Выводы. Студентки 1 группы с более высокими значениями фазового угла по сравнению со студентками 2 группы имеют статистические значимые различия (Р <0,05) в физической и функциональной подготовленности по показателям следующих двигательных тестов: 30-минутный бег, бег на 2000 м, приседания поочередно на левой и правой ноге, подъем туловища из положения лежа (упражнение для брюшного пресса), кистевая динамометрия.

В процессе учебно-тренировочных занятий выявлена нормальная физиологическая реакция со стороны сердечно-сосудистой системы, что свидетельствует об адекватности предлагаемой физической нагрузки.

Список литартуры

1. Абрикосова М.А. Медицинский справочник тренера. – 2-е изд.,/ М.А. Абрикосова. – М.: 1981. – 271 с.

2. Мартиросов Э.Г. Состав тела человека. Новые технологии и методы/ Э.Г. Мартиросов, С.Г Руднев // Спорт, медицина и здоровье. – 2002. – Т. 1, № 3. – С. 5-9.

3. Николаев В.Т. Технология определения соматического здоровья двигательными тестами / В.Т. Николаев. – Йошкар-Ола: Изд-во МарГУ, 2002. – 56с.

4. Фомин Н.А. Основы возрастной физиологии спорта / Н.А.Фомин. – Челябинск: Изд-во Чел. пед. ин-та, 1973. – 132

МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

Д. В. Николаев¹, Ю. В. Василевский², А. А. Данилов², Т. А. Ерюкова¹, В. А. Колесников¹, С. Г. Руднев², В. Ю. Саламатова³, А. В. Смирнов¹

¹АО НТЦ «Медасс», ²ИВМ РАН, ³НОЦ ИВМ РАН, Москва Email: dvn@medass.ru

1. Введение

Биоимпедансный анализ основан на измерениях электрической проводимости тела человека и используется в медицине и биологии для оценки морфологических и физиологических параметров организма. Расчёты полей плотности тока и потенциала, обосновывающие эффективность применения метода, как правило, опираются на предположение об однородной и изотропной проводимости тканей, а также о цилиндрической геометрии сегментов тела [1,2]. Достоверность получаемой информации может быть оценена путём сравнительного анализа значений поля чувствительности биоимпедансных измерений в областях, служащих источником сигнала. Повышение точности биоимпедансной диагностики связано с оптимизацией выбора расположения электродов, а также частотного диапазона измерений и конструкции электродов. Одним из подходов к решению указанных задач является построение и исследование моделей биоимпедансных измерений с реалистичным описанием геометрии тела и учётом неоднородной и анизотропной проводимости его тканей. Целью работы является описание некоторых результатов построения и исследования математической модели биоимпедансных измерений на основе упрощённой трёхмерной модели туловища.

2. Математическая модель

В качестве геометрической модели туловища человека рассматривается вертикальный цилиндр эллиптического сечения, ограниченный сверху и снизу эллипсоидами. Модель содержит встроенные «элементы», имитирующие размеры и свойства следующих тканей и органов: поверхностный кожно-жировой слой, сердце, правое и левое лёгкие и «остаток», расположенный вне перечисленных элементов в указанном объёме (рис. 1). К геометрической



18-24 июля 2011

НАУКА И ИННОВАЦИИ

модели туловища применена технология автоматической генерации тетраэдральных сеток, реализованная в пакете программ Ani3D (см. напр. [3-5]), находящемся в открытом доступе (sourceforge.net/projects/ani3d). Пример построенной расчётной сетки показан на рис. 2a,б. На поверхности цилиндра задаётся положение электродной системы. Предполагается, что электроды плотно прилегают в области контакта и не искажают форму поверхности цилиндра (рис. 2в). Электроды представляют собой многослойные объекты. На внешнем слое электрода в участке контакта электрода с кабелем измерительного прибора задаётся граничное условие в виде постоянной плотности тока вдоль нормали к поверхности контакта.

