Синтез сигналов корригированных ортогональных отведений Макфи–Парунгао по данным электрокардиограммы в 12 отведениях

В. Г. Трунов, к.т.н., ведущий научный сотрудник[1]
Э. А. Айду, к.т.н., старший научный сотрудник[1]
Е. В. Блинова, к.м.н., научный сотрудник[2]
Т. А. Сахнова, к.м.н., старший научный сотрудник[2]

[1]ФГБУН Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича Российской академии наук (ИППИ РАН), г. Москва
[2]ФГБУ Российский кардиологический научно-производственный комплекс Минздрава России, г. Москва

Synthesis of McFee-Parungao corrected orthogonal lead system signals from 12 lead electrocardiogram

V. G. Trunov[1], E. A. Aidu[1], E. V. Blinova[2], T. A. Sakhnova[2]
[1]Institute for Information Transmission Problems of the Russian Academy of Sciences; [2]Cardiology Research and Production Complex MH RF

Резюме
Цель исследования: разработка и оценка точности линейных преобразований для получения сигналов корригированных ортогональных отведений Макфи-Парунгао из электрокардиограммы в 12 отведениях (ЭКГ-12) и из синтезированной системы отведений Франка. Использовались парные записи ЭКГ-12 и системы отведений Макфи-Парунгао 195 пациентов. Были разработаны линейные преобразования для получения сигналов системы Макфи-Парунгао из ЭКГ-12 и корректирующие преобразования, переводящие синтезированные отведения Франка в отведения МакФи-Парунгао. Оценивали точность воспроизведения ортогональных ЭКГ и векторкардиограмм, а также точность воспроизведения нескольких векторкардиографических и дэкартографических показателей: желудочкового градиента, угла между максимальными векторами петель QRS и T, интегральных дэкартографических индексов гипертрофии левого и правого желудочков. Полученные преобразования обеспечивают достаточно точную аппроксимацию отведений Макфи-Парунгао по ЭКГ-12, а также практически приемлемую точность воспроизведения вторичных векторкадиографических и дэкартографических параметров.

Ключевые слова: ***электрокардиограмма, синтезированная векторкардиограмма, векторкардиография из 12 отведений, пересчитанная ортогональная ЭКГ, отведения Макфи-Парунгао, пространственный угол QRS-T, желудочковый градиент, дипольная электрокардиотопография.***

Summary
The study aim was to construct linear transformations for derivation of the signals of McFee-Parungao corrected orthogonal lead system from 12-lead electrocardiogram (ECG-12) and from the synthesized Frank lead system and to assess their accuracy. Sequentially recorded ECG-12 and McPhee-Parungao lead system of 195 patients were used. Linear transformations have been developed for derivation of McFee-Parungao lead system from ECG-12, as well as corrective transformations for derivation of McFee-Parungao lead system from the synthesized Frank lead system. Accuracy of orthogonal ECG and vectorcardiogram approximation and accuracy of derivation of a number of vectorcardiographic and decartographic parameters: ventricular gradient, the angle between the maximal vectors of the QRS and T loops, integral decartographic indexes of left and right ventriclular hypertrophy were assessed. These transformations provide a sufficiently accurate approximation of McPhee Parungao leads derived from ECG-12, as well as practically acceptable fidelity of secondary vectorcardiographic and decartographic parameters.

Key words: ***electrocardiogram, synthesized vectorcardiogram, 12-lead vectorcardiography, derived orthogonal ECG, McFee-Parungao lead system, the spatial QRS-T angle, ventricular gradient, dipolar electrocardiotopography.***

Введение

В клинике используются многочисленные электрокардиографические системы отведений, измеряющие разное количество сигналов. Чаще всего используют системы с небольшим числом электродов: стандартная 12-канальная система (ЭКГ-12) и ее варианты (например, система Mason-Likar), а также ряд специализированных систем отведений, нацеленных на проведение измерений в специальных условиях (экономичные малоканальные, для нагрузочных тестов, для длительного мониторирования и т. д.).

