



Литература

1. Колсанов А.В., Юнусов Р.Р., Яремин Б.И., Чаплыгин С.С., Воронин А.С., Грачев Б.Д., Дубинин А.А., Назарян А.К. Разработка и внедрение современных медицинских технологий в систему медицинского образования // Врач-аспирант, 2012. – № 2.4 (51). – с. 584 – 588
2. Филимонов В.С., Талибов О.Б., Вёрткин А.Л. Эффективность симуляционной технологии обучения врачей по ведению пациентов в критических ситуациях // Врач скорой помощи, 2010. – № 6. – с. 9 – 19
3. Yiasemidou M., Glassman D., Vasas P., Badiani S., Patel B. Faster simulated laparoscopic cholecystectomy with haptic feedback technology. Open Access Surgery, Vol. 4, 2011. – pp. 39 – 44
4. Zhou M., Tse S., Derevianko A., Jones D.B., Schwaitzberg S.D., Cao C.G.L. Effect of haptic feedback in laparoscopic surgery skill acquisition. Surgical Endoscopy, Vol. 26, Issue 4, 2012. – pp. 1128 – 1134
5. Горшков М.Д., Федоров А.В. Классификация по уровням реалистичности оборудования для обучения эндохирургии // Виртуальные технологии в медицине, 2012. – № 1(7). – с. 35 – 39

А.В. Кузьмин, Н.Ю. Митрохина

ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ МНОГОДИПОЛЬНОЙ МОДЕЛИ СЕРДЦА

(Пензенский государственный университет)

В данной работе проводится исследование алгоритмов определения параметров многодипольной модели сердца при моделировании электрической активности сердца (ЭАС). В качестве электрической модели сердца авторами многодипольная модель.

В целом, моделирование ЭАС заключается в решении обратной задачи электрокардиографии [1] с ограничениями, то есть в определении электрических характеристик модели.

Способ определения ЭАС предложен авторами в работе [2], он предполагает, что модель сердца состоит из определенного числа диполей, закрепленных на поверхности миокарда в определенных точках. Это теоретически позволяет получать детальную информацию о функционировании каждого участка поверхности сердца. Ограничением здесь выступает только размер вектор входных данных (электрических параметров, зафиксированных на поверхности тела), а также математический аппарат, позволяющий корректно и эффективно решать плохо обусловленные задачи решения больших систем уравнений, имеющих высокий уровень линейной зависимости. Тело человека в такой модели ЭАС предполагается однородным и изотропным, обладающим неким удельным сопротивлением. Характеристики многодипольной модели ЭАС - это



значения дипольных моментов D_i , вычисленные по потенциалам φ_j , зарегистрированным в точках стандартных отведений:

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

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.

Авторами рассматриваются два алгоритма поиска характеристик многодипольной модели сердца D1-12. Оба алгоритма включают в себя математический аппарат решения системы уравнений и различия их состоят только в используемом критерии, согласно которому среди множества решений определяются итоговое решение.

Первый алгоритм в качестве такого критерия использует минимум суммы квадратичных отклонений между измеренными и рассчитанными потенциалами, то есть минимизируется среднеквадратичная невязка следующего вида:

$$F = \sum_{j=1}^N (\tilde{\varphi}_j(t) - \varphi_{j(D1-12)}(t))^2 = F_{\min} \quad (2)$$

где $\tilde{\varphi}_j(t)$ – измеренный потенциал в точке j отведения,

$\varphi_{j(D1-12)}(t)$ – потенциал в точке j отведения, рассчитанный с использованием многодипольной модели ЭЭГС, состоящей из 12 диполей.

Во втором алгоритме используется критерий следующего вида:

$$\varphi_{j(D1-12)}(t) - \tilde{\varphi}_j(t) = 0, \quad j = 1 \dots 12, \quad (3)$$

В качестве метода решения системы уравнений в обоих случаях использовался один и тот же метод – это метод Левенберга-Марквардта, разница состояла лишь в особенностях подачи уравнений в функцию – вычислитель. Стоит оговориться, что критерий подобный (3) уже предлагался при решении обратной задачи электрокардиографии, однако тогда для решения уравнений использовался другой метод – метод Гаусса – Ньютона, а в качестве электрической модели использовался точечный диполь [6].

Результаты вычислений параметров ЭАС с использованием первого алгоритма приведены на Рисунке 1. Результаты вычислений параметров ЭАС с использованием второго алгоритма 1 приведены на Рисунке 2.

По результатам вычислительных экспериментов можно сделать вывод, что погрешность восстановления ЭКГ сигналов в отведениях V_1 - V_6 меньше при использовании второго алгоритма, однако суммарный дипольный момент при найденных дипольных моментах второго алгоритма не соответствует



суммарному дипольному моменту точечного диполя, который был выбран в качестве эталонного, то есть дипольные моменты с меньшей общей погрешностью, но не отражают физиологических процессов, происходящих в сердце.

