

Российская академия наук

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ НАУКИ
ИНСТИТУТ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ МАТЕМАТИКИ РОССИЙСКОЙ АКАДЕМИИ НАУК
(ИВМ РАН)

УДК 519.6

№ госрегистрации

Инв.№

УТВЕРЖДАЮ
Директор ИВМ РАН
чл.-корр.

_____ Е.Е.Тыртышников

«___» _____ 2012 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
(итоговый, этап № 5)

Наименование этапа: «Реализация численных моделей тела человека»

Руководитель НИР, зам. директора ИВМ

РАН, д. ф.-м. н., доцент

подпись, дата

Ю. В. Василевский

Москва 2012

СПИСОК ИСПОЛНИТЕЛЕЙ

Руководитель темы, д.ф.-м.н., зам. директора ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	Ю.В. Василевский (введение, заключение, раздел 1)
Исполнители темы д.ф.-м.н., профессор МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/> подпись, дата	М.А. Ольшанский (раздел 3)
чл.-корр. РАН, директор ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	Е.Е. Тыртышников (раздел 3)
ген. директор НТЦ «Медасс»	<hr/> подпись, дата	Д.В. Николаев (раздел 2,4,6)
к.ф.-м.н., с.н.с. ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	С.Г. Руднев (раздел 2,4,6)
к.ф.-м.н., с.н.с. ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	В.Н. Чугунов (раздел 3,5)
к.ф.-м.н., н.с. ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	И.В. Капырин (раздел 3)
к.ф.-м.н., доцент МФТИ	<hr/> подпись, дата	С.С. Симаков (раздел 2,4)
к.ф.-м.н., м.н.с. ИБРАЭ РАН	<hr/> подпись, дата	В.Ю. Саламатова (раздел 2,4)
к.ф.-м.н., н.с. ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	А.А. Данилов (раздел 3,5)
к.ф.-м.н., н.с. ИВМ РАН	<hr/> подпись, дата	К.Д. Никитин (раздел 3,5)

аспирант ИВМ РАН	<hr/>	А.Ю. Чернышенко (раздел 2)
	подпись, дата	
аспирант ИВМ РАН	<hr/>	К.М. Терехов (раздел 4)
	подпись, дата	
аспирант ИВМ РАН	<hr/>	Ю.А. Иванов (раздел 4)
	подпись, дата	
аспирантка МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	Т.К. Добросердова (раздел 4)
	подпись, дата	
аспирант МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	А.С. Галинов (раздел 2)
	подпись, дата	
студентка МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	А.С. Юрова (раздел 2)
	подпись, дата	
студент МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	А.М. Головкин (раздел 3, 5)
	подпись, дата	
студент МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	Г.Н. Лутидзе (раздел 2, 4)
	подпись, дата	
студент МФТИ	<hr/>	В.К. Крамаренко (раздел 3, 5)
	подпись, дата	
студент МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	М.Д. Подкорытов (раздел 3)
	подпись, дата	
студент МГУ им. М.В. Ломоносова	<hr/>	Р.А. Прямоносцев (раздел 5)
	подпись, дата	
Нормоконтролер вед. специалист ИВМ РАН	<hr/>	А.А. Загуменных
	подпись, дата	

Реферат

Отчет 22 с., 1 ч., 24 рис., 9 источников.

Реализация численных моделей тела человека.

Проведена работа по созданию высокоразрешающих геометрических моделей для тел мужчины и женщины. Построены адаптивные расчетные сетки. Заданы коэффициенты проводимости и граничные условия.

Проведены эксперименты для получения токовых и потенциальных полей, а также для получения функции чувствительности. По полученным результатам можно делать практические выводы относительно конкретных схем биоимпедансных измерений.

Разработан биоимпедансный стенд и доработан интерфейс программы.

В работе принял участие большой коллектив молодых ученых, студентов и аспирантов. Получены практические навыки работы с большими объемами данных и расчетными сетками. Разработана программ внедрения результатов проекта в образовательный процесс.

