

Особенности построения многоэлектродной системы электрокардиологического скрининга

Аннотация

Рассмотрены вопросы построения скрининговой неинвазивной системы электрокардиодиагностики, ориентированной на визуализацию карт электрического потенциала на поверхности эпикарда. Предложена функциональная схема модуля регистрации множественных отведений электрокардиосигналов, в котором существенным узлом является надеваемый на обследуемого жилет нескольких типоразмеров с предустановленными электродами. Представлены результаты экспериментальной проверки работы модуля регистрации. Рассмотрены вопросы компьютерной обработки электрокардиосигналов, позволившие получить 2D-карты электрического потенциала на сферическом квазиэпикарде, причем 2D-карты изменяются синхронно с изменением положения временного маркера на знакомой кардиологу электрокардиограмме.

Введение

Острой проблемой для современного здравоохранения являются сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ), которые, по данным Всемирной организации здравоохранения, прочно занимают первое место в мире по смертности населения от болезни. Основными путями снижения смертности от ССЗ являются профилактика и своевременная диагностика. При этом на первое место выступает профилактическое обследование (скрининг) населения. Актуальность электрокардиологического скрининга возрастает в условиях борьбы с эпидемией COVID-19 и ее последствиями в виде различных коморбидных осложнений. Поэтому важной социальной задачей является повышение достоверности и оперативности диагностики заболеваний сердца при электрокардиологическом скрининге.

В целом методы классической ЭКГ имеют очень важное значение для диагностики [1]. Однако эти методы дают неполное представление о пространственно-временной динамике процессов возбуждения и реполяризации сердечной мышцы, которая важна для локализации областей с нарушениями этой динамики. Также невысока чувствительность данных методов для диагностики ишемической болезни сердца (порядка 65...70 % даже для нагрузочных тестов) [2], [3]. Известны важные методы электрокардиографии высокого разрешения [4], дисперсионного картирования [5] и метод картирования потенциалов на поверхности торса [6]. Однако мешающим фактором в определении локализации и оценке размеров патологических областей миокарда является эффект ослабления гармоник в спектре пространственного распределения электрического потенциала при переходе от области миокарда к поверхности торса [7]. Сказанное подтверждается сравнением карты потенциала на поверхности торса (КППТ) и карты потенциала на поверхности эпикарда (КППЭ) на *рис. 1* для одного и того же случая; карты были получены в рамках математического моделирования.

Важные методы картирования потенциала на поверхности сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии [8]-[10] предназначены для предоперационного обследования в кардиоцентрах. Они не ориентированы на проведение скрининговых обследований в связи с существенной аппаратной и организационной затратностью, а также с увеличенным временем обследования, что связано с использованием методов рентгеновской, томографической или МРТ-реконструкции поверхностей торса и эпикарда и применением систем съема многоканальных электрокардиосигналов с количеством электродов до 224.

Таким образом, с одной стороны, методы классической ЭКГ удобны для скрининговых обследований, но недостаточно информативны для пространственного представления электрической активности сердца (ЭАС). С другой стороны, существующие методы картирования ЭАС на поверхности сердца, на основе решения обратной задачи электрокардиографии, достаточно сложны для целей электрокардиологического скрининга и требуют существенных аппаратных и временных ресурсов, не позволяющих проводить скрининговые обследования для профилактики ССЗ, связанных с наличием зон миокарда с нарушениями возбуждения, что типично для ишемических и аритмогенных проявлений.

Целью нашей работы является построение многоэлектродной системы электрокардиологического скрининга, ориентированной на визуализацию карт электрического потенциала на поверхности эпикарда, для повышения достоверности скрининговых систем электрокардиодиагностики [11].

Материалы и методы

Авторами разработаны способ и система регистрации множественных отведений электрокардиосигналов (ЭКС) [12]. Система регистрации множественных отведений ЭКС содержит последовательно соединенные модуль регистрации множественных отведений ЭКС, включающий в себя узел электродов и блок передачи данных, модуль сбора, обработки и хранения данных.

