



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: 2010123853/14, 15.06.2010

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
15.06.2010

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 15.06.2010

(43) Дата публикации заявки: 20.12.2011 Бюл. № 35

(45) Опубликовано: 27.04.2012 Бюл. № 12

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 2003120163 A1, 26.06.2003. RU 2212184 C2, 20.09.2003. RU 4460 U1, 16.07.1997. RU 2360597 C2, 10.07.2009. RU 238295 C1, 10.03.2010. EP 1086649 B1, 02.11.2006. EP 1595575 A2, 16.11.2005. EP 2057942 A1, 13.05.2009. EP 1357833 B1, 12.04.2006.  
**ЖИХАРЕВА Г.В. Разработка алгоритмов реконструкции токовых источников по измеренным электрическим потенциалам (см. прод.)**

Адрес для переписки:

125284, Москва, 1-й Хорошевский пр-д, 16,  
корп.1, кв.3, В.В. Лебедеву

(72) Автор(ы):

**Лебедев Владлен Викторович (RU),  
Крамм Михаил Николаевич (RU),  
Жихарева Галина Владимировна (RU),  
Винокуров Дмитрий Сергеевич (RU),  
Филонов Денис Витальевич (RU),  
Стрелков Николай Олегович (RU)**

(73) Патентообладатель(и):

**Лебедев Владлен Викторович (RU),  
Крамм Михаил Николаевич (RU),  
Жихарева Галина Владимировна (RU),  
Винокуров Дмитрий Сергеевич (RU),  
Филонов Денис Витальевич (RU),  
Стрелков Николай Олегович (RU)**

**(54) ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ С ИЗМЕРЕНИЕМ КООРДИНАТ И ПАРАМЕТРОВ ИСТОЧНИКА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике. Электрокардиограф измеряет координаты и параметры источника электрической активности сердца. Электрокардиограф состоит из установленных на пациенте электродов и узла усилителей потенциалов электродов, программного узла расчета координат электродов по данным геометрии торса пациента и узла визуализации результатов. Для измерения координат источника электрической активности сердца электроды расположены с охватом контура миокарда и дополнительно введены узел вычитания, узел расчета и узел поиска координат и параметров источника

электрической активности сердца. Узел вычитания вычитает из потенциалов, рассчитываемых по координатам и параметрам источника электрической активности сердца, реальные потенциалы электродов. Узел расчета рассчитывает потенциалы электродов по координатам и параметрам источника электрической активности сердца. Узел поиска координат и параметров выполнен с возможностью обеспечения остановки поиска по достижении малых ошибок и с возможностью передачи найденных координат и параметров в узел визуализации. Применение данного изобретения позволит повысить диагностическую эффективность электрокардиографии, проводить более

раннюю диагностику заболеваний и определять координаты нарушений. 6 ил.

(56) (продолжение):

для электрокардиографии: Автореф. дисс. на соиск.уч.ст. канд.тех.наук. - М., 2007. ВИНУКUROВ Д. С. Обработка сигналов электродных отведений с целью реконструкции дипольных токовых источников: Автореф. дисс. на соиск.уч.ст. канд.тех.наук. - М., 2009. FREY, M.A.B. Computer-assisted method for performing impedance cardiography calculations, Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology, 1982, 52 (1), pp.274-277.

R U 2 4 4 8 6 4 3 C 2

R U 2 4 4 8 6 4 3 C 2



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.  
**A61B 5/02** (2006.01)  
**A61B 5/0402** (2006.01)

**(12) ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2010123853/14, 15.06.2010**

(24) Effective date for property rights:  
**15.06.2010**

Priority:

(22) Date of filing: **15.06.2010**

(43) Application published: **20.12.2011 Bull. 35**

(45) Date of publication: **27.04.2012 Bull. 12**

Mail address:

**125284, Moskva, 1-j Khoroshevskij pr-d, 16,  
korp.1, kv.3, V.V. Lebedevu**

(72) Inventor(s):

**Lebedev Vladlen Viktorovich (RU),  
Kramm Mikhail Nikolaevich (RU),  
Zhikhareva Galina Vladimirovna (RU),  
Vinokurov Dmitrij Sergeevich (RU),  
Filonov Denis Vital'evich (RU),  
Strelkov Nikolaj Olegovich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Lebedev Vladlen Viktorovich (RU),  
Kramm Mikhail Nikolaevich (RU),  
Zhikhareva Galina Vladimirovna (RU),  
Vinokurov Dmitrij Sergeevich (RU),  
Filonov Denis Vital'evich (RU),  
Strelkov Nikolaj Olegovich (RU)**