Оглавление

Реферат	4
Оглавление	5
Введение.....	6
1. Построение конечно-элементных моделей тела человека. Инициализация расчетных моделей: задание значений коэффициентов проводимости материалов, граничных условий	8
1.1. Конечно-элементная модель	8
1.2. Задание параметров и граничных условий	10
2. Численные эксперименты для моделей тела человека по расчету полей потенциалов, плотностей тока и функций чувствительности.....	11
3. Разработка программы внедрения результатов НИР в образовательный процесс.....	17
4. Окончательная доработка интерфейса пользователя для программ моделирования и визуализации электроимпедансных измерений тела человека	19
5. Разработка биоимпедансного вычислительного стенда для мониторинга гидратации легких на базе уже зарегистрированного и установленного электроимпедансного оборудования	20
Заключение.....	21
Список использованных источников	22

Введение

Биоимпедансный анализ состава тела человека применяется в медицине для характеристики гидратации тела, оценки жировой, мышечной массы и других значимых параметров состояния организма [1, 2]. Электропроводность органов и тканей различна, что позволяет оценивать состав тела человека с помощью измерений полного электрического сопротивления (импеданса) тела переменному току низкой интенсивности. Численное моделирование распределения электрического потенциала в неоднородной среде может быть использовано для обоснования применяемых методик измерений, основанных на предположении об упрощенной цилиндрической форме тела, и развития новых методов и электродных схем измерения.

В настоящей научно-исследовательской работе (в рамках ГК №14.740.11.084) предложены методы и алгоритмы численного моделирования биоимпедансных измерений с использованием неструктурированных сеток. Описаны основные этапы построения высокоразрешающей трехмерной геометрической модели тела человека и моделирования биоимпедансных измерений. Выполнены расчеты полей тока и потенциала для ряда схем измерений, применяемых в биоимпедансном анализе и реографии, проведен анализ результатов. Разработанные методы и алгоритмы, а также полученные результаты представлены в предыдущих промежуточных отчетах по проекту, а также в статьях [3, 4].

Отчет состоит из шести разделов. В первом разделе приводится краткий обзор результатов, полученных на предыдущих этапах.

Второй раздел посвящен построению конечно-элементной модели тела человека. В третьем разделе приводятся результаты численных экспериментов по расчету полей потенциала, плотностей тока и функции чувствительности для полисегментной модели биоимпедансного анализа состава тела человека.

В четвертом разделе приводится программа внедрения результатов настоящего проекта в образовательный процесс.

В пятом разделе описывается окончательный комплекс программ для работы с биоимпедансным вычислительным стендом.

В шестом разделе приводятся результаты разработки стенда для мониторинга гидратации легких.

1. Обзор результатов, полученных на предыдущих этапах

На первом этапе была реализована технология автоматического построения неструктурированных тетраэдральных сеток, учитывающая геометрические особенности расчетных областей, на основе метода продвигаемого фронта, проведены конечно-элементные расчеты пассивных электрических свойств моделируемого объекта (полей потенциалов, плотности тока и функции чувствительности) при различных значениях входных параметров (проводимости тканей, величины зондирующего тока, расположение электродов) и был проведен предварительный анализ результатов расчетов.

На втором этапе была подготовлена программа сегментирования изображений с учетом особенностей имеющихся медицинских изображений, предложены алгоритмы и последовательность действий для более эффективной обработки цифровых изображений, была осуществлена сегментация двумерных изображений, на основе которых построены трёхмерные модели внутренних органов тела человека и других составляющих частей, а также была построена расчётная сетка и конечно-элементная модель для полученной геометрической модели туловища.

На третьем этапе была проведена верификация пакетов библиотек, применяемых для решения систем уравнений в частных производных, были построены геометрические модели для двух схем биоимпедансных измерений туловища мужчины, проведены численные расчеты для модели туловища мужчины по нахождению полю потенциалов и функции чувствительности для различных частот и схемах измерений, предложены основные программные средства для визуализации и обработки расчётов.

На четвертом этапе была проведена сегментация всего тела мужчины и женщины на основе анатомических срезов из проекта Visible Human, и построены тетраэдральные расчетные сетки для моделей тел мужчины и женщины на основе сегментированных моделей.

Пятый этап настоящего проекта является завершающим, на этом этапе проводятся численные эксперименты с полной моделью тела человека, предлагаются программы внедрения результатов в образовательный процесс, приводятся результаты разработки стенда для мониторинга гидратации легких.

2. Построение конечно-элементных моделей тела человека.

Инициализация расчетных моделей: задание значений коэффициентов проводимости материалов, граничных условий

2.1. Конечно-элементная модель

В рамках четвертого этапа работы над проектом были построены трёхмерные расчётные сетки для тел мужчины и женщины, полученные на основе данных проекта Visible Human Project [5]. В рамках работ на пятом этапе мы приступаем к численному моделированию. Для этого мы уточним математическую постановку задачи, определим коэффициенты задачи, граничные условия, введём конечно-элементную дискретизацию дифференциальных уравнений и применим пакеты для решения систем линейных уравнений.