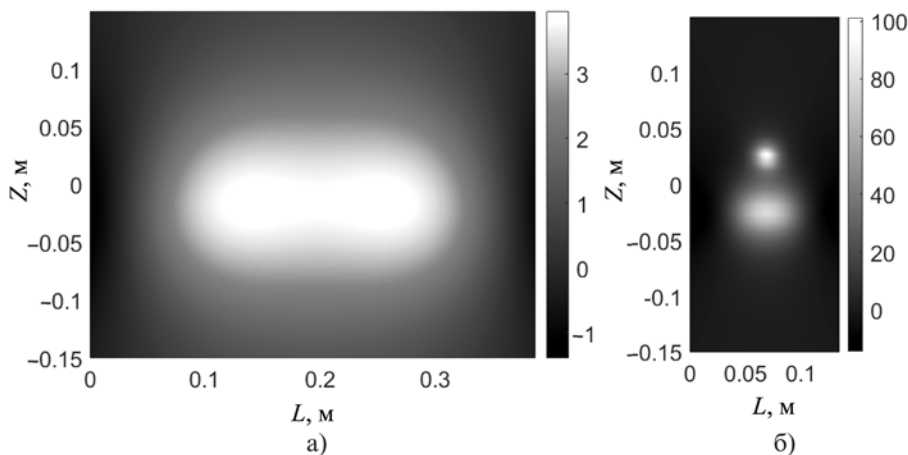


Рис. 1. КППТ и КППЭ для одного и того же случая: а) КППТ, координата L изменяется по периметру модели торса; б) КППЭ, координата L изменяется по периметру квазиэпикарда

При регистрации ЭКС униполярные электроды в количестве 50...100 штук размещаются равномерно на передней, задней и боковых поверхностях торса. Существенным затруднением при проведении скрининга являются временные задержки при установке электродов, связанные с количеством электродов и необходимостью их установки в нужных точках поверхности торса (координаты электродов используются при реконструкции КППЭ). Для преодоления данного затруднения нами предложен узел регистрации ЭКС [12], который содержит надеваемый на обследуемого жилет с предустановленными электродами, соединительными проводами отведений и разъемами (рис. 2).

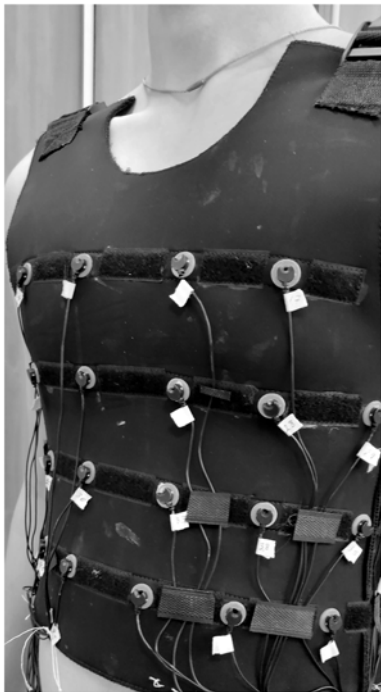


Рис. 2. Жилет с предустановленными электродами

Использование жилета существенно сокращает время установки электродов. Различие в размерах торса обследуемого учитывается эластичностью материала жилета, а также использованием жилетов нескольких типоразмеров. При этом размер Small предлагается при длине периметра торса в поперечном сечении $L = 70...90$ см, размер Medium – при $L = 90...110$ см, размер Large – при $L = 110...130$ см [4].

Для регистрации электрокардиосигналов множественных отведений (в нашем случае число множественных отведений равно 64) авторами предложена схема модуля регистрации множественных отведений ЭКС, представленная на рис. 3. Здесь представлены «укрупненные» блоки модуля регистрации множественных отведений ЭКС. Первый блок содержит жилет с электродами, расположенными равномерно в определенных местах на торсе человека [12]. Второй блок – восьмиканальные аналого-цифровые преобразователи (ADC), соединенные с соответствующими электродами. Третий блок – проводной

интерфейс, обеспечивающий связь между ADC и микроконтроллером (MCU). Четвертый блок – микроконтроллер, отвечающий за регистрацию и дискретизацию ЭКС множественных отведений с требуемой частотой и сохранение результатов в энергонезависимой памяти. Пятый блок – проводной интерфейс, обеспечивающий связь между микроконтроллером и энергонезависимой памятью. Шестой блок – энергонезависимая память (SD Card). Принята частота дискретизации каждого ЭКС, равная 1 кГц. На выходе ADC формируется 24-разрядный (3 байта) двоичный код, значение которого соответствует уровню отсчета зарегистрированного ЭКС в момент регистрации.