**(54) ELECTROCARDIOGRAPH MEASURING COORDINATES AND PARAMETERS OF CARDIAC ELECTRICAL ACTIVITY SOURCE**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical equipment. An electrocardiograph measures coordinates and parameters of a cardiac electrical activity source. The electrocardiograph comprises electrodes placed on a patient's body and an assembly of electrode potential amplifiers, a programmed assembly of electrode coordinates measurement by patient's body geometry and an assembly of result visualisation. For the purpose of measuring the coordinates of the cardiac electrical activity source, the electrodes are placed so that to cover a myocardial contour, and there are also integrated complementary assembly of subtraction, assembly of calculation and search assembly of the coordinates and parameters of the cardiac electrical activity

source. The assembly of subtraction subtracts actual electrode potentials from the potentials calculated by the coordinates and parameters of the cardiac electrical activity source. The assembly of calculation calculates the electrode potentials by the coordinates and parameters of the cardiac electrical activity source. The search assembly of the coordinates and parameters is designed to enable a search pause after achieving minute errors and to transfer the found coordinates and parameters to the assembly of visualisation.

EFFECT: use of the given invention enables higher diagnostic effectiveness of electrocardiography, early diagnostic of the diseases and determination of disorder coordination.

1 cl, 6 dwg

Изобретение относится к медицинской технике и предназначено для повышения диагностической эффективности электрокардиографии за счет введения дополнительного измерения координат и параметров источника электрической активности сердца. Результаты важны врачам кардиологам (хирургам и терапевтам) для достижения более ранней диагностики заболеваний и определения координат нарушений.

Известны стандартные устройства электрокардиографов (ЭК), возникшие в 1903 году. Их структура показана на фиг. 1 и описана в типовых учебниках [Орлов В.И. Руководство по электрокардиографии М., МИА., 2007 г., Мурашко В.В. и др. Электрокардиография. М., ООО "МЕДпресс", 1998 г.], Стандартный ЭК (фиг.1) содержит набор электродов 1, усилители сигналов 2, визуализаторы/регистраторы графиков электрокардиограмм 7. На основе врачебного опыта по этим графикам проводится анализ и выявляется наличие нарушений работы сердца. Расположение областей нарушений указывается примерно при анализе морфологии графиков, с погрешностью 3-4 см, в основном во фронтальной плоскости. Недостатком описанных устройств является отсутствие физического измерения координат и параметров источника электрической активности сердца.

Известен способ (а.с. СССР №735966 А61В 5/04), заключающийся в том, что ЭКГ регистрируется в двухполюсных отведениях от электродов, расположенных по краю грудины. Форма регистрации и анализа ЭКГ классическая. Вследствие использования только морфологического анализа существенного повышения чувствительности диагностики не ожидается. Недостатком устройств является отсутствие способа определения координат и параметров источника электрической активности сердца.

Известен способ (а.с. СССР №768392, А61В 5/02), заключающийся в том, что при съеме ЭКГ электроды расположены на груди, а отрицательный электрод перемещается с сохранением межэлектродного расстояния 12-13 см. Форма регистрации ЭКГ классическая, измерение координат и параметров источника электрической активности сердца не производится. Как следствие, существенного повышения чувствительности диагностики не ожидается.

Известны патенты [а.с. RU 2131698 С1, US 2001/0029338 А1, US 2006/0173372 А1, РФ №55266 - 2006, US 20050192503 А1], где используется нахождение дисперсии отклонений (альтернатив) графиков ЭКГ на группе из 30-40 циклов. (ЭКГ снимается тремя конечностными электродами, как в стандартной методике Эйтховена 1903 года). Малые отклонения (альтернативы) потенциалов сердца от цикла к циклу ЭКГ возникают за счет изменения возвратного венозного давления, дыхательного процесса, свойств клеточных структур миокарда, влияния симпатической и парасимпатической нервной системы. Диагностика проводится по эвристическим параметрам. Недостаток метода в том, что отсутствует прямое измерение координат и параметров источника электрической активности сердца.

