

THE COMPARATIVE ANALYSIS OF APPLICATION OF HIGH-FREQUENCY ELECTROSURGICAL AND ULTRASONIC EQUIPMENTS FOR PERFORMANCE LAPAROSCOPIC CHOLECYSECTOMY FOR PATIENTS WITH GALLSTONE DISEASE

A.I. Tsivenko, N.V. Cherkova, I.S. Panchenko, S.I. Zabroda
V.N. Karazin Kharkov National University, Ukraine

SUMMARY

3879 medical cases of various gallstone disease types with laparoscopic cholecystectomy were analyzed. As a result it was found that more mild currency of the post operation period with less reaction of organism on operation trauma and less percent of postoperation complications is seen in patients undergone operation with ultrasound. Usage of ultrasonic influence is multifunctional: it allows to carry out simultaneously cavitation, coagulation, dissection of tissues in the field of intervention that warns billing, a bleeding, damage extrahepatic biliary channels, necrosis of tissue and promotes decrease in- and postoperative complications

KEY WORDS: gallstone disease, laparoscopic cholecystectomy, ultrasonic influence, electrocoagulate influence

УДК: 616.12-073.7

РЕКОНСТРУКЦИЯ И СИНТЕЗ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ОТВЕДЕНИЙ ДЛЯ КАРДИОМОНИТОРНЫХ СИСТЕМ

В.И. Шульгин, А.К. Задержин, Ю.Г. Мороз
«ХАИ МЕДИКА», Национальный Аэрокосмический Университет, имени Н.Е. Жуковского «ХАИ», г. Харьков

РЕЗЮМЕ

В работе решаются задачи преобразования систем электрокардиографических (ЭКГ) отведений, а также их реконструкции и синтеза по сокращенному набору ЭКГ отведений. Решение выполняется двумя методами: статистическим и детерминистским. Проведенные экспериментальные исследования подтверждают возможность преобразования ЭКГ сигналов из одних систем отведений в другие (например, из EASI в ЭКГ-12), а также восстановления недостающих и искаженных артефактами ЭКГ отведений с достаточно высокой точностью.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: ЭКГ, электрокардиографическое отведение, система отведений, преобразование, EASI

Задача синтеза или реконструкции электрокардиографических сигналов (ЭКС) в одних точках на поверхности тела пациента, по сигналам, регистрируемому в других точках (задача синтеза электрокардиографических отведений) имеет множество клинических приложений. Во-первых, в последние годы наметилась тенденция к увеличению числа отведений при холтеровском и прикроватном ЭКГ-мониторировании. Но несмотря на неоспоримые диагностические преимущества, на практике оно создает серьезные неудобства пациенту и медицинскому персоналу. В связи с этим, большой интерес проявляется к различным способам синтеза многоканальных электрокардиограмм по ЭКС, регистрируемому в системе отведений с ограниченным числом электродов. Одним из таких способов, является способ синтеза стандартной 12-ти канальной ЭКГ по кар-

диосигналам, регистрируемому в системе отведений EASI [1, 5, 6, 7].

Другим приложением задачи реконструкции является восстановление недостающих или искаженных артефактами отведений по сигналам отведений, регистрируемых с высоким качеством [6].

Наконец, еще одним практическим применением метода трансформации систем отведений может служить задача преобразования ЭКС, регистрируемых в стандартных ЭКГ-отведениях в систему отведений V_3R , V_2 , V_6/V_7 для реализации технологии экспресс-диагностики функциональной подготовленности спортсменов по методу проф. С.А. Душанина для сокращения числа ЭКГ-электродов, накладываемых в ходе исследования.

В работе [5], с использованием набора томографических срезов высокого разреше-

ния была реализована реалистичная трехмерная модель человеческого торса, включающая легкие и кровеносные сосуды с различной проводимостью, и позволяющая на основе метода конечных элементов, вычислить вектор отведений и детерминистские коэффициенты для преобразования векторного диполя в различные системы отведений. Однако сама процедура преобразования в данной статье не описана, что затрудняет использование полученных результатов на практике. В этой же работе в рамках статистического подхода, основанного на анализе большого массива реальных электрокардиографических сигналов, рассмотрена регрессионная процедура численного определения коэффициентов преобразования. Предложенный подход, однако, не позволяет получить решения для коэффициентов трансформации электрокардиографических отведений в явном виде.

