

МОДЕЛИРОВАНИЕ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ РАБОТЫ СЕРДЦА В КОМПЬЮТЕРНЫХ ПРИЛОЖЕНИЯХ

© 2015 А.В. Кузьмин

Пензенский государственный университет

Поступила в редакцию 30.07.2015

Одним из современных направлений разработки интерактивных компьютерных систем являются моделирование и визуализация динамических объектов, в частности органов человека. Данные приложения включают системы диагностики, симуляционного обучения, мониторинга и др. Одной из важных задач при создании таких систем – моделирование и визуализация работы сердца. На данный момент не существует универсального программного средства реализующего данные функции. Автором рассматриваются задачи, связанные с моделированием и визуализацией работы сердца в рамках компьютерных приложений, определяются требования. Для решения поставленных задач предлагается обобщенный алгоритм, включающий этапы определения электрической активности сердца (ЭАС) на основе зарегистрированного электрокардиосигнала (ЭКС), определения механических параметров сокращения миокарда, расчета трансформаций трехмерной модели сердца и визуализации. В статье разработана архитектура системы моделирования и визуализации работы сердца для использования компьютерных приложениях.

Ключевые слова: сердце; обратная задача электрокардиографии; электрическая активность сердца; трехмерная модель, визуализация.

Сердце человека представляет собой сложную систему, его рассмотрением с различных точек зрения занимаются различные науки. В настоящее время уровень развития информационных технологий позволяет строить развитые многоуровневые интерфейсы систем, решающих прикладные задачи. Задача отображения состояния сердца, его электрической и сократительной активности актуальна в следующих прикладных разработках:

- диагностические системы;
- медицинские системы учебного назначения (хирургические тренажеры, интерактивные атласы и др.);
- системы мониторинга;
- другие приложения (игры и др.)

В приведенных выше разработках важным аспектом повышения эффективности представления данных и расширения функциональных возможностей является визуализация сокращений сердца на основе электрокардиосигналов (ЭКС).

Набор задач, которые должна решать система моделирования и визуализации в составе комплекса, можно рассмотреть на примере хирургического тренажера [1].

Одним из развиваемых в настоящее время направлений медицинского тренажеростроения является разработка комплексов для эндоваскулярной хирургии. Они представляют собой сложные аппаратно-программные системы, позволяющие пользователю отрабатывать технику

Кузьмин Андрей Викторович, кандидат технических наук, докторант, доцент кафедры информационно-вычислительных систем. E-mail: flickerlight@inbox.ru

проведения операций. При этом проведение операции моделируется с помощью компьютера, визуальная информация об информационном поле представляется на экране компьютера, а роль хирургических инструментов выполняют их точные копии, подключенные к датчикам, контролирующим перемещения и специальным приводам, имитирующим сопротивление тканей и органов, что позволяет отрабатывать технику владения инструментами в условиях, приближенных к реальным.

При проведении такой виртуальной операции важно с высокой степенью реалистичности имитировать работу сердца пациента. В архитектуре хирургического тренажера [2] предусмотрена реализация следующих задач:

- отображение ЭКС (воспроизводит монитор пациента во время операции, где в реальном масштабе времени отображаются ЭКС, частота сердечных сокращений и давление);
- имитация действия медикаментов (воспроизводит действие на сердечно - сосудистую систему пациента введенных лекарств);
- воспроизведение сердцебиений (имитирует сердечные сокращения, которые врач наблюдает на виртуальном операционном поле).

Но решаются поставленные задачи использованием заранее подготовленных образцов ЭКС и потенциальных реакций на медикаменты и анимированными фрагментами на основе видеозаписей реальных рентгенограмм. Такое решение нельзя считать удовлетворительным, поскольку диапазон возможных состояний сердца пациента ограничен фиксированным набором заранее подготовленных данных (ЭКС и анима-

рованных фрагментов работы сердца). Кроме того достоверность визуализации сокращений сердца и соответствие записанных фрагментов ЭКС этим сокращениям может быть обеспечена только путем записи данных в условиях реальных операций, что крайне затруднительно и затратно.

Таким образом, можно сформулировать требования к системе моделирования и визуализации работы сердца:

- воспроизведение основных геометрических параметров модели сердца виртуального пациента;
- моделирование сокращений сердца в соответствии с зарегистрированным ЭКС;
- возможность работы в реальном масштабе времени;
- наличие критерия достоверности модели.

Решение данной задачи состоит в моделировании сокращений сердца с использованием динамической трехмерной модели.