Известен патент (а.с. RU 2131698 С1 6 А61В 5/04), специфика которого заключается в особом расположении ЭКГ электродов. Электроды располагаются в области проекции миокарда в специальной системе координат. Графики регистрации ЭКГ традиционны, однако утверждается, что за счет предлагаемой расстановки электродов достигается уменьшение треморных помех от мышц. Существенного повышения чувствительности диагностики не ожидается, т.к. шумы при стандартной методике могут уменьшаться другими способами, например накоплением циклов ЭКГ. Недостатком метода является отсутствие прямого измерения координат и параметров источника электрической активности сердца.

Наиболее близким прототипом является патент "Sistem and metod for noninvasive electrocardiografic imaidging (ECGI) using generalized minimum residual (GMRes)" [PATENT US №7016719 B2 Mart 21, 2006]. Сущность патента представлена на фиг. 2, а поясняющие рисунки приведены на фиг. 3. Применен многоэлектродный жилет на торсе пациента и одномоментное (изохронное) снятие потенциалов электродов. Координаты электродов находятся с использованием рентгеновского томографа (КТ). Потенциалы электродов обеспечивают построение изохронных карт эквипотенциалей на поверхности тела, далее пересчитываются к эпикарду. В верхней части фиг. 3 показана общая структура устройства, в нижней - более подробная.

Математическая обработка обеспечивает установление связи между потенциалами электродов, координатами электродов и эквипотенциалами поверхности тела, затем пересчитываются к эквипотенциалам эпикарда (узлы 141 на фиг.3). Проводится расчет многомерной матрицы  $A$  (связывающей массив потенциалов на поверхности торса  $V_T$  с массивом потенциалов на поверхности эпикарда  $V_E$ ) и вычисление  $V_T = AV_E$ . Основная трудоемкость математической обработки заключается в обращении матрицы  $A$ , для чего авторы предлагают использовать итерационную процедуру с регуляризацией по Тихонову. Однако регуляризация по Тихонову накладывает ограничения на величину пространственных производных рассчитываемых потенциалов. Авторы предлагают дополнить метод Тихонова методом GMRes (PATENT US №7016719 B2 Mart 21, 2006), в котором аппроксимация искомой обратной матрицы  $A^{-1}$  в  $n$ -й итерации ищется как проекция матрицы на подпространство Крылова  $K(n)$ , причем число итераций может контролироваться с помощью матрицы Гессенберга. В результате обращения матрицы  $A$  определяется одномоментный массив потенциалов на поверхности эпикарда (узел 144, фиг.3). Конечная обработка массива потенциалов на эпикарде приводит к построению карт эквипотенциалей (линий равного потенциала) для выбранных моментов времени (узел 145, фиг.3). Результаты визуализации предназначены для диагностических заключений врачей.

Метод, предложенный в патенте прототипа, громоздок и дорог. Представляемая врачу информация объемная и многоплановая, что затрудняет восприятие и постановку диагноза. Карты эквипотенциалей многочисленны, т.к. привязаны к последовательности всех моментов времени (для цикла ЭКГ это десятки точек времени). Применение многоэлектродного жилета затруднительно, ибо пациенты имеют разную конституцию тела, а одномоментный ввод в ЭВМ сигналов 240 электродов громоздок. Нахождение координат электродов требует использования рентгеновского томографа. Обращение матрицы  $A$  большой размерности, связывающей массивы потенциалов на поверхности эпикарда с потенциалами на поверхности торса, требует больших вычислительных мощностей ЭВМ. Процедура длительная. Все это исключает применение комплекса для мобильных и оперативных обследований, для массового применения в системе здравоохранения, в каждой поликлинике и больнице. В прототипе прямого измерения координат и параметров источника электрической активности сердца не производится. Диагностические заключения предлагается делать на основании морфологического анализа карт эквипотенциалей и ЭКГ. Это доступно только специально подготовленным врачам высокой квалификации.

В рассмотренных аналогах, в прототипе и в предлагаемом нами устройстве общим является наличие электродов на поверхности тела пациента, усилителей с АЦП и узла визуализации 7 (см. фиг. 1). Полностью предлагаемое устройство показано на фиг. 4. Новое устройство позволяет устранить недостатки приведенных патентов за счет

того, что дополнительно к стандартной ЭКГ производится а) измерение координат и параметров источника электрической активности сердца; б) отображается на общем графике движение во времени координат и параметров источника электрической активности сердца (для комплексов P, QRS, T в виде графиков - треков); в) габариты нового устройства и методика съема ЭКГ мало отличаются от таковых для стандартных электрокардиографов.