Целью настоящей работы является получение в явном виде детерминистских и статистических решений для коэффициентов преобразования электрокардиографических сигналов из системы отведений EASI в стандартную 12-ти канальную ЭКГ, а также определение качества этого преобразования. Решения получены с использованием метода максимального правдоподобия, что позволяет считать их оптимальными в рамках принятой модели наблюдения.

Исследование выполнено в рамках научно-исследовательской работы «Автоматизовані методи обробки багатоканальних даних в системах дистанційного моніторингу та медичної діагностики», госрегистрационный №ДР0106U001037, проводимой Научно-техническим центром радиоэлектронной медицинской техники и технологий Национального аэрокосмического университета имени Н.Е. Жуковского «Харьковский авиационный институт».

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование взаимосвязей между различными системами электрокардиографических отведений выполнялось в рамках двух подходов – детерминистского, и статистического.

Для нахождения коэффициентов преобразования систем отведений в рамках статистического подхода, а также оценки качества преобразования ЭКС из одних систем отведений в другие был проведен эксперимент с использованием аппаратуры и программного обеспечения электрокардиографической системы КАРДИОЛАБ. В ходе исследования было зарегистрировано и обработано 260 записей.

Использовались три различных методики регистрации ЭКС. В соответствии с первой производилась одновременная синхронная регистрация ЭКГ-сигналов в системе отведений EASI, и во всех 12-ти отведениях стандартной системы. При этом преобразование ЭКС из системы EASI в 12-ти канальную ЭКГ выполнялось одновременно для всех отведений.

В соответствии со второй методикой регистрация ЭКГ выполнялась стандартным 12-ти канальным электрокардиографом. При этом часть из восьми физических каналов кардиографа использовалась для регистрации ЭКГ в системе EASI, а оставшиеся – для записи части стандартных отведений (I, II, III, aVR, aVL, aVF и выбранной пары грудных отведений, например – V_1 и V_2). Запись и синтез всех грудных отведений в этом случае производился последовательно. Данная методика является более трудоемкой, но позволила применить для эксперимента стандартное оборудование.

Третья методика использовалась для преобразования сигналов из системы ЭКГ-отведений EASI в систему отведений V_3R , V_2 , V_6 для их обработки по методике оценки функциональной подготовленности спортсменов проф. Душанина.

Для получения количественных оценок степени сходства (коэффициента корреляции) преобразованного и непосредственно регистрируемого ЭКС процедура преобразования и сравнения применялась к усредненным комплексам того и другого сигналов. При усреднении производилась коррекция положения изолинии и исключение из процедуры ЭКГ-комплексов искаженных артефактами.

ДЕТЕРМИНИСТСКИЙ ПОДХОД

В рамках детерминистского подхода [5, 8] преобразование ЭКС, записанного в одних отведениях, в сигналы других ЭКГ-отведений основывается на векторкардиографическом представлении, в соответствии с которым электрическая активность сердца может быть представлена для любого момента времени в виде стационарного вращающегося диполя. На основе этого предположения в работе [3], для изучения взаимосвязи между электрокардиографическими отведениями было введено понятие *вектора отведений*, связывающего дипольный источник и сигналы, регистрируемые в отдельных отведениях, и показано, что распределение электрических потенциалов от фиксированного дипольного источника на поверхности тела связано с этим источником через набор *векторов отведений* на поверхности

тела, формирующих *поверхность наблюдения* Бергера [2, 3]. Поверхность наблюдения отражает влияние формы тела пациента, и положения дипольного источника на распределение поверхностного потенциала.

Поскольку электрическая активность сердца более адекватно описывается не простым дипольным, а пространственно-распределенным источником тока, набор поверхностей наблюдения для всех возможных положений дипольного источника позволяет восстановить распределение поверхностного потенциала ЭКГ для любого заданного пространственного распределения источников. Следовательно, набор поверхностей наблюдения полностью определяет в *детерминистском смысле* связь между любыми возможными системами электрокардиографических отведений.

Задача преобразования электрокардиографических отведений в детерминистской постановке разбивается на две части: моделирование распределения потенциалов на поверхности проводящей среды, обусловленного дипольным источником – то есть *решение прямой задачи*, и расчет параметров источника электрического тока по измерениям электрического поля на поверхности объемного проводника – *решение обратной задачи* [4].