Работа сердца рассматривается как сложный биомеханический процесс, в основе которого лежат две взаимосвязанные составляющие: электрическая и механическая. Обе эти составляющие на протяжении многих лет являются предметом изучения различных наук (биофизики, биомеханики, медицины, физиологии, математического моделирования, химии, кибернетики и др.). Однако модели, разработанные в рамках этих наук, зачастую воспроизводят определенные аспекты работы сердца достаточно подробно, но крайне сложны для реализации в комплексе и учитывают много факторов, которыми для решения поставленной задачи можно пренебречь. Сдерживающим фактором здесь является сложность реализации имеющихся моделей, вычислительные затраты, возможные погрешности моделирования. В то же время, если в решаемых задачах допускается определенный уровень погрешностей, то возможно использование упрощенных моделей, воспроизводящих основные зависимости и позволяющих осуществить следующие действия: ЭКС – обратная задача электрокардиографии – параметры модели электрической активности сердца (ЭАС) – параметры модели сократительной активности миокарда – визуализация.

Электрическая составляющая работы сердца обусловлена перемещением заряженных ионов через клеточную мембрану (изменением трансмембранных потенциалов). В свою очередь, механическая составляющая обусловлена сокращением мышечных волокон, сопровождающимся кальциевыми токами в клетках мышц миокарда [3]. Данные процессы составляют электрическую активность сердца (ЭАС) и фиксируются на ЭКС.

Большинство математических моделей, описывающих электрические и сократительные процессы, протекающие в клетках миокарда, построено в семидесятых – восьмидесятых годах

прошлого века, в том числе, и силами отечественных биофизиков [3, 4, 5]. Экспериментально установлены временные, силовые и электрические параметры сокращений мышечных волокон [6, 7].

В свою очередь, моделирование работы сердца как электрического генератора – источника ЭКС, т.е. эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) также является достаточно проработанной задачей. Предложен ряд соответствующих моделей, представляющих сердце в виде набора электрически активных элементов. Согласно многодипольной модели [8] сердце состоит из конечного числа диполей, фиксированных в определенных точках миокарда, что позволяет использовать данную модель для получения более детальной информации о состоянии сердца. При этом тело человека рассматривается как изотропная и однородная среда с усредненным удельным сопротивлением. Поверхность грудной клетки моделируется эллиптическим цилиндром.

Характеристиками многодипольного ЭЭГС являются значения дипольных моментов D_i модели сердца, вычисленные по потенциалам φ_j в точках стандартных отведений в течение одного кардиоцикла в ходе решения обратной задачи электрокардиографии:

$$\varphi_j(t) = \frac{\rho}{4\pi} \sum_{i=1}^I \frac{\cos \alpha_{ji}}{r_{ji}^2} D_i(t) \quad j = 1 \dots N, \quad (1)$$

где $\varphi_j(t)$ – суммарный поверхностный потенциал в точке измерения j [В];

ρ – среднее удельное сопротивление тела [Ом×м];

α_{ji} – угол между вектором дипольного момента D_i и прямой, соединяющей j -ю точку отведения с каждым диполем сердца;

r_{ji} – расстояние от диполей модели сердца до точек отведений [м];

$D_i(t)$ – дипольный момент i -го диполя модели сердца ($i = 1 \dots I$) [А×м];

I – количество диполей модели сердца;

N – количество отведений.

Использование многодипольной модели ЭЭГС позволяет работать с трехмерной моделью сердца сложной геометрической формы, построенной на основе опорных точек. При этом геометрическое место точек – элементарных генераторов, направления векторов дипольных моментов D_i напрямую влияют на результаты моделирования.

Таким образом, для решения задачи моделирования сокращений сердца на основе данных зарегистрированных ЭКС предлагается следующий обобщенный алгоритм, представленный на рис 1.

Определение электрических параметров заключается в определении численных характеристик элементарных электрически активных элементов ЭЭГС на основе заданного ЭКС и геометрических характеристик модели сердца.