Особое место занимают векторкардиографические системы отведений, получившие широкое распространение во второй половине 20-го века. Они позволяют получать наиболее полную информацию о положении и пространственной ориентации дипольного момента электрического поля сердца (вектора сердца). Несмотря на более широкое применение ЭКГ-12, векторкардиографические исследования остаются важным источником дополнительной информации и средством наглядного представления электрофизиологических данных, а специфические векторкардиографические показатели — желудочковый градиент и пространственный угол между петлями QRS и T — имеют большое диагностическое и прогностическое значение [2, 6, 7].

Использование векторкардиографических систем отведений допускает удобную пространственно-временную визуализацию как отдельных кардиоциклов, так и их последовательностей, возникающих при нагрузочных тестах или при долгосрочном мониторировании. Ортогональная ЭКГ наиболее полно описывает пространственную эволюцию дипольного момента электриче-

ского поля сердца. На основе дипольной модели были разработаны методы электрокардиотопографической визуализации [10] и предложены новые диагностически важные параметры [8, 9].

Для эффективного использования данных, полученных при использовании разных систем отведений, активно разрабатываются методы пересчета из одной системы отведений ЭКГ в другую. Пересчет отведений ЭКГ может применяться для различных целей, среди которых можно выделить три основных направления.

1. Реконструкция ЭКГ-12 из упрощенных систем отведений, когда запись всех прекардиальных отведений ЭКГ вызывает трудности, например, при мониторировании ЭКГ, присутствии дренажей, бинтовых повязок и т. п.
2. Реконструкция дополнительных отведений ЭКГ, чаще всего правых грудных отведений (V3R, V4R, V5R) и левых задних отведений (V7, V8, V9), которые были предложены для улучшения диагностики инфаркта правого желудочка и инфаркта базального сегмента задней стенки левого желудочка. Для регистрации этих отведений электроды должны быть переставлены, что может оказаться затруднительным при тяжелом состоянии больного.
3. Реконструкция ВКГ из ЭКГ-12, которая позволяет воспользоваться дополнительными возможностями векторкардиографии и дэкартографии без усложнения процедуры регистрации.

Проведение синхронных измерений большого числа отведений ЭКГ и пополнение компьютерных архивов таких данных создает базу для формирования алгоритмов и программ пересчета между системами отведений, которая в перспективе станет источником недостающей диагностической информации.

Для пересчета отведений используют два основных подхода [5], один основан на рассмотрении физических моделей, второй на статистической обработке данных. Предложенные алгоритмы преобразования ЭКГ-12 в ВКГ в основном посвящены реконструкции наиболее распространенной системы ортогональных отведений Франка [5]. Однако ряд важных векторкардиографических и дэкартографических диагностических параметров был получен при использовании других систем корригированных ортогональных отведений, в частности, системы Макфи-Парунгао. В работе [1] были предложены матрицы для пересчета одних ортогональных систем отведений в другие, в частности, системы отведений Франка в систему отведений МакФи-Парунгао (это исследование было проведено для первоначальной схемы расположения электродов системы Макфи-Парунгао, которая впоследствии была изменена).

Цель данного исследования — разработка и оценка точности линейных преобразований для получения ВКГ в отведениях Макфи-Парунгао из ЭКГ-12 или из синтезированной из ЭКГ-12 системы ортогональных отведений Франка (Рис. 1).

