

Российская академия наук

УЧРЕЖДЕНИЕ РОССИЙСКОЙ АКАДЕМИИ НАУК
ИНСТИТУТ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ МАТЕМАТИКИ РАН (ИВМ РАН)

УДК 519.6

№ госрегистрации

Инв.№

УТВЕРЖДАЮ

И.о. директора ИВМ РАН

д.ф.-м.н.

_____ А.А.Романюха

«__» _____ 2011 г.

Государственный контракт от «01» декабря 2010 г. № 14.740.11.0844

Шифр «2010-1.1-400-150-053»

ОТЧЕТ
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ

В рамках федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры
инновационной России» на 2009-2013 годы

по теме:

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ
ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ И
РЕСПИРАТОРНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ
(промежуточный, этап № 2)

Наименование этапа: «Разработка информационно-вычислительных технологий для
биоимпедансного исследования на примере реалистичной модели туловища мужчины»

Руководитель НИР, зам. директора ИВМ
РАН, д. ф.-м. н., доцент

_____ Ю. В. Василевский

подпись, дата

Москва 2011

СПИСОК ИСПОЛНИТЕЛЕЙ

Руководитель д.ф.-м.н., зам. директора ИВМ	темы, РАН	_____ подпись, дата	Ю.В. Василевский (введение, заключение)
Исполнители темы д.ф.-м.н., профессор МГУ им. М.В. Ломоносова	РАН,	_____ подпись, дата	М.А. Ольшанский (раздел 3)
чл.-корр. директор ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	Е.Е. Тыртышников (раздел 3)
к.ф.-м.н., с.н.с. ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	В.Н. Чугунов (раздел 3)
к.ф.-м.н., с.н.с. ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	С.Г. Руднев (раздел 1)
к.ф.-м.н., н.с. ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	И.В. Капырин (раздел 2)
к.ф.-м.н., доцент МФТИ	РАН,	_____ подпись, дата	С.С. Симаков (раздел 1)
к.ф.-м.н., м.н.с. ИБРАЭ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	В.Ю. Саламатова (разделы 1,3,4)
к.ф.-м.н., н.с. ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	А.А. Данилов (разделы 2,3)
к.ф.-м.н., н.с. ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	К.Д. Никитин (разделы 2,3)
аспирант ИВМ РАН	РАН,	_____ подпись, дата	А.Ю. Чернышенко (раздел 2)

аспирант ИВМ РАН				_____	К.М. Терехов (раздел 3)
				подпись, дата	
аспирант НОУ ИЭСО				_____	Ю.А. Иванов (раздел 4)
				подпись, дата	
аспирантка МГУ им. Ломоносова		им.	М.В.	_____	Т.К. Добросердова (раздел 1)
				подпись, дата	
студентка МГУ им. Ломоносова		им.	М.В.	_____	А.В. Титова (раздел 1)
				подпись, дата	
студентка МГУ им. Ломоносова		им.	М.В.	_____	А.С. Юрова (раздел 1)
				подпись, дата	
студент МГУ им. Ломоносова		им.	М.В.	_____	А.М. Головки (раздел 2)
				подпись, дата	
студент МГУ им. Ломоносова		им.	М.В.	_____	Г.Н. Лутидзе (раздел 2)
				подпись, дата	
студентка МФТИ				_____	Е.Ю. Саламатова (раздел 4)
				подпись, дата	
Нормоконтролер вед. специалист ИВМ РАН				_____	А.А. Загуменных
				подпись, дата	

Реферат

Отчет 44 с., 1 ч., 23 рис., 3 табл., 44 источн., 1 прил.

СЕГМЕНТИРОВАНИЕ, МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ,
ТРЕХМЕРНЫЕ НЕСТРУКТУРИРОВАННЫЕ СЕТКИ, ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ
ПРОВОДИМОСТЬ.

Исследование посвящено воссозданию реалистичной трехмерной геометрической модели туловища мужчины и построению конечно-элементной модели тела человека как проводящей гетерогенной структуры для задач электроимпедансной диагностики.

Целью данной работы является выбор оптимального алгоритма обработки (сегментирования) изображений поперечных срезов тела человека и генерация расчетных сеток исследуемых областей с последующим построением конечно-элементной модели туловища человека.

Проведен аналитический обзор методов и алгоритмов как для сегментирования медицинских изображений, так и для построения трехмерных неструктурированных сеток с учетом геометрических особенностей областей.

С помощью предложенных подходов была получена реалистичная геометрическая модель туловища человека и построена соответствующая конечно-элементная модель для исследования пассивных электрических свойств туловища человека в следующем этапе настоящего проекта.

Полученные результаты найдут применение для повышения точности методов электроимпедансной диагностики.

Оглавление

Введение.....	6
1. Построение трехмерной реалистичной геометрической модели туловища мужчины	7
2. Построение пространственной расчетной сетки для реалистичной модели туловища	24
3. Разработка конечно-элементной модели туловища мужчины на основе построенной сетки	31
4. Инициализация расчетной модели: задание значений коэффициентов проводимости материалов, граничных условий	35
Заключение.....	37
Приложение.....	38
Список использованных источников	41

Введение

Электроимпедансная диагностика – эффективный современный диагностический метод, основанный на измерениях электрической проводимости тела человека. Данный вид диагностики дает возможность оценить широкий спектр морфологических и физиологических параметров и, в частности, позволяет контролировать состояние липидного, белкового и водного обмена организма.

Для повышения точности электроимпедансной диагностики необходимо решать задачи о локализации областей измерений, оптимизации частотного диапазона и конфигурации электродных схем. Настоящая научно-исследовательская работа направлена на решение данных задач с помощью методов математического моделирования и последовательную разработку информационно-вычислительной технологии электроимпедансной диагностики на основе конечно-элементной модели тела человека как проводящей гетерогенной структуры.

Ключевыми этапами для создания подобного инструментария являются сегментирование медицинских изображений для воссоздания реалистичных геометрических моделей тела человека; разработка методов построения пространственных сеток для областей со сложными границами; генерация конечно-элементной модели на базе расчетных сеток; анализ методов решения уравнений математической физики с анизотропными тензорами коэффициентов.

В разделе 1 настоящего отчета даются характеристики архива медицинских изображений туловища мужчины (архив VHP) и различных программ для его обработки. Также в данном разделе приводится обзор основных методов и подходов к сегментированию медицинских изображений и выбирается оптимальный алгоритм.

С помощью выбранного алгоритма была воссоздана реалистичная трехмерная геометрия туловища человека на базе архива VHP, которая является основой для генерации расчетных тетраэдральных сеток и последующего построения конечно-элементной модели туловища человека. Разделы 2 и 3 посвящены описанию методов построения неструктурированных трехмерных сеток и конечно-элементной модели соответственно.

В разделе 4 изучается вопрос об инициализации полученной конечно-элементной модели для будущих численных экспериментов.

1. Построение трехмерной реалистичной геометрической модели туловища мужчины

1.1. Проект Visible Human

Проект Visible Human Project [1] был начат в 1986 году под эгидой правительства США с целью создания открытого архива цифровых изображений поперечных срезов тела человека, а также его МРТ и РКТ срезов. Первый набор данных был получен в 1994 году. С конца 90-х годов прошлого столетия и до настоящего времени полученные наборы данных для тел реальных мужчины и женщины широко используются как в образовательных целях (например, для изучения анатомии тела человека и виртуальной симуляции хирургических операций), так и в научных исследованиях (например, для развития методов и решения новых задач биомедицинской инженерии).

Помимо Visible Human Project (VHP) также существует проект Visible Human Korean (Korea Institute of Science and Technology, Ajou University School of Medicine) [2], который представляет собой аналогичный архив анатомически подробных цифровых изображений.

В данной работе использованы данные проекта VHP, любезно предоставленные нам Национальной медицинской библиотекой США (U.S. National Library of Medicine). Архив данных представляет набор из 1871 фотографии поперечных срезов замороженного трупа мужчины вдоль длины тела с разрешением 0.33мм и расстоянием между срезами 1мм. Помимо фотографий также имеются КТ изображения высокого разрешения как обычного, так и замороженного трупа мужчины. Разрешение КТ снимков варьируется от 0.5мм до 1мм, интервалы между снимками составляют 1мм для замороженного трупа и меняются от 1мм до 5мм для обычного трупа. Для незамороженного трупа также доступны МРТ снимки с разрешением от 1мм до 2мм и расстоянием между снимками до 5мм. Примеры снимков представлены на Рисунке 1.

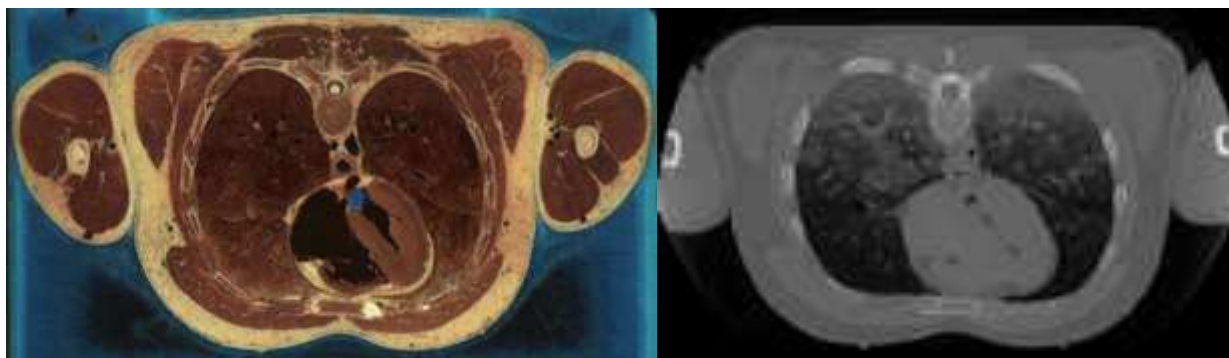


Рисунок 1 – Примеры цветного изображения и РКТ-среза тела мужчины.

Перед получением фотографий срезов замороженного тела труп был разрезан на несколько частей, что привело к появлению дефектов и сдвигов в трехмерном изображении. Помимо алгоритмических проблем обработки этого набора данных, которые будут рассмотрены несколько позже, отметим большой объём самих данных. Полный объём набора данных составляет примерно 14Гб. Обработка такого объёма данных потребует огромного количества оперативной памяти компьютера. Поэтому разрешение снимков было уменьшено до 1мм за счёт осреднения блоков 3x3 в исходных снимках. Также в рамках данного этапа из рассмотрения были исключены снимки головы и нижних конечностей. Таким образом, рабочий массив данных имел размеры 573x330x774 ячеек (вокселей), каждая из которых отвечает за объём 1мм³ и содержит три цветовых компоненты (красный, зелёный и синий), размер массива составляет примерно 420Мб.

Первым и основным этапом построения конечно-элементной модели туловища человека является обработка полученных изображений, а именно, сегментация – выделение основных частей и внутренних органов тела человека. Существенным моментом для реализации данного процесса и построения относительно корректных моделей является понимание анатомической структуры срезов, позволяющее идентифицировать интересующие элементы изображения.

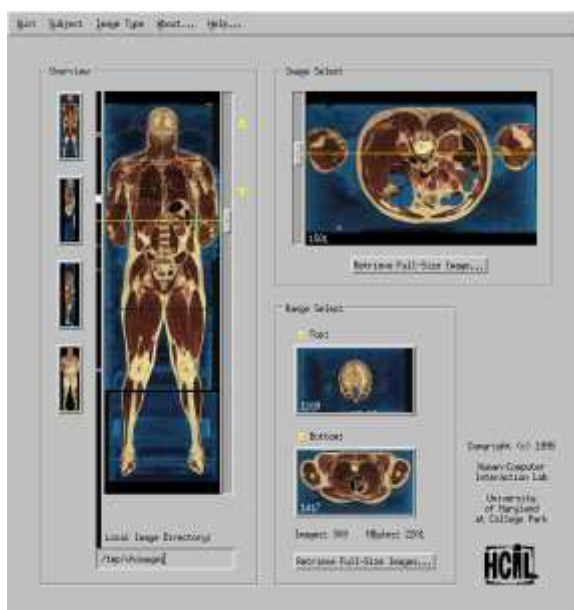
1.2. Программное обеспечение для обработки архива данных VHP

В данном разделе перечислим и проведем обзор некоторых программ и ресурсов, позволяющих просматривать и идентифицировать анатомические структуры на цветных цифровых изображениях поперечных срезов тела человека из архива VHP. Некоторые из них находятся в открытом доступе (например, Visible Human Explorer, Edgewarp 3D Browser, Visible Human Server, AnatQuest), другие представляют собой коммерческие программные продукты (Voxel-Man, VH Dissector).