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

 $\operatorname{div} (\mathbf{C} \cdot \operatorname{grad} U) = 0 \mathbf{B} \Omega$

с граничными условиями

- $(\mathbf{J}, \mathbf{n}) = I_{\pm} / S_0 \quad \text{Ha } \Gamma_{\pm}$ (2)
- $(\mathbf{J}, \mathbf{n}) = 0 \qquad \text{Ha } \partial \Omega \backslash \Gamma_{\pm} \tag{3}$
- $U(x_0, y_0, z_0) = 0$ (4) **J** = **C**·grad U (5)

(1)

 $J = C \cdot \text{grad } U$ (5) где U – потенциал, Ω – исследуемая область, $\partial \Omega$ – граничная поверхность данной области, Γ_{\pm} – область контакта провода токовых электродов, **n** – внешняя нормаль к граничной поверхности тела, **C** – тензор электрической проводимости, **J** – плотность тока, I_{\pm} – величина зондирующего тока, S_0 – площадь контакта электрода. Уравнение (1) описывает распределение электрического тока в среде с неоднород-

ными коэффициентами проводимости С. 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 .



Рис. 2. Расчётная тетраэдральная сетка для упрощённой модели туловища (*a*). Анизотропные квазиструктурированные тетраэдральные сетки для слоя кожи (б) и многослойных электродов (*в*)

Предполагается, что электрическая проводимость является кусочно-постоянной величиной и меняется при переходе от одного органа к другому. Проводимости тканей зависят от



Рис. 1. Упрощённая геометрическая модель туловища человека

18-24 июля 2011

частоты тока и имеют как активную (σ'), так и реактивную (σ'') составляющие. Некоторые ткани (например, мышцы и нервные волокна) обладают анизотропной электрической проводимостью. Таким образом, в общем случае тензор проводимости **С** является комплексным, кусочно-постоянным, полным, возможно анизотропным и симметричным. Потенциал *U* и плотность тока 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

div (
$$\mathbf{C}_{\mathbf{R}}$$
·grad $U_{\mathbf{R}}$) – div ($\mathbf{C}_{\mathbf{I}}$ ·grad $U_{\mathbf{I}}$) = 0 B Ω ,
div ($\mathbf{C}_{\mathbf{R}}$ ·grad $U_{\mathbf{I}}$) + div ($\mathbf{C}_{\mathbf{I}}$ ·grad $U_{\mathbf{R}}$) = 0 B Ω . (6)



Рис. 3. Положение электродов в задаче о гидратации правого лёгкого а) в боковой, б) фронтальной, в) косой проекциях

При решении задачи об оценке гидратации правого лёгкого к упрощённой модели туловища добавлены по два токовых и потенциальных электрода (рис. 3). Одна пара электродов расположена в верхней части, а вторая – в нижней части модели туловища с обратной стороны, при этом токовые электроды расположены дистальнее (соответственно выше и ниже) потенциальных электродов.

Таблица 1

Значения комплексной проводимости $\sigma = \sigma' + i \cdot \sigma''$ тканей и электродов в упрощённой модели туловища для разных частот измерений [6]

	Частота 5 кГц		Частота 50 кГц		
Элемент модели	σ' , См/м	σ'' , См/м	σ' , См/м	$\sigma'', См/м$	
Кожа	0,0015	0,002	0,03	0,05	
Сердце	0,13665	0,0356	0,19543	0,047215	
Лёгкие	0,23484	0,0183	0,26197	0,02372	
Остаток	0,10-0,12	0,0045-0,0055	0,11-0,13	0,007-0,009	
Контактный слой электрода	0,9	0,01	0,9	0,01	
Внешний слой электрода	10	0	10	0	

При проведении расчётов каждому элементу модели в соответствии с табл. 1 присваивались значения вещественной части электрической проводимости, а проводимость остатка



18-24 июля 2011

НАУКА И ИННОВАЦИИ

варьировалась в пределах суммарной проводимости мышечной, жировой и костной тканей, характерной для индивидов с различным соотношением жировой и мышечной ткани. Для численного решения системы уравнений (6) с граничными условиями (2)-(5) применялась конечно-элементная схема дискретизации с кусочно-линейными базисными функциями, реализованная в пакете библиотек Ani3D (см. [7,8]).

