



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2010129438/14**, **15.12.2008**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
15.12.2008

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
19.12.2007 US 61/014,810(43) Дата публикации заявки: **27.01.2012** Бюл. № 3(45) Опубликовано: **20.09.2013** Бюл. № 26(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **WO 02/091905 A**, **21.11.2002**. **US 6155257 A**, **05.12.2000**. **EP 1913922 A**, **23.04.2008**. **EP 1997469 A**, **03.12.2008**. **WO 2007/129908 A**, **15.11.2007**. **RU 2194488 C2**, **20.12.2002**.(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **19.07.2010**(86) Заявка РСТ:
IB 2008/055296 (15.12.2008)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2009/077967 (25.06.2009)

Адрес для переписки:

**129090, Москва, ул.Б.Спаская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городиский и
Партнеры", пат.пов. А.В.Мицу, рег.№ 364**

(72) Автор(ы):

**ВУРЛЕ Пьер Х. (NL),
ПАУЛЮССЕН Игорь В. Ф. (NL),
ДЕ ХОГ Томас Й. (NL)**

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)****(54) СИСТЕМА И СПОСОБ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ КАРДИОПУЛЬМОНАЛЬНОЙ РЕАНИМАЦИИ (CPR)**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине. Система содержит устройство для приложения силы для приложения сил компрессии к грудной клетке пациента; измерительное устройство для измерения смещения грудной клетки, соответствующего каждой из сил компрессии; и управляющее устройство для определения свойств грудной клетки по смещениям грудной клетки, соответствующим каждой из сил компрессии. Управляющее

устройство дополнительно выполнено с возможностью определения оптимальной силы компрессии для обеспечения оптимального смещения грудной клетки на основании свойств грудной клетки. Технический результат состоит в обеспечении персонализации системы кардиопульмональной реанимации за счет определения максимальной силы, необходимой для достижения заданной глубины компрессии. 8 з.п ф-лы, 7 ил.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: **2010129438/14, 15.12.2008**

(24) Effective date for property rights:
15.12.2008

Priority:

(30) Convention priority:
19.12.2007 US 61/014,810

(43) Application published: **27.01.2012 Bull. 3**

(45) Date of publication: **20.09.2013 Bull. 26**

(85) Commencement of national phase: **19.07.2010**

(86) PCT application:
IB 2008/055296 (15.12.2008)

(87) PCT publication:
WO 2009/077967 (25.06.2009)

Mail address:

**129090, Moskva, ul.B.Spaskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. A.V.Mitsu, reg.№ 364**

(72) Inventor(s):

**VURLE P'er Kh. (NL),
PAULJuSSEN Igor' V. F. (NL),
DE KhOG Tomas J. (NL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS N.V.
(NL)**

(54) SYSTEM AND METHOD FOR AUTOMATIC CARDIOPULMANORY RESUSCITATION

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to medicine. The system comprises a force application device for applying compression forces to the patient's chest, measuring device, for the purpose of measuring the chest displacement corresponding to each of the compression forces; and a control unit for determining the chest peculiarities described by the displacements corresponding to each of the

compression forces. The control unit is further configured to determine an optimal compression force to ensure the optimum chest displacement derived from the chest peculiarities.

EFFECT: individualising the cardiopulmonary resuscitation system ensured by determining the maximum force required to achieve the desired compression depth.

9 cl, 7 dwg

RU 2 492 849 C 2

RU 2 492 849 C 2

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится, в общем, к системе и способу для автоматического выполнения кардиопульмональной реанимации (CPR). В частности, вычисляются вязкоупругие свойства грудной клетки для определения соответствующей силы компрессии, которую следует прикладывать к пациенту.

Уровень техники

Остановка сердца является одной из наиболее частых причин смерти в настоящее время. Кардиопульмональная реанимация («CPR») является предпочтительным способом временной первой помощи пострадавшему, который испытал остановку сердца, пока не появится возможность профессионального обслуживания. CPR включает в себя компрессию грудной клетки пострадавшего, чтобы вызвать ток крови в теле.

Ручная CPR является напряженной и физически утомительной. Мало кто способен выполнять CPR высокого качества в течение длительного времени, а CPR низкого качества приносит вред здоровью пострадавшего. Кроме того, сложно правильно выполнять CPR во время транспортировки в автомобиле скорой помощи.

Существуют устройства для автоматизации выполнения CPR механическими средствами. Однако, данные устройства обычно имеют ряд недостатков. Упомянутые недостатки включают в себя отсутствие индивидуализации устройств, которые прикладывают постоянную силу, летальное повреждение органов, причиняемое устройствами, которые не ограничивали в достаточной мере прикладываемую силу, и результаты, которые хуже, чем результаты, получаемые при ручной CPR.

Сущность изобретения

Настоящее изобретение относится к способу приложения множества сил компрессии к грудной клетке пациента, измерения смещения, соответствующего каждой из множества сил компрессии, и определения свойств грудной клетки по силам компрессии и смещению.

