

Т.Г. МАЩЕНКО, канд. техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»
М.О. БОРИСЕНКО, студентка НТУ «ХПИ»

ПРЕИМУЩЕСТВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЭЛЕКТРОДИНАМИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ МИОКАРДА ПРИ АНАЛИЗЕ НИЗКОАМПЛИТУДНЫХ ФЛУКТУАЦИЙ

У статті розглянуто переваги використання електродинамічної моделі міокарду при аналізі низькоамплітудних коливань. По відхилення від норми при аналізі низькоамплітудних коливань ЕКГ - сигналу можна провести діагностику роботи серця і поставити відповідний діагноз.

The advantages of the use of electrodynamic model of myocardium are considered at the analysis of low-amplitude oscillations in the article. For deviation from a norm at the analysis of low-amplitude oscillations EKG – the signal it is possible to conduct of diagnostics of work of heart and put the proper diagnosis.

Постановка проблемы. Вследствие тенденции возрастания числа больных ишемической болезнью сердца во всем мире возникает необходимость догоспитального своевременного и достоверного выявления наличия этого заболевания. Особенно актуальна эта проблема у детей. Для детализации диагноза и улучшения прогностических оценок в последнее время широко используется метод дисперсионного картирования, основанный на контроле низкоамплитудных изменений электрокардиосигнала. Кроме того, интерпретация результатов контроля должна быть доступной врачу-терапевту, а сама процедура контроля – оперативной.

Цель статьи – оценка перспектив использования электродинамической модели биогенератора сердца (БГС) для повышения чувствительности и специфичности метода дисперсионного картирования. Использование этой модели при исследовании работы сердца позволяет выявлять какие-либо патологии еще на ранних стадиях развития. По отклонения от нормы при анализе низкоамплитудных колебаний ЭКГ-сигнала можно провести диагностику работы сердца и поставить соответствующий диагноз. Средняя амплитуда этих колебаний столь незначительна, что они традиционно интерпретируются как малозначимые шумовые помехи. Однако именно малые флуктуации часто несут важную диагностическую информацию, предшествующую развитию патологии и не проявляющуюся в традиционных отклонениях ЭКГ-сигнала.

В работах [1,2] показано, что анализ случайных малых колебаний проводится по модели биогенератора сердца. Модель основана на расчете электрического поля двойного слоя кардиомиоцитов [2]. При анализе низкоамплитудных флуктуаций около 60% используемых врачами диагностических при-

знаков можно получить на основе косвенных параметров, рассчитываемых по модели электрических процессов, происходящих в миокарде.

Эта модель не требует какой-либо дополнительной феноменологии при интерпретации ЭКГ-сигналов. Все ее предсказания основаны лишь на точном учете электродинамических эффектов, возникающих на мембранах огромного числа сократительных кардиомиоцитов. И, что наиболее важно, эта модель предоставляет формулы для расчета поверхностных потенциалов, необходимые для определения косвенных, т.е. непосредственно не измеряемых параметров с необходимой точностью [1].

Для описания модели воспользуемся методами классической электродинамики, дающей описание электро- магнитного излучения (ЭМИ) на языке амплитудных и фазовых изменений векторов напряженности электрического и магнитного полей [3]. Уравнение Максвелла достаточно хорошо интегрируется в случае анализа осциллирующих зарядов, связанных с простыми про-

странственными структурами излучателей. Напряженность \vec{E} электрического поля заряда, движущегося произвольным образом в вакууме, в любой момент времени t может быть определена выражением

$$\vec{E} = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \left[\frac{\vec{e}_r}{r^2} + \frac{r}{c} \cdot \frac{d}{dt} \left(\frac{\vec{e}_r}{r^2} \right) + \frac{1}{c^2} \cdot \frac{d^2}{dt^2} \vec{e}_r \right], \quad (1)$$

где ϵ_0 – диэлектрическая постоянная; q – величина электрического заряда; r – расстояние до заряда в момент времени $t - \frac{r}{c}$; c – скорость света; \vec{e}_r – единичный вектор, направленный от точки измерения величины к точке, в которой заряд находился в момент $t - \frac{r}{c}$.