3. Результаты расчётов

Численное моделирование распределения поля потенциала для рассматриваемой геометрической модели туловища показало, что наибольший градиент поля потенциала наблюдается вблизи токовых электродов (рис. 4). Вследствие этого сетка сгущается в зонах с большим градиентом поля для повышения точности численного решения.



Рис. 4. а) Распределение поля потенциала вблизи токовых электродов; б) автоматическое сгущение расчётной сетки на поверхности к особенностям решения

При анализе полученного решения используется функция чувствительности импедансных измерений, которая характеризует вклад в измеренное значение импеданса различных подобластей V рассматриваемой области Ω [9]:

$$S = \mathbf{J}_{cc} \, \mathbf{J}_{rec} \,, \qquad \Delta U = \int S(x, y, z) \cdot \Delta \rho(x, y, z) \, dv, \tag{7}$$

где $\mathbf{J}_{cc} = \mathbf{J}/I$ – относительная плотность тока при данных 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. Из формулы (7) следует, что при прочих равных условиях области с большими по модулю значениями функции чувствительности дают больший вклад в изменение выходного напряжения.

На рис. 5 показаны интегральные проекции функции чувствительности, рассчитанной для частоты измерений 50 кГц, которые представляют собой интеграл от функции чувствительности вдоль отрезков геометрической модели тела, ортогональных координатным плоскостям. Из рисунка следует, что для рассматриваемой схемы измерений значительная часть области с высокими значениями функции чувствительности сосредоточена в правом лёгком.

Приведённые результаты были получены при средних значениях проводимости «остатка» согласно табл. 1. Расчётные значения вклада различных органов и тканей в функцию



18-24 июля 2011

чувствительности для рассматриваемой модели туловища при различных схемах, частотах измерений и значениях проводимости «остатка» показаны в табл. 2. Из таблицы видно, что биоимпедансные измерения на правой стороне тела на частотах 5 и 50 кГц дают близкие значения вклада правого лёгкого в функцию чувствительности (48,5 и 48,3% соответственно). Доля информации, получаемой из правого лёгкого при правосторонней схеме измерений, оказалась несколько выше по сравнению с таковой из левого лёгкого при левосторонней схеме измерений (в среднем на 2%), что частично объясняется асимметричным положением сердца. Вместе с тем, значительный вклад в функцию чувствительности при указанных схемах измерения дают окружающие лёгкие ткани (верхняя половина «остатка»), так что изменения электрической проводимости в этой области могут влиять на получаемую оценку гидратации лёгких. Из табл. 2 также следует, что кожа, сердце, нижняя половина «остатка» и противоположное лёгкое в совокупности дают сравнительно небольшой вклад в функцию чувствительно вклад в функцию чувствительно вклад в функцию и увствительно небольшой вклад в функцию чувствительно и положением и противоположное лёгкое в совокупности дают сравнительно небольшой вклад в функцию чувствительности (около 15%).





Рис. 5. Интегральная проекция распределения функции чувствительности на боковую (а) и фронтальную (б) плоскости

Таблица 2

Сравнительный вклад различных органов и тканей в функцию чувствительности в упрощённой модели туловища для разных схем, частот измерений

и значении проводимости «остатка»								
	Частота 5 кГц			Частота 50 кГц				
Элемент модели	прав*	лев*	мин ^{**}	макс**	прав*	лев*	мин ^{**}	макс**
Кожа	-0.12	0.10	-0.13	-0.11	0.45	0.71	0.48	0.41
Сердце	1.03	1.63	1.05	1.01	1.46	2.32	1.47	1.44
Правое лёгкое	48.48	10.07	51.23	45.87	48.29	9.95	50.70	46.00
Левое лёгкое	9.22	46.55	9.44	8.97	9.15	46.28	9.35	8.93
Верхняя половина «остатка»	37.17	37.43	34.43	39.82	35.98	36.08	33.51	38.37
Нижняя половина «остатка»	4.21	4.21	3.98	4.43	4.67	4.65	4.49	4.85

*прав/лев – измерения правого и левого лёгкого соответственно

* мин/макс – измерения правого лёгкого, крайние значения проводимости «остатка»