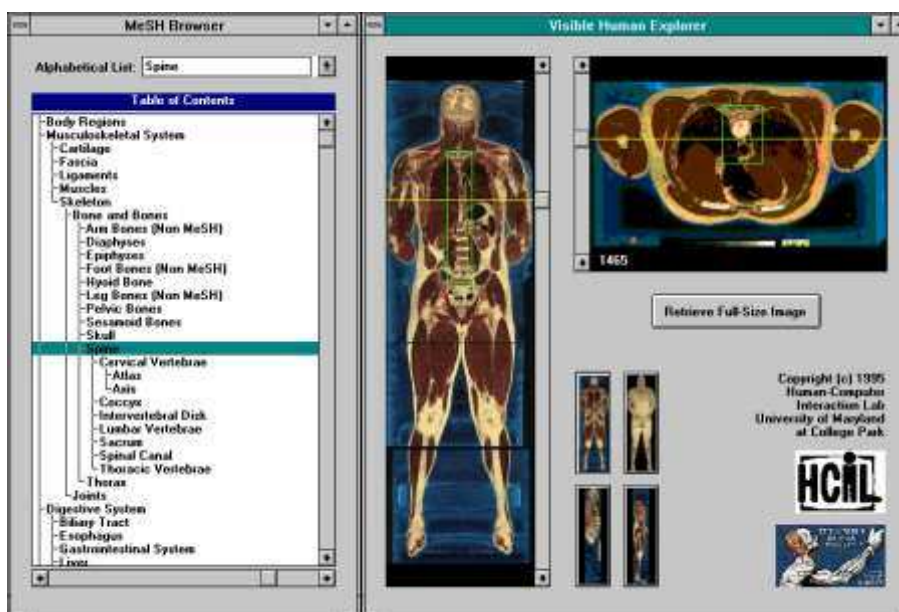
Visible Human Explorer, Visible Human Browser и др. – это программы, позволяющие в интерактивном режиме просматривать изображения (как правило, цветные) поперечных срезов тела человека, в трех ортогональных проекциях, а также некоторые из них представляют собой своеобразные анатомические атласы и позволяют определять орган или часть тела, к которой относится заданный пиксель среза.

a. Visible Human Explorer

Visible Human Explorer (<http://www.cs.umd.edu/hcil/visible-human/vhe.shtml> - University Maryland, USA) – один из первых проектов по визуализации срезов архива VHP [3]. Результатом деятельности команды разработчиков стала интерактивная программа, которая позволяет просматривать и скачивать интересные срезы (изображения) тела человека под разными углами. Данная программа представляет собой некое подобие электронного анатомического атласа срезов VHP (см. Рисунок 2).



a.

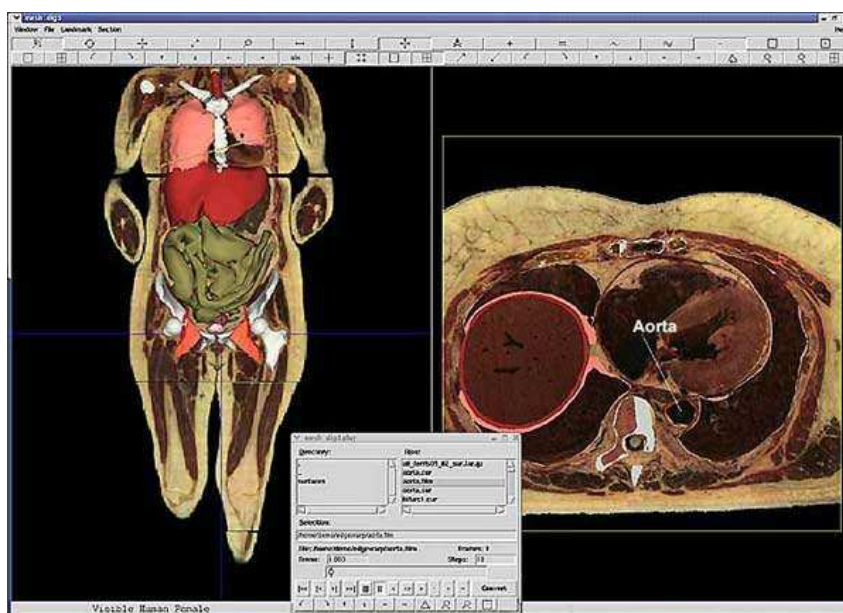


б.

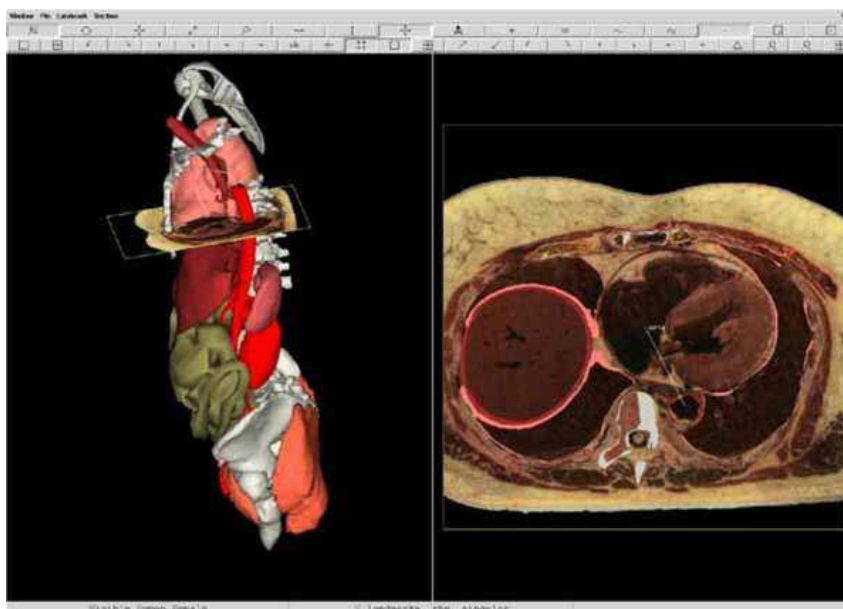
Рисунок 2 – Программа Visible Human Explorer, а – окно выбора срезов, б – окно выбора отдельных органов.

6. The Edgewarp 3D Browser

Данный пакет (<http://vhp.med.umich.edu/edgewarpss.html>), разработанный авторским коллективом из University Michigan, USA (UMVH) предоставляет практически те же возможности, что и Visible Human Explorer, и может отображать три ортогональных проекции (поперечная, сагиттальная и корональная плоскости) и строить трехмерные модели сегментированных областей (см. Рисунок 3).



а.



б.

Рисунок 3 – Программа Edgewarp 3D Browser, а – срезы, б – трёхмерные модели органов.

в. Visible Human Server

Группой The Peripheral Systems Lab (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, EPFL) под руководством проф. R.D. Hersch был создан интерактивный ресурс <http://visiblehuman.epfl.ch>, который предоставляет следующие возможности:

1. Выделение интересующих срезов, поверхностей и создание анимации из срезов для наборов изображений, как для мужчины, так и женщины. Также есть возможность создания срезов тела человека под различными углами и с разными направлениями.
2. Интерактивная навигация по срезам в режиме реального времени (анатомический секционный атлас).
3. Создание трёхмерных анатомических «сцен», используя наборы срезов и трёхмерные модели внутренних структур тела мужчины (см. Рисунок 4).

Основные результаты этой группы докладывались на конференции Visible Human Conference и опубликованы в ряде работ [4, 5]

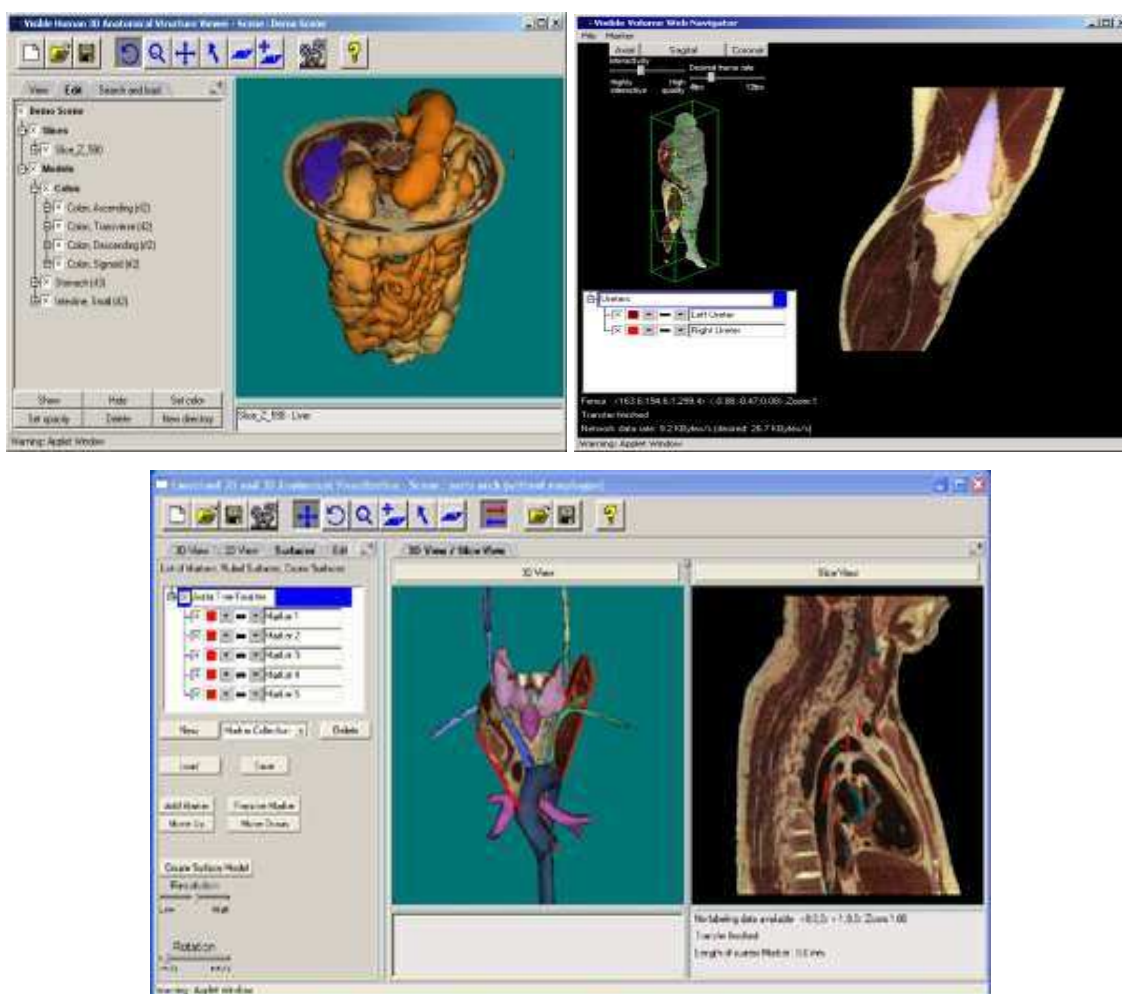
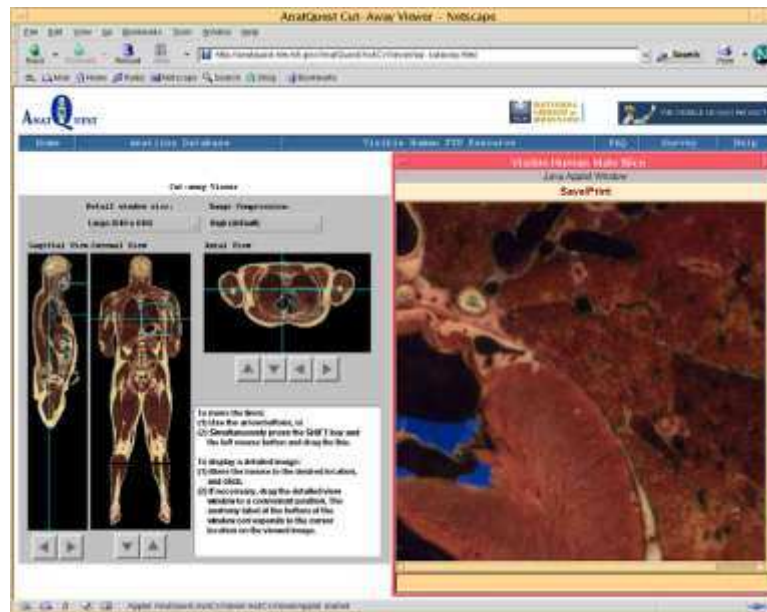


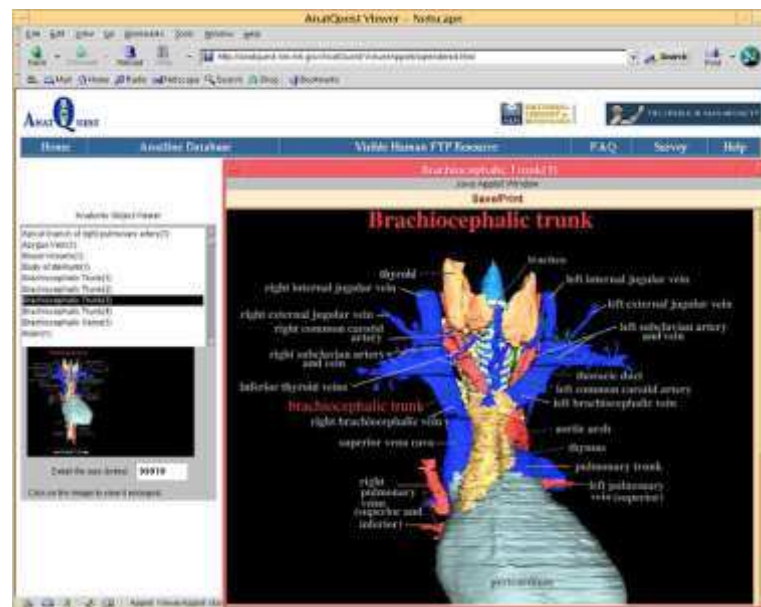
Рисунок 4 – Интерактивный ресурс Visible Human Server.