Настоящее изобретение относится к системе, содержащей устройство для приложения силы, прикладывающее силы компрессии к грудной клетке пациента, измерительное устройство, измеряющее смещение грудной клетки, соответствующее каждой из сил компрессии, и управляющее устройство, определяющее свойства грудной клетки по смещениям грудной клетки, соответствующим каждой из сил компрессии.

Описание чертежей

Фиг.1 - примерный вариант осуществления способа автоматического выполнения CPR в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг.2 - примерный вариант осуществления системы для автоматического выполнения CPR в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг.3 - зависимости смещения от сил при компрессии грудной клетки, полученные на основании измеренных данных для группы пострадавших.

Фиг.4 - расчетные силы компрессии, необходимые для трех групп пострадавших.

Фиг.5 - схема поперечного сечения математической вязкоупругой модели грудной клетки пациента.

Фиг.6 - графики зависимости смещения и скорости для трехуровневого силового импульса от времени для усредненного человека, основанные на модели, показанной на фиг.5.

Фиг.7 - система самообучения на основе данных обратной связи для механического выполнения CPR в соответствии с настоящим изобретением.

Подробное описание

Примерные варианты осуществления настоящего изобретения можно лучше понять из нижеследующего описания и прилагаемых чертежей, на которых одинаковые элементы обозначены одинаковыми числовыми позициями. Примерные варианты осуществления настоящего изобретения поясняют систему и способ для автоматического выполнения CPR таким образом, при котором осуществляется настройка для каждого отдельного пациента.

Американская ассоциация изучения сердечных заболеваний («АНА») и Европейский совет по реанимации («ERC») указывают в рекомендациях, что эффективно всего выполнять CPR циклами по 30 компрессий с последующими двумя искусственными вдохами. Компрессии рекомендуется выполнять с частотой 90 компрессий в минуту. Компрессии следует обычно выполнять на глубину 3,8-5 сантиметров (1,5-2 дюймов); сила, необходимая для обеспечения упомянутых компрессий, значительно изменяется для разных пациентов, обычно, в диапазоне от 250 до 1600 Ньютон. Максимальная сила, необходимая для конкретного пострадавшего, в общем, не поддается оценке по размерам пострадавшего и может изменяться в процессе реанимации. Следовательно, максимальная сила, необходимая для обеспечения предварительно заданной глубины компрессии, должна определяться индивидуально и может нуждаться в адаптации в процессе реанимации. На фиг.3 показаны зависимости смещение-сила для группы пострадавших с разными степенями ригидности грудной клетки. То есть, на фиг.3 показана величина силы в Ньютонах (по оси x), необходимой для разных глубин компрессии грудной клетки в сантиметрах (по оси y) для намеченной группы пострадавших. Толстая сплошная линия 300 показывает усредненного человека в упомянутой группе пострадавших.

На фиг.4 в более общем виде показаны оценки силы (по оси y), необходимой для достижения 3,8-сантиметрового смещения (линия 400) и 5-сантиметрового смещения (линия 410) для трех категорий пациентов (например, с низкой ригидностью, средней и высокой ригидностью). Примерный график показывает, что величина силы, необходимой для приложения к любому пациенту (например, с низкой ригидностью, средней и высокой ригидностью), может значительно изменяться в зависимости от глубины компрессии, и что величина силы, необходимой для приложения к разным пациентам, охватывает широкий диапазон. Кроме того, потенциально высокая необходимая сила, связанная с высокой оптимальной частотой компрессий, приводит к осложнению выполнения CPR высокого качества в течение длительных периодов времени.

На фиг.1 представлен примерный способ 100 осуществления настоящего изобретения. На этапе 110 к пациенту прикладывают устройство для приложения известной силы компрессии к грудной клетке. Устройство может быть, например, примерной системой 200, описанной ниже со ссылкой на фиг.2. Конкретные этапы, входящие в подсоединение устройства, зависят от конструктивных деталей устройства и в дальнейшем подробно не описаны.

На этапе 120 устройство прикладывает первоначальную последовательность сил к грудной клетке. Грудную клетку человека можно смоделировать в виде комбинации механических(ой) пружин(ы) 510 и демпфера(ов) 520, как показано на фиг.5, (например, вязкоупругой моделью грудной клетки). Жесткость пружины и коэффициент демпфирования сильно зависят от глубины компрессии (например, являются нелинейными). Примерные варианты осуществления настоящего изобретения могут использовать модель грудной клетки для определения

соответствующей силы, подлежащей приложению к пациенту. Кроме того, примерные варианты осуществления могут также предусматривать оптимальную во времени форму импульса компрессии грудной клетки, которую следует прикладывать к каждому пациенту.