Компьютерная обработка зарегистрированных ЭКС множественных отведений включает в себя следующие этапы: 1) предварительная обработка ЭКС, включающая в себя коррекцию дрейфа изолинии, фильтрацию помех в области верхних и нижних частот; 2) создание сеток граничных элементов на поверхности торса и эпикарда, причем для каждой поверхности площади элементов поверхностей должны быть близки; 3) интерполяция измеренных потенциалов электродов на мелкую сетку на поверхности торса; 4) реконструкция распределения потенциалов на мелкой сетке элементов поверхности эпикарда; 5) визуализация 2D- или 3D-карты потенциалов на поверхности эпикарда (КППЭ). Существенно, что этапы 3...5 повторяются для моментов времени, соответствующих выбранным сегментам кардиоцикла (P-зубец, QRS-комплекс, ST-T-сегмент, T-зубец).

В соответствии с теоремой Грина [7] и с учетом условия электрической изоляции торса (отсутствие вытекающих токов) для точек наблюдения, находящихся на поверхности эпикарда или торса, получена система линейных алгебраических уравнений (СЛАУ), связывающих потенциалы на поверхности эпикарда и их производные по направлению нормали к этой поверхности с известными потенциалами на поверхности торса для текущего момента времени. СЛАУ содержит матрицы H^{hh} , H^{hb} , H^{bh} , H^{bb} , G^{hh} и G^{hb} , которые определяются геометрией поверхностей торса и эпикарда. Опционально выбираемыми вариантами таких поверхностей являются модели поверхности торса в виде эллиптического цилиндра. Используются реалистическая триангуляционная модель поверхности эпикарда, а для удобства при 2D-визуализации плоской развертки поверхности сердца – сферическая модель квазиэпикарда (сфера, описанная вокруг поверхности эпикарда).

В ходе реконструкции КППЭ для каждого момента времени из выбранного интервала кардиоцикла СЛАУ решается итерационным путем на основе метода Зейделя, причем итерации начинаются с обращения лучше обусловленных матриц. Для k -й итерации

$$\begin{aligned} \phi_k^h &= (H^{hh})^{-1} (G^{hh} g_{k-1}^h - H^{bh} \phi_k^b); \\ g_k^h &= (G^{hb})^{-1} (H^{hb} \phi_k^h + H^{bb} \phi_k^b), \end{aligned} \quad (1)$$

причем для первой итерации $\phi_1^h = -(H^{hh})^{-1} (H^{bh} \phi^b)$. Перед проведением итерационной процедуры (1) проводится регуляризация обращения плохо обусловленной матрицы G^{hb} в рамках метода усеченного сингулярного разложения (TSVD) [13]. При



Рис. 3. Схема модуля регистрации множественных отведений ЭКС

этом используется сингулярное разложение этой матрицы $G^{hb} = URVT$, где U, V – ортогональные матрицы размером $N_b \times N_b$ и $N_h \times N_h$ соответственно; $R = \text{diag}(\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_M)$ – прямоугольная диагональная матрица размером $N_b \times N_h$, содержащая на диагонали сингулярные числа $\rho = (\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_M)$, $M = \min(N_h, N_b)$; $\rho_1 \geq \rho_2 \geq \dots \geq \rho_M \geq 0$. Поскольку неустойчивости при обращении матриц связаны со вкладом малых сингулярных чисел, предложено ввести фильтр малых сингулярных чисел с коэффициентом передачи

$$K(\rho) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\rho_{cb}}{\rho}\right)^2 \frac{1 - K_{rp}}{K_{rp}}}$$

где ρ_{cb} – первое отсчитываемое с начала вектора ρ сингулярное число, для которого выполняется условие $(\rho_1 / \rho_i) > C_b$ (C_b – параметр, задающий диапазон учитываемых сингулярных чисел) [14]; $K_{rp}(\rho_{cb}) = 1 / 2^{1/2}$. При этом общепринятый коэффициент регуляризации $\alpha = \rho_{cb}^2(1 - K_{rp}) / K_{rp}$. Тогда регуляризованная псевдообратная матрица

$$(\tilde{G}^{hb})^{-1} = V\tilde{R}^+U^T,$$

где

$$\tilde{R}^+ = \text{diag}[K(\rho_1)\rho_1^{-1}, K(\rho_2)\rho_2^{-1}, \dots, K(\rho_M)\rho_M^{-1}].$$

Удобным способом визуализации является 2D-картирование электрического потенциала на плоской развертке поверхности сферического квазиэпикарда, описанного вокруг поверхности сердца [15], [16]. Соответствие отделов сердца и областей на плоской развертке поверхности квазиэпикарда показано на рис. 4.