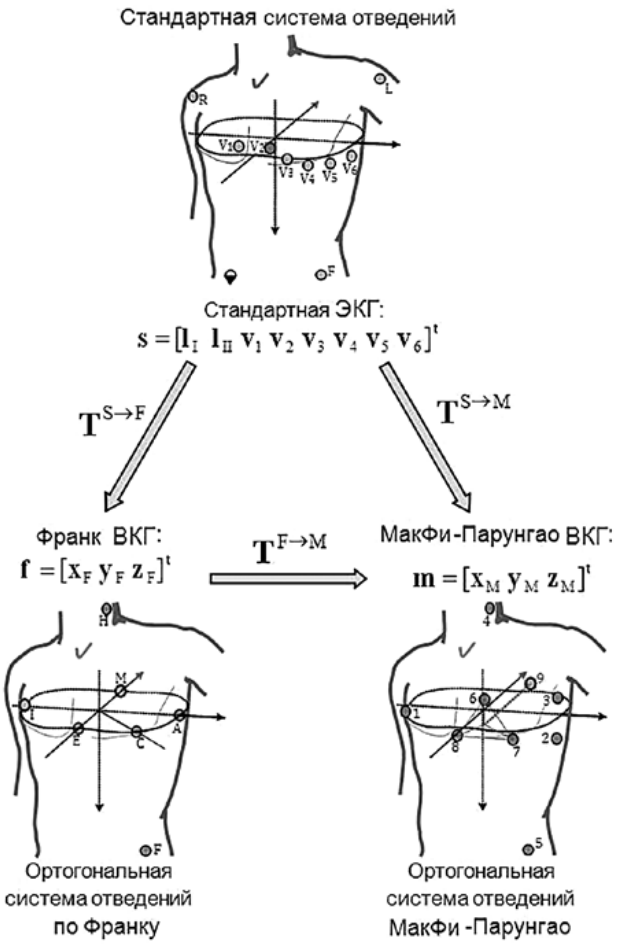

Рисунок 1. Преобразования электрокардиосигналов, регистрируемых тремя исследуемыми системами отведений.

Материалы и методы

В РКНПК МЗ РФ накоплен большой компьютерный архив, содержащий записи ЭКГ в 12 стандартных отведениях и ВКГ в ортогональной корригированной системе отведений Макфи-Парунгао. База данных охватывает широкий круг сердечнососудистых заболеваний и насчитывает несколько тысяч записей, наряду с записями нормальных ЭКГ.

Для целей настоящего исследования были отобраны 195 пациентов, у которых имелись парные записи ЭКГ-12 и ВКГ системы Макфи-Парунгао, зарегистрированные последовательно с перестановкой электродов. Эти парные исследования были использованы для вывода приближенных линейных преобразований, связывающих электрокардиосигналы, измеренные в разных системах отведений. Характеристики пациентов в выборке представлены в табл.1.

В таблице качественные переменные представлены как число (%), количественные — как минимальное — максимальное значение (среднее значение ± стандартное отклонение)

В исследуемую группу вошли 9 практически здоровых лиц, 153 больных артериальной гипертензией (в том числе, 7 больных с сопутствующей ИБС и постинфарктным кардиосклерозом) и 33 больных легочной гипертензией.

Таблица 1
Характеристики пациентов

Характеристика	Значение
Мужчины, % / Женщины, %	65 (33%) / 130 (67%)
Возраст, годы	18–82 (50,65 ± 13,10)
Рост, см	150–197 (167,26 ± 10,28)
Масса тела, кг	40–122 (81,07 ± 17,40)
Индекс массы тела, кг/м²	16–45 (28,92 ± 5,58)

В первую очередь нас интересовали линейные преобразования для реконструкции ВКГ системы Макфи-Парунгао по ЭКГ-12. Значительный интерес представляют также корректирующие линейные преобразования для перехода из синтезированной ВКГ в системе отведений Франка к ВКГ Макфи-Парунгао.

Поскольку ЭКГ регистрировались последовательно, с перестановкой электродов от одной системы отведений к другой, то для их сопоставления и применения регрессионных методов синтеза преобразований измеренные сигналы были синхронизированы (нормализованы). Для этого функционально значимые временные интервалы (P, PQ, QRS, ST и T), полученные при автоматической разметке ЭКГ, приводили друг к другу с помощью линейной интерполяции по времени таким образом, чтобы число точек на временных интервалах в ЭКГ-12 совпадало с числом точек на соответствующих временных интервалах ортогональной ЭКГ. Для каждого из интервалов рассматривались синхронизированные пары (m_i, s_i), i — индекс пациента, i = 1…n, (n=195); где $m_i = [x_i\ y_i\ z_i]$ — ортогональные Макфи-Парунгао ЭКГ, представленные в виде матриц, составленных из вектор-строк отсчетов X, Y и Z компонент; и $s_i = [I_{1,i}\ I_{II,i}\ v_{1,i}\ v_{2,i}\ v_{3,i}\ v_{4,i}\ v_{5,i}\ v_{6,i}]^t$ — стандартные ЭКГ, представленные в виде матриц, составленных из вектор-строк последовательных отсчетов 8 линейно независимых компонент (I, II, V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6).