На рис. 5 между участками крепления токовых и потенциальных электродов видны зоны отрицательной чувствительности (светлые области на указанных рисунках). Верхняя зона отрицательной чувствительности включает приповерхностные ткани в области ключицы. В реальных условиях её вариативность обусловлена конфигурацией надключичной ямки и подкожного жирового слоя. Нижняя зона отрицательной чувствительности находится в ниж-



18-24 июля 2011

ней части спины и ограничена сравнительно плоской поверхностью. Индивидуальные различия толщины жирового слоя в этой области сравнительно велики и также могут вносить искажения в результаты оценки гидратации лёгкого. Расчётное положение областей отрицательной чувствительности на рис. 5 может служить объяснением клиническому наблюдению, согласно которому наличие гидроторакса (скопление жидкости в плевральной полости) даёт заниженную биоимпедансную оценку гидратации лёгких – эффект «высохшего» лёгкого [10]. Более подробное описание результатов численного моделирования содержится в [11,12].

4. Обсуждение и выводы

В настоящей работе описаны первые результаты разработки и использования информационно-вычислительной технологии биоимпедансной диагностики на основе конечноэлементной трёхмерной модели тела человека как проводящей гетерогенной структуры. Математическая модель распределения поля потенциала задаётся в виде уравнения Пуассона с неоднородными коэффициентами проводимости и соответствующими граничными условиями. Вычисления проведены на упрощённой геометрической модели туловища, к которой применена технология автоматического построения расчётных сеток. Исследование функции чувствительности показало применимость метода для решения задачи мониторинга гидратации лёгких. Особенностью представленного подхода является его адаптируемость для описания областей более сложной конфигурации. В этой связи начата разработка реалистичных геометрических моделей тела человека на основе данных проекта Visible Human (*www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html*). Данные были любезно предоставлены нам Национальной медицинской библиотекой США и являются архивом цифровых фотоизображений поперечных срезов тела мужчины и женщины, а также КТ-срезов. Примеры изображений представлены на рис. 6.



Рис. 6. Примеры фотоизображения (а) и КТ-среза (б) тела мужчины из проекта Visible Human

Ключевым этапом построения численной модели биоимпедансных измерений на основе реалистичной геометрической модели тела человека с использованием указанных данных является сегментирование цифровых изображений. Под сегментированием понимается процесс разделения изображения на несколько сегментов, покрывающих всё изображение, или выделения множества контуров, с целью упрощения представления и анализа изображения. В качестве начальных данных нами были использованы полученные согласно лицензионному договору данные сегментирования туловища мужчины из проекта Visible Human, выполненного группой Voxel-Man из Медицинской школы университета Гамбург-Эппендорф [13]. Этот проект в первую очередь был ориентирован на получение графических моделей внутренних органов, сегментированные данные содержат пустоты между внутренними органами, значительная часть органов отмечена как «неклассифицированная ткань». Поэтому в целях последующего построения расчётной сетки были выполнены предобработка, ручное исправление и постобработка сегментированных данных. Результат показан на рис. 7, где приводятся примеры выделения отдельных органов туловища мужчины из проекта Visible Human с



18-24 июля 2011

использованием пакета ITK SNAP (*www.itksnap.org*). К сегментированным данным будут применены описанные выше технологии построения тетраэдральных сеток, а выделенным сегментам присвоены значения проводимостей соответствующих тканей.



Рис. 7. Результат сегментации данных из проекта Visible Human: трёхмерные модели скелета (а), лёгких с трахеей (б), сердца и крупных сосудов (в)

Дальнейшее развитие работы связано с исследованием полей чувствительности и потенциала для разных схем измерений, применяемых в биоимпедансном анализе состава тела и реографических методиках. Использование для расчётов реалистичных геометрических моделей тела человека позволит на более высоком доказательном уровне судить о вкладе различных органов и тканей в результат биоимпедансных измерений.

Работа поддержана ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 гг.

Список литератуы

[1] S. Grimnes, O.G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, Elsevier, Amsterdam (2008) [2] Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев, *Биоимпедансный анализ* состава тела человека, Наука, Москва (2009)

[3] А.А. Данилов, Научно-технический вестник СПбГУ ИТМО 65 (2010) 87.