г. AnatQuest

Основной целью проекта AnatQuest (<http://anatquest.nlm.nih.gov/>) является визуализация трёх проекций тела человека (срезы архива VHP) и трёхмерных моделей, основанных на сегментированных изображениях VHP. Изображения с трёхмерными изображениями содержат подписи отдельных частей и могут быть использованы в образовательных целях (см. Рисунок 5).



а.

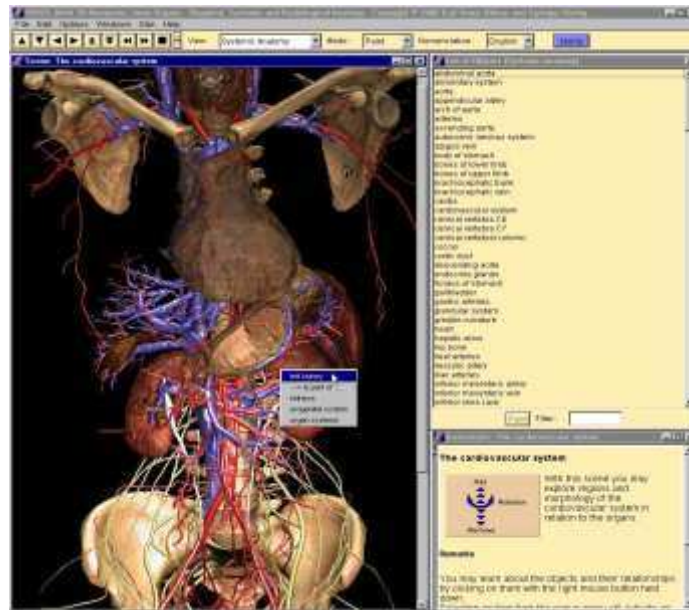


б.

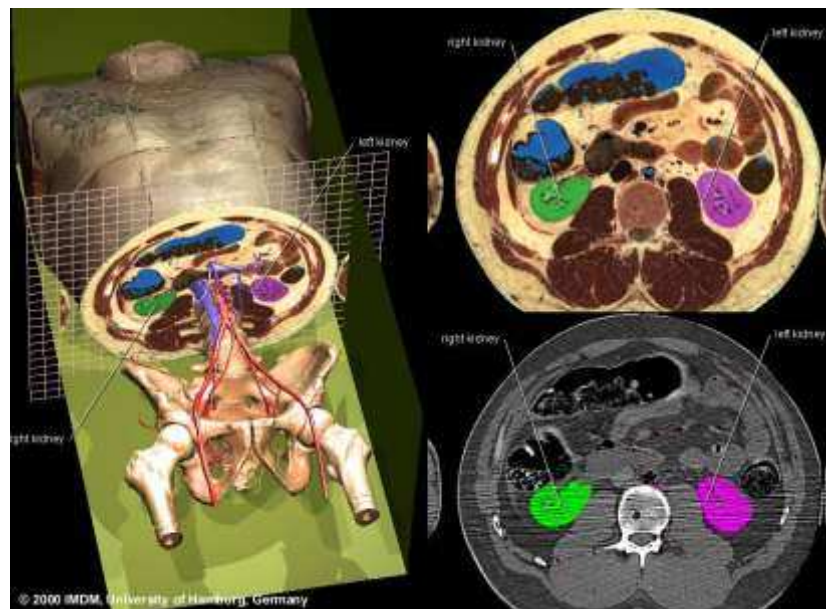
Рисунок 5 – Программа AnatQuest, а – окно просмотра срезов, б – окно просмотра трёхмерных моделей.

д. **Voxel-Man**

Voxel-Man Group (<http://www.voxel-man.de/>) на базе изображений VHP были воссозданы трёхмерные модели внутренних частей тела человека, которые собраны в коммерческом продукте Voxel-Man 3D Navigator: Inner Organs (см. Рисунок 6). Конечным итогом их работы стали интерактивные анатомические атласы отдельных частей тела мужчины (голова, туловище, верхние и нижние конечности).



а.



б.

Рисунок 6 – Voxel-Man, а – интерактивный трёхмерный атлас, б – соответствие полученных моделей срезам.

e. VH Dissector

Touch of Life Technologies, Inc. (<http://www.toltech.net/index.htm>) разработан аналогичный коммерческий продукт на базе срезов VHP тела мужчины, представляющий собой трёхмерный анатомический атлас с набором обучающих программ по анатомии человека (см. Рисунок 7).

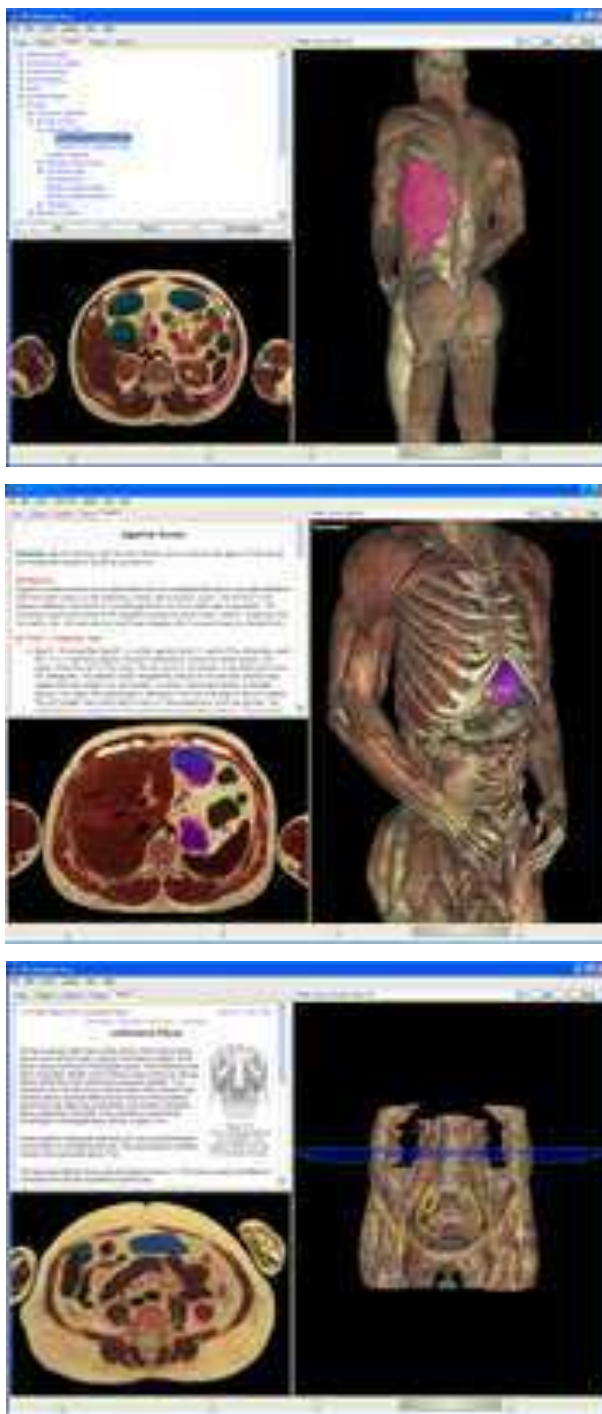


Рисунок 7 – Программа VH Dissector.

ж. The Albany Medical College Virtual Brain Model

На базе проекта ITK-SNAP, программного пакета для работы с медицинскими изображениями, был создан трёхмерный анатомический атлас головного мозга на основе РКТ срезов головы человека (<http://www.amc.edu/academic/software/index.html>). Данное программное обеспечение может служить в образовательных целях как справочное пособие при сегментировании части изображений архива VHP, соответствующих голове (см. Рисунок 8).

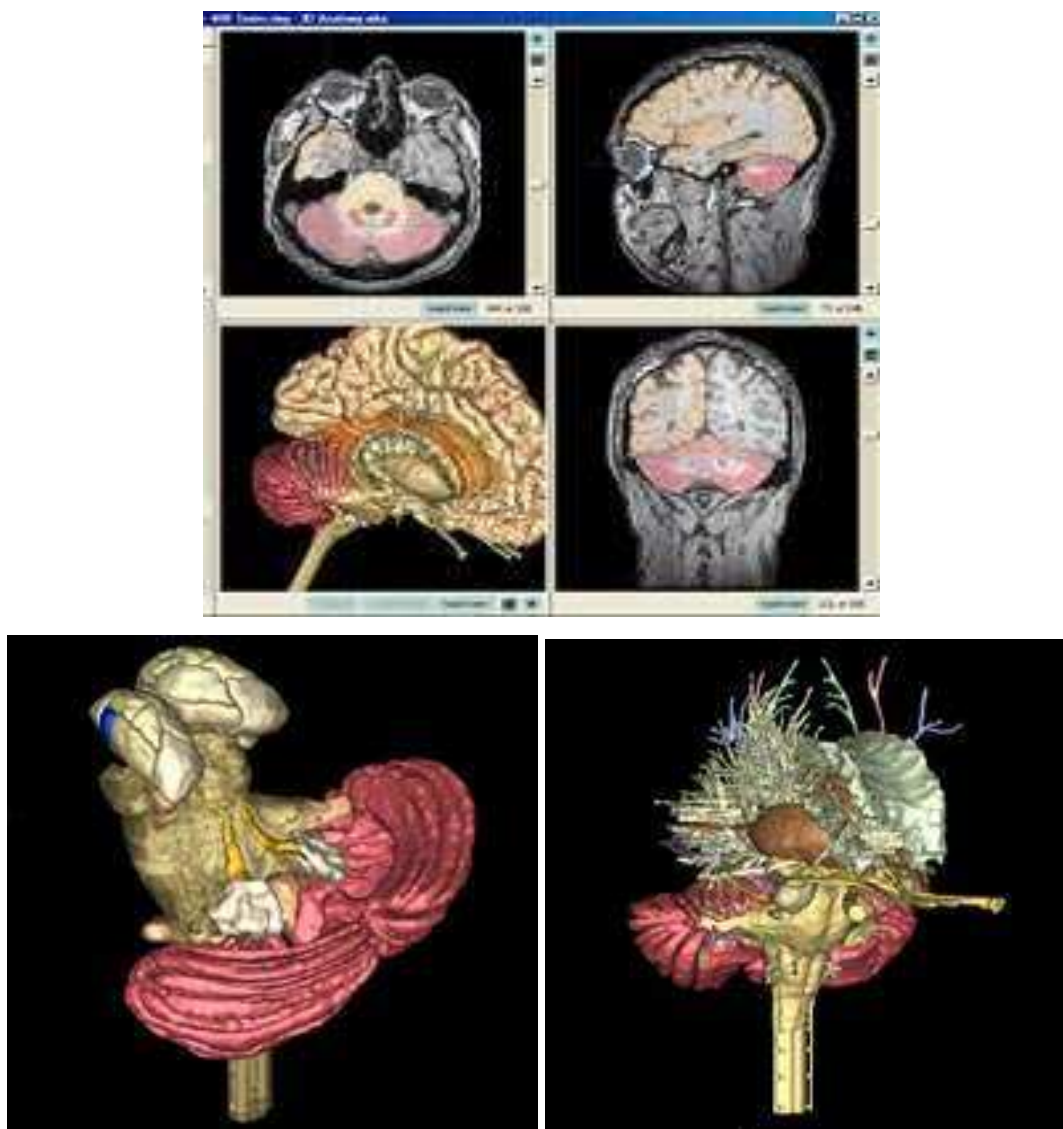


Рисунок 8 – Окно программы Virtual Brain Model и трёхмерные модели строения головного мозга человека.

С другими программными средствами, созданными на базе архивов VHP, можно ознакомиться на веб-сайте проекта Visible Human Project <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/applications.html>.

1.3. *Сегментирование*

Сегментирование (сегментация) цифрового изображения – это процесс разделения его на несколько сегментов (суперпикселей), покрывающих всё изображение, или выделения множества контуров, с целью упрощения представления и анализа изображения.

Сегментирование играет важную роль в построении численной модели. Качество и применимость математической модели во многом зависят от качества сегментирования исходных данных. В случае если имеется набор из нескольких медицинских изображений одного пациента, сначала проводится их регистрация – изображения сдвигаются и масштабируются для точного наложения друг на друга. Если изображения зашумлены, то предварительно проводится фильтрация. Данные, доступные в проекте Visible Human, уже прошли этап регистрации, поэтому на данном этапе дополнительные действия с нашей стороны не нужны.

Для осуществления сегментирования разработано несколько алгоритмов (методы, основанные на кластеризации; методы разрастания областей; методы разреза графа и др.). Также ведётся разработка новых алгоритмов сегментации. Несмотря на наличие большого количества алгоритмов сегментации ни один из них не является универсальным, поэтому часто приходится совмещать использование методов обработки изображений со знанием предметной области, в которой решается задача.