Искомое линейное преобразование $\hat{T}$ минимизирует среднеквадратичное расстояние между МакФи-Парунгао ВКГ m_i и их оценками $\hat{m}_i = \hat{T} \cdot s_i$ по стандартным ЭКГ·s_i для всей выборки:

$$\hat{\mathbf{T}} = \arg\min_{\mathbf{T}} \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \left\| \mathbf{m}_i - \mathbf{T} \cdot \mathbf{s}_i \right\|^2 \right); \quad (1)$$

где || . || означает эвклидову норму трехмерной пространственной функции времени на заданном временном интервале, расстояние между двумя такими функциями равно норме разности этих функций.

Также рассматривался и иной подход, а именно, использование разработанных ранее линейных преобразований $T_A^{S\to F}$ для вычисления Франк ВКГ по ЭКГ-12, а затем поиск дополнительного линейного корректирующего преобразования $\hat{T}^{F\to M}$, наилучшим образом переводящего синтезированные Франк ВКГ в измеренные МакФи-Парунгао ВКГ.

Корректирующее преобразование $\hat{T}^{F\to M}$ определяется из условия минимизации среднеквадратичного расстояния между синтезированными Франк ВКГ $\hat{f}_i = T_A^{S\to F} \cdot s_i$ и измеренными МакФи-Парунгао ВКГ m_i для всей выборки:

$$\hat{\mathbf{T}}^{F\to M} = \arg\min_{\mathbf{T}:F\to M} \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \left\| \mathbf{m}_i - \mathbf{T}^{F\to M} \cdot \left(\mathbf{T}_A^{S\to F} \cdot \mathbf{s}_i \right) \right\|^2 \right) = \arg\min_{\mathbf{T}:F\to M} \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \left\| \mathbf{m}_i - \mathbf{T}^{F\to M} \cdot \hat{\mathbf{f}}_i \right\|^2 \right)$$

(2)

где $T_A^{S\to F}$ — одно из разработанных ранее преобразований, а индекс A может принимать следующие значения: Bemmel [5], Dower [5], Kors [3].

Для получения несмещенных оценок точности приближения применяли метод скользящего контроля, в котором для приближения *j*-ой ВКГ m_j использовали матрицу преобразования T_j, полученную из условия аналогичного (2), но по неполной выборке с удаленной *j*-ой парой электрокардиосигналов:

$$\hat{\mathbf{T}}_j = \arg\min_{\mathbf{T}} \left(\frac{1}{n-1} \sum_{i=1,\, i\neq j}^{n} \left\| \mathbf{m}_i - \mathbf{T}\mathbf{s}_i \right\|^2 \right); \quad (3)$$

Оценка скользящего контроля для среднеквадратичного расстояния между измеренными и синтезированными МакФи-Парунгао ВКГ вычисляется по формуле

$$\left(\frac{1}{n} \sum_{j=1}^{n} \left\| \mathbf{m}_j - \hat{\mathbf{T}}_j \mathbf{s}_j \right\|^2 \right)^{1/2}; \quad (4)$$

В данной работе также проводилась оценка точности воспроизведения нескольких специфичных векторкардиографических и дэкартографических показателей: пространственный желудочковый градиент, его модуль и проекции; угол между векторкардиографическими петлями QRS и T; интегральные дэкартографические индексы гипертрофии левого и правого желудочков.

Желудочковый градиент VG вычисляется как интеграл ортогональной ЭКГ на интервале QT и является вектором. Его проекции VGx, VGy, VGz равны интегралам по отведениям X, Y, Z, соответственно; VGM в дальнейшем означает модуль вектора VG.