5 Таким образом, на этапе 120 реализации одного примерного варианта осуществления, силы можно прикладывать по схеме ступенчатой функции, как показано на фиг.6. То есть, на фиг.6 показаны графики зависимости смещения и скорости от времени для заданной ступенчатой функции силы. Максимальную силу, 10 подлежащую приложению на этапе 120, можно ограничить предварительно установленным максимальным значением, чтобы предотвратить телесное повреждение пациентов, которые могут быть особенно чувствительными. Число этапов ступенчатой функции также можно изменять в зависимости от требуемой точности и числа параметров, подлежащих использованию при создании модели. 15 Вышеописанная последовательность обеспечивает оценку максимальной силы, допустимой для пострадавшего в конкретное время измерения.

Когда устройством прикладывается последовательность сил, смещение грудной клетки пациента измеряют на этапе 130. Специалистам в данной области техники 20 должно быть понятно, что измерение смещения можно выполнять множеством различных способов. Например, измерение можно выполнять с использованием света, отраженного простой структурой или структурой типа мерной рейки, потенциометра, акселерометра, с использованием характеристик устройства CPR, посредством измерения числа оборотов электродвигателя и т.п. Способы, которые обеспечивают 25 абсолютное положение поверхности грудной клетки, являются предпочтительными, так как форма грудной клетки может изменяться во время CPR.

На этапе 140 известные приложенные силы и измеренные скорости и смещения (обычно такие, как показано на фиг.5) используют для вычисления физических 30 свойств грудной клетки. Жесткость пружины можно оценивать на основании конечного смещения и приложенного усилия в соответствии с законом Гука. В дальнейшем, можно также оценить коэффициент демпфирования по скорости смещения под различными прилагаемыми нагрузками. Посредством аппроксимации данных зависимости от глубины для пружины и демпфера двумя полиномами, одним 35 для пружины и одним для демпфера, можно получить простую и верную (до максимальной прилагаемой силы) общую модель для зависимости смещения от силы. Полиномы, подлежащие использованию, содержат ограниченное число членов. Для жесткости пружины можно использовать полином n-го порядка от d (смещения); 40 порядок n обычно составляет 3-5. Например, $F_s(d(t))=k_s(d)*d(t)=(a_0+a_1*d(t)+a_2*d(t)^2+a_3*d(t)^3)*d(t)$. В данном случае, d(t) равно разности между фактическим положением грудной клетки в момент времени t и ее положением d₀, когда грудная клетка является полностью расслабленной. Следует отметить, что d₀ может медленно изменяться в 45 процессе CPR. Для демпфирования достаточен полином меньшего порядка (n=1 или 2), например, $F_d=(b_0+b_1*d(t))*v(t)$, где v(t) означает скорость грудной клетки в момент времени t (например, производная от d(t) по времени). Из данной модели, на этапе 150 определяется силовой импульс, который следует использовать для получения требуемого смещения 3,8-5 сантиметров.

50 После того, как на этапе 140 определена модель, и на этапе 150 определен силовой импульс, подлежащий использованию, можно автоматически выполнять CPR на этапе 160. Как изложено выше, цикл CPR, рекомендованный АНА и ECR, составляет 30 компрессий с частотой 90 компрессий в минуту и два последующих искусственных

вдоха. Следовательно, после определения правильной модели для отдельного пациента, CPR можно выполнять автоматически с использованием силы надлежащей величины для конкретного пациента.

5 После выполнения рекомендуемого цикла компрессий, на этапе 170 выполняется протокол неотложного жизнеобеспечения («ALS»), если таковой существует. Этапы протокола ALS могут содержать проверку ритма, дефибрилляцию, введение лекарств и т.п. После выполнения протокола ALS, может потребоваться дополнительная CPR; на этапе 180 определяют, необходимо ли это. Если дополнительная CPR не требуется
10 (например, вследствие восстановления естественного кровообращения после выполнения протокола ALS), процесс CPR прекращают, и способ заканчивается.

Однако, если требуется дополнительная CPR, способ переходит на этап 190.

В процессе компрессий, механические свойства грудной клетки могут изменяться (например, если грудная клетка становится менее ригидной, если ломаются ребра и
15 т.п.). Кроме того, возможно также изменение положения грудной клетки при полном расслаблении; обычно, грудная клетка перемещается внутрь в направлении позвоночника. Изменения измеренного смещения и d_0 на основе того, что предусмотрено моделью, определенной на этапе 140, контролируются в процессе
20 выполнения CPR. Контроль d_0 требует измерения положения относительно фиксированной опорной точки. На этапе 190 определяют, превысило ли изменение при смещении предварительно заданный порог, что указывает на то, что свойства грудной клетки изменились. Например, сила, прикладываемая на основании
25 первоначально вычисленной модели, может быть предназначена для создания компрессии 3,8-5 сантиметров. Однако, устройство может постоянно контролировать фактическую компрессию, с использованием, например, вышеописанных способов. Если фактическая компрессия превышает пороговое значение (например, $\delta_1=10\%$ от максимальной глубины, т.е. 0,5 сантиметров), то можно определить, что механические
30 свойства грудной клетки изменились, и, поэтому, требуется вычислить новую модель для пациента. Когда d_0 изменилось более, чем на заданное расстояние δ_2 (например, 0,25 сантиметров), следует повторно вычислить модель и силовой импульс. В общем, не рекомендуется увеличивать максимальную глубину компрессии выше некоторого
35 предела (по сравнению с исходным положением d_0 , т.е. 5 сантиметров + δ_1), так как возможно тяжелое повреждение грудной клетки и органов. Это предполагает, что форма импульса компрессии изменилась. Следует отметить, что устройство можно настроить на контроль последовательности компрессий, а не на измерение любой
40 одной компрессии, чтобы исключить неправильное измерение из требования вычисления новой модели.