Технический результат обеспечивается тем, что электроды располагаются пространственно-распределенно относительно проекции сердца на груди пациента, например в виде двух поясов по 6 электродов, первый - по верхней границе сердца на уровне 4-го межреберья, второй - на 8-10 см ниже (фиг. 5). Для определения координат грудных электродов используется модель тела в виде эллиптического цилиндра, для которого вводится три параметра (высота торса пациента  $H$ , ширина  $2a$  и толщина  $2b$ , фиг.5). Координаты электродов рассчитываются программно. Снятый ЭКГ сигнал подвергается обработке на ЭВМ, как и в патенте прототипа. Однако вместо расчета эквипотенциалей, что заявлено в прототипе, находятся координаты и параметры источника электрической активности сердца пациента. Структура прототипа, представленная на фиг. 2, изменяется. Новая структура представлена на фиг. 4. Общие с узлами стандартного электрокардиографа фиг. 1 узлы 1, 2, 7 дополняются узлами 3, 4, 5, 6. В узле 3 происходит вычитание из реальных потенциалов электродов на выходе узла 2 расчетных потенциалов тех же электродов, полученных от узла 5. В узле 6 по данным геометрии торса определяются координаты электродов. В узле 5 потенциалы рассчитываются по значениям координат электродов из узла 6 и по значениям координат и параметров источника электрической активности сердца, итерационно перебираемых в узле поиска 4. По достижении минимума ошибки вычитания (в узле 3) поиск в узле 4 останавливается. Из узла 4 зафиксированные после остановки поиска координаты и параметры передаются в узел 7 для визуализации. Программные узлы прототипа: 141 (расчет геометрических связей между поверхностью грудной клетки и поверхностью эпикарда), 142 (расчет матрицы коэффициентов  $A$  для перехода от массива потенциалов эпикарда к массиву потенциалов на поверхности грудной клетки), 144 (определение эпикардиальных потенциалов) и 145 (определение эпикардиальных ЭКГ и эквипотенциалей) исключаются (или могут использоваться дополнительно для научных исследований)..

Программная обработка в предлагаемом устройстве использует следующую процедуру. Для каждого  $i$ -того электрода рассчитываются его потенциал  $\phi_i(x, y, z, M_x, M_y, M_z)$ , где  $x, y, z$  (координаты), порожденные итерационно перебираемыми параметрами источника электрической активности сердца, и  $M_x, M_y, M_z$  - проекции мощности источника. Рассчитанные значения  $\Phi_i$  сравниваются с реально измеренными для каждого из  $i$ -электродов. Различие реальных и расчетных потенциалов является мерой ошибки в процедуре поиска. В условиях, когда измеренные потенциалы имеют аддитивную шумовую составляющую с гауссовым законом распределения, оптимальной по критерию минимума среднего квадратичного отклонения является стратегия поиска характеристик оценок  $\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}, \tilde{M}_x, \tilde{M}_y, \tilde{M}_z$ , с минимизацией невязки  $f$ :

$$f = \sum_{i=1}^{N_{ЭП}} \left( \left( \tilde{\phi}_i - \tilde{\phi}_F \right) - \left( \phi_i \left( x, y, z, M_x, M_y, M_z \right) - \phi_F \left( x, y, z, M_x, M_y, M_z \right) \right) \right)^2 = f_{\min},$$

где  $f$  - сумма квадратов разностей измеренных потенциалов  $\tilde{\phi}_i$  от расчетных. Последовательными итерациями параметры источника электрической активности

сердца изменяются до тех пор, пока различие расчетных и реально измеренных потенциалов на электродах, а следовательно, и невязка  $f$  не станет минимальной (допустимой). Найденные в этот момент параметры отождествляются с параметрами

5       Используемые в предлагаемом устройстве узлы 3, 4, 5, 6 просты по реализации и не дороги, не требуют большой мощности ЭВМ (достаточно типового ПК или ноутбука), а в прототипе неизбежно использование мощной супер ЭВМ, что  
10       определяется расчетом матриц высокой размерности. Выходные параметры предлагаемого электрокардиографа конкретны и физически понятны - это координаты и параметры (амплитуда и углы) источника электрической активности сердца, в то время как прототип в качестве выходных данных предлагает набор карт эквипотенциалей для последовательности моментов времени. По картам  
15       эквипотенциалей диагностические заключения может делать только специально обученный врач высокой квалификации.

