками. Любая деформация объекта описывается деформациями этих пружинок. Как и в предыдущем случае, моделирование выполняется по итерациям [10]. Основные преимущества данной модели по сравнению с двумя, приведенными выше, – это простота вычислений и скорость выполнения моделирования. Также при использовании данной модели требуется знать лишь основные характеристики мягких тканей. Модель масс-с-пружинками является менее точной, чем предыдущие модели, но для решения поставленной задачи нам не нужна высокая точность.

4. *Модель SPH*: объект представляется в виде частиц, каждая из которых имеет характеристики объекта. Характеристика объекта в некоторой точке считается как сумма характеристик всех частиц с учетом их областей влияния (фактически область влияния – это функция расстояния до частицы). Аналогично предыдущим случаям, моделирование выполняется по итерациям. Данная модель очень хорошо подходит для моделирования свойств некоторой жидкости на ее поверхности. В остальных случаях она проигрывает остальным рассматриваемым моделям по сложности работы и скорости вычисления деформации [11].

Кроме представленных четырех моделей, существуют другие модели. Но абсолютное большинство исследований в биомеханике, да и в других областях механики, использует именно эти модели [6, 12].

В итоге в качестве используемой модели была выбрана модель масс-с-пружинками. При моделировании рассматриваемой операции хирургу не нужна очень высокая точность, так как ему необходимо представить, как будет выглядеть результат без лишних подробностей. С другой стороны, ему нужно увидеть результат почти сразу после отправления задания на моделирование. Поэтому все должно моделироваться быстро.

2. ОПИСАНИЕ МОДЕЛИ МАСС-С-ПРУЖИНКАМИ

Опишем модель масс-с-пружинками более подробно.

В этой модели сначала рассматриваемый объект условно делится на части (рис. 2). Обычно получаемые части равны между собой по трем измерениям. Затем каждая такая часть заменяется на так называемую «массу» – материальную точку, в которой сосредоточена масса этой части объекта и которая располагается в центре масс рассматриваемой части.

Таким образом, все множество масс и их положение в пространстве описывает положение самого объекта. У каждой массы есть четыре основных характеристики: перемещение (x), скорость (v), масса (m) и ускорение (v'). Иногда ускорение подменяют силой, действующей на данную массу (F). Они описываются следующими формулами [7]:

$$x' = v, \quad (1)$$

$$v' = \frac{F_p}{m}. \quad (2)$$

Здесь (2) – формула второго закона Ньютона. Равнодействующая сил, действующих на каждую массу, состоит из суммы всех сил, действующих на массу со стороны каждой пружины, связанной с массой, и внешних воздействий.

Кроме того, условные части объекта как-то взаимодействуют между собой. При моделировании взаимодействие и характеристики материалов, из которых состоит объект, представляются в виде пружин.

Пружина физически моделируется как эластичное тело, воздействие которой описывается законом Гука [10]:

$$f_1 = k \cdot (|x_{12}| - l_{12}) \cdot \frac{x_{12}}{|x_{12}|}, \quad (3)$$

где f_1 – сила, действующая на одну из вершин, к которой пружина прикреплена (сила, действующая на вторую вершину та же по величине, но противоположная по направлению), x_{12} – текущее расстояние между вершинами, l_{12} – начальная длина пружины, а k – коэффициент жесткости пружины. Силы, действующие со стороны пружины, зависят

также от величин и направлений скоростей обеих вершин. Для данного случая (мы не учитываем деформаций кручения и изгиба, поскольку пружины являются лишь связующими элементами) это описывается следующей формулой:

$$f_1 = d \cdot (v_1 - v_2), \quad (4)$$

где d – коэффициент торможения, а v_1 и v_2 – скорости вершин. Общая сила, действующая со стороны пружины, вычисляется как сумма этих двух сил. В общем случае k и d выбираются не константами, а некоторыми функциями, которые зависят от текущей длины пружины. Существует огромное количество реологических моделей, которые могут быть использованы вместо пружин [3, 8].

Для выполнения деформации используется явный метод Эйлера. В нем на каждом шаге итерации для вычисления текущих перемещений, скоростей и сил, действующих на точки, используются данные предыдущего шага [10]:

$$x(t + \Delta t) = x(t) + v(t) \cdot \Delta t, \quad (5)$$

$$v(t + \Delta t) = v(t) + \frac{F_p(t) \cdot \Delta t}{m}, \quad (6)$$

где Δt – заданный промежуток времени. Итерации продолжаются до тех пор, пока мы не достигнем некоторого завершающего условия. Обычно в качестве него берется или критерий минимума потенциальной энергии системы, или минимум суммарного перемещения всех вершин.