Рассмотрим потенциал электрического поля Ψ в точке P на поверхности объемного проводника, вызванный единичным диполем i (единичным вектором, направленным вдоль оси x), расположенным в точке Q . Пусть, его величина составляет C_x . В предположении о линейности, потенциал Ψ_{px} в точке P , обусловленный диполем $p_x i$ произвольной амплитуды p_x запишется, как:

$$\Psi_{px} = C_x \cdot p_x \quad (1)$$

Аналогичными будут выражения для диполей в направлениях y и z .

Тогда, в соответствии с принципом суперпозиции, потенциал точки Ψ_p , обусловленный диполем произвольной амплитуды и ориентации, запишется как:

$$\Psi_p = C_x \cdot p_x + C_y \cdot p_y + C_z \cdot p_z \quad (2)$$

Выражение (2) можно записать более просто, если коэффициенты C_x , C_y и C_z рассматривать как компоненты вектора C , называемого *вектором отведений* [3]

$$\Psi_p = C \cdot p \quad (3)$$

Физически, вектор отведений – это трехмерный коэффициент преобразования, пока-

зывающий, как потенциал Ψ_p в некоторой точке P на проводящей поверхности зависит от дипольного источника, расположенного в фиксированной точке Q внутри объемного проводника. Величина вектора отведений зависит от:

Положения Q векторного диполя p ;

Положения точки P для которой определяется величина потенциала Ψ_p ;

Формы объемного проводника;

Распределения проводимости объемного проводника.

В электрокардиографии приняты биполярные отведения, определяемые как разность потенциалов между двумя точками P_i и P_j на поверхности тела. Для них

$$U_{ij} = \Psi_{pi} - \Psi_{pj} \quad (4)$$

или

$$U_{ij} = C_{ij} \cdot p = (C_i - C_j) \cdot p \quad (5)$$

где C_{ij} – вектор отведений для биполярного отведения P_{ij} .

Решение обратной задачи выполняется на основе так называемой поля отведений. Понятие поля отведений является расширенной версией понятия вектор отведения. При вычислении поля отведений используются процедуры, обратные процедурам нахождения поверхности наблюдения. При определении *поверхности наблюдения*:

1) Источником является диполь p расположенный в заданной точке объемного проводника;

2) Точки наблюдения выбираются в различных местах на поверхности объемного проводника.

При вычислении *поля отведений* все делается наоборот:

1) Задается пара фиксированных точек на поверхности объемного проводника;

2) Наблюдается поведение (изменения) вектора отведений C_{ij} , как функция изменения положения дипольного источника.

Таким образом, понятие поля отведений позволяет перейти от рассмотрения точечного дипольного источника к рассмотрению пространственно распределенного источника.

ПРЕОБРАЗОВАНИЕ СИСТЕМ ОТВЕДЕНИЙ

В работе [5], на базе набора томографических срезов высокого разрешения была реализована реалистичная трехмерная модель человеческого торса, включающая легкие и кровеносные сосуды с различной проводимостью, и позволяющая на основе метода

конечных элементов, вычислить вектор отведений и детерминистские коэффициенты для преобразования электрокардиографических отведений.

Используя за основу полученную в этой работе таблицу детерминистских коэффициентов преобразования различных отведений в компоненты эквивалентного дипольного вектора C_x , C_y , и C_z [5], можно найти взаимосвязь между различными системами отведений. В качестве примера рассмотрим преобразование ЭКС, записанных в системе отведений EASI, в стандартные ЭКГ-отведения I...aVF, $V_1...V_6$.

Наблюдаемый в отведениях системы EASI электрокардиосигнал обозначим, как:

$$\vec{U}_{EASI} = \begin{pmatrix} U_{ES} \\ U_{AS} \\ U_{AI} \end{pmatrix} \quad (6)$$

Дипольный вектор:

$$\vec{p} = \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{pmatrix} \quad (7)$$

Средние по всем возможным положениям дипольного источника в пределах миокарда значения коэффициентов для отведений EASI:

$$\underline{C}_{EASI} = \begin{pmatrix} C_{xES} & C_{yES} & C_{zES} \\ C_{xAS} & C_{yAS} & C_{zAS} \\ C_{xAI} & C_{yAI} & C_{zAI} \end{pmatrix} \quad (8)$$

