



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013118445/14, 31.07.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
31.07.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
08.10.2010 US 61/391,544

(43) Дата публикации заявки: 20.11.2014 Бюл. № 32

(45) Опубликовано: 20.12.2015 Бюл. № 35

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: WO 98/49934 A1, 12.11.1998. US 2003191409 A1, 09.10.2003. WO 99/12473 A1, 18.03.1999. US 5117835 A, 02.06.1992. RU 2163090 C1, 20.02.2001. SU 1708307 A1, 30.01.1982.

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 08.05.2013

(86) Заявка РСТ:
IL 2011/000619 (31.07.2011)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2012/046223 (12.04.2012)

Адрес для переписки:
191036, Санкт-Петербург, а/я 24, "НЕВИНПАТ"

(72) Автор(ы):

**УЭЙНБЕРГ Гай (IL),
ПАПИАН Сурик (IL)**

(73) Патентообладатель(и):

ХЭДСЕНС МЕДИКАЛ ЛТД. (IL)

(54) СИСТЕМА И СПОСОБ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИЧЕРЕПНОГО ДАВЛЕНИЯ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской диагностике. Устройство для определения внутричерепного давления включает передатчик для передачи первого акустического сигнала; приемник для приема второго акустического сигнала из второй точки черепа. Второй акустический сигнал включает первый акустический сигнал после прохождения из первой точки черепа во вторую точку черепа и третий акустический сигнал, представляющий частоты внутричерепных процессов. Схема управления связана с приемником и выполнена с возможностью извлечения из второго акустического сигнала первого набора частотных составляющих, связанного с упомянутым

переданным первым акустическим сигналом; извлечения из второго акустического сигнала второго набора частотных составляющих, связанного с третьим акустическим сигналом; вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; вычисления среднего значения нормальных отклонений множества фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; вычисления среднего значения нормальных отклонений множества фрагментов второго набора частотных составляющих и

определения внутричерепного давления как арифметической суммы среднего значения полного размаха первого набора частотных составляющих, среднего значения нормальных отклонений первого набора частотных составляющих, среднего значения полного размаха второго набора частотных

составляющих и среднего значения нормальных отклонений второго набора частотных составляющих. Раскрыт способ определения внутричерепного давления. Изобретения обеспечивают возможность достижения высокой точности и не требуют обученного персонала. 2 н. и 19 з.п. ф-лы, 3 ил.

R U 2 5 7 1 3 2 8 C 2

R U 2 5 7 1 3 2 8 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2013118445/14, 31.07.2011**

(24) Effective date for property rights:
31.07.2011

Priority:

(30) Convention priority:
08.10.2010 US 61/391,544

(43) Application published: **20.11.2014 Bull. № 32**

(45) Date of publication: **20.12.2015 Bull. № 35**

(85) Commencement of national phase: **08.05.2013**

(86) PCT application:
IL 2011/000619 (31.07.2011)

(87) PCT publication:
WO 2012/046223 (12.04.2012)

Mail address:

191036, Sankt-Peterburg, a/ja 24, "NEVINPAT"

(72) Inventor(s):

**WEINBERG Guy (IL),
PAPYAN Surik (IL)**

(73) Proprietor(s):

HEADSENSE MEDICAL LTD. (IL)

(54) **SYSTEM AND METHOD FOR INTRACRANIAL PRESSURE MEASUREMENT**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions refers to medical diagnostics. A device for determining intracranial pressure comprises a transmitter for transmitting a first acoustic signal; a receiver for receiving a second acoustic signal from a second skull point. The second acoustic signal includes the first acoustic signal passed from the first skull point into the second skull point, and a third acoustic signal representing frequencies of intracranial processes. A control circuit is connected to the receiver and configured to recover a first set of frequency components related to the above transmitted first acoustic signal; recover a second set of frequency components related to the third acoustic signal from the second acoustic signal; calculating a mean peak-to-peak value of the above recovered first set of frequency components; calculating a mean value of standard deviations of a number of fragments of the above

recovered first set of frequency components; calculating a mean peak-to-peak value of the above recovered second set of frequency components; calculating a mean value of standard deviations a number of fragments of the second set of frequency components and deriving an intracranial pressure as an arithmetic sum of the mean peak-to-peak value of the first set of frequency components, the mean value of standard deviations of the first set of frequency components, the mean peak-to-peak value of the second set of frequency components and the mean value of standard deviations of the second set of frequency components. What is disclosed is a method for determining intracranial pressure.