Следует отметить ряд исследований, посвященных биомеханическому моделированию с помощью модели масс-с-пружинка-

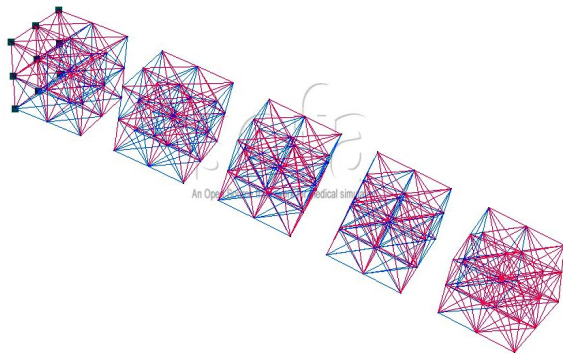


Рис. 2. Модель масс-с-пружинками

ми. Про две из них можно прочитать в [4, 14].

3. ОСОБЕННОСТИ МОДЕЛИРОВАНИЯ ОПЕРАЦИИ

3.1 Архитектура модуля

Принимая во внимание особенности моделей, модуль условно можно поделить на четыре основных части: анатомизатор, генератор топологии, решатель и условия. На рис. 3 представлена связь между основными компонентами системы.

Коротко опишем каждую из компонент.

1. *Анатомизатор*: данная компонента отвечает за генерацию поверхностных и объемных точек по исходному трехмерному скану КТ и МРТ снимкам. В анатомизаторе активно используется библиотека OpenCV, которая позволяет строить параметрические поверхности по трехмерным моделям.

2. *Генератор пружин*: данная компонента системы отвечает за генерацию пружин для получившихся трехмерных точек. В генераторе нет никакой встроенной топологии, по которой создаются пружины. Все топологии задаются извне с помощью параметров функции генератора.

3. *Решатель*: данная компонента отвечает за деформацию созданного объекта при заданных условиях. Решатели бывают двух видов. В статических решателях время используется как параметр при генерации и, таким образом, решается одна большая матричная система для нахождения положения

объекта. В итеративных решателях задается некоторый временной шаг (или псевдовременной шаг), и система решается итеративно до тех пор, пока движение не станет настолько маленьким, что им можно будет пренебречь.

4. *Условия*: компонента, которая реализуется исключительно программистом, в зависимости от того, какую операцию мы хотим моделировать. Условия могут задаваться не только на начальном этапе в виде дополнительных сил, действующих на вершины объекта, но и на каждой итерации (в случае итеративного решателя) моделирования.

Стоит особо обратить внимания на цикл «условия-решатель». Дело в том, что многие сложные операции делятся на несколько более простых механических задач, для каждой из которых нужно задавать свои условия. Архитектура модуля позволяет добавить потенциально бесконечное число таких этапов.

3.2. Входные данные

Перед тем как детализировать основные этапы операции, необходимо обсудить входные данные, которые используются для выполнения этой операции.

Итак, у нас есть трехмерная модель пациента. Чтобы выполнить моделирование, нужно:

1. Расставить точки для выделения области моделирования. К сожалению, пока что не удалось подобрать некоторый общий шаблон, по которому можно было бы безошибочно выделить грудную клетку. Поэто-

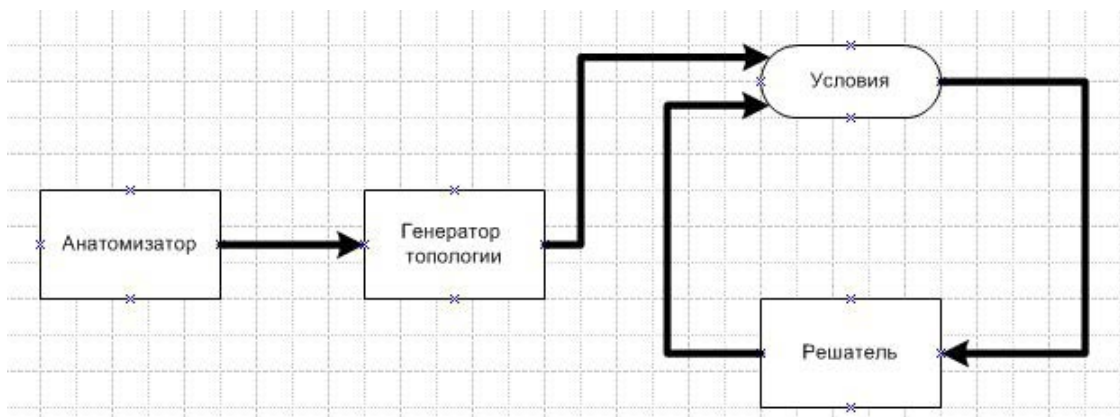


Рис. 3. Архитектура модуля моделирования

му область моделирования необходимо выделять вручную.