Пространственный угол между петлями QRS и T (aQRS-T) вычисляется как угол между максимальными векторами петель QRS и T.

Интегральные индексы гипертрофии левого и правого желудочков (ILVH и IRVH) определяются в дэкартографических терминах как нормированные интегралы продолжительности активации, вычисленные по областям с преимущественной проекцией левого и правого желудочков, соответственно, на сфере отображения [8, 9].

Точность воспроизведения вторичных векторкардиографических показателей VGx, VGy, VGz, VGM, aQRS-T, ILVH и IRVH оценивали с использованием коэффициента конкордации [4], который описывает корреляцию между истинными измерениями и их прогнозом в предположении, что они связаны линейно с коэффициентом пропорциональности 1. Для получения несмещенных оценок коэффициента конкордации выборку данных разбили на две непересекающихся части. На одной части проводили обучение, т. е. построение матриц преобразования, а на другой — тестирование, т. е. оценку точности воспроизведения векторкардиографических показателей.

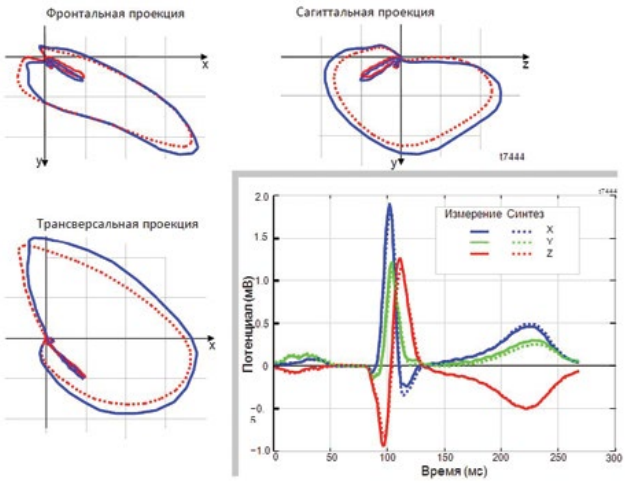

Рисунок 2. Измерренные (сплошная линия) и синтезированные (пунктир) ВКГ пациента А.

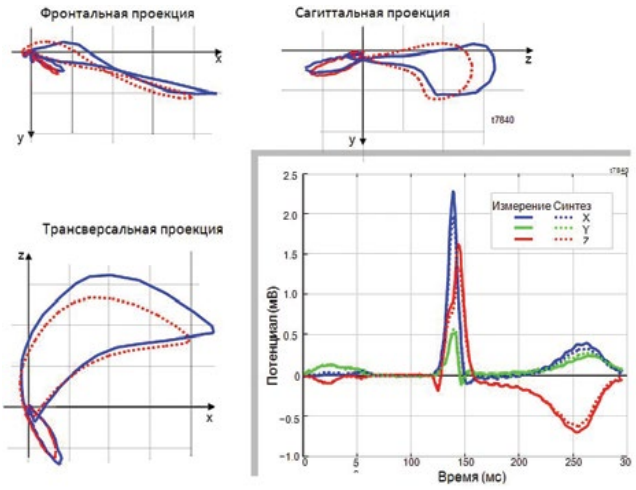

Рисунок 3. Измерренные (сплошная линия) и синтезированные (пунктир) ВКГ пациента В.

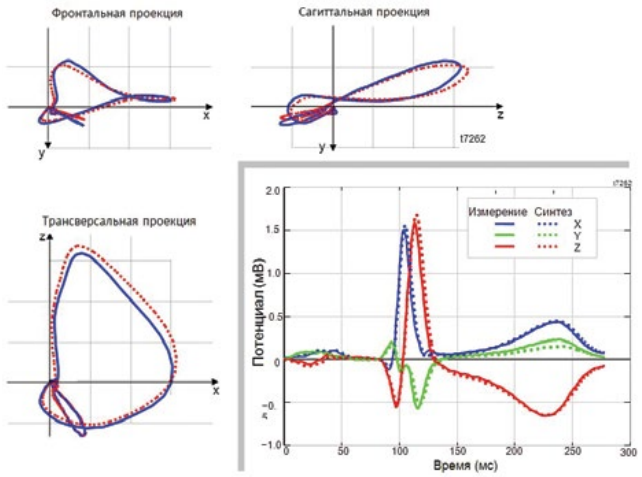

Рисунок 4. Измерренные (сплошная линия) и синтезированные (пунктир) ВКГ пациента Б.