Обработка медицинских изображений, представленных, как правило, в виде РКТ- или МРТ-срезов, является сложной фундаментальной проблемой. Одна из основных нерешенных задач – одновременное выделение нескольких областей, соответствующих различным внутренним органам (если задача состоит в выделении одного конкретного органа, то с помощью специальных процедур его можно «высветить» на РКТ- или МРТ-срезах, и процесс сегментации, как правило, можно провести автоматически).

Помимо нескольких коммерческих программных продуктов, направленных на сегментацию медицинских изображений с учётом их специфики, таких как Mimics (<http://www.materialise.com/mimics>), Amira (<http://www.amira.com/>), Matlab (<http://www.mathworks.com/>) и Simpleware (<http://www.simpleware.com/>), существует пакет ИТК-SNAP (<http://www.itksnap.org/>), который находится в открытом доступе и разрабатывается под патронажем U.S. National Library of Medicine. В настоящем проекте для визуализации и работы с изображениями использовался пакет ИТК-SNAP.

Обзор алгоритмов и методов сегментирования медицинских изображений

В этом разделе мы проведём краткий анализ существующих алгоритмов и методов, используемых при сегментировании трёхмерных медицинских изображений. Проблемой сегментации медицинских изображений достаточно широко занимаются во всем мире. Тем не менее, данная задача остаётся актуальной и требует преодоления ряда трудностей. Несмотря на многообразие пакетов для сегментации, принципы работы и основные алгоритмы, которые они используют, примерно соответствуют друг другу.

Наиболее распространённые методы сегментирования медицинских изображений включают методы порогового выделения, метод разрастания областей, метод водораздела. В обработке полученных результатов также широко применяются операции математической морфологии.

На конференциях U.S. National Library of Medicine, посвящённых обработке изображений, был представлен ряд передовых методов. Рассмотрим некоторые из них.

В работе [6] предлагается методика полуавтоматического сегментирования цветных изображений, основанная на алгоритмах распознавания графических образов. В этом случае исследователю необходимо в ручном режиме провести сегментирование каждого 5-го среза, оставшиеся срезы между ними будут обработаны автоматически на основе имеющейся информации.

Схожая методика используется в работе [7], в которой предлагается использование метода порогового выделения для цветных изображений с эллиптическими областями в RGB-пространстве в качестве критериев для отдельных органов. Построение эллиптических областей основано на анализе сегментированных экспертом изображений.

Методика сегментирования для дальнейшего численного моделирования физических процессов значительно отличается от сегментирования, целью которого является только визуализация. В работе [8] описаны особенности сегментирования и построения расчётных сеток на примере моделирования травм головного мозга при резких ударах.

В работе [9] особое внимание уделяется восстановлению главных направлений анизотропии в сердечных мышцах на основе фотоснимков высокого разрешения тела женщины из проекта Visible Female. Используется комбинация методов: интерактивно

деформируемые контуры, пороговые методы, методы разрастания областей и операции математической морфологии.

В работах [10, 11] предлагаются новые методы сегментирования РКТ-, МРТ- и фото-снимков на основе усовершенствования методов выделения активных границ, а также на основе комбинации градиентных и пороговых методов.

Обзор методики сегментирования и построения расчётных сеток для отдельных органов представлен в работе [12]. Часть работ посвящена сегментированию конкретных органов, например лёгких [13], глазной системы [14]. Предложенные методы могут быть использованы и для сегментирования других органов.

Отметим, что универсального автоматического метода выделения внутренних органов не существует. Степень участия человека в процессе сегментирования может варьировать, однако во всех алгоритмах существенным образом используется ручная работа эксперта. После сопоставления различных методов обработки медицинских изображений нами была предложена последовательность действий для проведения сегментирования с целью построения расчётной сетки. В следующем разделе будет подробно описана эта методика.

Описание методики сегментирования в настоящем проекте

Большинство из представленных методов нацелено на сегментацию изображений с целью получения визуальных моделей, применимых, например, в образовательных целях. В рамках настоящего проекта на основе сегментированного изображения будет построена конечно-элементная модель, что накладывает дополнительные требования к сегментированному изображению. Границы сегментированных объектов должны быть гладкими, без дефектов. Внутри органов не должно быть пустот, а также не должно быть пустот между внутренними органами. В целях минимизации количества расчётных ячеек на следующих этапах мы также будем исключать из рассмотрения мелкие структурные элементы, например сосуды, диаметр которых меньше 5мм. Также мы умышленно исключим слой кожи из сегментирования, так как потом будем использовать специальный метод построения расчётной сетки для кожного слоя.

В качестве начальных данных для сегментирования были выбраны данные проекта Voxel-Man [15]. Архив данных состоит из набора плоских изображений размера 573x330 в формате TIFF, всего 774 слоя. Для каждого слоя доступны три изображения: цветное изображение фотоснимка среза замороженного трупа, соответствующий РКТ снимок, и

изображение-массив с метками вокселей. Для дальнейшей работы эти изображения были объединены в одно трёхмерное цветное изображение и массив с метками в форматах MetaImage и NIFTI. На Рисунке 9 изображены сечения полученного сегментированного изображения, открытого в программе ITK-SNAP.

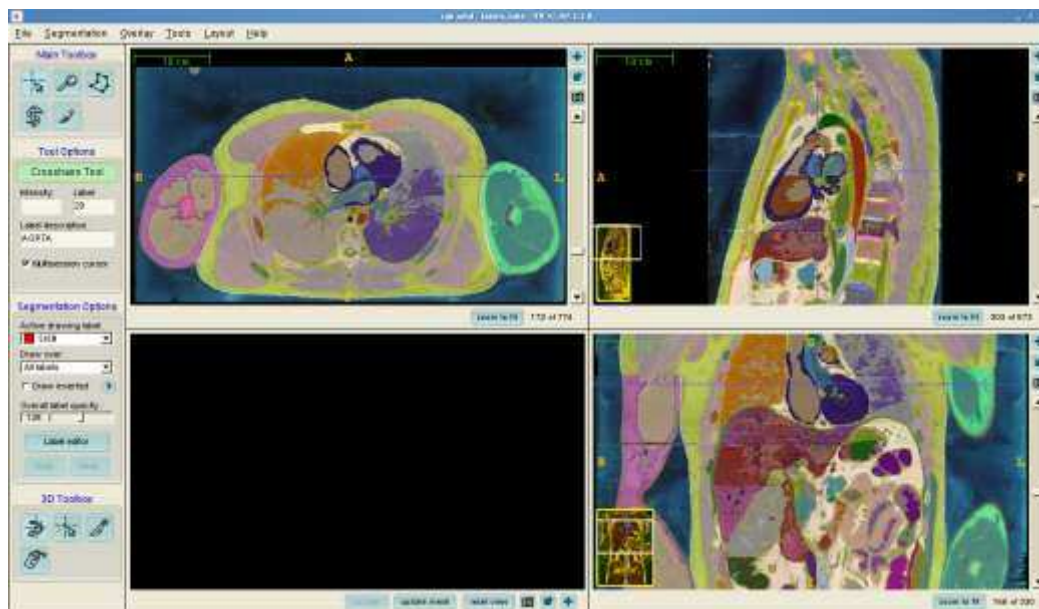


Рисунок 9 – Сегментированные данные из проекта Voxel-Man.

Массив данных содержит 336 разных меток, соответствующих 203 анатомическим структурам и органам. Сегменты были выделены с помощью разных методов сегментирования фотоснимков и РКТ снимков, после чего проверены экспертом. Тем не менее, отмеченные области имеют негладкую границу, а также имеются пустоты как внутри, так и между органами. Большая часть элементов туловища отмечена меткой «неклассифицированная ткань». Как уже отмечалось ранее, такой набор данных может быть использован только в целях визуализации, построение на основе этих данных расчётной сетки невозможно. Для получения приемлемых результатов были проведены следующие действия: предобработка изображения, ручное исправление сегментированного изображения, постобработка изображения. Рассмотрим каждый из перечисленных этапов отдельно.

На первом этапе множественные метки, соответствующие одному органу, были объединены в одну. При этом сами анатомические структуры и органы были классифицированы по нескольким группам, например, кости, сосуды, части пищеварительной системы и т.п. На Рисунке 10 изображены срезы сегментированного изображения после объединения меток.

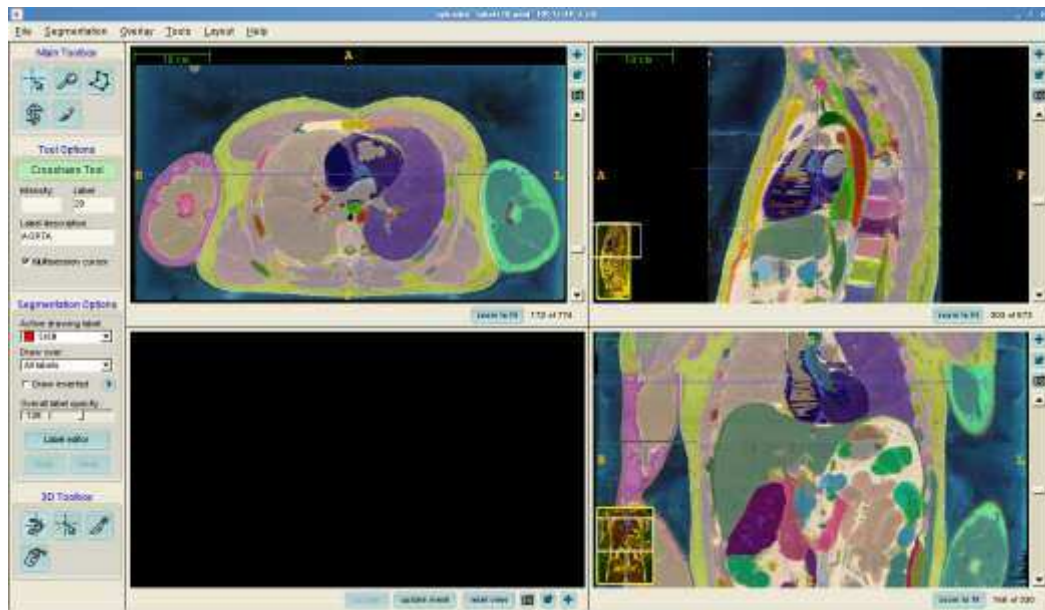


Рисунок 10 – Объединение меток в сегментированном изображении.

На следующем этапе в ручном режиме были исправлены замеченные неточности в сегментированных данных, отмечены некоторые пропущенные органы (например, пищевод), исправлены границы плохо обведённых областей (например, кости, диафрагма). Одновременно с этим было проведено упрощение модели за счёт удаления малых структурных элементов, не имеющих принципиального значения для нашей модели. Результат представлен на Рисунке 11.

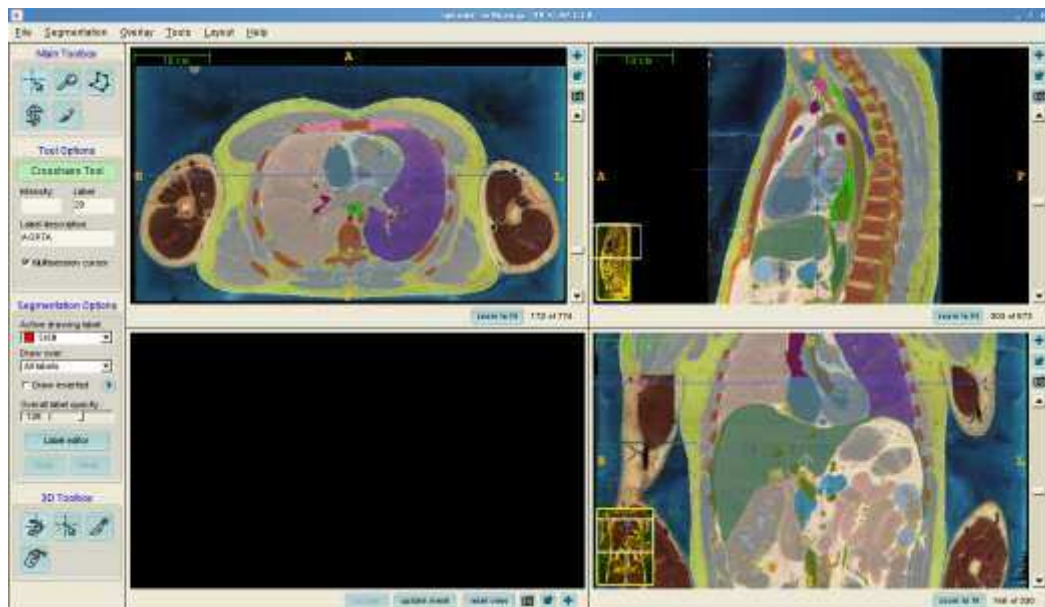


Рисунок 11 – Исправленное сегментированное изображение.

На завершающем этапе были проведены операции постобработки исправленного изображения с помощью математических алгоритмов. Сначала органы со схожими диэлектрическими свойствами были объединены в следующие группы: жир, мышцы,

кости, вены, артерии, сердце, лёгкие, почки, печень, желудок, кишечник, желчный пузырь, селезёнка, половая система и некоторые другие.