2. Выбрать импланты и расставить их на модели. Для хранения моделей имплантов используется специальный каталог, который хранится в базах данных регистрационного сервера. Там есть геометрические характеристики имплантов. Если хирург хочет установить имплант, которого в каталоге нет, его характеристики туда добавляются. Затем по описанию создается трехмерная модель импланта. При установке импланта сохраняются две точки: точка, описывающая положение импланта на теле пациента, и точка, описывающая ориентацию импланта в пространстве.

Таким образом, в качестве входных данных в операцию передаются трехмерная модель пациента, ссылки на трехмерные модели имплантов, их положения и точки, описывающие область моделирования.

3.3. ОСОБЕННОСТИ МОДЕЛИРОВАНИЯ ОПЕРАЦИИ

При создании анатомических точек и генерации пружин требуются данные, численно описывающие характеристики мягких тканей человека и импланта. Данные о мягких тканях берутся из [9], а импланта – из [15].

Моделирование самой операции разбивается на несколько этапов. Сначала происходит генерация анатомии (рис. 4), а затем последовательно решаются несколько задач механики.

Дело в том, что реальная операция происходит, когда пациент находится в лежачем положении. А фотографируют пациента всегда в положении стоя (это удобнее). Поэтому перед началом моделирования помещения импланта, необходимо смоделировать лежачее положение пациента. Это достигается добавлением сил гравитации, направленных в соответствующую сторону.

В отдельную задачу также выделяется задача помещения импланта на соответствующую мягкую ткань. Из начальных условий мы знаем тип импланта, а также его начальную ориентацию в пространстве на поверхности пациента. Чтобы поместить имплант под мягкие ткани, его необходимо сдвинуть. После некоторого обсуждения было решено, что самый простой и удобный способ перемещения – это решение механической задачи падения импланта на поверхность.

При моделировании перемещения тканей на каждом шаге итерации необходимо совершать небольшие деформации. В случае больших деформаций в системе могут возникнуть неустойчивости. Для этого имплант сжимается в блин и «соединяется с тканями» с помощью модели коллизий. Затем происходит процесс раздутия импланта вместе с деформацией тканей, находящихся над ним. Имплант раздувается до тех пор, пока не достигнет первоначального объема (рис. 5).

Следующий этап – моделирование стабилизации системы. Процесс раздутия вызывает в системе волнообразные колебания. Поэтому необходимо дать системе успокоиться, чтобы ткани приняли такие положе-

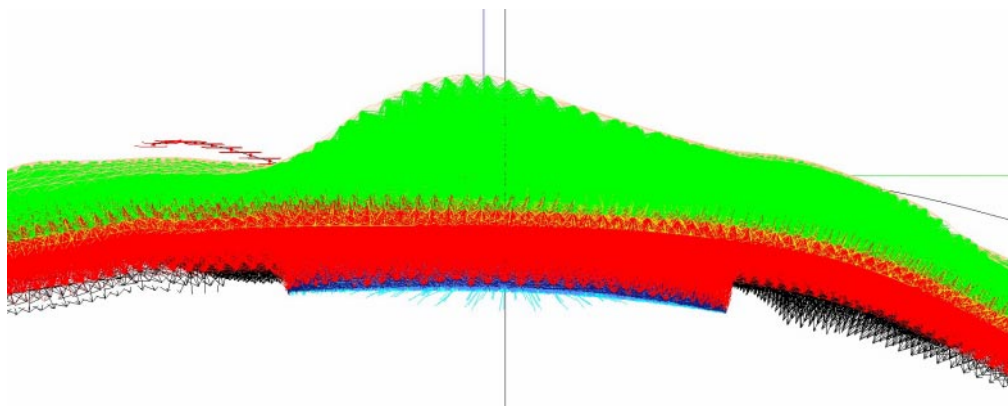


Рис. 4. Модель исходной анатомии

ния, которые они принимают в реальности после операции.

Еще один этап – это моделирование столячего положения пациента снова. Здесь стоит отметить, что имплант заполнен силиконовой жидкостью. Поэтому при любых деформациях объем импланта должен сохраняться. В модели масс-пружинок это достигается способом, описанным в [5].

Последний этап – моделирование релаксации. Свойство релаксации заключается в том, что со временем напряжение в объекте, находящемся в деформированном состоянии, уменьшается. Это свойство справедливо и для мягких тканей. В результате ткань становится более гладкой формы. В данном случае происходит некоторое ослабление пружин.