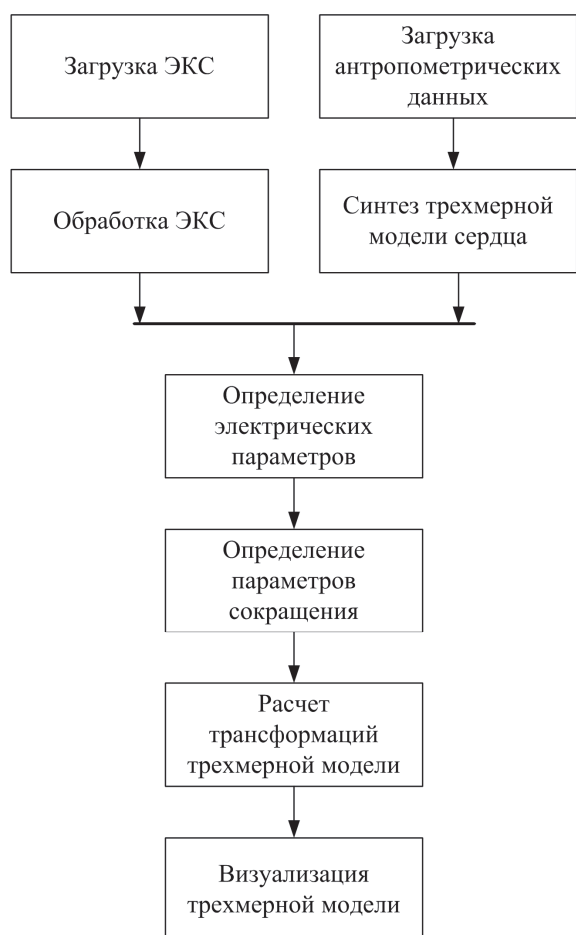


Рис. 1. Обобщенный алгоритм моделирования и визуализации сокращений сердца

Предполагает решение обратной задачи электрокардиографии с определенными допущениями. Такими как:

- отсутствие влияния внутренних электрических неоднородностей тела, упрощение и усреднение принятой геометрической модели тела,
- направления составляющих диполей определяются заранее и при решении обратной задачи считаются известными и совпадают с направ-

лением нормали к данной точке геометрической модели сердца.

Определение параметров сокращения состоит в определении механических характеристик сокращения для каждой точки поверхности модели сердца в данный момент времени с учетом известных электрических параметров. При этом зависимость в некоторых случаях может быть просто интерполирована на основе имеющихся экспериментальных данных, т.к. модели подробные модели сокращений имеют дело с отдельными мышечными волокнами [5], что ведет к значительным вычислительным затратам.

На этапе определения параметров трансформации определяется направление и величина смещения каждой опорной точки поверхностной модели сердца. В качестве направления предлагается использовать направление нормали, как показано на рис. 2. Величина смещения в каждой фазе сокращения зависит от рассчитанных механических параметров сокращения для каждой опорной точки.

Визуализация сокращений сердца производится средствами компьютерной графики с использованием трехмерной полигональной (каркасной) модели сердца.

Одним из необходимых требований к системам моделирования является возможность оценки погрешности моделирования. В данном случае в качестве меры количественной оценки погрешности моделирования ЭАС может использоваться погрешность аппроксимации измеренного потенциала в рамках решения прямой задачи электрокардиографии в соответствии с формулой 1 [9]. Для каждого синтезированного сигнала вычисляются относительные и среднеквадратические погрешности, которые характеризуют различие между зарегистрированными и рассчитанными потенциалами.

Предложенная архитектура системы моделирования и визуализации работы сердца приведена на рис. 3.