      Основные отличия от прототипа заключаются в следующем. Во-первых, изменяется структура электродных отведений: вместо матрицы множества электродов (до 240 штук прототипа) используется два пояса по 6 электродов, соответственно  
20       уменьшается число усилителей и каналов АЦП, упрощается ввод в ЭВМ. Во-вторых, не требуются ресурсоемкие и затратные в финансовом отношении процедуры рентгеновского сканирования пациента. В-третьих, в программной части вместо сложного расчета матриц высокой размерности, связывающих потенциалы на поверхности эпикарда с поверхностными потенциалами и последующей процедуры  
25       обращения матрицы  $A$  по Тихонову (или методом GMRes), в предлагаемом методе проводится поиск всего 6-ти параметров источника электрической активности сердца. Требуемая мощность ЭВМ, затраты ресурсов и времени измерения уменьшаются примерно на два порядка. В-четвертых, врачу представляется небольшой объем  
30       визуальной информации в виде карт эквипотенциалей, а графики траекторий координат и параметров источника электрической активности сердца. Вид выходных документов электрокардиографа с измерением параметров электрической активности сердца показан на фиг. 6. На верхнем рисунке фиг. 6 представлен график (трек) изменения координат источника электрической активности сердца для комплексов P, QRS, T (P - верхний график, QRS - охватывающий график, T - средний график), на  
35       нижнем совмещены треки координат со структурой миокарда. По изменению траектории трека врач судит о наличии нарушения и о координатах области нарушения.

40       Электрокардиограф с измерением координат и параметров источников электрической активности сердца работает следующим образом. Электроды 1 располагаются по заданной методике пространственно-распределенно на поверхности грудной клетки, например, согласно фиг. 5. Параметры геометрии грудной клетки пациента (высота торса, ширина и толщина) измеряются и вводятся в  
45       узел 6 (фиг. 4), в этом узле рассчитываются координаты электродов по модели тела. В узле 5 рассчитываются потенциалы электродов по данным координат электродов из узла 6 и данным параметрам источника электрической активности сердца, получаемым в узле 4. В узле 3 производится вычитание реальных потенциалов  
50       электродов (с выхода узла 2) из расчетных (с выхода узла 5). В узле 4 происходит поиск - изменение (итерации) параметров источника электрической активности сердца. При достижении минимальных ошибок вычитания на выходе узла 3 принимается решение об остановке поиска в узле 4, а зафиксированные параметры из узла 4

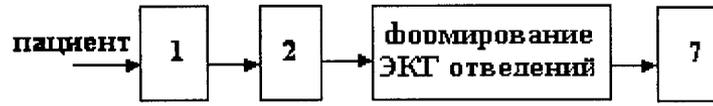
передаются в узел визуализации 7 для визуализации результатов. Отображаются полученные координаты, треки их движения и изменение параметров во времени.

Электрокардиограф с измерением координат и параметров источников электрической активности сердца может быть выполнен на типовых радиоэлектронных микросхемах. Конструктивно он состоит из трех составляющих: 1) электродов, 2) усилителей и 3) типового ПК, например ноутбук. В качестве программного обеспечения используются следующие программы: 1) расчет потенциалов электродов по заданным параметрам; 2) сравнение вычитанием расчетных и измеренных потенциалов и принятия решения о достижении малых значений разности потенциалов; 3) поиск координат и параметров источника электрической активности сердца до достижения минимального значения разности измеренных и расчетных потенциалов электродов; 4) отображение результатов в виде траекторий параметров источника электрической активности сердца во времени.