Для исправления пустот внутри органов и между ними было решено использовать операции математической морфологии [16], и для упрощения работы с отдельными метками сначала сегментированное изображение было разбито на несколько слоёв, каждый из которых отвечал за свою группу. Рассматривая отдельный слой как маску или чёрно-белое изображение, к нему могут быть применены операции математической морфологии.

Обработанные слои в дальнейшем собираются обратно в сегментированное изображение с учётом приоритетов. В нашей работе слои были упорядочены следующим образом: самый младший приоритет, как правило, имеют слои, отвечающие за наиболее объёмные группы органов (например, мышцы, жир, кишечник), более приоритетные слои отвечают органам с мелкими структурными элементами (например, кости, кровеносные сосуды). Таким образом, в результате обработки отдельных слоёв один и тот же воксель может быть отмечен в нескольких слоях, однако в итоговом, сегментированном, изображении он будет отнесён только к одной группе, имеющей наибольший приоритет.

Учитывая структуру слоёв-масок, к каждому отдельному слою были применены следующие операции: закрашивание, наращивание, эрозия, сглаживание, выделение связных компонент. Операция закрашивания сводится к инверсии маски, выделению наибольшей компоненты связности и повторной инверсии маски. Фактически при этом все пустоты, лежащие внутри выделенной области, будут закрашены. Морфологические операции наращивание и эрозия расширяют и уменьшают соответственно границы выделенных областей на заданное расстояние. Последовательное применение операций наращивания и эрозии с одинаковыми параметрами ещё называют замыканием. Операция замыкания позволяет исправить небольшие дефекты вблизи границы. Для сглаживания используется фильтр Гаусса, при этом в результате на практике граница объекта сдвигается внутрь на небольшое расстояние. По этой причине на предыдущем этапе при выполнении операции наращивания мы дополнительно «утолщаем» границу объекта, чтобы после сглаживания, она вернулась на своё место. Операция сглаживания может превратить связный объект в несвязный, оставшиеся мелкие компоненты связности удаляются на завершающем этапе.

Параметры операций для каждого из слоёв выбирались отдельно в зависимости от геометрических особенностей, таких как кривизна объекта, диаметр или толщина

составляющих частей. Часть слоёв была искусственно расширена, чтобы они смогли заполнить пустоты между внутренними органами. Слой с наименьшим приоритетом – неклассифицированные ткани – практически полностью был покрыт другими слоями. Оставшиеся мелкие локальные изолированные куски можно было бы отнести к соседним органам. Однако результат подобной операции визуально выглядит плохо. По этой причине было решено оставить эти области в модели, поставив им в соответствие средние значения проводимости мягких тканей.

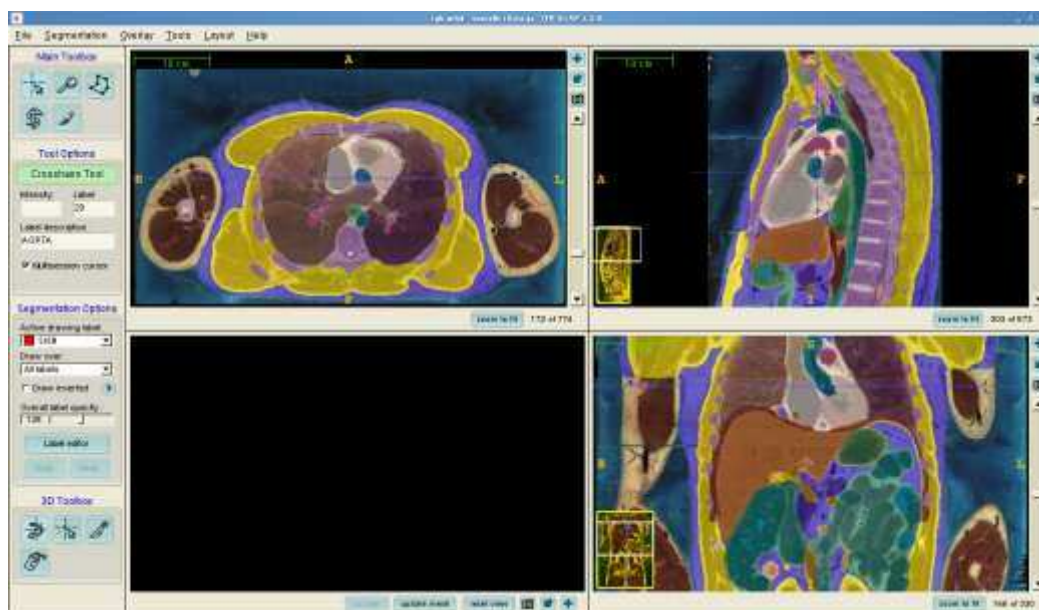


Рисунок 12 – Конечное сегментированное изображение.

Результат постобработки сегментированного изображения изображён на Рисунке 12. На Рисунках 13–15 изображены трёхмерные модели отдельных органов, полученные из сегментированного изображения с помощью программы ITK-SNAP.

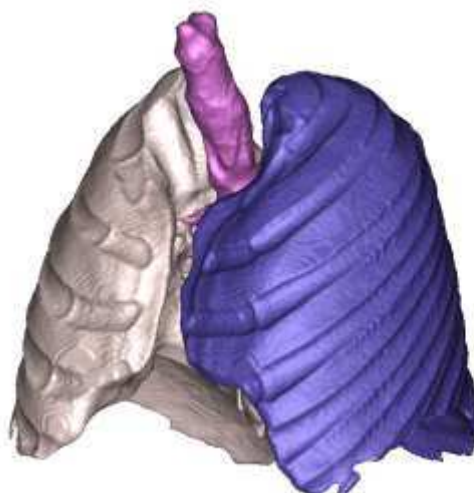


Рисунок 13 – Трёхмерная модель трахеи и лёгких.

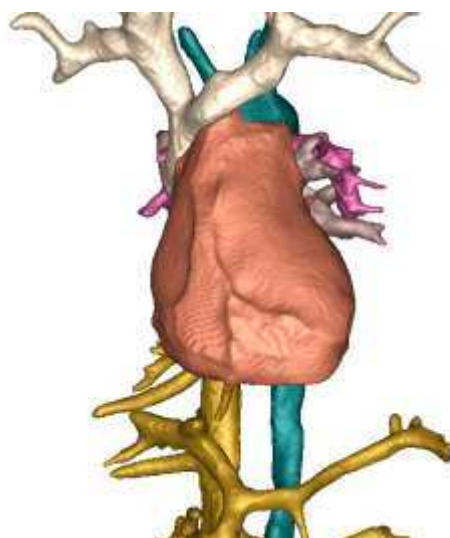


Рисунок 14 – Трёхмерная модель сердца и кровеносных сосудов.



Рисунок 15 – Трёхмерная модель внутренних органов.

Разработанная методика сегментирования медицинских изображений будет использована на последующих этапах настоящего проекта. Полученное обработанное изображение будет использовано далее для построения расчётных сеток, а также как основа для дальнейшего сегментирования конечностей и головы мужчины.

2. Построение пространственной расчётной сетки для реалистичной модели туловища

Результатом сегментации медицинских изображений в нашем случае является трёхмерный массив целочисленных данных, в котором каждому вокселю ставится в соответствие номер органа, которому он принадлежит. Для получения треугольной поверхностной сетки отдельного органа часто применяют методы Marching Cubes [17] или Marching Tetrahedra [18]. Эти алгоритмы могут быть модифицированы для выделения поверхностных сеток в областях с несколькими материалами [19,20].

Как правило полученные на данном этапе сетки могут быть использованы только для визуального анализа. Для целей биоматематического моделирования требуется более сложная технология построения расчётных сеток. Для проведения численного расчёта нам потребуется не только сетка на поверхности внутренних органов, но и объёмная сетка внутри этих органов. Для этих целей может быть использована следующая последовательность действий: замыкание сетки, упрощение (прореживание, сглаживание) сетки, построение тетраэдральной сетки. Замыкание сетки необходимо для удаления пустот между внутренними органами. В нашем случае сегментирование было проведено с учётом необходимости плотного прилегания органов, поэтому данный этап в нашем проекте не будет использован. В общем случае методы и алгоритмы замыкания сеток во многом зависят от геометрических особенностей пустот между органами.

На стадии упрощения сетки основной целью является уменьшение количества треугольников на поверхности. Так как конечно-элементные численные расчёты являются вычислительно затратными, то уменьшение количества ячеек в сетке является важной задачей. На этом этапе важно избегать треугольников с длинными рёбрами и острыми углами. Такие треугольники могут отрицательно повлиять на качество объёмной сетки и на точность последующих расчётов.

Только после того, как получена поверхностная сетка с хорошим качеством и малым количеством треугольников, могут быть использованы методы и алгоритмы построения объёмных сеток. Рассмотрим некоторые из этапов построения сеток более детально.

На Рисунке 16 изображена поверхностная сетка для правого легкого, полученная с помощью алгоритма Marching Cubes из сегментированного изображения. Как правило построенная таким образом сетка имеет ступенчатую структуру и не отражает

естественную кривизну объекта. Вообще говоря, существует два основных метода улучшения качества построенных поверхностных моделей: сглаживание и прореживание.

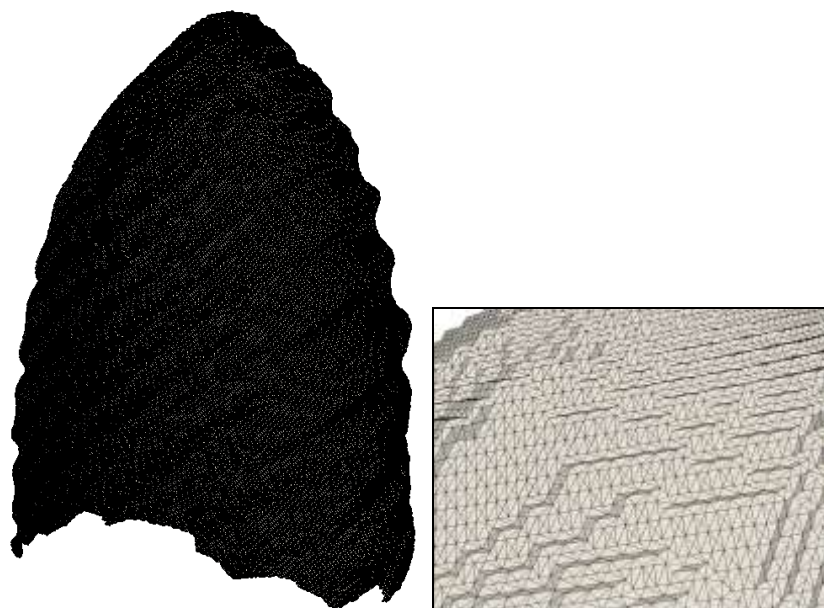


Рисунок 16 – Поверхностная сетка правого лёгкого, полученная из сегментированного изображения.

Сглаживание – операция изменения координат вершин для улучшения внешнего вида сетки и качества её элементов. Во время сглаживания топологическая связность треугольной сетки не меняется, меняется только положение вершин. Наиболее распространённым вариантом сглаживания является Laplacian Smoothing [21], в этом случае каждая вершина сдвигается в сторону центра масс своих соседей. Другим примером сглаживания может служить Taubin Smoothing [22], сохраняющее объём объекта. На Рисунке 17 изображена сглаженная с помощью ИТК-SNAP поверхность, полученная на основе поверхности из Рисунка 16.

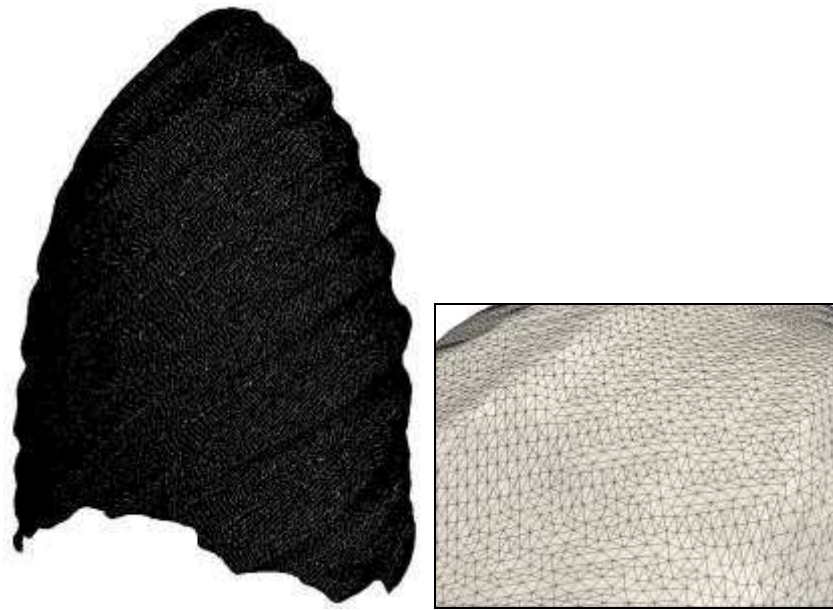


Рисунок 17 – Сглаженная поверхностная сетка правого лёгкого.

В отличие от сглаживания, которое не меняет количество узлов в сетке, операция прореживания уменьшает количество вершин и треугольников в сетке, сохраняя хорошую аппроксимацию исходной геометрии. Примерами алгоритмов могут служить Edge Swapping [22], Edge splitting/contraction [23]. На Рисунке 18 изображена прореженная поверхностная сетка, полученная с помощью библиотеки GTS [24].