При реконструкции потенциала на поверхности квазиэпикарда использовалась сетка с таким разбиением угла места и азимута, при котором реализуются равные по площади элементы поверхности сферы. Это обеспечивает равномерную дискретизацию и наилучшую обусловленность матриц СЛАУ при реконструкции карты потенциала [13]. В то же время для целей визуализации нас интересует, чтобы при равенстве длин дуг между точками поверхности сферы выполнялось равенство расстояний между точками на плоской развертке. Это позволяет оценивать размеры областей электрической активности непосредственно по 2D-карте. На рис. 5 показано расположение точек предлагаемой сетки на поверхности плоской развертки квазиэпикарда совместно с опорными меридианами. Центральный меридиан проходит через центры левого предсердия и левого желудочка.

Результаты

Проверка быстродействия для модуля регистрации множественных отведений ЭКС

Размер ответа от одного канала ADC занимает 3 байта; из этого следует, что размер ответа от всей канальной группы (64 канала) занимает 192 байта. SPI не использует начальные или стоп-биты, поэтому нет «потерянного» времени сигнала. При эффективной рабочей частоте шины SPI 8 МГц получаем

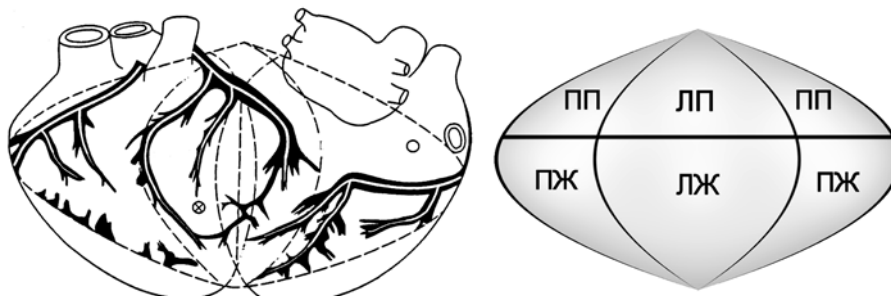


Рис. 4. Плоская развертка поверхности квазиэпикарда [8]; ПП и ЛП – правое и левое предсердия; ПЖ и ЛЖ – правый и левый желудочки

битрейт 8 Мбит/с, при этом опрос канальной группы займет

$$t_{cardiogrup} = t_{bit} \cdot N_b \cdot N_{channel}$$

где $t_{bit} = 0,125$ мкс – время отправки одного бита; $N_b = 24$ – количество бит в ответе на запрос чтения одного отсчета канального ЭКС; $N_{channel} = 64$ – количество каналов. В итоге получаем $t_{cardiogrup} = 192$ мкс. На рис. 6 представлена временная диаграмма для одного цикла опроса.

Полученные значения потенциалов электродов необходимо постоянно переносить из внутренней памяти микроконтроллера (192 кБ) на внешнюю энергонезависимую память. Для записи результатов на SD Card без потерь необходимое время записи не должно превышать

$$t_{write_max} = (1 / f_{sample}) - t_{cardiogrup}, \quad (2)$$

где f_{sample} – частота дискретизации. На основании выражения (2) получим $t_{write_max} = 808$ мкс – предельное время, за которое информация должна быть записана на SD Card.

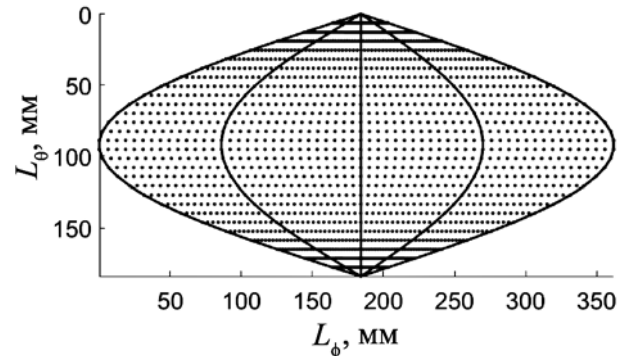


Рис. 5. Точки сетки на плоской развертке поверхности эпикарда

Запись на SD Card осуществляется пакетами данных размером 512 байт (512 – рекомендованная длина пакета для записи на SD Card, при которой достигается максимальная скорость записи), что занимает для пакета около 700 мкс (см. рис. 6).