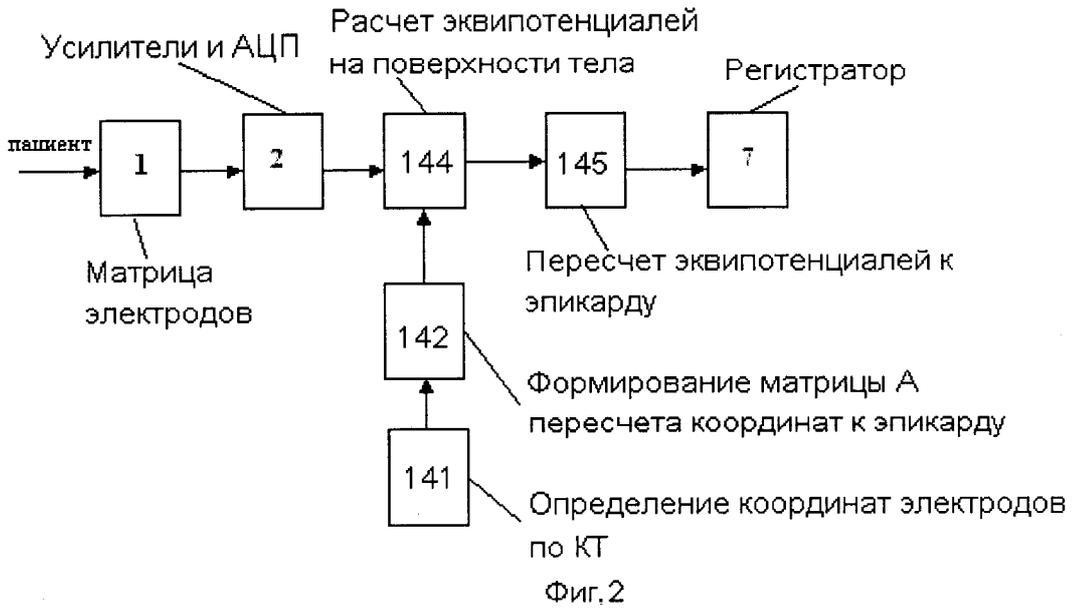
#### Формула изобретения

Электрокардиограф с измерением координат и параметров источника электрической активности сердца в составе установленных на пациенте электродов и узла усилителей потенциалов электродов, программного узла расчета координат электродов по данным геометрии торса пациента и узла визуализации результатов, отличающийся тем, что выполнен с возможностью измерения координат источника электрической активности сердца, для чего электроды расположены с охватом контура миокарда и дополнительно введены:

- узел вычитания реальных потенциалов электродов из потенциалов, рассчитываемых по координатам и параметрам источника электрической активности сердца, выполненный с возможностью формирования команды остановки поиска координат и параметров при достижении малых ошибок после вычитания,
  - узел расчета потенциалов электродов по координатам и параметрам источника электрической активности сердца,
  - узел поиска координат и параметров источника электрической активности сердца, выполненный с возможностью обеспечения остановки поиска по достижении малых ошибок и с возможностью передачи найденных координат и параметров в узел визуализации,
- причем выход узла усилителя потенциалов электродов соединен с первым входом узла вычитания, второй вход узла вычитания соединен с выходом узла расчета потенциалов электродов, выход узла вычитания соединен с входом узла поиска координат и параметров источников электрической активности сердца, первый выход узла поиска координат и параметров источника электрической активности сердца соединен с первым входом узла расчета потенциалов электродов, второй вход узла расчета потенциалов электродов соединен с выходом узла расчета координат электродов, и, наконец, второй выход узла поиска координат и параметров источника электрической активности сердца соединен с входом узла визуализации.