Величины потенциалов в отведениях системы EASI (решение прямой задачи), тогда определяются как:

$$\vec{U}_{EASI} = \underline{C}_{EASI} \cdot \vec{p} \quad (9)$$

Соответственно, решение для диполя p (решение обратной задачи) будет иметь вид:

$$\vec{p} = \underline{C}_{EASI}^{-1} \cdot \vec{U}_{EASI} \quad (10)$$

а результат преобразования ЭКС, зарегистрированного в системе EASI в 12-и канальный ЭКГ-сигнал:

$$\vec{U}_{12} = \underline{C}_{12} \cdot \underline{C}_{EASI}^{-1} \cdot \vec{U}_{EASI}, \quad (11)$$

где

$$\underline{C}_{12} = \begin{pmatrix} C_{xI} & C_{yI} & C_{zI} \\ C_{xII} & C_{yII} & C_{zII} \\ C_{xIII} & \cdot & \cdot \\ C_{xaVR} & \cdot & \cdot \\ C_{xaVL} & \cdot & \cdot \\ C_{xaVF} & \cdot & \cdot \\ C_{xV1} & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ C_{xV6} & C_{yV6} & C_{zV6} \end{pmatrix} \quad (12)$$

Здесь $\underline{C}_{12} \cdot \underline{C}_{EASI}^{-1}$ – коэффициенты пересчета ЭКС из отведений EASI в стандартную 12-и канальную ЭКГ.

Результаты определения коэффициентов преобразования электрокардиосигналов из системы отведений EASI в набор стандартных отведений ЭКГ-12 для однородной и неоднородной модели проводимости торса, полученных с использованием выражений (11) и (12) приведены в табл. 1.

Таблица 1

Коэффициенты преобразования из системы отведений EASI в систему ЭКГ-12 для однородной и неоднородной модели проводимости торса

EASI-коэффициенты для стандартных ЭКГ-отведений							
Однородная модель проводимости				Неоднородная модель проводимости			
Отведение	ES	AS	AI	Отведение	ES	AS	AI
I	-0,01	-0,25	0,84	I	0,02	-0,18	0,87
II	0,16	2,05	-0,95	II	0,14	1,89	-0,91
III	0,17	2,32	-1,80	III	0,13	2,08	-1,77
aVR	-0,08	-0,91	0,06	aVR	-0,08	-0,85	0,02
aVL	-0,09	-1,28	1,31	aVL	-0,06	-1,13	1,33
aVF	0,17	2,18	-1,37	aVF	0,13	1,99	-1,35
V_1	0,62	-0,83	0,1	V_1	0,68	-0,73	0,01
V_2	1,25	-1,41	1,45	V_2	1,24	-1,35	1,49
V_3	1,30	-0,72	1,70	V_3	1,28	-0,76	1,87
V_4	0,91	0,09	1,31	V_4	0,88	-0,00	1,52
V_5	0,34	0,28	0,88	V_5	0,35	0,22	1,04
V_6	-0,02	0,24	0,42	V_6	-0,00	0,23	0,49

СТАТИСТИЧЕСКИЙ ПОДХОД

Альтернативным детерминистскому подходу к преобразованию ЭКГ-отведений является статистический, позволяющий на основе большой выборки электрокардиографических записей найти оптимальные в статистическом смысле значения коэффициентов преобразования, обеспечивающие наилучшее приближение преобразованной ЭКГ, к реально регистрируемой в соответствующих отведениях.

Как уже отмечалось выше, численные преобразования между различными системами электрокардиографических отведений могут быть выполнены через систему линейных алгебраических уравнений, полностью определяемую своими безразмерными коэффициентами [2]. Для нахождения этих коэффициентов для индивидуального пациента, нужно измерить его электрокардиограмму в соответствующих отведениях в различные моменты времени и затем решить систему линейных уравнений относительно неизвестных коэффициентов (индивидуальное преобразование для данного пациента). Чтобы получить коэффициенты, обеспечивающие наилучшую их подгонку для любого пациента, необходимо усреднить полученные результаты по большой статистической выборке.