Нами был реализован макет устройства регистрации множественных отведений ЭКС и предложен алгоритм работы микропроцессора, основанный на приведенных расчетах и временных диаграммах. На рис. 7 представлена временная диаграмма записи на SD Card отсчетов электрокардиосигналов 64 отведений. Так как длина пакета записи превышает длину канальной группы (192 байта), оставшиеся 320 байт в пакете заполняются нулями. Результаты работы представлены на экране монитора логического анализатора, подключенного к устройству в режиме тестового сигнала. Здесь:

- Channel 1 – канал, подключенный к порту микроконтроллера, состояние которого меняется при начале записи на SD Card: Low – записи нет, High – запись активна;
- Channel 2 – канал, подключенный к линии данных SPI_MOSI, по которой микроконтроллер отправляет запросы на чтение потенциалов электродов;
- Channel 3 – канал, подключенный к линии SPI_MISO, по которой ADC отправляет ответы на запрос чтения потенциалов электродов;

- Channel 4 – канал, подключенный к шине тактирования SPI_CLK;
- Channel 5 – канал, подключенный к SPI Chip Select – выбор ADC.

Рис. 7 визуально подтверждает приемлемую реализацию предложенных скоростных временных параметров процесса опроса 64 каналов ЭКС при частоте дискретизации 1 кГц и записи отсчетов ЭКС на SD Card.

Визуализация электрической активности сердца

Результат визуализации электрической активности сердца, проведенной при обработке реальных ЭКС по описанной выше методике, представлен на рис. 8. Здесь представлен режим,

когда шкала псевдоцветов определяется динамически по максимальному и минимальному значениям потенциала для 2D-карты с текущим моментом времени. При этом удобно наблюдать границы областей с различной электрической активностью.

Регистрировались и обрабатывались ЭКС с униполярных электродов, равномерно расположенных на торсе (грудь и спина). На рис. 8 в верхней части показана для наглядности знаковая кардиограмма электрокардиограмма конечностного II отведения, а в нижней части – 2D-карты электрического потенциала на плоской развертке поверхности квазиэпикарда для моментов времени центров P-зубца (карта 1), QRS-комплекса (карта 2) и T-зубца (карта 3).



Рис. 6. Временная диаграмма для одного цикла опроса ЭКС множественных отведений

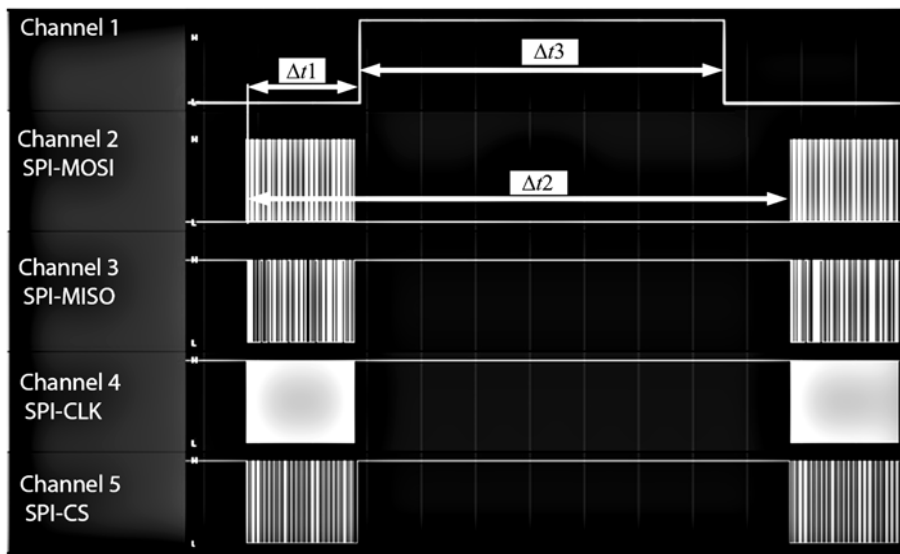


Рис. 7. Режим регистрации тестового сигнала на экране логического анализатора: $\Delta t_1 = 211$ мкс; $\Delta t_2 = 1000$ мкс; $\Delta t_3 = 658$ мкс