Фиг. 1



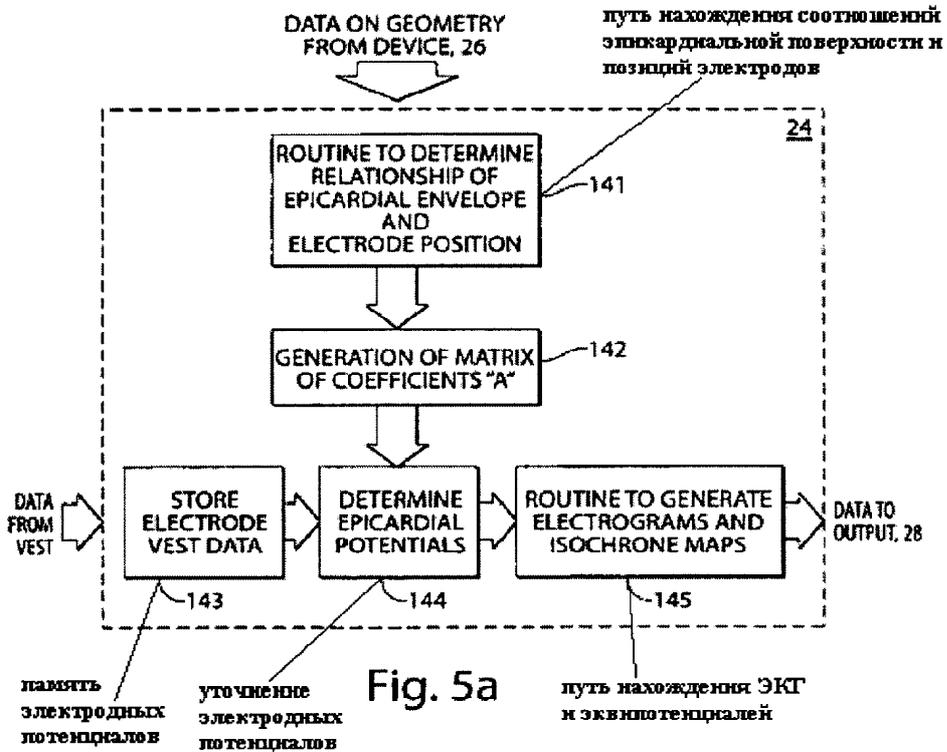
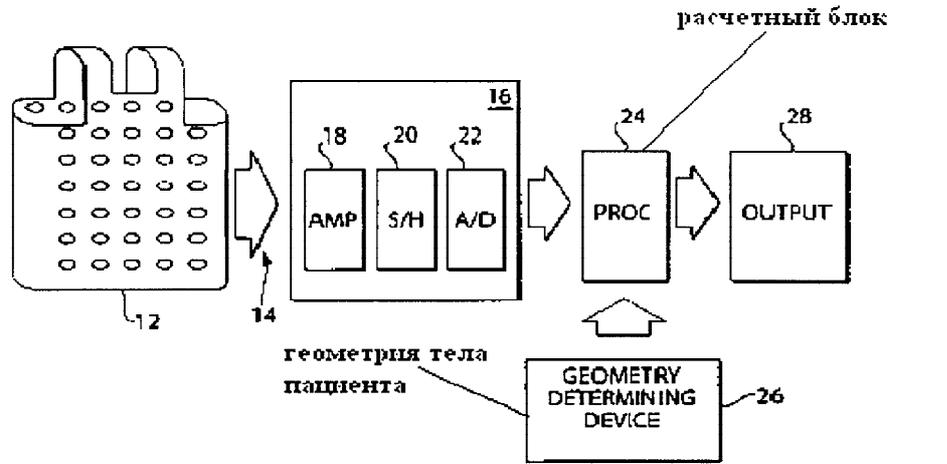
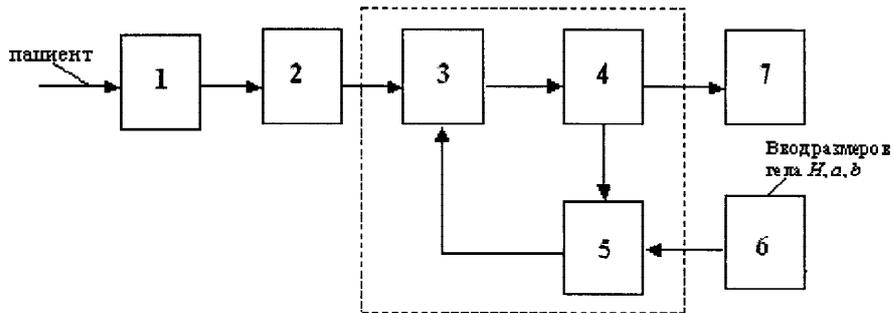
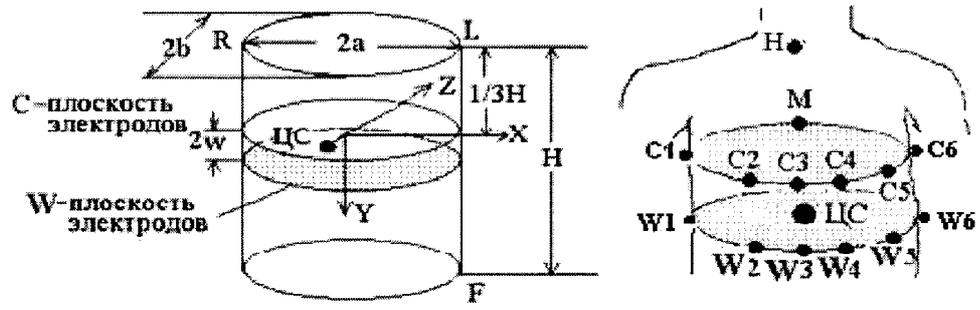