Предполагая, что внешние электромагнитные поля незначительны, из уравнения сохранения электрического заряда и закона Ома в дифференциальной форме запишем уравнение Пуассона для поля электрического потенциала (в обобщенной формулировке оно может быть использовано для кусочно-однородных диэлектрических сред):

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

с граничными условиями

$$(\mathbf{J}, \mathbf{n}) = \pm I_0 / S_{\pm} \quad \text{на } \Gamma_{\pm} \quad (2)$$

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

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

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

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_0 – величина зондирующего тока, S_{\pm} – площади контактов электродов. 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 .

В случае переменного электрического тока синусоидальной формы удобно вместо сопротивления использовать величину электрического импеданса, характеризующую одновременно и проводящие, и емкостные свойства биологических тканей. Отметим, что закон Ома и уравнение (1) остаются верными при замене обычной электрической проводимости на полную комплексную проводимость (см. [1]). Предполагаем, что электрическая проводимость является кусочно-постоянной величиной и меняется при переходе от одного органа к другому. В частности, для изотропного материала матрица тензора электрической проводимости имеет диагональный вид $\mathbf{C} = \text{diag}(\sigma, \sigma, \sigma)$, $\sigma = \sigma' + i \cdot \sigma''$. Некоторые ткани (например, мышцы и нервные волокна, слой кожи) обладают анизотропной проводимостью. Таким образом, в общем случае тензор проводимости \mathbf{C} является комплексным, кусочно-постоянным, полным, симметричным, возможно анизотропным. 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

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

Для численного решения системы уравнений (6) с граничными условиями (2)–(5) используется метод конечных элементов с кусочно-линейными базисными функциями, который порождает систему линейных алгебраических уравнений вида

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

Эта система линейных уравнений решается итерационным методом. Дискретизация уравнений (6) осуществлена с помощью конечно-элементной библиотеки aniFEM из пакета Ani3D [7]. Для дискретизации были выбраны кусочно-линейные P1 конечные элементы.

Матрица системы уравнений (7) невырождена, поэтому система имеет единственное решение. При выполнении расчетов используется комбинация метода минимальных невязок и переобуславливание на основе неполного LU-разложения второго порядка [8] для решения систем линейных алгебраических уравнений.

2.2. *Задание параметров и граничных условий*

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

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

В работе над предыдущими этапами настоящего проекта уже были получены и составлены базы данных с диэлектрическими свойствами различных тканей тела человека. В Приложении к отчету за второй этап настоящего проекта в таблицах 1 и 2 приведены значения проводимостей основных внутренних тканей и органов при частотах переменного тока 5 кГц и 50 кГц. Данные из этих таблиц использовались при дальнейших вычислениях.

3. Численные эксперименты для моделей тела человека по расчету полей потенциалов, плотностей тока и функций чувствительности

Полисегментная схема измерения биоимпеданса обычно используется для оценки состава тела человека. Имеющееся оборудование производится рядом производителей, включая InBody (Корея), Tanita (Япония), Medas (Россия, Москва) и другие. Для проверки существующих схем измерений, разработки новых схем и точной интерпретации измеряемых данных, важно распределение относительного вклада тканей и органов в результаты измерений конкретного сегмента тела человека. В рамках заключительного этапа проекта мы проведем анализ областей чувствительности для полисегментной схемы измерения состава тела человека.



Рисунок 1 – Расположение электродов на теле мужчины.

К трехмерной модели тела человека, построенной на предыдущем этапе, были добавлены пять пар электродов. Двухслойные электроды размером 23×23 мм расположены на лбу, руках и ногах (см. Рисунок 1). Для удобства обозначим электроды следующим

образом: на лбу – I_1, U_1 , на левой руке – I_2, U_2 , на левой ноге – I_3, U_3 , на правой ноге – I_4, U_4 , на правой руке – I_5, U_5 . В каждой паре электродов наиболее удаленный электрод назовем токовым – I_k , а наименее удаленный назовем потенциальным – U_k .

Для анализа областей высокой чувствительности была использована функция чувствительности S , которая характеризует вклад в измеренное значение импеданса различных подобластей рассматриваемой области [2,9]:

$$S = (\mathbf{J}_{cc}, \mathbf{J}_{rec}), \quad \Delta U = \int_V S(x, y, z) \Delta \rho(x, y, z) dv, \quad (8)$$

где $\mathbf{J}_{cc} = \mathbf{J}/I$ – относительная плотность тока при заданных токовых электродах, I – величина зондирующего тока; $\mathbf{J}_{rec} = \mathbf{J}_2/I$, где \mathbf{J}_2 – плотность тока, полученная при инверсии токовых и измерительных цепей, ΔU – изменение выходного напряжения; $\Delta \rho$ – изменение удельного сопротивления.