[4] A.A. Danilov, *ЖВМиМΦ* **50** (2010) 146.

[5] А. Danilov, K. Lipnikov, Yu. Vassilevski, Тр. межд. конференции «Численная геометрия, построение расчётных сеток и высокопроизводительные вычисления (NUMGRID2010)», посвящённой 120-летию со дня рождения Б.Н.Делоне, 11-13 октября 2010г. С.17-24.

[6] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, Phys. Med. Biol. 41 (1996) 2271.

[7] Ю.В. Василевский, К.Н. Липников, Вопросы атомной науки и техники 3 (2006) 37.

[8] K. Lipnikov, Yu. Vassilevski, Comp. Methods Appl. Mech. Engnr. 192 (2003) 1495.

[9] D.B. Geselowitz, IEEE Trans. Biomed. Eng. 18 (1971) 38.

[10] М.Ю. Орквасов, Г.Г. Иванов, Е.Ю. Ян-Борисова и др., Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы: Матер. 13-й науч.-практ. конф. Главный клинический госпиталь МВД России, М.: 2011. С. 195-201.



[11] А.А. Данилов, В.Ю. Саламатова, Ю.В. Василевский и др., Материалы 13-й научнопрактической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечнососудистой системы», Главный клинический госпиталь МВД России, М.: 2011. С.150-162.
[12] Ю.В. Василевский, А.А. Данилов, Д.В. Николаев и др., ЖВМиМФ (представлено к публ.)
[13] К.Н. Höhne, В. Pflesser, А. Pommert et al., Meth. Inform. Med. 40 (2001) 83.

МАТЕМАТИКО-СТАТИСТИЧЕСКИЕ ОЦЕНКИ ВЕРБАЛЬНО ЗАДАННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

В. В. Никитин*, К. Ю. Тенюкова**

*ФГБОУ ВПО «Чувашский госуниверситет им. И. Н. Ульянова»
428015, г. Чебоксары, Московский пр-т, д. 15, кафедра актуарной и финансовой математики,
**Центр здоровья, МУЗ «Городская больница №5»
428045, г. Чебоксары, ул. Университетская, д. 24

Обычно результатом обследования состояния здоровья человека или отдельного его органа является заключение, сделанное в словесной форме. Это относится не только к традиционной форме работы отдельного специалиста, но и к результатам деятельности Центров здоровья, проводящих компьютерное обследование населения. Сделанное заключение является основанием для определения методики лечения. Однако если требуется дать обобщенную оценку состояния здоровья группы пациентов определенного возраста, то словесные оценки приводят к определенным сложностям. Проблема связана с тем, что статистическими данными являются не числа, а слова. Это не позволяет использовать обычные средства математической статистики. Допустим, имеется показатель X – состояние сердца, по которому оценивается здоровье пациента. Заключения по состоянию сердца могут быть различны, например, такие как приведены ниже.

Значения параметра $X = \{x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6, x_7, x_8, x_9, x_{10}, x_{11}\},$ где

*x*₁ – признаки полной внутрижелудочковой блокады;

 x_2 – нарушение ритма по типу экстрасистолии;

*x*₃ – отклонение электрической оси;

 $x_4 -$ брадикардия;

*x*₅ – тахикардия;

*x*₆ – норма;

*х*₇ – признаки гипоксии;

 x_8 – признаки стресс-реакции;

*x*₉ – признаки левожелудочковой перегрузки или гипертрофии левого желудочка;

*x*₁₀ – перегрузка левого предсердия;

*x*₁₁ – признаки ишемии.

Значения расположены условно как бы «по возрастанию». Желательно данные словесные значения достаточно объективно сопоставить с некоторыми числами. Для подобного преобразованиями воспользуемся представлением о дискретной случайной величине, известного из теории вероятностей [1]. Закон распределения некоторой дискретной случайной величины X представляется в виде таблицы.

X_i	x_1	x_2		x_m
p_i	p_1	p_2	• • •	p_m

Где: x_i , $i = \overline{1, m}$ – пока словесные значения параметра *X*. Например, в случае скрининга сердца m = 11;