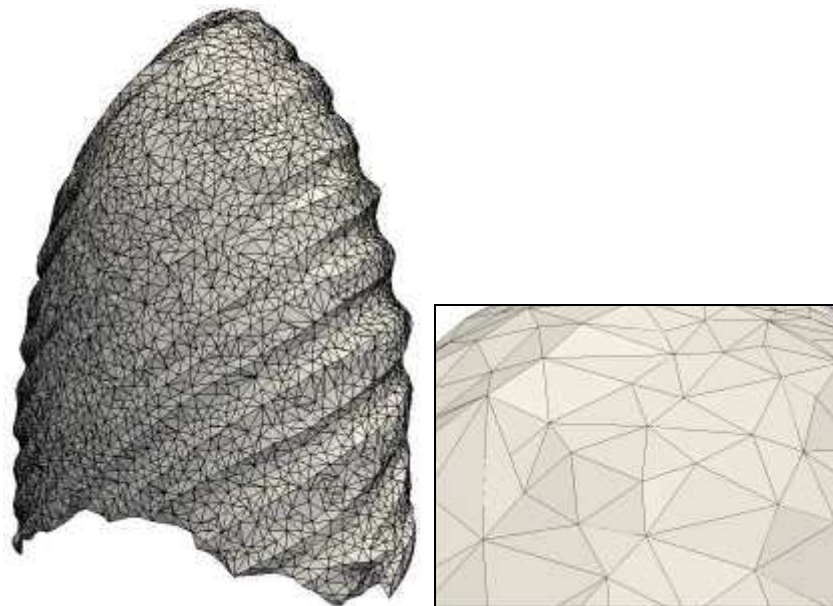


Рисунок 18 – Сглаженная и прореженная поверхностная сетка правого лёгкого.

Повторное применение сглаживания позволяет ещё больше улучшить поверхностную модель объекта. На Рисунке 19 изображена поверхностная сетка правого лёгкого, полученная с помощью применения сглаживания, прореживания и финального сглаживания в пакетах ITK-SNAP и GTS, количество вершин – 6669, треугольников –

13334. Для построения объёмной расчётной сетки в дальнейшем могут быть использованы методы и алгоритмы, разработанные исполнителями настоящего проекта, и включённые в пакет программ Ani3D [25].

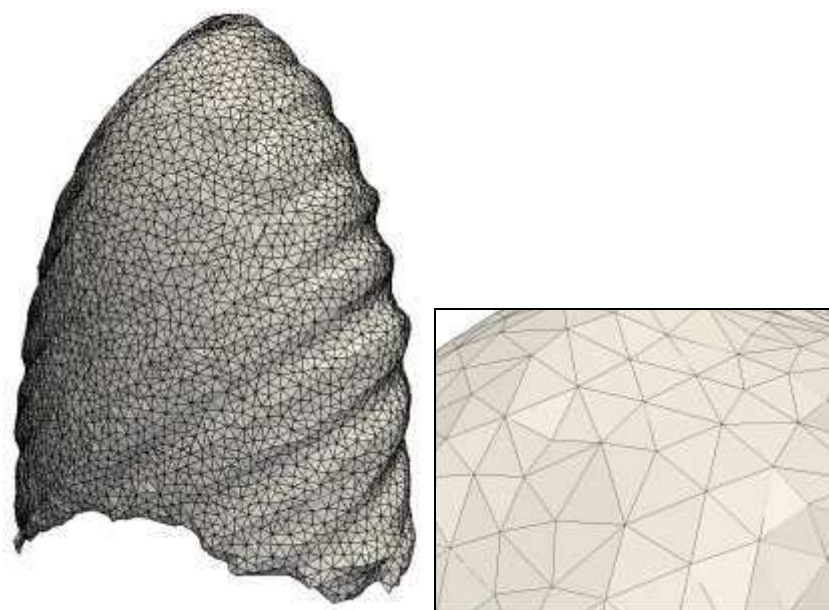


Рисунок 19 – Поверхностная сетка правого лёгкого, полученная с помощью ИТК-SNAP.

В состав пакета Ani3D входит библиотека для автоматического перестроения поверхностных сеток, которая может быть использована для дальнейшего разгрубления и сглаживания поверхностной сетки, полученной из сегментированных данных. В этой библиотеке используется метод, основанный на разбиении поверхности на несколько почти плоских участков [26]. Заданные пользователем параметры определяют допустимую степень отклонения выделяемых участков от касательных плоскостей. Алгоритм выделения очередного почти плоского участка заключается в следующем: сначала выбирается ещё не рассмотренный треугольник с наибольшей площадью. Далее к нему по очереди добавляются соседние треугольники, если они не нарушают заданных пользователем критериев отклонения.

После разбиения всей поверхности на почти плоские участки создаётся новая дискретизация границ участков. Далее для каждого участка его граничная дискретизация проектируется на касательную плоскость, в плоскости строится новая триангуляция и проектируется обратно на поверхность. Так как участок поверхности является почти плоским, то искажения геометрии области будут незначительными. За счёт разбиения на почти плоские участки и построения более грубой сетки на них можно получить новую поверхностную сетку с меньшим количеством треугольников. На Рисунке 20 показан

результат работы этого алгоритма, количество вершин в новой сетке – 4966, треугольников – 9928.

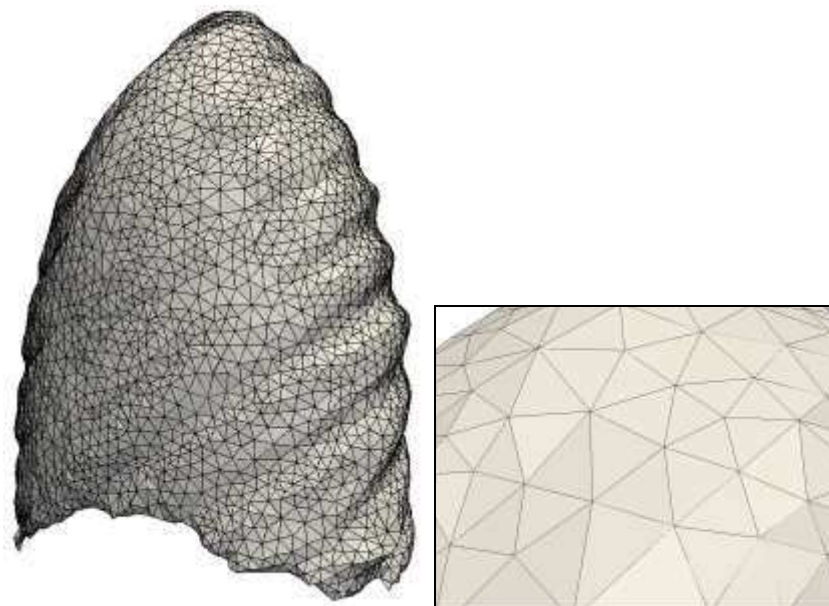


Рисунок 20 – Улучшенная поверхностная сетка правого лёгкого, полученная с помощью Ani3D.

Для построения тетраэдральной расчётной сетки используется комбинация двух методов: алгоритма продвигаемого фронта и алгоритма триангуляции Делоне [27], также входящая в состав пакета библиотек Ani3D. На Рисунке 21 приведено сечение построенной тетраэдральной сетки, количество тетраэдров – 22968. Отметим, что след объёмной сетки на границе объекта совпадает с треугольной сеткой на поверхности. Это важное свойство может быть использовано для построения конформных расчётных сеток для областей, состоящих из нескольких объектов с общими границами.

Так как целью построения расчётной сетки является получение конечно-элементной модели, важным свойством построенной сетки является её конформность.

Альтернативным подходом к построению тетраэдральной сетки является использование алгоритма тетраэдризации Делоне с неявным заданием области с помощью сегментированного изображения. В этом случае промежуточный этап построения поверхностных сеток для отдельных объектов не требуется. В рамках настоящего проекта было разработано программное обеспечение на базе библиотеки CGAL [28] для построения тетраэдральной сетки на основе сегментированного изображения.



Рисунок 21 – Сечение объёмной сетки правого лёгкого, полученной с помощью Api3D.

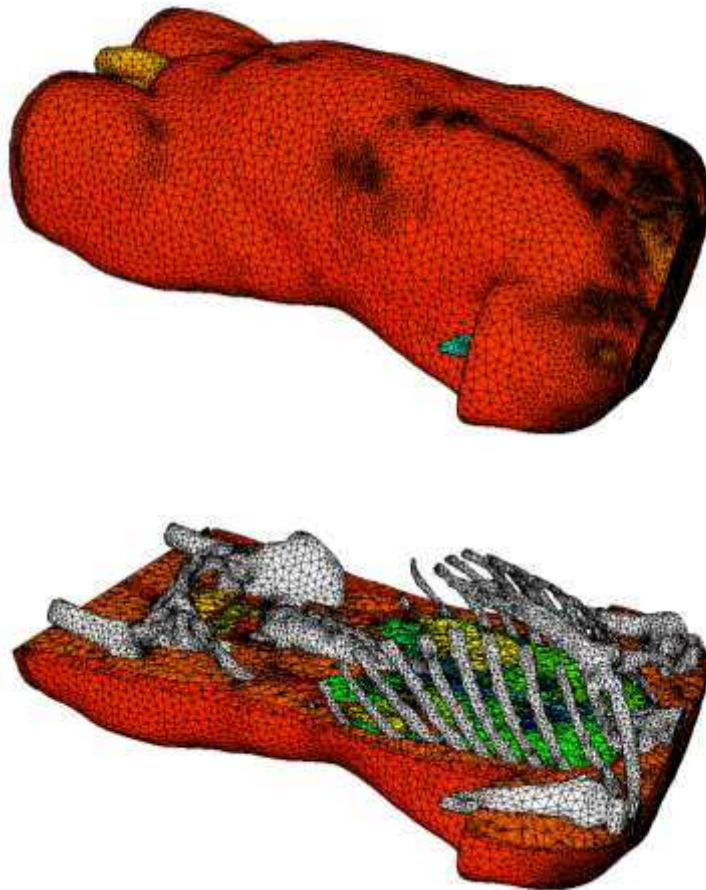


Рисунок 22 – Сечение сетки туловища мужчины, полученной с помощью библиотеки CGAL.

На Рисунке 22 изображена сетка для туловища мужчины, полученная с помощью библиотеки CGAL. Количество тетраэдров – 720577. Сетка является конформной,

интерфейсы между разными областями отклоняются от геометрической модели незначительно.

В процессе сегментации мы намерено исключили кожу из расчётной области из-за её тонкой структуры. Сейчас на завершающем этапе к расчётной сетке будет добавлен слой треугольных призматических элементов на поверхности модели для дискретизации кожного покрова, а также локальные слои призм для многослойных электродов. Каждая из призм может быть разбита на три тетраэдра с сохранением общей конформности сетки.

В рамках второго этапа настоящего проекта в дальнейшем будет использована именно эта сетка как основная расчётная сетка для туловища мужчины.

3. Разработка конечно-элементной модели туловища мужчины на основе построенной сетки

После того как построена трёхмерная расчётная сетка, можно приступить к численному моделированию. Для этого мы дадим математическую постановку задачи, определим коэффициенты задачи, граничные условия, введём конечно-элементную дискретизацию дифференциальных уравнений и применим пакеты для решения систем линейных уравнений.

Для расчёта поля потенциала в рассматриваемой геометрической модели использовано уравнение Пуассона с неоднородными коэффициентами проводимости:

$$\operatorname{div}(\mathbf{C} \operatorname{grad} U) = 0 \quad \text{в } \Omega \quad (1)$$

с граничными условиями

$$(\mathbf{J}, \mathbf{n}) = I_{\pm} / S_0 \quad \text{на } \Gamma_{\pm} \quad (2)$$

$$(\mathbf{J}, \mathbf{n}) = 0 \quad \text{на } \partial\Omega \setminus \Gamma_{\pm} \quad (3)$$

$$U(x_0, y_0, z_0) = 0 \quad (4)$$

$$\mathbf{J} = \mathbf{C} \operatorname{grad} U \quad (5)$$

где Ω – исследуемая область, $\partial\Omega$ – граничная поверхность данной области, Γ_{\pm} – область контакта провода токовых электродов, \mathbf{n} – внешняя нормаль к граничной поверхности тела, U – потенциал, \mathbf{C} – тензор электрической проводимости, \mathbf{J} – плотность тока, I_{\pm} – величина зондирующего тока, S_0 – площадь контакта электрода. Уравнение (1) описывает распределение электрического тока в среде с неоднородными коэффициентами проводимости \mathbf{C} . Уравнение (2) задаёт фиксированную плотность тока на контактных поверхностях электродов. Однородные условия Неймана (3) на границе заданы в предположении, что электрический ток не распространяется во внешней среде. Единственность решения задачи гарантируется уравнением (4), в этом уравнении (x_0, y_0, z_0) – некоторая точка области Ω .