Если определено, что свойства грудной клетки изменились, то способ возвращается на этап 120, на котором процесс определения модели для пациента повторяется. Если свойства грудной клетки не изменились, то способ продолжается на этапе 160. На
45 этапе 160 продолжают выполнять некоторое число компрессий CPR (например, 200 компрессий); после этого снова выполняют протокол ALS. Если CPR по-прежнему требуется, то вышеописанные процедуры повторяются. Если CPR больше не требуется (например, вследствие восстановления естественного кровообращения после выполнения протокола ALS), то процедура CPR прекращается.

50 В другом примерном варианте осуществления настоящего изобретения, возможно приложение одной непрерывной компрессии к грудной клетке пациента. Затем можно непосредственно определить параметры модели (например, жесткость пружины и коэффициент демпфирования грудной клетки), с использованием аппроксимации

методом грубой силы. При использовании данного подхода, могут потребоваться несколько итераций (каждая с возрастающим постоянным силовым импульсом), пока не будет получена требуемая глубина компрессии.

5 На фиг.7 показан другой примерный способ в соответствии с настоящим изобретением. В данном варианте осуществления, к грудной клетке пациента прикладывают входное воздействие (т.е. силу $F(t)$), и измеряют результат на выходе (т.е. смещение $Y(t)$). Затем силу (т.е. упреждающий компонент в контуре управления) регулируют так, чтобы на выходе обеспечивалось требуемое смещение.

10 Вышеописанный способ можно выполнять как повторяющийся процесс и можно выполнять для приводимых в действие давлением приборов многих типов. При использовании данного типа обратной связи, отклонения привода и грудной клетки от идеальности можно корректировать в процессе компрессий грудной клетки.

15 На фиг.2 показана примерная система 200 для механического выполнения CPR на пациенте 210 (показанном в сечении). Примерная система 200 содержит электродвигатель 220, приводящий в движение поршень 230, измерительное устройство 240 и управляющее устройство 250. Специалистам в данной области техники должно быть очевидно, что управляющее устройство 250 может быть любым устройством, которое способно выполнять необходимые вычисления и обмениваться данными с электродвигателем 220 и измерительным устройством 240, (например, переносным компьютером, PDA (персональным электронным секретарем), устройством сервоуправления и т.п.).

25 Как пояснялось выше, систему 200 располагают так, чтобы электродвигатель 220 мог приводить в движение поршень 230 для приложения силы компрессии к грудной клетке пациента 210 (на этапе 110 примерного способа 100). Управляющее устройство 250 предписывает электродвигателю 220 выполнить исходный набор компрессий (этап 120). Измерительное устройство 240 измеряет получаемые смещения (этап 130). На основании прикладываемых сил, управляющее устройство 250 определяет вязкоупругие свойства грудной клетки пациента 210 (этап 140) и соответствующую силу, которую следует использовать для достижения требуемой компрессии (этап 150). Затем управляющее устройство 250 дает электродвигателю 220 команду для выполнения компрессий, как пояснялось выше, (этап 160), с
35 выдерживанием паузы для выполнения искусственных вдохов.

Измерительное устройство 240 продолжает контролировать фактическое смещение (предпочтительно из фиксированной опорной точки), получаемое в результате приложения силы электродвигателем 220 и поршнем 230, при продолжении обмена
40 данными с управляющим устройством 250, чтобы измерительное устройство могло определять, изменились ли свойства грудной клетки настолько значительно, что смещение изменилось свыше некоторого порога (этап 170). В данном случае, свойства грудной клетки требуется оценивать снова (этап 190).

45 Примерная система 200 описана, в частности, со ссылкой на применение электродвигателя 220 и поршня 230 для приложения силы компрессии к грудной клетке пациента 210. Однако, специалистам в данной области техники должно быть очевидно, что данные конструкции приведены только для примера, и что возможно использование других конструкций, которые способны обеспечивать аналогичную
50 силу, (например, бандаж, который сжимается вокруг грудной клетки для обеспечения компрессии, и т.п.), без выхода за общий объем настоящего изобретения. Например, изобретение можно также применить к ручной CPR, когда для направляемого проведения CPR используют мягкую подкладку для приложения силы и датчик

смещения. Кроме того, как изложено выше, измерительное устройство 240 может быть, например, устройством, которое регистрирует свет, отраженный от простой структуры или структуры типа мерной рейки, потенциометром, акселерометром, устройством измерения положений и числа оборотов электродвигателя, угловыми датчиками и т.п. Однако, специалистам в данной области техники должно быть понятно, что выше перечислены всего лишь примеры, и что измерительное устройство 240 может быть любым другим средством, способным измерять грудную клетку и/или компрессию грудной клетки пациента 210.