Для анализа состава туловища могут быть использованы две схемы измерения. Первая схема с перекрестным расположением электродов: токовая пара I_5, I_3 и потенциальная пара U_2, U_4 . Вторая схема с параллельным расположением электродов: токовая пара I_2, I_3 и потенциальная пара U_5, U_4 . Численные эксперименты и анализ поля чувствительности показал практически полное совпадение двух схем измерения. Зоны высокой чувствительности с порогами 90%, 95% и 98% приведены на Рисунок 2 и Рисунок 3.

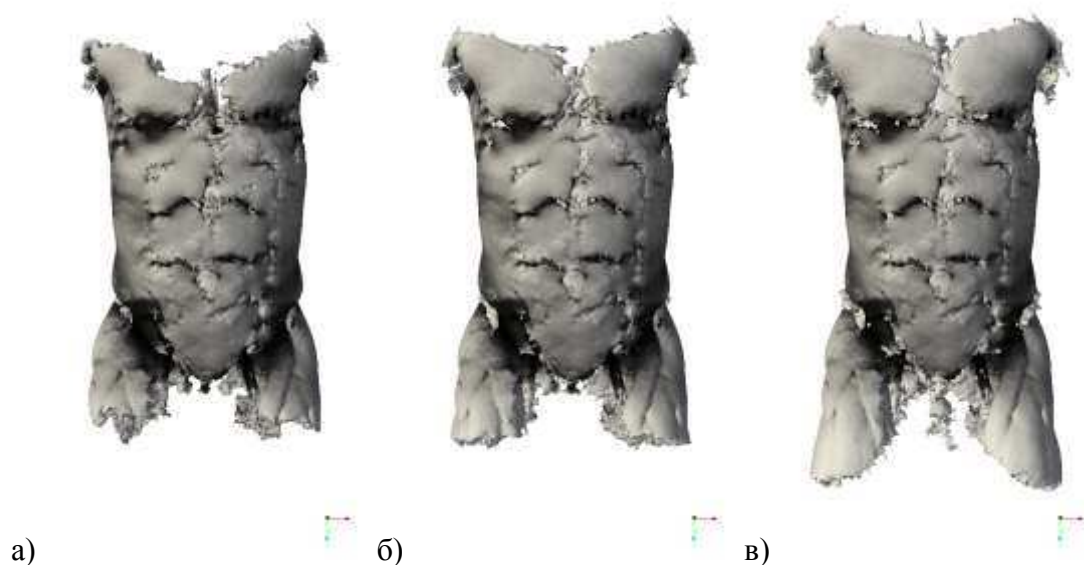
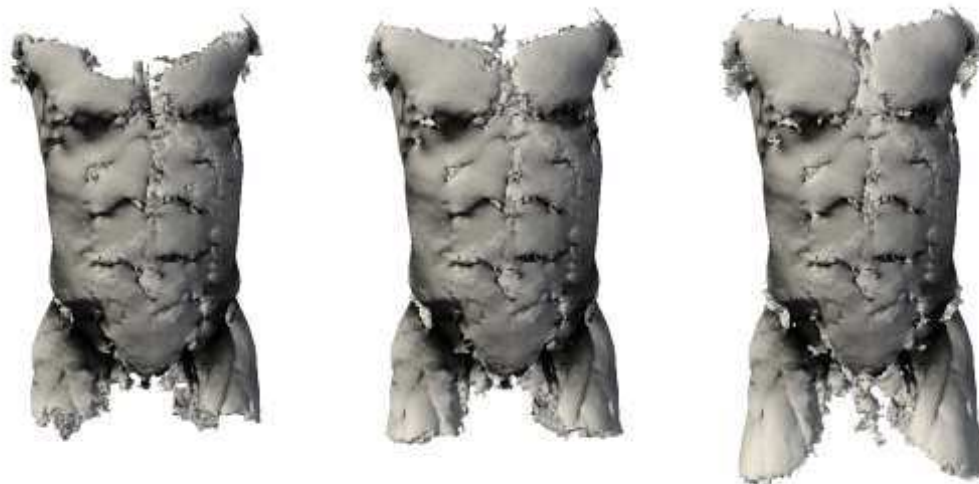


Рисунок 2 – Зоны высокой чувствительности для перекрестной схемы измерения:
а) порог 90%, б) порог 95%, в) порог 98%.



а)

б)

в)

Рисунок 3 – Зоны высокой чувствительности для параллельной схемы измерения:
а) порог 90%, б) порог 95%, в) порог 98%.