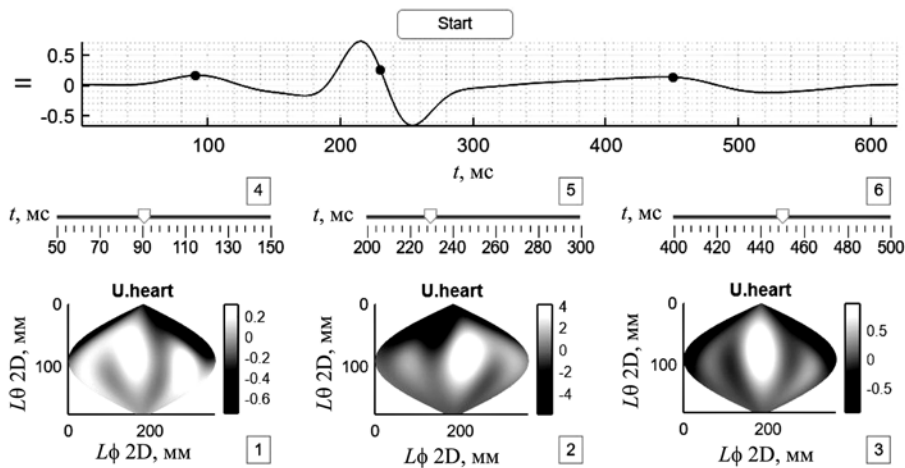


Рис. 8. Визуализация ЭАС на плоской развертке поверхности квазиэпикарда

Соответствующие моменты времени показаны маркерами (жирные точки) на верхнем ЭКС. Для динамического представления ЭАС в интерактивном режиме предоставлена возможность смещения по времени в пределах зубцов при помощи слайдеров 4 (Р-зубец), 5 (QRS-комплекс) и 6 (Т-зубец). При перемещении слайдера по временной шкале обновляется соответствующая 2D-карта. При этом синхронно смещается временной маркер на электрокардиограмме. Шаг смещения по времени может быть выбран опционально, по умолчанию это 4 мс. Существенно, что вычислительная реконструкция карт электрического потенциала на квазиэпикарде проводится до фазы визуализации, на этапе обработки ЭКС множественных отведений. Уровень электрического потенциала отображается на рис. 8 по полутоновой шкале, размещенной вертикально около каждой 2D-карты (реально используется шкала псевдоцветов от красного до синего, которая учитывает знак потенциала и более четко выделяет зоны малых размеров).

Закключение

Представленная схема модуля регистрации множественных отведений ЭКС предназначена для проведения реконструкции и визуализации карт электрической активности сердца на поверхности эпикарда. Проведенные оценки временных интервалов при опросе АЦП и записи отсчетов ориентированы на регистрацию 64 каналов записи при частоте дискретизации 1 кГц на канал. Результаты экспериментальной проверки быстродействия модуля регистрации ЭКС подтверждают правильность полученных расчетов и отсутствие потери информации при записи на энергонезависимую память в реальном времени.

Реконструкция карты распределения электрического потенциала на поверхности квазиэпикарда позволяет получить размеры неоднородностей порядка 2...3 см, что невыполнимо для карт потенциала на поверхности торса. Предложенная синхронизация во времени 2D-карт потенциала на поверхности сердца и известной кардиологу электрокардиограммы способствует наглядности при визуализации в динамике электрической активности сердца на кардиоцикле. Также достоинством 2D-карты потенциала является возможность наблюдения временной динамики электрической активности во всех областях миокарда без дополнительной смены ракурса.

Дальнейшее развитие неинвазивной системы электрокардиологического скрининга связано с апробацией системы путем сопоставления получаемых результатов с данными чреспищеводной ЭКГ. Также актуальны вопросы оптимизации программного кода и повышения детализации карт КППЭ при увеличении числа электродов в кардиожилете до 80...100 штук.

В целом предлагаемый подход ориентирован на предоставление врачу-кардиологу в скрининговом обследовании визуальной информации, отображающей динамически изменяющиеся во времени движение областей электрической активности сердца на поверхности, окружающей эпикард. Режим визуализации синхронно с изменением сигналов классической ЭКГ позволяет осуществить привязку карт потенциала в области эпикарда к конкретным фазам кардиоцикла.