Результаты

Получены оценки линейных преобразований между Макфи-Парунгао ВКГ и ЭКГ-12 для любого интервала на ЭКГ. Ниже приведена матрица линейного преобразования от ЭКГ-12 к Макфи-Парунгао ВКГ:

$$\hat{T}_{QT}^{S\to M} = \begin{bmatrix} 0.555 & -0.265 & -0.137 & 0.054 & 0.118 & -0.098 & 0.498 & 0.411 \\ -0.275 & 1.213 & 0.155 & -0.060 & 0.032 & 0.009 & -0.082 & 0.088 \\ 0.140 & -0.251 & -0.324 & -0.157 & -0.452 & -0.319 & -0.112 & 0.292 \end{bmatrix};$$

$$[x\ y\ z]^T = \hat{T}_{QT}^{S\to M} \cdot [I_I, I_{II}, v_1, v_2, v_3, v_4, v_5, v_6]^T$$

Несмещенные среднеквадратичные ошибки при применении этого преобразования приведены в табл. 2. Для сравнения приведены ошибки при применении преобразований от ЭКГ-12 к ВКГ по системе Франка с последующим корректирующим преобразованием (2).

Несмещенные оценки коэффициентов конкордации (согласованности) параметров измеренной и синтезированной Макфи-Парунгао ВКГ приведены в табл. 3.

На рисунках 2, 3 и 4 показаны примеры синтеза Макфи-Парунгао ВКГ (пунктир) по измерениям ЭКГ-12 в сравнении с непосредственно измеренной ВКГ (сплошная линия). На рисунке 5 показаны интегральные дэкартограммы для измеренных и синтезированных ВКГ.

Заключение и обсуждение

Все системы векторкардиографических отведений нацелены на определение электрического дипольного момента сердца на основе измерений электрического потенциала на поверхности тела. Однако из-за различий в расположении электродов и ряда других факторов, результаты измерений не эквивалентны. Корректирующие преобразования позволяют без дополнительных измерений существенно уменьшить расхождения при сопоставлении ВКГ и диагностических критериев в различных векторкардиографических системах отведений.

Точность воспроизведения ортогональных ЭКГ, их графиков и собственно ВКГ в виде векторкардиографических петель — это, несомненно, важные характеристики приближающих линейных преобразований для синтеза ортогональных ЭКГ. Но с точки зрения стандартной электрокардиографии, возможно, более важной характеристикой таких преобразований является точность воспроизведения ряда диагностически полезных векторкардиографических параметров, не определяемых непосредственно по стандартным ЭКГ кривым, таких как желудочковый градиент, пространственный угол QRS-T и др.

Таблица 2
Среднеквадратичные ошибки (среднее значение и стандартное отклонение в мкВ) при аппроксимации компонент Макфи-Парунгао ВКГ и ее модуля по ЭКГ-12

Преобразование	X	Y	Z	Модуль ВКГ
$\hat{T}_{QT} \cdot (S\to M)$	69,3 ± 37,0	49,6 ± 25,9	84,7 ± 45,8	71,4 ± 33,1
$T_{Kors}^{S\to F} * \hat{T}_{QT}^{F\to M}$	70,5 ± 37,4	51,4 ± 25,4	91,8 ± 47,8	75,1 ± 33,9
$T_{Dower}^{S\to F} * \hat{T}_{QT}^{F\to M}$	90,1 ± 46,1	59,2 ± 28,5	109,5 ± 51,2	91,2 ± 37.3