Для анализа состава конечностей и головы человека используются следующие схемы измерения. Токовый и потенциальный электрод располагается на исследуемой конечности, а вторые электроды располагаются на соседних конечностях, токовый на одной, и потенциальный на другой. В используемых обозначениях схемы можно записать следующим образом: для головы – пары I_1, I_2 и U_1, U_5 ; для левой руки – пары I_2, I_3 и U_2, U_1 ; для левой ноги – пары I_3, I_4 и U_3, U_2 ; для правой ноги – пары I_4, I_5 и U_4, U_3 ; для правой руки – пары I_5, I_1 и U_5, U_4 .



а)

б)

в)

Рисунок 4 – Зоны высокой чувствительности для схемы измерения головы: а) порог 90%,
б) порог 95%, в) порог 98%.

Полученные зоны высокой чувствительности позволяют судить, о том какие органы и ткани и области человеческого тела оказывают основной вклад в измеряемое значение

импеданса при выбранной схеме электродов. На Рисунок 4–Рисунок 8 представлены результаты расчета зон высокой чувствительности для предложенных электродных схем.

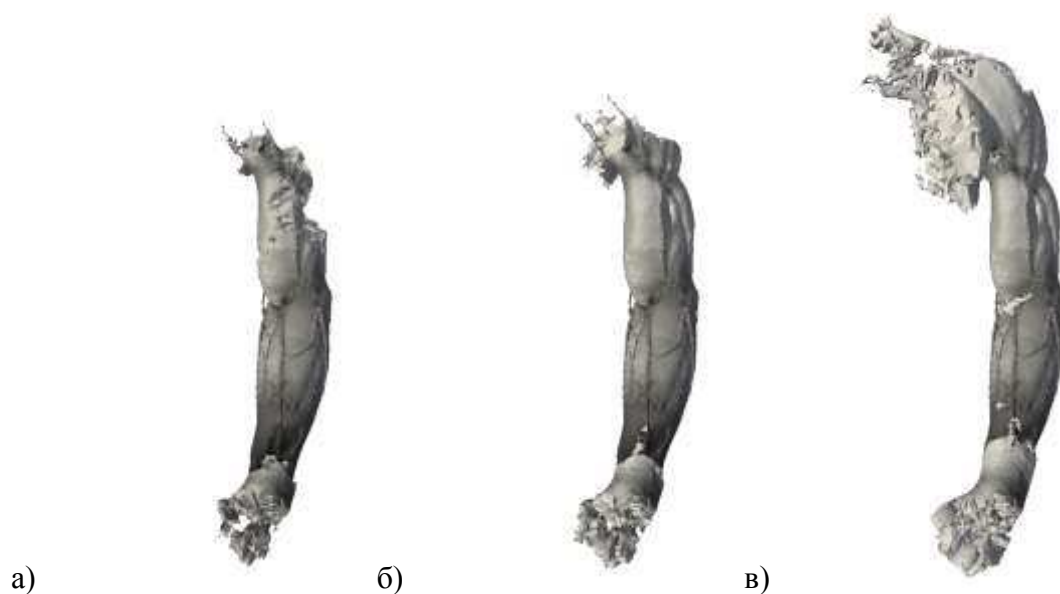


Рисунок 5 – Зоны высокой чувствительности для схемы измерения левой руки:
а) порог 90%, б) порог 95%, в) порог 98%.