После окончания моделирования берем поверхностный слой пациента. Это и будет результат операции (рис. 6). Операция повторяется аналогичным образом для второго импланта.

Таким образом, смоделировав данную операцию для каждой пары выбранных имплантов, мы получаем набор моделей, которые собираются вместе и отдаются в качестве результата заказанного моделирования.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ

После того как модуль был запрограммирован, были проведены эксперименты по моделированию. Тестирование проходило подобно тестам, описанным в [13].

Сначала в качестве тестовых данных брались простые геометрические фигуры: плоскость и полусфера. Имплант помещался под ткани плоскости и полусферы. Результаты оценивались визуально.

В качестве заключительных тестов были взяты несколько пациентов, для которых имелись трехмерные модели с результатами реальных операций. При установке имплантов использовалась информация, полученная у хирургов о том, как они помещают реальные импланты под мягкие ткани.

Результаты моделирования сравнивались с моделями пациентов, которые были реально прооперированы. Они совмещались наложением в программе 3dsmax.

Можно сказать, что в целом результаты моделирования и модели, снятые с прооперированных пациентов, совпадают. Кое-где при наложении имеются незначительные отличия, но для хирургов эти отличия не существенны. Кроме того, стоит отметить, что у любой модели есть свои погрешности, и абсолютно точно результаты не будут совпадать никогда, хотя к этому нужно стремиться.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проделанной работы был получен программный модуль, который выполняет моделирование операции по увеличению груди. Была предложена одна из физических моделей, которая легла в основу данного моделирования. Также были описа-

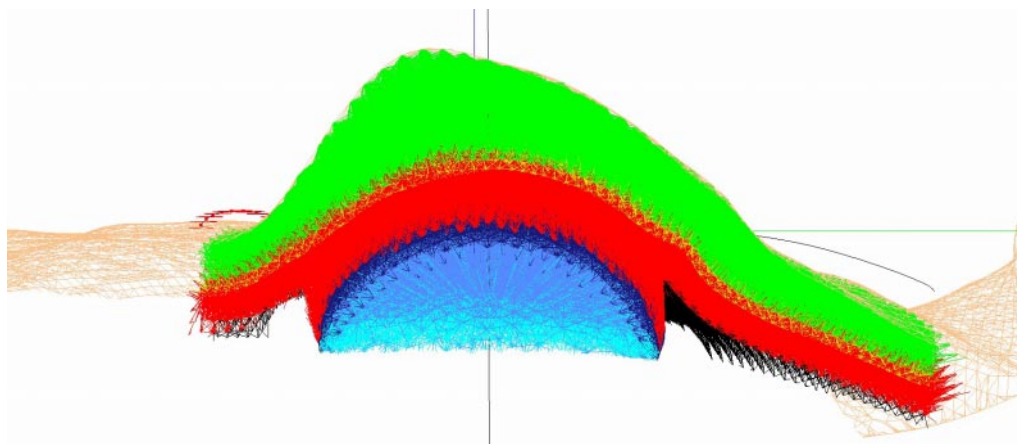


Рис. 5. Модель с раздутым имплантом

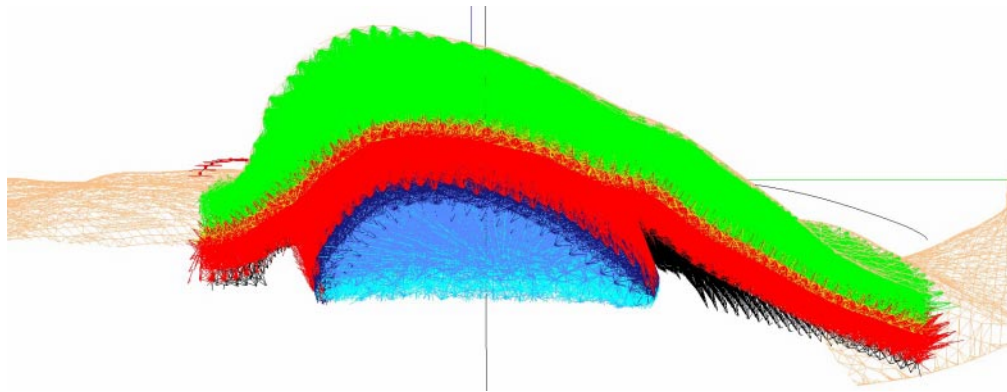


Рис. 6. Результат моделирования

ны основные шаги, которые необходимо сделать, чтобы полностью смоделировать указанную операцию. Результаты тестовых моделирований сравнивались с моделями, полученными с прооперированных пациентов, в основном, результаты удовлетворяют запросам хирургов.