Таблица 3
Коэффициенты конкордации параметров измеренной и синтезированной Макфи-Парунгао ВКГ и 95% двусторонний доверительный интервал для коэффициентов

Преобразование	aQRS-T	VGM	IRVH	ILVH
$\hat{T}_{QT} \cdot (S\to M)$	0,95 (0,93; 0,97)	0,96 (0,95; 0,97)	0,96 (0,95; 0,98)	0,92 (0,89; 0,95)
$T_{Kors}^{S\to F} * \hat{T}_{QT}^{F\to M}$	0,94 (0,92; 0,96)	0,96 (0,94; 0,97)	0,97 (0,95; 0,98)	0,93 (0,90; 0,95)
$T_{Dower}^{S\to F} * \hat{T}_{QT}^{F\to M}$	0,89 (0,84; 0,92)	0,93 (0,90; 0,95)	0,93 (0,89; 0,95)	0,86 (0,81; 0,90)

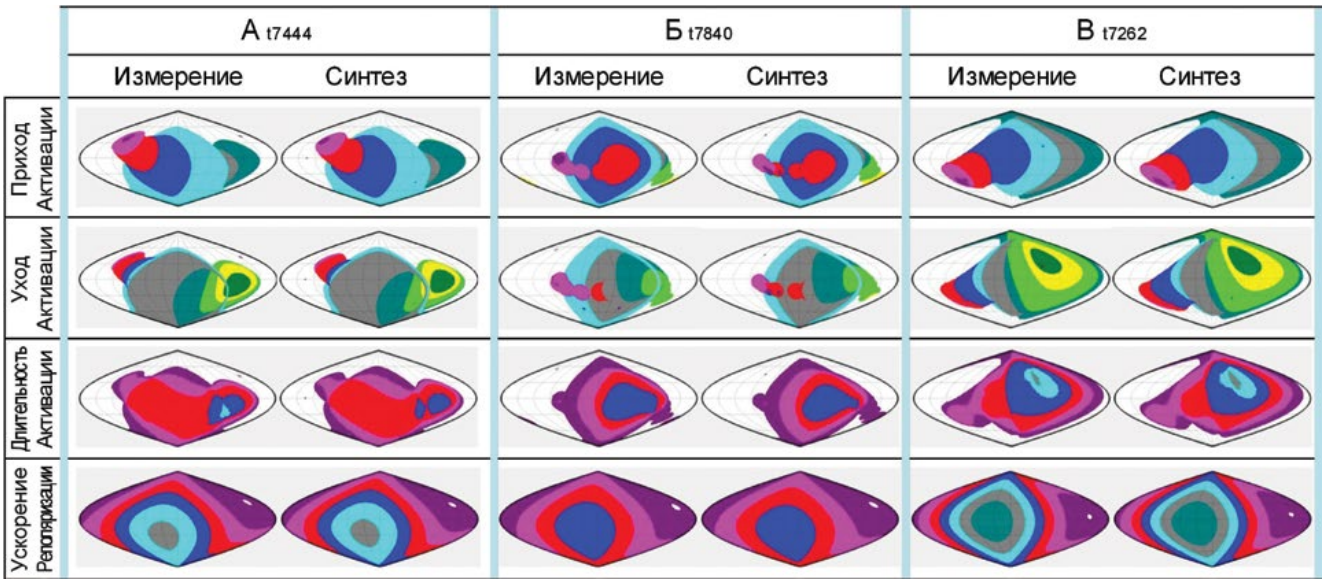

Рисунок 5. Измеренные и синтезированные интегральные дэкартограммы для трех пациентов с различными патологиями.

Желудочковый градиент VG пропорционален усредненному по всему объему желудочков сердца градиенту длительности потенциала действия клеток миокарда и направлен в обратную сторону, а именно, вектор VG направлен в сторону уменьшения длительности потенциала действия. Основное клиническое применение — выявление гетерогенности распределения формы потенциала действия в желудочках сердца. В работе [7] отмечается, что у больных легочной гипертензией VG является предиктором летальности и превосходит по диагностической эффективности обычные ЭКГ параметры.