Предполагается, что электрическая проводимость является кусочно-постоянной величиной и меняется при переходе от одного органа к другому. Проводимости тканей зависят от частоты тока и имеют как активную, так и реактивную составляющую. В частности, для изотропного материала матрица тензора электрической проводимости имеет диагональный вид $\mathbf{C} = \operatorname{diag}(\sigma, \sigma, \sigma)$, $\sigma = \sigma' + i \cdot \sigma''$. Некоторые ткани (например, мышцы и нервные волокна) обладают анизотропной проводимостью. Таким образом, в общем случае тензор проводимости \mathbf{C} является комплексным, кусочно-постоянным,

полным, возможно анизотропным и симметричным. Потенциал U и плотность тока \mathbf{J} также являются комплексными величинами.

Уравнение (1) с комплексными коэффициентами можно представить в виде системы двух дифференциальных уравнений в частных производных с вещественными коэффициентами. Для этого проводимость и потенциал запишем в виде $\mathbf{C} = \mathbf{C}_R + i\mathbf{C}_I$, $U = U_R + iU_I$. После эквивалентных преобразований уравнение (1) принимает вид

$$\begin{aligned} \operatorname{div}(\mathbf{C}_R \operatorname{grad} U_R) - \operatorname{div}(\mathbf{C}_I \operatorname{grad} U_I) &= 0 && \text{в } \Omega, \\ \operatorname{div}(\mathbf{C}_R \operatorname{grad} U_I) + \operatorname{div}(\mathbf{C}_I \operatorname{grad} U_R) &= 0 && \text{в } \Omega. \end{aligned} \quad (6)$$

Для численного решения системы уравнений (6) с граничными условиями (2)–(5) используется метод конечных элементов с кусочно-линейными базисными функциями. Перепишем уравнения (2),(3),(5),(6) в слабой постановке: найти U_R, U_I из соболевского пространства $W_2^1(\Omega)$, удовлетворяющие тождествам

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} (\mathbf{C}_R \operatorname{grad} U_R - \mathbf{C}_I \operatorname{grad} U_I) \operatorname{div} \mathbf{V} \, d\Omega - \int_{\Gamma} \mathbf{J} \cdot \mathbf{n} \mathbf{V} \, d\Gamma &= 0, \\ \int_{\Omega} (\mathbf{C}_R \operatorname{grad} U_I + \mathbf{C}_I \operatorname{grad} U_R) \operatorname{div} \mathbf{V} \, d\Omega - \int_{\Gamma} \mathbf{J} \cdot \mathbf{n} \mathbf{V} \, d\Gamma &= 0, \end{aligned}$$

для любых V из $W_2^1(\Omega)$. Введём конечно-элементное подпространство $W_{2,h}^1(\Omega)$ пространства $W_2^1(\Omega)$, состоящее из непрерывных, линейных в каждом тетраэдре сетки функций, равных нулю в некотором узле сетки (x_0, y_0, z_0) . Замена в слабой постановке пространства $W_2^1(\Omega)$ на подпространство $W_{2,h}^1(\Omega)$ порождает систему линейных алгебраических уравнений вида

$$\begin{aligned} \mathbf{A}_R \mathbf{U} - \mathbf{A}_I \mathbf{U}_I &= \mathbf{F}_R, \\ \mathbf{A}_I \mathbf{U} + \mathbf{A}_R \mathbf{U}_I &= \mathbf{F}_I, \end{aligned} \quad (7)$$

которая решается итерационным методом. Дискретизация уравнений (6) осуществлена с помощью конечно-элементной библиотеки aniFEM из пакета Ani3D [29,30]. Для дискретизации были выбраны кусочно-линейные P1 конечные элементы.

Матрица системы уравнений (7) невырождена, поэтому система имеет единственное решение. Поскольку размерность системы может быть достаточно большой, а структура разреженности матрицы порождена дискретизациями на трехмерных сетках, использование прямых методов разреженной факторизации не представляется целесообразным. В целях выбора оптимального метода решения полученных систем линейных уравнений, нами были протестированы несколько разных алгоритмов. В качестве расчётной сетки была использована упрощённая геометрическая модель

туловища, разработанная на первом этапе настоящего проекта. На Рисунке 23 изображены упрощенная геометрическая модель и положение электродов, использованные при расчётах.

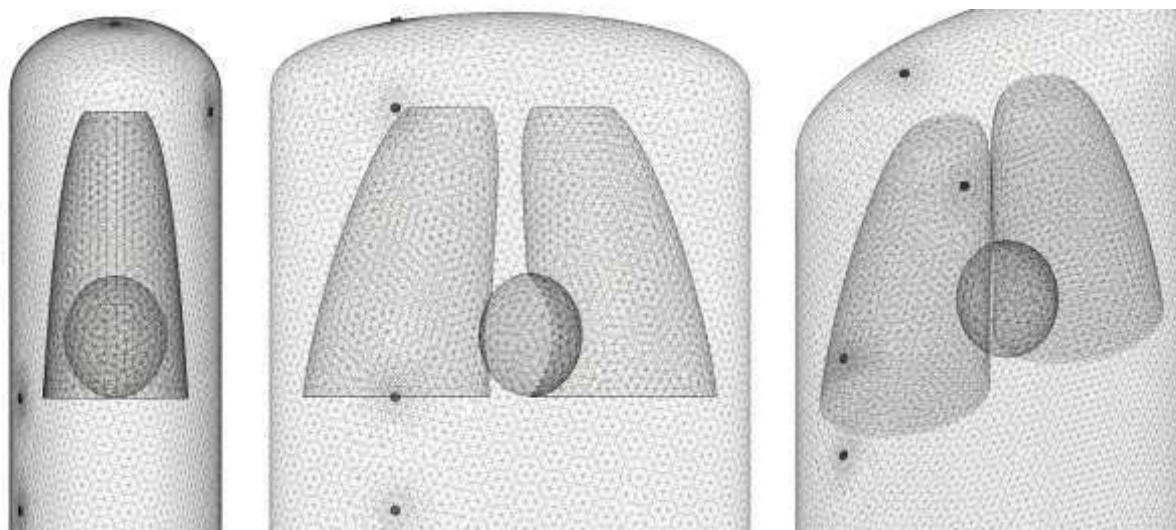


Рисунок 23 – Положение электродов и расчётная область для тестирования методов решения системы линейных уравнений в боковой, фронтальной и косой проекциях.

В рамках настоящего проекта нами были рассмотрены два итерационных метода решения систем с несимметричными матрицами: обобщённый метод минимальных невязок (GMRES) и стабилизированный метод бисопряжённых градиентов (BiCGstab). Переобуславливание матрицы системы обеспечивает приемлемую скорость сходимости. Были исследованы оба итерационных метода и несколько переобуславливателей, предлагаемых библиотекой SPARSKIT и библиотекой aniILU из пакета Ani3D. Критерием остановки решения системы линейных уравнений было выбрано достижение относительной нормы невязки 10^{-9} при нулевом начальном приближении. Такая точность обусловлена тем, что вблизи токовых электродов наблюдаются зоны с большим значением градиента решения, и амплитуда численного решения на несколько порядков больше разницы потенциалов на потенциальных электродах. При использовании более слабого критерия для остановки итерационного процесса наблюдались значительные колебания контрольных значений импеданса между потенциальными электродами. При решении учитывалось как количество итераций, так и общее время решения системы линейных уравнений. Количество итераций важно для анализа вычислительной работы, затраченной на решение систем.

Таблица 1. Сравнительный анализ методов минимальных невязок и бисопряженных градиентов (h – шаг сетки, N – количество неизвестных в системе линейных уравнений)

Вещественная проводимость ($\sigma = \sigma'$)									
		GMRES+ilu(0)		GMRES+ilut		GMRES+ilu2		BiCGstab+ilu2	
h, мм	N	итер.	время, с	итер.	время, с	итер.	время, с	итер.	время, с
16	27184	87	0.820	59	0.488	35	0.468	25	0.452
12	54032	107	2.492	76	1.556	47	1.384	33	1.092
8	153302	163	14.789	77	4.576	72	4.324	57	4.500
Комплексная проводимость ($\sigma = \sigma' + i \cdot \sigma''$)									
		GMRES+ilu(0)		GMRES+ilut		GMRES+ilu2		BiCGstab+ilu2	
h, мм	N	итер.	время, с	итер.	время, с	итер.	время, с	итер.	время, с
16	27184	143	1.544	286	5.368	58	0.824	61	0.800
12	54032	171	4.296	385	16.029	78	2.600	84	2.092
8	153302	263	24.033	346	35.962	125	8.445	139	10.005

В таблице 1 приводится сравнение некоторых комбинаций итерационных методов и переобуславливателей: ilu(0) – неполное LU-разложение, ilut – двухпороговое неполное LU-разложение [31], ilu2 – неполное LU-разложение второго порядка [32]. Параметры для переобуславливателей ilut и ilu2 выбирались с целью минимизации общего времени решения системы с комплексной проводимостью на самой мелкой сетке. Для ilut эти параметры равны $\tau = 0.01$, $lfil = 30$. Для ilu2 эти параметры равны $\tau_1 = 0.01$, $\tau_2 = 0.001$. При использовании не вошедших в таблицу переобуславливателей ilu(1) и ilu(2) – неполное LU-разложение с одним и двумя уровнями заполнения соответственно – количество итераций меньше, однако общее время решения с ilu(1) сопоставимо с ilu(0), а с ilu(2) значительно больше всех протестированных переобуславливателей. Переобуславливатель ilut показывает хорошие результаты для симметричных матриц в случае вещественной проводимости и ведёт себя значительно хуже в случае несимметричных матриц, порожденных комплексными проводимостями. Переобуславливатель ilu2 значительно сокращает время решения в обоих случаях. Зависимость от итерационного метода решения незначительна, GMRES несколько быстрее BiCGstab. Комбинация GMRES+ilu2 даёт лучшие результаты в проведённой серии экспериментов.

При выполнении последующих этапов настоящего проекта будет использоваться комбинация метода минимальных невязок и переобуславливание на основе неполного LU-разложения второго порядка.

4. Инициализация расчётной модели: задание значений коэффициентов проводимости материалов, граничных условий

Для проведения численных расчетов с использованием построенной конечно-элементной модели туловища человека необходимо задать величины проводимостей различных областей (внутренних органов и других составляющих частей туловища человека) и граничные условия.

Граничные условия задаются конфигурацией электродной схемы и величиной зондирующего тока, пропускаемого через токовые электроды, и определяются по формулам (2), (3).

Определение диэлектрических свойств различных тканей тела человека до сих пор остается до конца не решенной проблемой, особенно важной в связи с актуальными практическими задачами, где знание зависимости проводимости и диэлектрической проницаемости от частоты переменного тока очень существенно. Несмотря на это существует не так много работ, посвященных изучению данных зависимостей. Одной из классических работ, где на основании различных экспериментальных данных для мягких биологических тканей строятся эмпирические зависимости для проводимости и диэлектрической проницаемости, являются работы Gabriel et al [33, 34, 35]. В приложении приводится таблица значений проводимостей, так называемая «database 1996» [36], в которую также включены значения проводимостей для ряда органов, взятых из других источников, которые не учитывались в «database 1996» (например, для легкого, печени). В табл. 1 приложения приведены значения проводимостей при частоте 5 кГц и 50 кГц, так как данные частоты, как правило, используются при биоимпедансных измерениях.

В работе [37] приводится обзор новых результатов, опубликованных за последние годы, по изучению диэлектрических свойств мягких тканей живых организмов. Также хотелось бы отметить мета-анализ [38], в котором приводятся средние значения проводимостей для 21 различных тканей (в пределах частот 100 Гц-10 МГц), полученных на основании известных работ (на 1999 год). В приложении приведена таблица средних значений удельных сопротивлений с доверительным интервалом 95 %.

Большой интерес представляют диэлектрические свойства мышц. В отличие от других мягких тканей, мышцы проявляют резко выраженные анизотропные диэлектрические свойства, поэтому экспериментальное изучение данных свойств

достаточно проблематично. В работе [39] описывается экспериментальная методика измерения проводимостей мышц и приводятся полученные значения проводимостей для 50 кГц: проводимость в продольном направлении – 0.67 См/м, в поперечном – 0.13 См/м.

Помимо экспериментальных методов изучения проводимостей и диэлектрических свойств тканей живых организмов разрабатываются математические модели для описания зависимостей искомых величин от внутренних параметров модели. В работе [40] приводится математическая модель для легких, которая достаточно хорошо согласуется с экспериментальными данными. Величины проводимостей, полученные с помощью данной модели легких, включены в табл. 1 приложения.

В данной работе на начальных этапах для численных экспериментов предлагается использовать данные «database 1996» и в дальнейшем проводить сравнительные расчеты при других значениях проводимостей, которые у разных авторов могут отличаться на порядок.

Заключение

Содержание настоящего отчёта исчерпывает задания Этапа № 2 Календарного плана Государственного контракта № 14.740.11.0844 от 01 декабря 2010г. Поставленные задачи выполнены полностью.

На данном этапе были исследованы и решены следующие вопросы и задачи:

– вопрос сегментирования изображений; с учетом особенностей имеющихся медицинских изображений предложены алгоритмы и последовательность действий для более эффективной обработки цифровых изображений.

– осуществлена сегментация двумерных изображений, на основе которых построены трёхмерные модели внутренних органов тела человека и других составляющих частей.