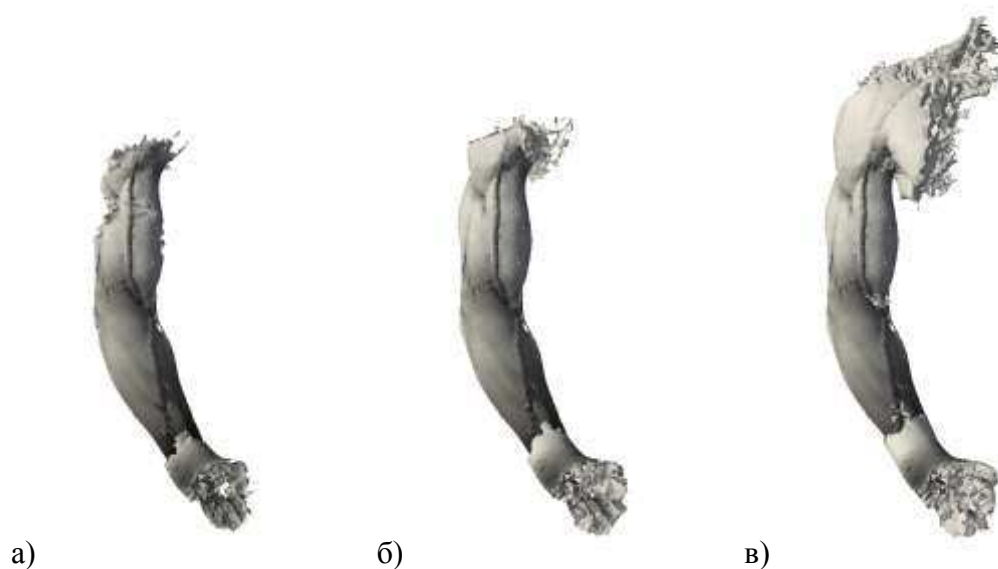


Рисунок 6 – Зоны высокой чувствительности для схемы измерения правой руки:
а) порог 90%, б) порог 95%, в) порог 98%.

Зоны высокой чувствительности для правой и левой рук выглядят аналогично. Они включают в себя мышечную ткань руки и небольшой участок подкожного жира вблизи электродов. Начиная с порога 95% появляется незначительное пересечение с зоной туловища.

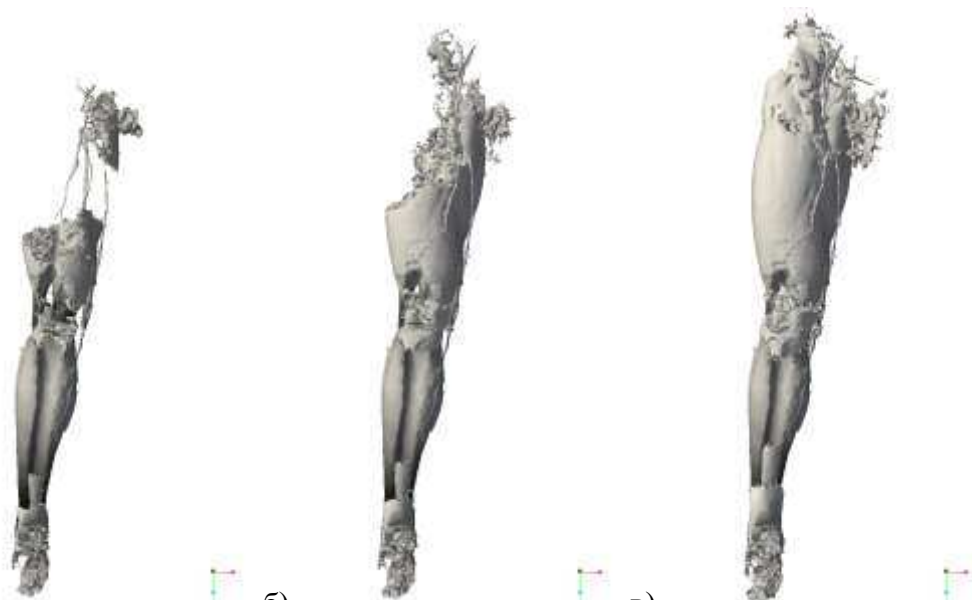


а)

б)

в)

Рисунок 7 – Зоны высокой чувствительности для схемы измерения левой ноги:
а) порог 90%, б) порог 95%, в) порог 98%.



а)

б)

в)

Рисунок 8 – Зоны высокой чувствительности для схемы измерения правой ноги:
а) порог 90%, б) порог 95%, в) порог 98%.

Зоны высокой чувствительности для правой и левой ног тоже выглядят аналогично. Они включают в себя мышечную ткань ноги и небольшой участок подкожного жира вблизи электродов. На рисунках хорошо видно, что костная ткань практически не дает вклада в измеряемые значения. Начиная с порога 95% также появляется незначительное пересечение с зоной туловища.



Рисунок 9 – Зоны высокой чувствительности для всех комбинаций схем измерения:
а) порог 95%, б) порог 98%.

На Рисунок 9 представлены комбинированные зоны с высокой чувствительностью для всех измеряемых частей тела. При пороге 98% суммарная зона высокой чувствительности покрывает практически все тело. Однако уже при пороге 95% легко различимы области на стыках разных частей, которые дают незначительный вклад.