Процедура преобразования отведений (реконструкции, восстановления, синтеза) формально описывается следующим образом:

$$\hat{U}_{xk} = \vec{C}^T \cdot \vec{U}_k, \quad (13)$$

где

\hat{U}_{xk} – искомое (восстанавливаемое, синтезируемое) ЭКГ-отведение;

U_k – ЭКГ-сигналы (их k-тый отсчет) в ре-

гистрируемых отведениях, $k = 1, 2, \dots, M$;

\vec{C} – коэффициенты преобразования.

$$\vec{C} = \begin{pmatrix} C_1 \\ C_2 \\ \vdots \end{pmatrix}, \quad \hat{U}_{xk} = \begin{pmatrix} U_{x1} \\ U_{x2} \\ \vdots \end{pmatrix}, \quad \vec{U}_k = \begin{pmatrix} U_{k1} \\ U_{k2} \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (14)$$

Ставится задача – найти статистически оптимальные значения коэффициентов C , обеспечивающих преобразование сигналов наблюдаемых ЭКГ-отведений, в сигналы восстанавливаемых (синтезируемых) отведений. Оптимальными будем полагать значения коэффициентов, обеспечивающих минимальное различие между синтезированным и наблюдаемым ЭКГ-сигналом в искомом отведении.

Для решения данной задачи воспользуемся методом максимального правдоподобия. Запишем уравнение наблюдения следующим образом:

$$U_{xk} = \hat{U}_{xk} + n_k = \vec{C}^T \cdot \vec{U}_k + n_k, \quad (15)$$

где

U_{xk} – ЭКГ- сигнал, регистрируемый в искомом наблюдении;

\hat{U}_{xk} – ЭКГ-сигнал, синтезируемый (восстанавливаемый) для искомого наблюдения по сигналам, наблюдаемым в отведениях U_k ;

n_k – ошибки восстановления. Будем полагать, что ошибки некоррелированы от отсчета к отсчету, и распределены по нормальному закону.

Используя метод максимального правдоподобия, запишем выражение для функции правдоподобия искоемых коэффициентов:

$$p(U_{xk} / \vec{C}) = (2\pi)^{-\frac{M+1}{2}} \cdot (\sigma_n^2)^{-\frac{M+1}{2}} \exp \left\{ -\frac{1}{2\sigma_n^2} \cdot \sum_{k=0}^M (U_{xk} - \vec{C}^T \cdot \vec{U}_k)^2 \right\} \quad (16)$$

$$\ln p(U_{xk} / \vec{C}) = -\frac{M+1}{2} \ln(2\pi) - \frac{M+1}{2} \ln(\sigma_n^2) - \frac{1}{2\sigma_n^2} \cdot \sum_{k=0}^M (U_{xk} - \vec{C}^T \cdot \vec{U}_k)^2 \quad (17)$$

где

M – количество отсчетов в наблюдаемых ЭКГ-сигналах;

σ_n – среднеквадратический разброс ошибок

восстановления.

Для нахождения максимума $\ln p(U_{xk} / \vec{C})$ возьмем производную по \vec{C} и приравняем ее к нулю:

$$\frac{\partial \ln p(U_{xk} / \vec{C})}{\partial \vec{C}^T} = 2 \sum_{k=0}^M (U_{xk} - \vec{C}^T \cdot \vec{U}_k) \cdot (-\vec{U}_k), \quad (18)$$

$$\sum_{k=0}^M \vec{U}_k \cdot U_{xk} - \sum_{k=0}^M \vec{U}_k \cdot \vec{U}_k^T \cdot \hat{\vec{C}} = 0 \quad (19)$$

Тогда

$$\vec{a} = \underline{A} \cdot \hat{C} \quad (20)$$

$$\hat{C} = \underline{A}^{-1} \cdot \vec{a} \quad (21)$$

Где $\vec{a} = \sum_{k=0}^M \vec{U}_k \cdot U_{xk}$, $\underline{A} = \sum_{k=0}^M \vec{U}_k \cdot \vec{U}_k^T$

И окончательно, статистически оптимальные коэффициенты преобразования находятся, как решение уравнения

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В табл. 2 приведены статистически оптимальные коэффициенты преобразования системы отведений EASI в стандартную 12-ти канальную ЭКГ и в систему отведений Масона-Ликара, полученные с использованием выражения (21) на выборке из 260 реальных ЭКГ.