При применении вышеописанных примерных вариантов осуществления настоящего изобретения, автоматическую CPR можно делать таким образом, который наиболее точно аппроксимирует ручную CPR.

Специалистам в данной области техники должно быть очевидно, что в настоящее изобретение можно вносить различные модификации, не выходящие за пределы сущности и объема изобретения. Следовательно, предполагается, что настоящее изобретение охватывает модификации и изменения настоящего изобретения, при условии, что они не выходят за пределы объема притязаний прилагаемой формулы изобретения и ее эквивалентов.

Формула изобретения

1. Система для кардиопульмональной реанимации, содержащая устройство для приложения сил компрессии к грудной клетке пациента; измерительное устройство для измерения смещения грудной клетки,

соответствующего каждой из сил компрессии; и

управляющее устройство для определения свойств грудной клетки по смещениям грудной клетки, соответствующим каждой из сил компрессии, при этом управляющее устройство дополнительно выполнено с возможностью определения оптимальной силы компрессии для обеспечения оптимального смещения грудной клетки на основании свойств грудной клетки.

2. Система по п.1, в которой управляющее устройство дополнительно выполнено с возможностью выдачи команды в устройство для приложения силы на приложение оптимальной силы компрессии к грудной клетке.

3. Система по п.2, в которой измерительное устройство дополнительно выполнено с возможностью измерения дополнительных смещений грудной клетки, соответствующих оптимальным силам компрессии, и управляющее устройство определяет, превосходят ли дополнительные смещения грудной клетки порог.

4. Система по п.3, в которой управляющее устройство дополнительно выполнено с возможностью вычисления дополнительных свойств грудной клетки, когда дополнительные смещения грудной клетки превосходят порог.

5. Система по п.1, в которой оптимальная сила компрессии соответствует оптимальному смещению грудной клетки 3,8-5 см.

6. Система по п.1, в которой свойства грудной клетки содержат жесткость пружины грудной клетки и коэффициент демпфирования грудной клетки.

7. Система по п.1, в которой измерительное устройство является одним из акселерометра, потенциометра, оптического измерительного элемента, линейно-регулируемого дифференциального трансформатора (LVDT), устройства отраженного света, по меньшей мере, одного углового датчика, по меньшей мере, одного магнитного датчика и устройства для измерения числа оборотов электродвигателя.

8. Система по п.1, в которой устройство для приложения силы содержит одно из

поршня и компрессионного ремня.

9. Система по п.4, в которой управляющее устройство дополнительно выполнено с
возможностью определения оптимальной силы компрессии для обеспечения
оптимального смещения грудной клетки на основании дополнительных свойств
5 грудной клетки.