– построены расчётная сетка и конечно-элементная модель для полученной геометрической модели туловища.

Полученная конечно-элементная модель позволяет провести интересующие нас численные расчёты при различных параметрах проводимостей тканей и различных электронных схемах, что, в свою очередь, способствует развитию и обоснованию методик биоимпедансного анализа.

К исследованию на настоящем этапе привлечено большое количество молодежи: 5 молодых кандидатов наук, 4 аспиранта и 5 студентов. В 2011 году результаты настоящего проекта докладывались на международных конференциях «Математические модели и численные методы в биоматематике», 2nd International Conference on Computational & Mathematical Biomedical Engineering (CMBE-2011) и Matrix Methods in Mathematics and Applications (МММА-2011).

Все заданные целевые индикаторы и показатели достигнуты.

Приложение

Таблица 1. Значения проводимостей σ' различных тканей при частотах 5 кГц и 50 кГц

Ткань	σ' См/м, 5 кГц	σ' См/м, 50 кГц
Аорта	0.31145	0.31686
Белое вещество мозга	0.06672	0.07758
		0.2558 [41]
Влажная кожа	0.00136	0.02937
Гланды	0.52811	0.53395
Губчатая кость	0.0823	0.08342
	0.1994 [42]	
Двенадцатиперстная кишка	0.52811	0.53369
Желудок	0.52811	0.53369
Желчный пузырь	0.90006	0.90012
Жир	0.02359	0.02425
Зуб	0.02035	0.02064
Костный мозг	0.00258	0.00313
Кровеносный сосуд	0.31145	0.31686
Кровь	0.70001	0.7008
Легкое (при выдохе)	0.23484	0.26197
	0.0555[40]	0.0775[40]
Легкое (при вдохе)	0.00891	0.1026
	0.03247[40]	0.0431[40]
Лимфа	0.52811	0.53395
Матка	0.50938	0.52584
Мозжечок	0.12954	0.14753
Мочевой пузырь	0.21142	0.21688
Мышцы	0.33669	0.35182
Нерв	0.03457	0.06932

Ноготь	0.02035	0.02064
Печень	0.04767	0.07204
	0.082 [43]	0.131[43]
Пищевод	0.52811	0.53369
Поджелудочная железа	0.52811	0.53395
Почки	0.12881	0.15943
		0.28 [44]
Предстательная железа	0.42812	0.4344
Роговая оболочка глаза	0.43128	0.48145
Селезенка	0.10829	0.11789
		0.144[44]
Сердце	0.13665	0.19543
Серое вещество мозга	0.10954	0.12752
		0.2849[41]
Сетчатка глаза	0.50865	0.51475
Склера	0.50865	0.51475
Спинной мозг	0.03457	0.06932
Спинномозговая жидкость	2	2
		1.25[41]
Стекловидное тело	1.5	1.5
Сухая кожа	0.0002	0.00027
Сухожилие	0.38575	0.38779
Твердая мозговая оболочка	0.50114	0.50168
Толстая кишка	0.23824	0.24438
Тонкая кишка	0.55155	0.58028
Трахея	0.30507	0.32987
Трубчатая кость	0.02035	0.02064
Хрусталик	0.33369	0.33849
Хрящ	0.17554	0.17706

Шейка матки	0.53346	0.54431
Щитовидная железа	0.52811	0.53395
Язык	0.27812	0.28422
Яичко	0.42812	0.4344
Яичник	0.32806	0.33615

Таблица 2. Удельное сопротивление: средние значения и доверительные интервалы

Ткань	Среднее значение, Ом·м	95% доверительный интервал, Ом·м
Берцовая кость (cortical)	4.64	3.6-5.97
Берцовая кость (cancellous)	176	123-252
Жир	38.5	30.5-48.7
Кожа	3.29	2.55-4.24
Кость	$1.24 \cdot 10^6$	$(0.91-1.69) \cdot 10^6$
Кровь	1.51	1.20-1.91
Легкое	1.57	1.22-2.02
Матка	2.19	1.70-2.82
Молочная железа	3.39	2.49-4.63
Мочевой пузырь	4.47	2.88-6.93
Мышцы (вдоль волокон)	2.4	1.55-3.72
Мышцы (поперек волокон)	6.75	4.35-10.2
Печень	3.42	2.96-3.96
Почка	2.11	1.6-2.78
Селезенка	4.05	3.07-5.35
Сердце	1.75	1.33-2.31
Щитовидная железа	1.83	1.18-2.83
Язык	3.33	2.15-5.17
Яичко	1.45	0.93-2.24
Яичник	2.24	1.44-3.47

Список использованных источников

1. Visible Human Project [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html, свободный. Язык английский.
2. Visible Korean Human Project [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://vkh.ajou.ac.kr/vkh.ajou.ac.kr/index.htm>, свободный. Язык английский.
3. North C., Shneiderman B., Plaisant C. User Controlled Overviews of an Image Library: A Case Study of the Visible Human // Proc. of ACM Digital Libraries '96 Conf. – ACM Press, 1996.
4. Bessaud J.-C., Hersch R.D. The Visible Human Slice Sequence Animation Web Server // The Third Visible Human Project Conference Proceedings, Bethesda, Maryland. – October 2000. – Vol. 5&6.
5. Hersch R.D., Gennart B., Figueiredo O., Mazzariol M., Tarraga J., Vetsch S., Messerli V., Welz R., Bidaut L. The Visible Human Slice Web Server: A first Assessment // Proceedings IS&T/SPIE Conference on Internet Imaging, San Jose, Ca. – Jan. 2000. – SPIE Vol. 3964. – Pp. 253–258.
6. Lackey J.B., Colagrosso M.D. Supervised Segmentation of Visible Human Data with Image Analogies // Proceedings of IC-AI. – 2004. – Pp. 843–847
7. *Pommert A., Höhne K.H., Pflessner B., Riemer M., Schiemann T., Schubert R., Tiede U., Schumacher U.* A highly realistic volume model derived from the visible human male // The Third Visible Human Project Conference Proceedings. – 2000.
8. *Król Z., Chlebiej M., Mikołajczak P., Hoffmann K.-H.* Visible human projects – a step towards the virtual patient: models and simulations // J. Med. Inf. Technol. – 2004. – Vol. 7. – Pp. 53–60.
9. *Sachse F. B., Werner C. D., Stenroos M. H., Schulte R. F., Zerfass P., Dössel O.* Modeling the anatomy of the human heart using the cryosection images of the Visible Female dataset // Proc Third Users Conference of the National Library of Medicine's Visible Human Project. – 2000.

10. Imielinska C., Metaxas D., Udupa J., Yinpeng J., Cheng T. Hybrid Segmentation of the Visible Human Data // Proceedings of the Third Visible Human Project Conference. – 2000.
11. Salas M., Maddock S. Segmenting the external surface of a human skull in MRI data by adding shape information to gradient vector flow snakes // Technical Report CS-07-13. – 2007.
12. Sullivan J.M., Wu Z. 3d volume mesh generation of human organs using surface geometries created from the visible human data set // Proceedings of the 3rd Visible Human Project Conference. – NIH, 2000. – Pp 5–6.
13. Garrity J.M., Segars W.P., Knisley S.B. Tsui B.M.W. Development of a Dynamic Model for the Lung Lobes and Airway Tree in the NCAT Phantom // IEEE TNS. – 2003. – Vol. 50. – № 3. – Pp.378–383.
14. *Bekes G., Máté E., Nyúl L.G., Kuba A., Fidrich M.* Geometrical model-based segmentation of the organs of sight on CT images // *Med. Phys.* – 2008. – Vol.35. – № 2. – Pp.735–743.
15. *Höhne K.H., Pflessner B., Pommert A., Riemer M., Schubert R., Schiemann T., Tiede U., Schumacher U.* A realistic model of human structure from the Visible Human data // *Meth. Inform. Med.* – 2001. – Vol. 40. – № 2. –Pp. 83–89.
16. Soille P. *Morphological Image Analysis: Principles and Applications.* – Springer, 1999. Pp. 316.
17. Wu Z., Sullivan J.M. Multiple material marching cubes algorithm // *Int. J. for Numer. Meth. In Engineering.* – 2003. – Vol. 58. – № 2. – Pp. 189–207.
18. Gueziec A., Hummel R. Exploiting triangulated surface extraction using tetrahedral decomposition // *IEEE Transactions on visualization and computer graphics.* – 1995. – Vol. 1. – № 4. – Pp. 328–342.
19. Reitinger B., Bornik A., Beichel R. Constructing smooth non-manifold meshes of multi-labeled volumetric datasets // *WSCG.* – 2005. – Pp. 227–234.
20. *Müller H.* Boundary extraction for rasterized motion planning // *Modelling and Planning for Sensor Based Intelligent Robot Systems.* – 1994. – Pp. 41–50.
21. Schroeder W., Martin K., Lorensen B. *The Visualization Toolkit, an object-oriented approach to 3D graphics.* – Prentice Hall, 1997.

22. Taubin G. A signal processing approach to fair surface design // Proc. of the 22nd annual conference on computer graphics and interactive techniques. –1995. – Pp. 351–358.
23. Wang D., Hassan O., Morgan K., Weatherill N.P. Enhanced remeshing from STL files with applications to surface grid generation // Communications in Numerical Methods in Engineering. – 2007. – Vol. 23. – Pp. 227–239.
24. GTS – The GNU Triangulated Surface Library [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://gts.sourceforge.net/>, свободный. Язык английский.
25. 3D Generator of Anisotropic Meshes [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://sourceforge.net/projects/ani3d/>, свободный. Язык английский.
26. Василевский Ю.В., Вершинин А.В., Данилов А.А., Плёнкин А.В. Технология построения тетраэдральных сеток для областей, заданных в САПР // Матричные методы и технологии решения больших задач (под ред. Е.Е.Тыртышников). – М: ИВМ РАН, 2005. – С. 21–32.
27. Danilov A. Unstructured tetrahedral mesh generation technology // ЖВМиМФ. – 2010. – Т. 50. – № 1. – С. 146–163.
28. Computational Geometry Algorithms Library [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.cgal.org/>, свободный. Язык английский.
29. Василевский Ю.В., Липников К.Н. Использование методики восстановления гессиана при построении адаптивных сеток // Вопросы атомной науки и техники. – 2006. – № 3. – С. 37–53.
30. Lipnikov K., Vassilevski Yu. Parallel adaptive solution of 3D boundary value problems by Hessian recovery // Comp. Methods Appl. Mech. Engrn. – 2003. – Vol. 192. – № 11–12. – Pp. 1495–1513.
31. Saad Y. ILUT: a dual threshold incomplete LU factorization // Numer. Linear Algebra Appl. – 1994. – Vol. 1. – № 4. – Pp. 387–402.
32. Kaporin I.E. High quality preconditioning of a general symmetric positive definite matrix based on its $u^l u + u^r + r^l u$ – decomposition // Numer. Linear Algebra Appl. – 1998. – Vol. 5. – № 6. – Pp. 483–509.

33. Gabriel C., Gabriel S., Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey // *Phys. Med. Biol.* – 1996. – Vol. 41. – № 11. – Pp. 2231–2249.
34. Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz // *Phys. Med. Biol.* – 1996. – Vol. 41. – № 11. – Pp. 2251–2269.
35. Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues // *Phys. Med. Biol.* – 1996. – Vol. 41. – № 11. – Pp. 2271–2293.
36. Dielectric Properties of Body Tissues [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>, свободный. Язык английский.
37. Gabriel C., Peyman A., Grant E. Electrical conductivity of tissues at frequencies below 1MHz // *Phys. Med. Biol.* – 2009. – Vol. 54. – № 16. – Pp. 4863–4878.
38. Faes T., Van der Meji H.A., De Munck J.C., Heethar R.M. The electrical resistivity of human tissues (100 Hz – 10 MHz): a meta-analysis of review studies // *Physiol. Meas.* – 1999. – Vol. 20. – № 4. – Pp. R1–R10.
39. Aaron R., Huang M., Shiffman C. Anisotropy of human muscle via non-invasive impedance measurements // *Phys. Med. Biol.* – 1997. – Vol. 42. – № 7. – Pp. 1245–1262.
40. Nopp P., Harris N.D., Zhao T.-X., Brown B.H. Model for the dielectric properties of human lung tissue against frequency and air content // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 1997. – Vol. 35. – № 6. – Pp. 695–702.
41. Lattika J., Kuurne T., Eskola H. Conductivity of living intracranial tissues // *Phys. Med. Biol.* – 2001. – Vol. 46. – № 6. – Pp. 1611–1616.
42. Saha S., Williams P. Electric and dielectric properties of wet human cancellous bone as a function of frequency // *Ann. Biomed. Eng.* – 1989. – Vol. 17. – № 2. – Pp. 143–158.
43. Hammerich D., Ozkan O., Tsai J., Staelin S., Tungjitkusolmun S., Mahvi D., Webster J. Changes in electrical resistivity of swine liver after occlusion and postmortem // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2002. – Vol. 40. – № 1. – Pp. 29–33.
44. Surowiec A., Stuchly S., Eidus L., Swarup A. In vitro dielectric properties of human tissue at radiofrequencies // *Phys. Med. Biol.* – 1987. – Vol. 32. – № 5. – Pp. 615–621.