В качестве дальнейшей работы планируется:

1. Поменять способ помещения импланта под мягкие ткани. Вместо раздутия, можно создавать карман, класть туда имплант, а затем «отпускать» мягкие ткани.

2. Реализация системы настройки параметров физической модели по постоперационным моделям с помощью одного из методов оптимизации.

3. Реализация с последующим использованием модели конечных элементов как мо-

дели, с использованием которой получается более точное моделирование.

4. Дальнейшая разработка математической модели мягких тканей человека. Подробный анализ каждой ткани и выведение формул, максимально приближающих реальное поведение тканей.

5. Разработка системного окружения и библиотек для быстрого и простого добавления модулей, отвечающих за моделирование других операций.

Я хочу выразить благодарность своим коллегам по работе Антипову Илье и Петрову Александру за плодотворное сотрудничество и предоставление данных по различным пациентам. Также хочу поблагодарить Коротынского Вадима за помощь при разработке и реализации архитектуры системы.

Литература

1. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике. М.: Высшая школа, 2004.
2. Мороз В., Вишневецкий А., Николаев С., Петров А., Адамская И., Антипов И. Компьютерное биомоделирование в реконструктивной хирургии молочных желез // *Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии*. Вып. 2. 2011. С. 44–48.
3. Рейнер М. Реология. М.: Наука. 1965.
4. Bourguignon D., Cani M.P. Controlling Anisotropy in Mass-Spring Systems // *Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation (EGCAS)*. 2000. P. 113–123.
5. Choi Y-J., Hong M., Choi M-H., Kim M-H. Adaptive surface-deformable model with shape preserving spring // *COMPUTER ANIMATION AND VIRTUAL WORLDS*. Vol. 16. Issue1. 2005. P. 69–83.
6. Delingette H., Ayache N. Soft Tissue Modeling for Surgery Simulation // *Handbook of Numerical Analysis*. ELSEVIER. Vol. 12. 2004. P. 453–550.
7. Eberly D.H. *Game Physics*. San Francisco: Morgan Kaufmann. 2004.
8. Haan Y., Shuimer G. Standart linear solid model for dynamic and time dependent behavior of building materials // *Civil Engineer and Geosciences*. HERON. Vol. 46. 2001.
9. Johnson T., Lowe L., Brown M., Sullivan M., Nelson B. Histology and Physiology of Tissue Expansion // *The Journal of Dermatologic Surgery and Oncology*. Blackwell Publishing Ltd. 1993. P. 1074–1078.

10. *Kass M.* An introduction to continuum dynamics for computer graphics // SIGGRAPH Course Notes: Physically-based Modelling. ACM SIGGRAPH. 1995.
11. *Kelager M.* Lagrangian Fluid Dynamics Using Smoothed Particle Hydrodynamics. PhD Thesis. Department of Computer Science. University of Copenhagen. 2006.
12. *Nealen A., Müller M., Keiser R., Boxerman E., Carlson M.* Physically Based Deformable Models in Computer Graphics. // Computer Graphics Forum. Vol. 25. Number 4. 2006. P. 809–836.
13. *Wang H., Brien J., Ramamoorthi R.* Data-Driven Elastic Models for Cloth: Modeling and Measurement // ACM Transactions on Graphics. Proceedings of ACM SIGGRAPH. 2011. P. 1–11.
14. *Wang Y., Xiong Y., Xu K.* A Mass-Spring Model for Surface Mesh Deformation Based on Shape Matching // GRAPHITE 06. Proceedings of the 4th international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australasia and Southeast Asia. 2006. P. 375–380.
15. *Wilson K.* Finite element analysis of breast implants. Master of science. Engineering Mechanics department. Virginia Polytechnic Institute and State University. 1999.

Abstract

Modeling software in medicine has become one of the most popular disciplines today. Scientists have made a big improvement in medical diagnostic, research and therapy methods. Among them we should notice surgeon operations modeling. The author takes a part in creating software that helps surgeons to perform operations. It offers to get three dimension patient model from photos, model surgeon operations and estimate results. Given paper describes architecture and computing process of the separate software unit that perform physically-based modeling of breast augmentation surgery.

Keywords: surgical modeling, mass-spring model, physically-based modeling, biomechanical unit architecture.



Наши авторы, 2012.
Our authors, 2012.

*Николаев Сергей Николаевич,
аспирант кафедры системного
программирования СПбГУ,
ser.niev@gmail.com*