10

15

20

25

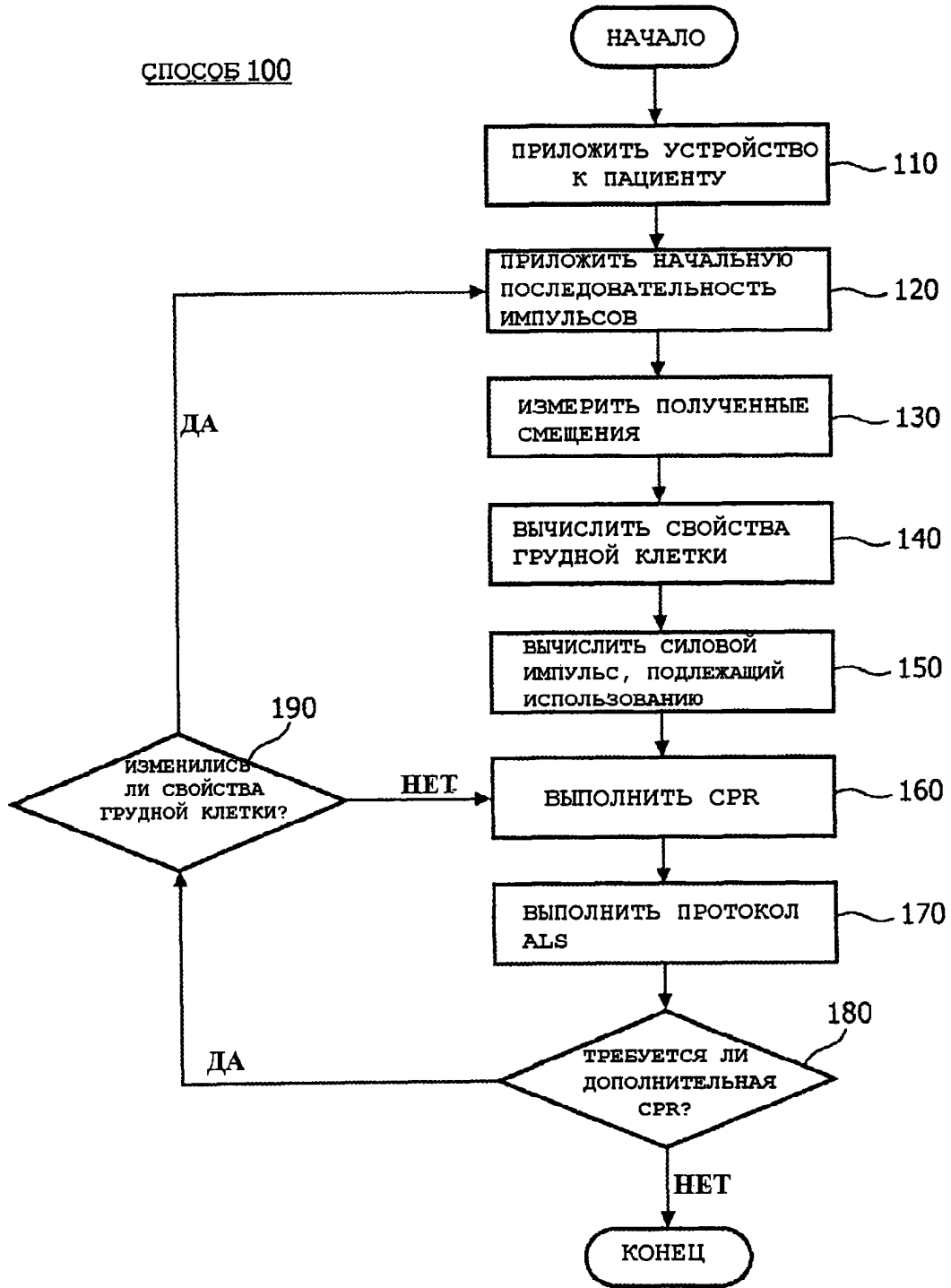
30

35

40

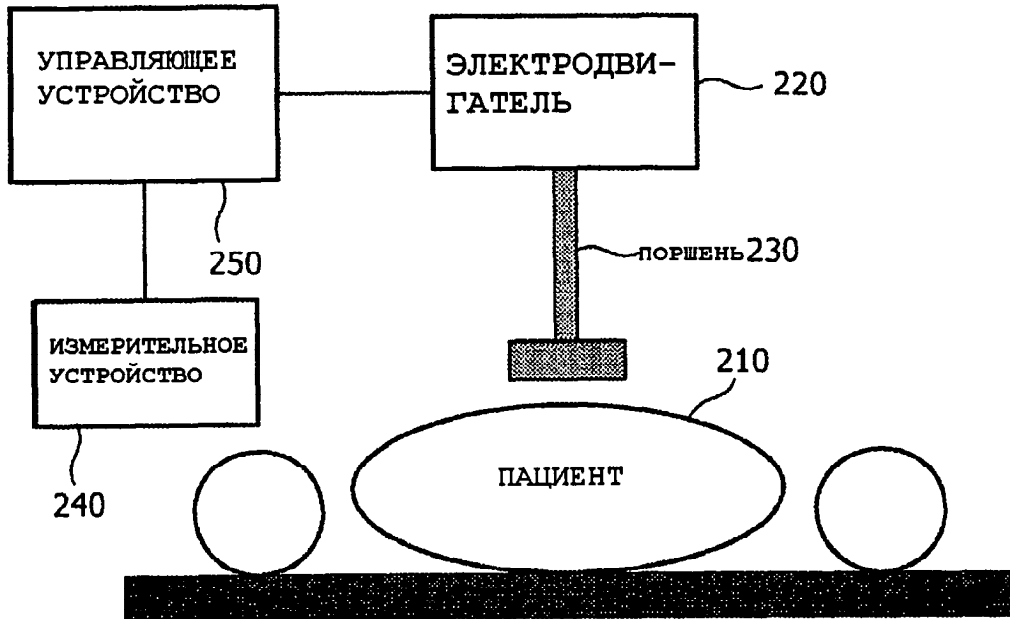
45

50