Пространственный угол между петлями QRS и T (aQRS-T), как и желудочковый градиент VG, оценивает расхождение между направлениями деполяризации и реполяризации желудочков, дает общую усредненную меру гетерогенности формы и длительности потенциала действия в желудочках сердца и, следовательно, служит индикатором уязвимости к аритмиям. Сочетание двух параметров aQRS-T и VG позволяет с разных позиций оценить патологические процессы в желудочках сердца и повышает эффективность диагностики.

Интегральные индексы гипертрофии левого и правого желудочков (ILVH и IRVH) — это дэкартографические показатели, высокая эффективность которых по сравнению с общепринятыми критериями стандартной электрокардиографии и векторкардиографии была подтверждена экспериментально-клиническими исследованиями [8, 9].

Полученные в работе преобразования для перехода от стандартных ЭКГ к Макфи-Парунгао ВКГ обеспечивали достаточно точное воспроизведение компонент, пространственных петель ВКГ и вторичных векторкардиографических параметров. При этом необходимо отметить, что в изученную нами группу входили как практически здоровые лица, так и больные, обоего пола, с достаточно широким диапазоном возраста, роста, веса и индекса массы тела. В то же время следует подчеркнуть, что в данное исследование не входили лица моложе 18 лет.

Пересчет ВКГ в отведениях Макфи-Парунгао из ЭКГ-12 или из системы отведений Франка, а также получение обратных преобразований (Рис. 1) позволит сформировать универсальную систему анализа электрокардиограмм, в которой, независимо от формата и способа измерения исходных данных (электрокардиосигнала), результат измерений может быть предъявлен специалисту в любой привычной для него форме или в системе отведений (или способе отображения), представляющей искомые патологические параметры в более явном виде.

Список литературы

1. *Burger HC, van Brummelen AGW, van Herpen G. Compromise in vectorcardiography. II. Alterations of coefficients as a means of adapting one lead system to another: Subjective and mathematical comparison of four system of VGG. American Heart Journal, 1962; 64 (5): 666–678.*
2. *Dilaveris P. et al. The spatial QRS-T angle as a marker of ventricular repolarisation in hypertension. Journal of human hypertension, 2001; 15(1): 63–70.*
3. *Kors JA, et al. Reconstruction of the Frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: diagnostic comparison of different methods. Eur Heart J, 1990;11(12):1083–1092.*
4. *Lin LI. A Note on the Concordance Correlation Coefficient. Biometrics, 2000; 56: 324–325.*
5. *Macfarlane P. W. Lead systems.— In: Comprehensive Electrocardiology. Macfarlane P. W., Oosterom A., Pahlm O., Kligfield P., Janse M., Camm J. (eds), Springer; 2010, p. 375–426.*
6. *Scherptong R. W. C. et al. Normal limits of the spatial QRS-T angle and ventricular gradient in 12-lead electrocardiograms of young adults: dependence on sex and heart rate. Journal of electrocardiology, 2008; 41(6): 648–655.*
7. *Scherptong R. W. et al. Diagnosis and mortality prediction in pulmonary hypertension: the value of the electrocardiogram-derived ventricular gradient. Journal of Electrocardiology, 2012; 45(3): 312–318.*
8. *Titomir LI, Trunov VG, Aidu EA, Sakhnova TA, Blinova EV, Kneppo P. Electrocardiographic diagnosis of left ventricular hypertrophy on the basis of dipole electrocardiotopography method. Journal of Electrocardiology, 2008; 41(6): 697, e1–6.*
9. *Titomir L, Trunov V, Aidu E, Sakhnova T, Blinova E. New approaches to the diagnosis of left and right ventricular hypertrophy by means of dipolar electrocardiotopography.— The Anatolian Journal of Cardiology, 2007; 7 (Suppl. 1): 29–31.*
10. *Титомир Л. И., Кнеппо П., Трунов В. Г., Айду Э. А.И. Биофизические основы электрокардиотопографических методов.— М.: Физматлит, 2009. 224 с.— ISBN 978–5–9221–1162–1.*