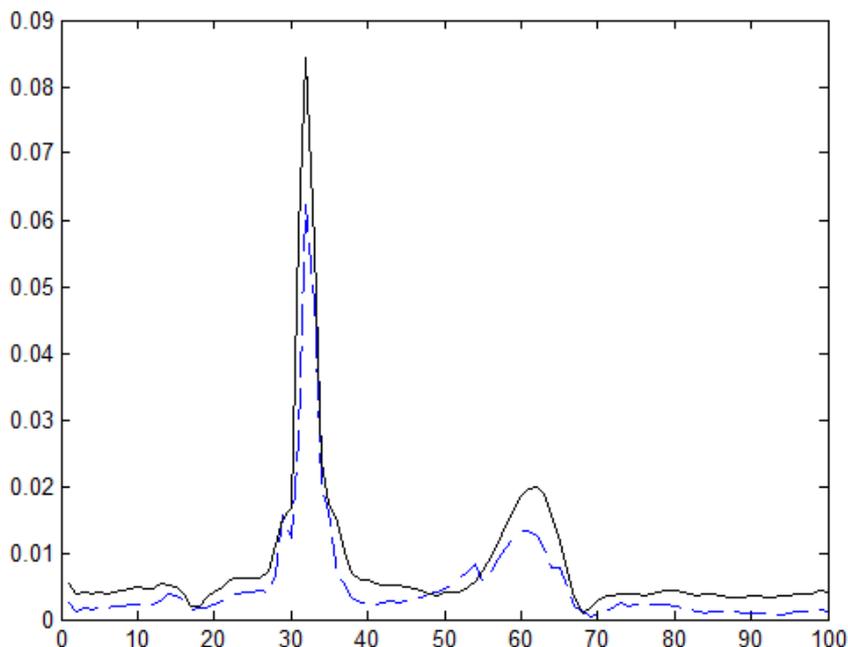


Рис. 1. Суммарный дипольный момент (критерий 1)

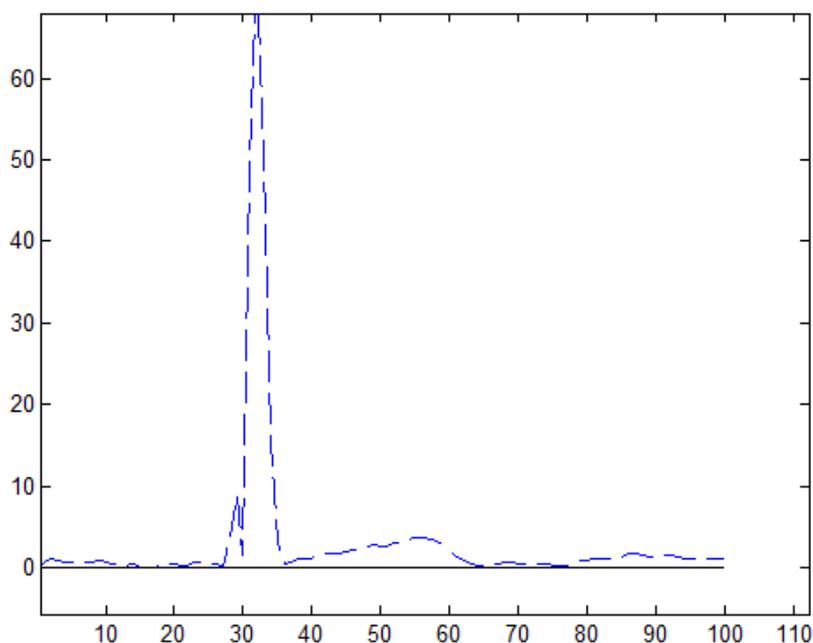


Рис. 2. Суммарный дипольный момент (критерий 2)

Напротив, при использовании первого алгоритма полученные значения дипольных моментов, с использованием которых синтезируются ЭКС, имеют большую погрешность по сравнению с результатами второго алгоритма. Но при



этом более точно были получены кривые суммарного дипольного момента. Несмотря на большую погрешность синтеза ЭКС при использовании первого алгоритма, можно сказать, что полученные дипольные моменты в большей степени отражают происходящие в сердце электрические процессы.

Тем не менее, вопрос поиска оптимального математического аппарата для решения обратной задачи электрокардиографии в предложенной авторами постановке остается открытым.

Литература

1. Бодин О.Н., Митрохина Н.Ю. Регуляризация решения обратной задачи электрокардиографии в компьютерной диагностической системе «Кардиовид». Мехатроника, Автоматизация, Управление. – 2008. – №11. – С. 37-41

2. Бодин О. Н., Гладкова Е. А., Кузьмин А. В., Митрохина Н.Ю., Мулюкина Л. А. Пат. 2360597 Российская Федерация. Способ определения электрической активности сердца. Официальный бюллетень «Изобретения. Полезные модели». – 2009. – № 19

Е.С. Лукьянова

МЕДИЦИНСКАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ WEB-СИСТЕМА ДЛЯ ПОДДЕРЖКИ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ВРАЧЕЙ-ЛИМФОЛОГОВ

(Самарский государственный аэрокосмический университет им. академика
С.П. Королёва (национальный исследовательский университет))

В настоящее время основная тенденция в области здравоохранения – это широкое применение современных информационных технологий и создание медицинских информационных систем, помогающих в обследовании пациентов и позволяющих осуществлять обмен информацией о пациенте на основе персональной электронной медицинской карты. Электронная медицинская карта предоставляет удобные механизмы ввода и просмотра данных, повышающие скорость работы и наглядность представления информации.

Web-системы дают ряд преимуществ по сравнению с обычными настольными приложениями:

- не требуется установка специального программного обеспечения, что исключает затраты на ИТ-специалистов;
- медицинская информационная система готова к работе на любых компьютерах под управлением любой операционной системой, главное – наличие предустановленного web-браузера;
- web-система менее требовательна к ресурсам компьютера при условии, что все сложные вычисления происходят на стороне сервера,

поэтому автором было принято решение о реализации системы в виде web-приложения и использовании технологии ASP.NET MVC и языка программирования C#, а в качестве СУБД - Microsoft SQL Server 2008.