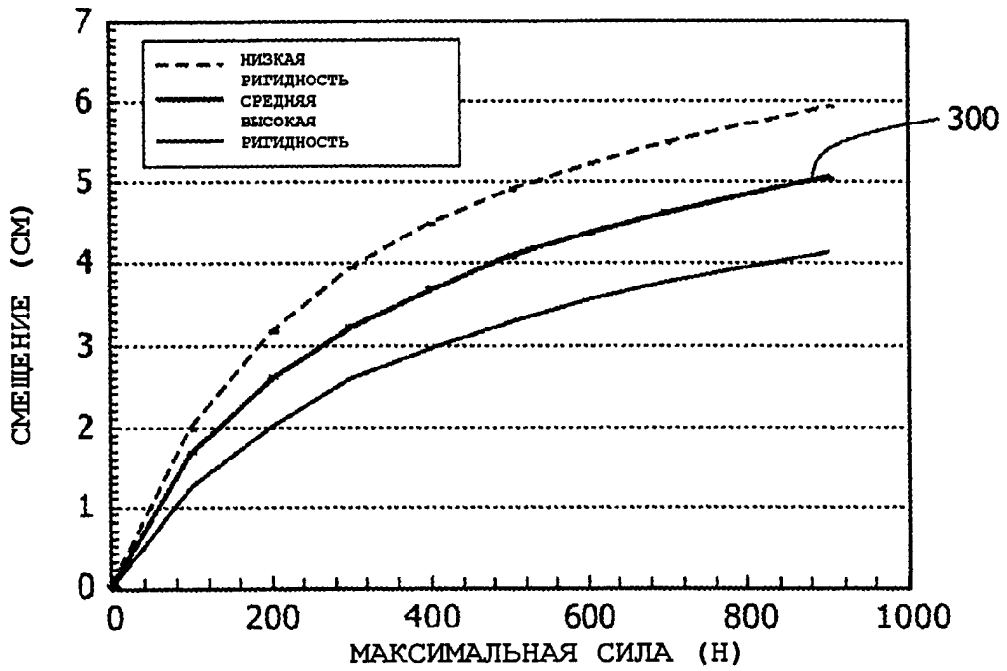


ФИГ. 1

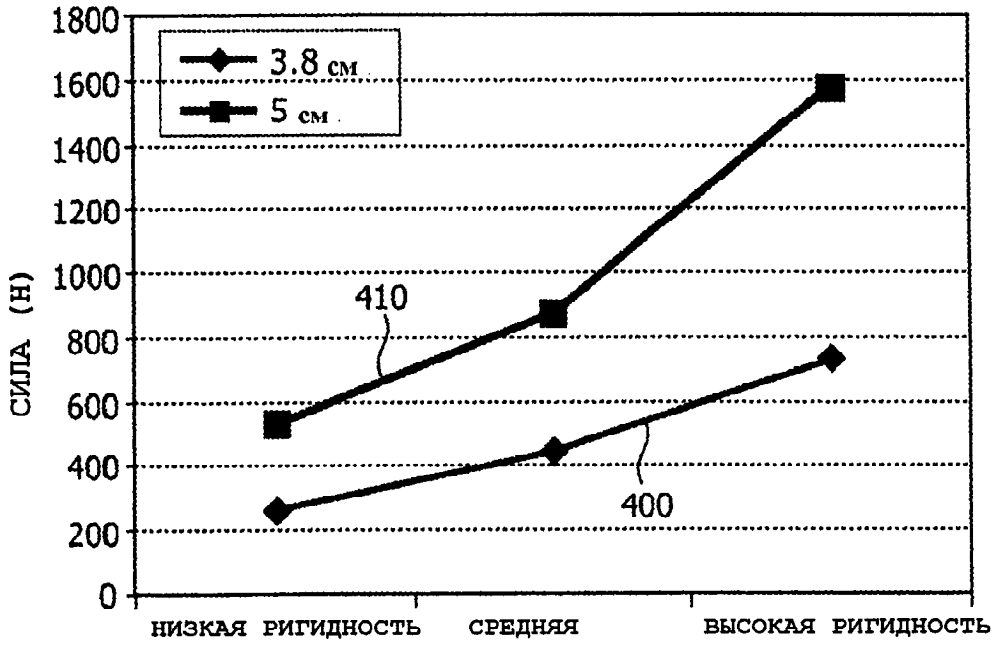
СИСТЕМА 200



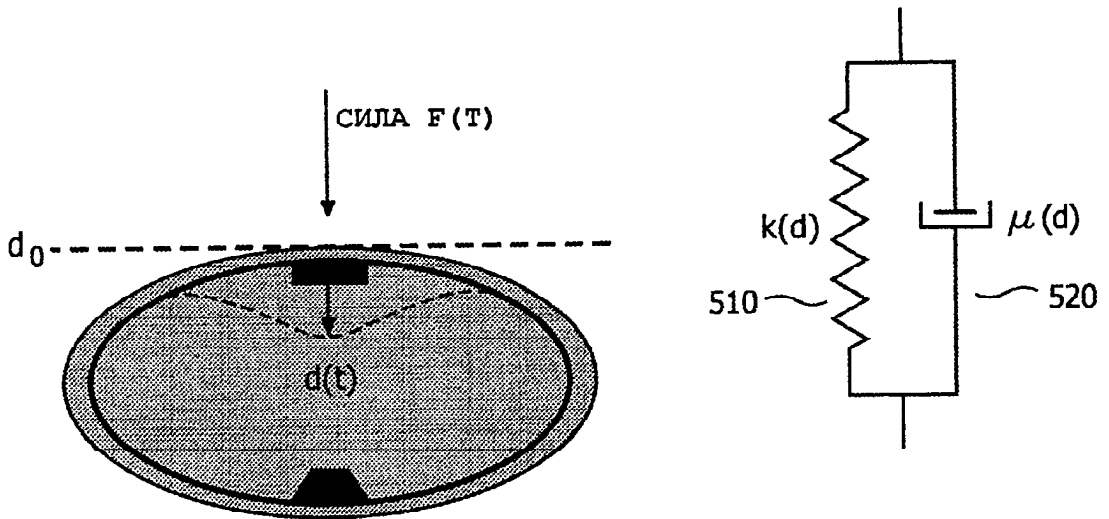