Магнитное поле \vec{B} движущегося заряда определяется выражением

$$\vec{B} = \frac{e \cdot \vec{E}}{c} \quad (2)$$

Если в некоторый момент времени t_0 возникает изменение скорости движения заряда, т.е. появляется ускорение, то возникают соответствующие изменения электрического и магнитного полей, которые распространяются в виде сферической волны со скоростью света и в так называемой дальней зоне излучения определяются преимущественно третьим членом формулы (1). Воспользовавшись формулой (1) для расчета электрического поля миоцита в дальней зоне излучения, которая для отдельного миоцита соответствует расстоянием более 5...10мм, получим следующее выражение:

$$\vec{E}_3(\vec{r}) \approx \frac{A}{r^2} \cdot \frac{dp}{dt} \cdot \vec{e}_m \cdot \sin 2\alpha, \quad (3)$$

где A – постоянная, определяемая свойствами мембраны клетки; \vec{r} – радиус-вектор точки измерения напряженности; dp/dt – средняя производная по времени; α – угол между осью клетки и радиусом-вектором \vec{r} ; \vec{e}_m – единичный вектор, касательный сферической поверхности радиусом r .

Карта поверхностных потенциалов в любой момент времени определяется суммированием сигналов по всем кардиомиоцитам, излучающим в этот момент электромагнитные волны. Модель электромагнитного индуцирования поверхностных потенциалов не только позволяет эффективно анализировать флуктуации ЭКГ, но и разрешает без каких-либо феноменологических добавок практически все современные проблемные задачи клинической интерпретации ЭКГ-сигналов

Электродинамическая модель позволяет разделять регистрируемую ЭКГ на сигналы от отдельных камер сердца. Поэтому дисперсионные отклонения рассчитываются по группам, включающих как вид камеры сердца, так и вид процесса (деполяризация—реполяризация). Типовая схема такого разбиения включает следующие группы: $G1$ — деполяризация правого предсердия (ПП), $G2$ — деполяризация левого предсердия (ЛП), $G3$ — деполяризация правого желудочка (ПЖ), $G4$ — деполяризация левого желудочка (ЛЖ), $G5$ — реполяризация правого желудочка (ПЖ), $G6$ — реполяризация левого желудочка (ЛЖ).

Дисперсионные характеристики, соответствующие отдельной группе отклонений, имеют вид функций времени, характеризующих усредненные амплитудные вариации на определенных участках выбранного кардиоинтервала. В результате по каждой из групп анализа можно сформировать границы нормы для дисперсионных линий. Пример дисперсионных линий в группах $G3$ и $G4$ изображен на рис. 1

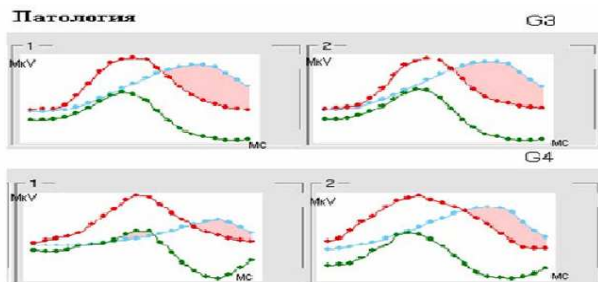


Рис. 1. Дисперсионные функции (1, 2) в группах показателей $G3, G4$ при патологии (горизонтальная ось соответствует 20-ти моментам времени QRS -комплекса. Области выхода за границы нормальных диапазонов выделены заливкой).