Fig. 5a

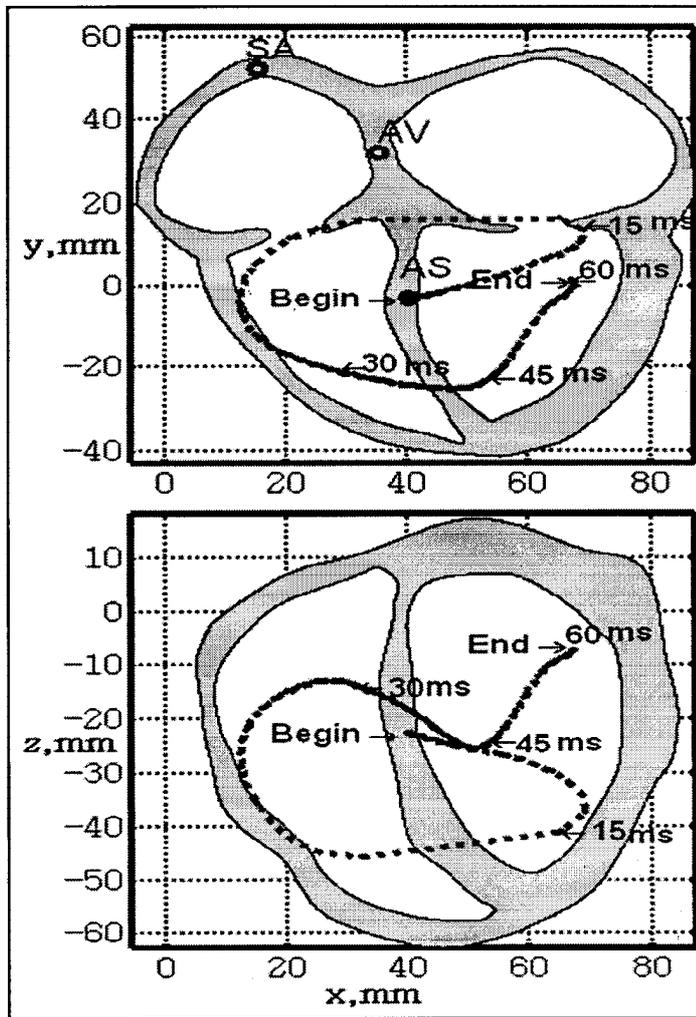
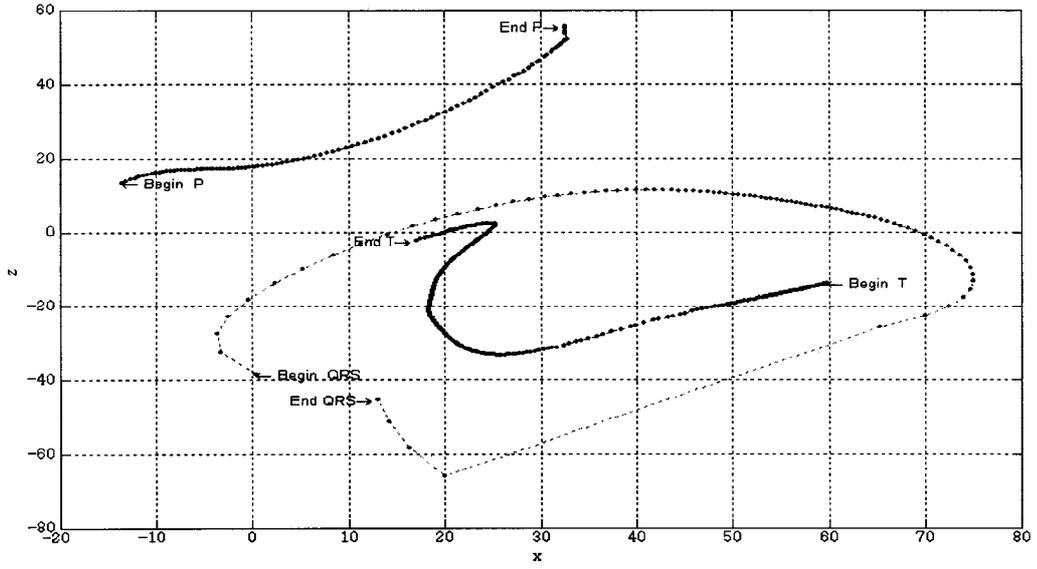
Фиг.3



Фиг.4



Фиг. 5



Фиг.6