ФИГ. 2



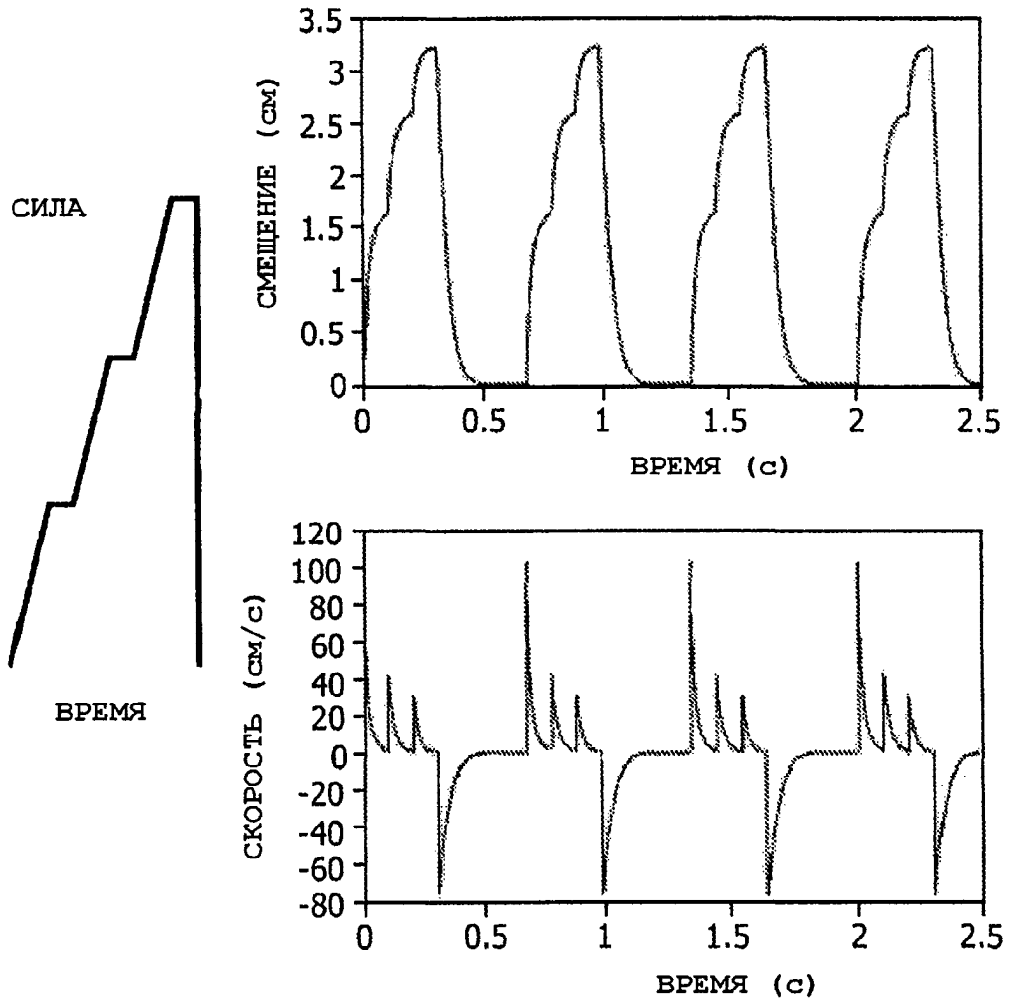
ФИГ. 3



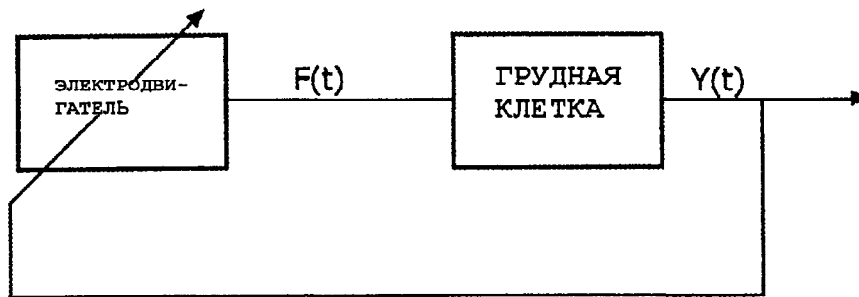
ФИГ. 4



ФИГ. 5



ФИГ. 6



ФИГ. 7