Дисперсионные линии имеют высокую чувствительность к изменениям состояния миокарда, поэтому практически не бывает двух пациентов с абсолютно одинаковыми дисперсионными характеристиками. Если имеются значимые патологические изменения, то соответствующие дисперсионные линии выходят за верхние или нижние границы нормы (см. рис. 1). Чем больше площадь этих областей, тем больше отклонение от нормы. Анализируя различные параметры этих отклонений, можно построить высокочувствительную классификацию дисперсионных отклонений. В первом приближении выраженность отклонений можно оценивать только величиной этой площади, т. е. грубым относительным интегральным индикатором. Такой индикатор будет изменяться в относительном диапазоне от 0 % до 100 %. Значение 0 % соответствует полному отсутствию каких-либо значимых отклонений, т. е. положению всех дисперсионных линий внутри границ нормы. Показатель «Миокард» равный 100%, соответствует патологическим отклонениям во всех группах дисперсионных характеристик.

Итогом анализа является карта отклонений дисперсионных низкоамплитудных характеристик от нормы, содержащая амплитуды этих отклонений и параметры их предположительной локализации. Для создания у врача целостной и легко воспринимаемой картины изменений миокарда полученная дисперсионная карта проецируется на квазиэпикард трехмерной компьютерной модели сердца, отображающей переднюю и заднюю поверхности сердца. Выраженность и предположительная локализация изменений определяются по изменению цвета квазиэпикарда, который в норме имеет ровный зеленый цвет. При различных отклонениях от нормы цвет в области изменений меняется до желтого или красного. В итоге врач получает возможность непосредственно наблюдать «портрет сердца» на поверхности трехмерной компьютерной модели сердца, которая реконструирована по низкоамплитудным колебаниям ЭКГ покоя [1]. Пример изменения портретов в последовательных обследованиях представлен на рис. 2.



Рис. 2. Дисперсионная карта здорового (*А*) и больного ишемической болезнью (*Б*)

Непосредственное изменение топологии дисперсионных изменений на поверхности квазиэпикарда позволяет быстро и надежно наблюдать самые ранние изменения в состоянии сердца, которые в стандартных ЭКГ – признаках не проявляются. Описанная последовательность алгоритмических операций получила название «метод дисперсионного картирования». Метод дисперсионного картирования позволяет резко повысить чувствительность и специфичность ЭКГ-метода в отношении ряда клинически важных патологий, в частности в отношении ишемии миокарда.

Выводы. Электродинамическая модель была использована в данной технологии для точного вычисления ряда косвенных параметров, необходимых для реализации полноразмерного анализа низкоамплитудных флуктуаций ЭКГ [4].

Сегодня можно с уверенностью сказать, что клинические перспективы у электродинамической модели есть. Задача надлежащего и оперативного прогноза состояния сердца, а также тесно связанная с ней задача выявления патологии на ранних стадиях, все более становятся массовой повседневной клинической необходимостью. Известные к настоящему времени приборы ЭКГ-диагностики на задачи прогноза не ориентированы. Для прогнозируемых технологий ЭКГ-метода электродинамическая модель является идеальным инструментом, так как она позволяет анализировать флуктуационные сигналы, являющиеся высокочувствительными предикторами ранних стадий патологии.

Список литературы: 1. *Титомир Л.И., Рутткэй-Недецкий И., Бахарова Л.* Комплексный анализ электрокардиограммы в ортогональных отведениях, М.: Наука, 2001. 2. *Чазова Е.И.* Методы исследования сердечно-сосудистой системы.. М.: Медицина, 1982. 3. *Нельсона К.В., Гезеловица Д.В.* Теоретические основы электрокардиологии.. Пер. с англ. М.: Медицина, 1979. 4. *Рябыкина Г.В., Сула Ф.С.* Использование прибора КардиоВизор-Обс для скрининговых обследований.// Пособие для врачей. Москва. 2004.

Статья представлена д.т.н. проф. НТУ «ХПИ» Рогачевым А.И.

Поступила в редакцию 29.03.10