Таблица 2

Коэффициенты пересчета из системы отведений EASI в стандартную 12-ти канальную ЭКГ и в систему отведений Масона-Ликара

Отведение	Стандартные отведения				Отведения Масона-Ликара			
	ES	AS	AI	R	ES	AS	AI	R
I	0.049	-0.228	0.754	0.952	0.043	-0.237	0.959	0.957
II	0.031	1.061	-0.701	0.901	-0.025	1.178	-0.621	0.912
III	-0.019	1.289	-1.456	0.803	-0.067	1.415	-1.579	0.725
aVR	-0.039	-0.416	-0.025	0.947	-0.009	-0.471	-0.169	0.959
aVL	0.034	-0.758	1.104	0.845	0.055	-0.826	1.269	0.818
aVF	0.006	1.174	-1.079	0.851	-0.046	1.296	-1.100	0.816
V ₁	0.608	-0.412	0.046	0.972	0.605	-0.425	-0.043	0.974
V ₂	1.215	-1.167	1.098	0.978	1.212	-1.181	1.009	0.979
V ₃	0.963	-0.719	1.126	0.897	0.960	-0.732	1.037	0.901
V ₄	0.589	-0.163	0.960	0.820	0.586	-0.176	0.871	0.806
V ₅	0.239	0.144	0.772	0.893	0.236	0.131	0.682	0.876
V ₆	-0.005	0.375	0.310	0.986	-0.008	0.362	0.221	0.979
V ₇	-0.095	0.337	0.103	0.962	-0.099	0.324	0.014	0.929
V ₃ R	0.369	-0.054	-0.302	0.945	0.367	-0.066	-0.392	0.953

Результаты преобразования ЭКГ-сигналов, зарегистрированных в системе отведений EASI в стандартные отведения ЭКГ-12 иллюстрируются рис. 1-2. Здесь слева при-

ведена электрокардиограмма с реально регистрируемыми 12-ти ЭКГ-отведениями, справа – электрокардиограмма, которая синтезирована по отведениям EASI (EASI-12).

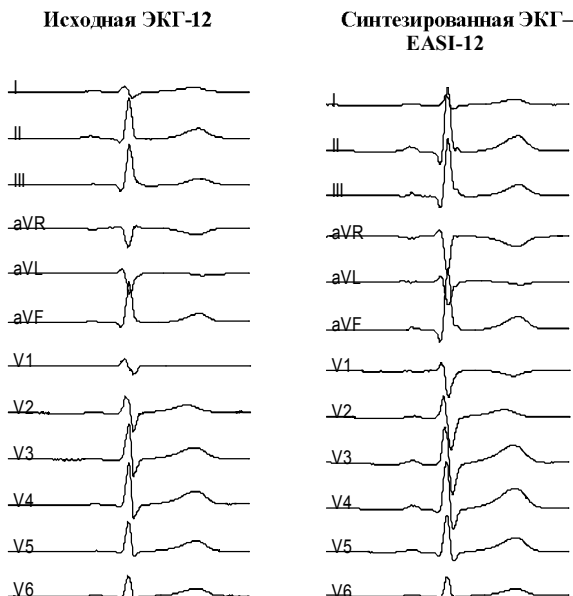


Рис. 1. Пациент А, коэффициенты корреляции: I=0,789; II=0,995; III=0,995; aVR=0,981; aVL=0,99; aVF=0,997; V₁=0,631; V₂=0,812; V₃=0,855; V₄=0,953; V₅=0,987; V₆=0,998.

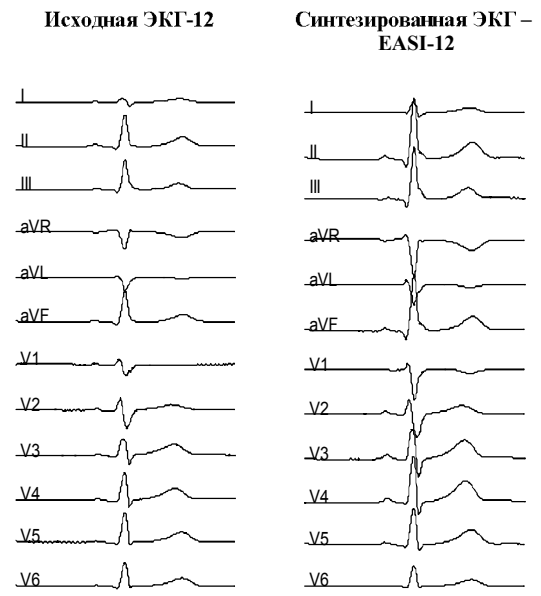


Рис. 2. Пациент В, коэффициенты корреляции: I=0,859; II=0,994; III=0,997; aVR=0,982; aVL=0,986; aVF=0,997; V₁=0,907; V₂=0,99; V₃=0,987; V₄=0,994; V₅=0,989; V₆=1.