Список литературы

1. Macfarlane P.W., Van Oosterom A., Pahlm O., Kligfield P., Janse M., Camm J. Comprehensive Electrocardiology / 2nd edn. – London: Springer, 2011.
2. Сыркин А.Л., Аксельрод А.С., Новикова И.А., Полтавская М.Г., Седов В.П., Чомахидзе П.Ш., Паша С.П. Руководство по функциональной диагностике болезней сердца / Под ред. А.Л. Сыркина. – М.: Золотой Стандарт, 2009. 368 с.
3. Gibbons R.J. et al. ACC/AHA 2002 guideline update for exercise testing: Summary article: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Update the 1997 Exercise Testing Guidelines) // Journal of the American College of Cardiology. 2002. Vol. 40. № 8. PP. 1531-1540.
4. Грачев С.В., Иванов Г.Г., Сыркин А.Л. Новые методы электрокардиографии. – М.: Техносфера, 2007. 552 с.

5. Иванов Г.Г., Сула А.С. Дисперсионное ЭКГ картирование: теоретические основы и клиническая практика. – М.: Техносфера, 2009. 190 с.
6. Полякова И.П. Поверхностное ЭКГ-картирование как метод диагностики нарушений ритма сердца / Монография. Гл. 6. Неинвазивная диагностика в клинической аритмологии. – М.: Медицина, 2009. С. 157-175.
7. Тутомир Л.И., Кненьто П. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. – М.: Наука, Физматлит, 1999. 447 с.
8. Rudy Y. Noninvasive electrocardiographic imaging of arrhythmogenic substrates in humans // Circulation Research. 2013. Vol. 112. PP. 863-874.
9. Бокерия Л.А., Ревшивили Ф.Ш., Калинин Ф.В., Калинин В.В., Ляхина О.С., Фетисова Е.А. Программно-аппаратный комплекс для неинвазивного электрофизиологического исследования сердца на основе решения обратной задачи электрокардиографии // Медицинская техника. 2009. № 6. С. 1-7.
10. Potyagaylo D., Cortes E.G., Schulze W.H.W., Dössel O. Binary optimization for source localization in the inverse problem of ECG // Medical & Biological Engineering & Computing. 2014. Vol. 52. PP. 717-728.
11. Бодин О.Н., Крамм М.Н., Ожиганов К.А., Рахматуллово Ф.К. Современные технологии неинвазивной кардиодиагностики. – Алматы: ТОО «Лантар Трейд», 2021. 249 с.
12. Бодин О.Н., Крамм М.Н., Бодин А.Ю., Рахматуллово Р.Ф., Рахматуллово Ф.К., Сафронов М.И., Федоренко А.И., Черников А.И. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / Патент № 2764498 РФ; опубл. 17.01.2022. Бюл. № 2.
13. Леонов А.С. Решение некорректно поставленных обратных задач. Очерк теории, практические алгоритмы и демонстрации в МАТЛАБ. – М.: Либроком, 2010. 336 с.
14. Крамм М.Н. Анализ влияния выбора количества электродов на результаты реконструкции распределения электрического потенциала на поверхности эпикарда // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2020. № 1 (33). С. 78-85.
15. Тутомир Л.И., Трунов В.Г., Айду Э.А.И. Неинвазивная электрокардиотопография. – М.: Наука, 2003. 198 с.
16. Zhikhareva G.V., Kramm M.N., Bodin O.N., Seepold R., Chernikov A.I., Kupriyanova Y.A., Zhuravleva N.A. Reconstruction of equivalent electrical sources on heart surface / 6th International Work-Conference, IWBBIO 2018, Granada, Spain, April 25-27, 2018. Proceedings, Part I.

Михаил Николаевич Крамм,

д-р техн. наук, профессор,

кафедра «Основы радиотехники»,

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет

«Московский энергетический институт»,

г. Москва,

Олег Николаевич Бодин,

д-р техн. наук, профессор,

кафедра «Техническое управление качеством»,

ФГБОУ ВО «Пензенский государственный

технологический университет»,

г. Пенза,

Андрей Юрьевич Бодин,

аспирант,

Чьонг Тхи Лан Нхи,

аспирант,

Галина Владимировна Жихарева,

канд. техн. наук, доцент,

кафедра «Основы радиотехники»,

ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет

«Московский энергетический институт»,

г. Москва,

e-mail: Krammnn@mei.ru