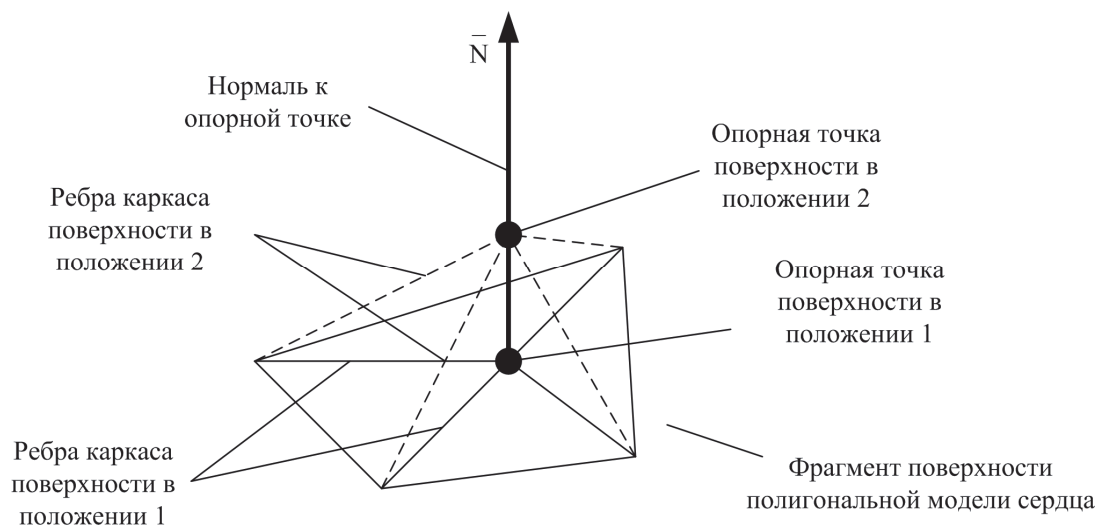


Рис. 2. Динамическое изменение положения опорной точки каркаса



Рис. 3. Архитектура системы

Основные элементы предложенной архитектуры (см. рис. 3):

- модуль программного интерфейса (API) позволяет внешней программе взаимодействовать с системой, активировать требуемые функции;
- подсистема обработки входных данных позволяет получать и обрабатывать исходные данные из внешних источников (файлов, БД и др.);
- подсистема моделирования выполняет основную функцию системы – моделирование ЭАС с использованием геометрических параметров модели сердца [6] и расчет на основе параметров ЭАС параметров механических сокращений;
- модуль расчета характеристик гемодинамики позволяет косвенно оценить кровоток на основе данных сократительной активности;
- модуль цветового кодирования необходим визуализации механических и электрических параметров на поверхности модели сердца.

Статья подготовлена при выполнении НИР № 1034 в рамках базовой части государственного задания в сфере научной деятельности по заданию № 2014/151 за 2014 год по теме: «Моделирование электрической активности сердца».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Комплекс «Виртуальный хирург» для симуляционного обучения хирургии / А.В. Колсанов, А.В. Иващенко, А.В. Кузьмин, А.С. Черепанов // Медицинская техника. 2013. №6. С. 7–10.
2. Architecture of Software development kit for Surgery training suites / A. Kolsanov, A. Nazaryan, A. Ivaschenko, A. Kuzmin // International Journal of Applied Engineering Research. 2014. Vol. 9. №24. P. 25645 - 25652.
3. Дещеревский В.И. Математические модели мышечного сокращения [под ред. акад. Г.М. Франка]. М.: Наука, 1977. 160 с.
4. Моделирование электрической активности сердца // Биофизика сложных систем и радиационных нарушений [под ред. акад. Г.М. Франка]. М.: Наука, 1977. С. 119-129.
5. Тупанс И.О. Математическое моделирование процессов возбуждения и сокращения в клетках сердца: дисс. ... канд. физ.-мат. наук: 03.00.02. Рига, 1984. 169 с.
6. Brutsaert D.L. Housmans P.R. Load clamp analysis of maximal force potential of mammalian cardiac muscle // The Journal of Physiology. 1977. Vol. 271. Issue 3. P. 587-603.
7. The Effects of Shortening on Myoplasmic Calcium

- Concentration and on the Action Potential in Mammalian Ventricular Muscle / *M.J. Lab, D.G. Allen, C.H. Orchard* // Circulation Research. 1984. Vol. 55, №6. P.825-829.
8. *Титомир Л.И., Кнеппо П.* Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. М.: Наука. Физматлит, 1999. 447 с.
9. Анализ электрической активности сердца с использованием геометрических параметров / *Н.Ю. Митрохина, А.В. Кузьмин, Е.В. Петрунина* // Медицинская техника. 2013. №6. С. 38–41.

SIMULATION AND VISUALIZATION OF HEART WORK IN COMPUTER APPLICATIONS

© 2015 A.V. Kuzmin

Penza State University

One of up-to-date directions of interactive computer systems development is simulation and visualization of dynamic objects, particularly of human organs. These applications are diagnostic systems, simulation training, monitoring etc. One of important tasks of these systems development is simulation and visualization of heart work. There is no universal software that realizes these functions nowadays. The author scrutinizes the tasks of simulation and visualization of heart work in computer applications, defines the requirements. The generalized algorithm of resolving these tasks is proposed. It consists of steps of heart electrical activity (HEA) determination on the base of registered electrocardiosignal (ECS), myocardium contractions mechanical parameters determination, transformation of 3D model of the heart computation and visualization. The architecture of the system of simulation and visualization of heart work for computer applications is designed in the article.

Keywords: heart; inverse problem of electrocardiography; electrical activity of the heart; 3D model, visualization.