ВЫВОДЫ

Проведенные исследования показали, что полученные алгоритмы для определения коэффициентов преобразования ЭКГ сигналов из одних систем отведений в другие детерминистским и статистическим, на основе метода максимального правдоподобия, методами позволяют синтезировать 12-канальную ЭКГ, по записям, зарегистрированными в системах с сокращенным числом электродов, например - EASI. Наблюдается достаточно хорошее совпадение между ре-

ально зарегистрированными отведениями ЭКГ-12 и синтезированными EASI-12. Несмотря на некоторые морфологические отличия между этими записями, врачи оценивают диагностические показатели реальной и синтезированной ЭКГ, как одинаковые или близкие.

Перспектива дальнейших исследований заключается в замене постоянных во времени коэффициентов преобразования на коэффициенты, значения которых изменяются в течение сердечного цикла.

ЛИТЕРАТУРА

1. Dower GE. *EASI 12-Lead Electrocardiography*. Roberts, Wash: Totemite Inc; - 1996.
2. Burger HC, van Brummelen AGW, van Herpen G: Compromise in vectorcardiography. II. Alteration of coefficients as a means of adapting one lead system to another. *American Heart Journal*. 64: 666, 1962.
2. Burger H C, van Milaan J B: Heart vector and leads. Parts I, II, III. *Br Heart Journal*. 8: 157, 1946; 9: 154, 1947; 10: 229, 1948.
3. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Jaakko Mami-vuo, Robert Plonsey. New York. Oxford OXFORD UNIVERSITY PRESS. 1995.
4. Horacek BM, Warren JW, Field DQ, et al. // *Jurnal of Electrocardiology*. - 2002. - Vol. 35.
5. Nelwan SP: Evaluation of 12-Lead Electrocardiogram Reconstruction Methods for Patient Monitoring. Ph.D. Thesis, Erasmus MC, November 2005.
6. Comparison of Signal Quality Between EASI and Mason-Likar 12-lead Electrocardiograms During Physical Activity.
7. Annika Welinder, Leif Sörnmo, Dirk Q. Feild, Charles L. Feldman, Jonas Pettersson, Galen S. Wagner, Olle Pahlm // *American Journal of Critical Care*. - 2004. - №13: - P. 228-234.
8. Dirk Q. Feild, MS, Charles L. Feldman, ScD, and B. Milan Horacek, PhD: Improved EASI Coefficients: Their Derivation, Values, and Performance. *Journal of Electrocardiology* Vol. 35 Supplement 2002.

РЕКОНСТРУКЦІЯ І СИНТЕЗ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ ВІДВЕДЕНЬ ДЛЯ КАРДІОМОНІТОРНИХ СИСТЕМ

В.І. Шульгін, О.К. Задержин, Ю.Г. Мороз

«ХАІ МЕДІКА», Національний Аерокосмічний Університет, ім. Н.Е.Жуковського «ХАІ», м. Харків

РЕЗЮМЕ

У роботі вирішуються завдання перетворення систем електрокардіографічних (ЕКГ) відведень, а також їх реконструкції і синтезу по скороченому набору ЕКГ відведень. Рішення виконуються двома методами: статистичним і детерміністським. Проведені експериментальні дослідження підтверджують можливість перетворення ЕКГ сигналів з одних систем відведень в інші (наприклад, з EASI в ЕКГ-12), а також відновлення бракуючих і спотворених артефактами ЕКГ відведень з достатньо високою точністю.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: ЕКГ, електрокардіографічне відведення, система відведень, перетворення, EASI

RECONSTRUCTION AND SYNTHESIS OF ELECTROCARDIOGRAPHIC LEADS FOR CARDIOMONITORING SYSTEMS

V.I. Shulgin, A.K. Zaderihin, Yu.G. Moroz

«KHAI MEDICA», National Aerospace University, named after N.E. Zhukovskij «KHAI», Kharkov

SUMMARY

The problems of electrocardiography leads system transformation, reconstruction, synthesis by reduced leads set are solved. There are two solutions of problem: statistical and deterministic. Our experiments confirm the possibility of ECG records transformation from one leads sets to another sets (for example, from EASI to ECG-12) and restoration of ECG leads missing and distorted by artifacts with a very high precision.

KEY WORDS: ECG, electrocardiography lead, system lead, transformation, EASI