4. Разработка программы внедрения результатов НИР в образовательный процесс

Особенностью проекта является его междисциплинарный характер: решение поставленных задач требует привлечения специалистов в области вычислительной математики, информатики, медицинского приборостроения и медицины. Подготовка молодых специалистов, аспирантов и студентов, работающих над проектом, также носит междисциплинарный характер. Студенты базовой кафедры ИВМ РАН "Математическое моделирование физических процессов" на Факультете проблем физики и энергетики Московского физико-технического института и базовой кафедры "Вычислительные технологии и моделирование" на Факультете вычислительной математики и кибернетики МГУ им. М.В.Ломоносова в рамках образовательного процесса на кафедрах ознакомились со следующими результатами НИР:

1. Методы решения систем линейных алгебраических уравнений с матрицами специального блочного вида – 2 академических часа в курсах "Практические методы решения систем алгебраических уравнений" (МФТИ), "Многосеточные методы и методы декомпозиции области" (МФТИ, ВМК МГУ, лектор Ю.В.Василевский);

2. Методы сведения дифференциальных уравнений с комплексными коэффициентами и переменными к системам дифференциальных уравнений с вещественными коэффициентами и переменными – 4 академических часа в курсе "Основы математического моделирования" (МФТИ, ВМК МГУ, лекторы А.А.Данилов, И.В.Капырин);

3. Методы построения тетраэдральных сеток с помощью технологии CGAL для сегментированных или воксельных данных – 2 академических часа в курсе "Современные вычислительные технологии" (МФТИ, ВМК МГУ, лектор Ю.В.Василевский);

4. Методы повышения качества тетраэдральных сеток с помощью технологии Ani3D – 2 академических часа в курсе "Вариационно-проеекционные методы" (МФТИ, ВМК МГУ, лектор Ю.В.Василевский);

5. Методы сегментации медицинских данных на основе КТ срезов – 2 академических часа в курсе "Вычислительные технологии и моделирование биологических систем" (ВМК МГУ, лектор С.Г.Руднев).

Помимо запланированного и реализованного внедрения результатов НИР в образовательный процесс на базовых кафедрах МФТИ и ВМК МГУ, результаты НИР (методы построения тетраэдральных сеток, методы конечно-элементной дискретизации) были интегрированы в следующие курсы лекций, прочитанные для российских и зарубежных студентов.

1. Ю.В.Василевский, "Краткий курс по приближенному решению краевых задач". Приглашенный курс лекций и практических занятий для студентов старших курсов и аспирантов математического факультета БФУ им. И.Канта.

2. Ю.В.Василевский, "Введение в многоуровневые и многосеточные методы". Приглашенный курс лекций на Римско-московской школе по матричным методам и прикладной линейной алгебре (МГУ, Университет Тор Вергата, <http://www.inm.ras.ru/romos/schedule.pdf>)

3. Ю.В.Василевский, "Краткий курс по приближенному решению краевых задач". Летняя школа молодых ученых "Высокопроизводительные вычисления с приложениями в вычислительной аэрогидродинамике", Пекинский аэрокосмический университет.

4. Ю.В.Василевский, "Сеточные технологии моделирования биоимпедансных измерений на примере данных Visible Human Project". Приглашенный доклад на 4й конференции по математическим моделям и численным методам в биоматематике (ИВМ РАН, <http://dodo.inm.ras.ru/biomath/files/programIV.pdf>), приглашенный доклад на российско-китайской конференции по численным алгоритмам, где большинство слушателей – аспиранты.

5. Окончательная доработка интерфейса пользователя для программ моделирования и визуализации электроимпедансных измерений тела человека

На третьем этапе работ над проектом был предложен программный комплекс, состоящий из двух программ: ITK-SNAP и ParaView. Так как разработка полноценного графического интерфейса, необходимого для задания начальных положений электродов и анализа полученных результатов не представляется возможной, было решено оставить выбор на этих двух программах.

Программные пакеты ITK-SNAP и ParaView подробно уже описывались на предыдущих этапах. Отметим только, что ITK-SNAP с одной стороны позволяет быстро и точно расположить как круглые, так и прямоугольные электроды на поверхность тела. С другой стороны с помощью ITK-SNAP можно задать электрод или набор электродов произвольной формы, что очень важно для анализа влияния различных электродов на измеряемые при биоимпедансном анализе величины.

С помощью пакета визуализации и анализа численных решений ParaView можно строить не только потенциальные поля, но и восстанавливать линии тока, вычислять функцию чувствительности, строить сечения и выделять подмножества исследуемого объекта. Для удобства были созданы предустановленные настройки, позволяющие сразу выделять как отдельные органы, так и группы органов, находить области как высокой, так и отрицательной чувствительности с различными порогами.

Программа для моделирования представляет собой отдельный исполняемый файл без графического интерфейса и может быть удаленно запущена на высокопроизводительных вычислительных машинах. Такой подход позволяет оператору, проводящему расчет, задать все начальные данные на своей машине, запустить расчет на удаленной машине и просмотреть полученные результаты опять на своей машине. В свою очередь это значительно снижает необходимые вычислительные требования к компьютеру оператора.

6. Разработка биоимпедансного вычислительного стенда для мониторинга гидратации легких на базе уже зарегистрированного и установленного электроимпедансного оборудования

Проведены вычислительные эксперименты с конечно-элементной моделью, построенной для адаптированной неструктурированной сетки на основе упрощенной сегментированной геометрической модели туловища (Василевский и соавт., 2012). Целью указанных экспериментов была имитация процесса мониторинга гидратации легких на основе тетраполярной схемы измерений для частот переменного тока (5 кГц, 50 кГц) и кардиографических электродов, традиционно используемых в биоимпедансометрии, в том числе и при измерениях биоимпедансным анализатором российского производства ABC-01 «Медасс» (НТЦ «Медасс», г. Москва). Показана высокая чувствительность измеренных значений импеданса к изменению проводимости легочной ткани (вклад 48%) Это означает применимость рассматриваемой методики для мониторинга гидратации легких у больных различными заболеваниями.

Результаты анализа плотности чувствительности биоимпедансных измерений позволили объяснить наблюдаемый в ряде случаев при использовании биоимпедансного оборудования эффект «высохшего легкого» [6], т.е. высокие значения импеданса (и, следовательно, низкие оценки значений объема воды в легких даже при выраженном и отеке) при использовании тетраполярной схемы измерений с расположением токовых и потенциальных электродов непосредственно на границе легких. Данный эффект может объясняться увеличением объема жидкости в плевральной полости, т.е. в области отрицательной чувствительности биоимпедансных измерений при рассматриваемой схеме расположения электродов. Таким образом, методика дает возможность диагностировать не только легочные, но и плевральные отеки.

Представляется целесообразным проведение дальнейших клинических испытаний анализатора ABC-01 Медасс с целью оценки применимости биоимпедансометрии для диагностики отеков легких различной локализации. Вычислительные эксперименты с разработанной конечно-элементной моделью тела человека позволят значительно сократить необходимый объем таких испытаний для оптимального выбора условий измерений.

Заключение

Содержание настоящего отчёта исчерпывает задания Этапа № 5 Календарного плана Государственного контракта № 14.740.11.0844 от 01 декабря 2010г. Поставленные задачи выполнены полностью.

На данном этапе были выполнены следующие работы:

- Построена конечно-элементная модель тела человека.
- Заданы значения коэффициентов проводимости материалов и граничных условий.
- Проведены численные расчеты полей потенциалов, плотностей тока и функций чувствительности для полисегментной модели измерения состава тела человека.
- Разработана программа внедрения результатов проекта в образовательный процесс.
- Проведена окончательная доработка графического интерфейса пользователя.
- Разработан биоимпедансный вычислительный стенд для мониторинга гидратации легких.

Полученные результаты полностью исчерпывают задания и цели настоящего проекта. Разработаны математические технологии для электроимпедансной диагностики и мониторинга.

К работам на настоящем этапе привлечено большое количество молодежи: 6 молодых кандидатов наук, 4 аспирантов и 6 студентов. По результатам работы опубликована одна статья:

1. Danilov A.A., Nikolaev D.V., Rudnev S.G., Salamatova V.Yu., Vassilevski Yu.V. Modelling of bioimpedance measurements: unstructured mesh application to real human anatomy // Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling, Vol. 27, No. 5. P.431-440.

Все заданные целевые индикаторы и показатели достигнуты.

Список использованных источников

1. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека. – М.: Наука, 2009. – 392 с.
2. Grimmes S. and Martinsen O.G. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. – Amsterdam: Elsevier, 2008. – 471 p.
3. Василевский Ю.В., Данилов А.А., Николаев Д.В., Руднев С.Г., Саламатова В.Ю., Смирнов А.В. Конечно-элементный анализ задач биоимпедансной диагностики // ЖВМиМФ – 2012, – Т.52, №4, – С.733–745.
4. Danilov A.A., Nikolaev D.V., Rudnev S.G., Salamatova V.Yu., Vassilevski Yu.V. Modelling of bioimpedance measurements: unstructured mesh application to real human anatomy // Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling, Vol. 27, No. 5. P.431-440.
5. Visible Human Project [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html, свободный. Язык английский.
6. Орквасов М.Ю., Иванов Г.Г., Ян-Борисова Е.Ю. и др. Методика и программа мониторингового контроля гидратации легких // Материалы 13й научно-практической конференции “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М.: Главный клинический госпиталь МВД России, 2011. С. 195–201.
7. 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.
8. 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.
9. Geselowitz D.B. An application of electrocardiographic lead theory to impedance plethysmography // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1971. – V.18, №1. – P.38-41.