EFFECT: inventions make it possible to ensure high accuracy and require no trained personnel.

21 cl, 3 dwg

RU 2 571 328 C2

RU 2 571 328 C2

Предпосылки создания изобретения

[0001] Настоящее изобретение относится, в общем, к области непрерывного неинвазивного мониторинга внутричерепного давления (intracranial pressure, ICP).

Перекрестные ссылки на связанные заявки

5 [0002] Настоящая заявка ссылается на приоритет предварительной заявки на патент США с номером 61/391544, зарегистрированной 8 октября 2010 года и озаглавленной «Прибор для неинвазивного измерения внутричерепного давления» ("Non-invasive ICP monitor"), которая полностью включена в настоящий документ путем ссылки.

Предпосылки создания изобретения

10 [0003] Внутричерепное давление (ВЧД) - это давление внутри черепа, оно представляет собой давление, испытываемое тканями головного мозга. Организм имеет различные механизмы поддержания стабильного внутричерепного давления, в частности, за счет управления давлением спинномозговой жидкости (cerebrospinal fluid, CSF) посредством ее выработки или поглощения. Внутричерепное давление измеряется
15 в миллиметрах ртутного столба (мм рт.ст.), при этом норма в состоянии покоя составляет 7-15 мм рт.ст. в положении лежа на спине для взрослого и имеет отрицательное значение (в среднем -10 мм рт.ст.) в вертикальном положении. Изменения внутричерепного давления связывают с изменением объема одного или более компонентов, находящихся внутри черепной коробки.

20 [0004] Одним из наиболее опасных аспектов черепно-мозговых травм и других травм головы является повышение внутричерепного давления. Повышение ВЧД, причиной которого чаще всего является травма головы, ведет к внутричерепной гематоме или к отеку головного мозга, может вызывать разрыв мозговых тканей, смещать мозговое вещество, способствовать появлению гидроцефалии, образованию черепно-мозговой
25 грыжи и ограничивать кровоснабжение головного мозга. Также оно может быть причиной рефлекторной брадикардии.

[0005] Повышенное внутричерепное давление вызывает уменьшение церебрального перфузионного давления (cerebral perfusion pressure, CPP), что при отсутствии контроля может приводить к рвоте, головным болям, нечеткости зрения или к потере сознания.
30 Дальнейшее повышение внутричерепного давления может приводить к необратимым повреждениям головного мозга и, в конечном счете, к смертельному кровотечению в основании черепа. Превышение внутричерепным давлением значения, равного около 20 мм рт.ст., у взрослых называют патологической внутричерепной гипертензией (pathologic intracranial hypertension, ICH) и считают неотложным состоянием, требующим
35 медицинского и/или хирургического вмешательства. Конкретные случаи, требующие контроля внутричерепного давления, - пострадавшие от черепно-мозговых травм (traumatic brain injury, TBI), инсульта, пациенты с гидроцефалией, пациенты, проходящие внутричерепные процедуры, пациенты с опухолями мозга, синдромом детского сотрясения, пациенты с подключенными системами гемодиализа или искусственной
40 печени.

[0006] ВЧД может также опускаться ниже нормального уровня, хотя повышение ВЧД встречается гораздо чаще и является гораздо более опасным. Симптомы для обоих состояний часто аналогичны, поэтому многие эксперты сходятся во мнении о том, что эти симптомы вызываются скорее перепадом давлений, нежели собственно давлением.

45 [0007] Существующие методы мониторинга ВЧД делят, как правило, на инвазивные и неинвазивные. Группа инвазивных методов подразделяется на методы мягких тканей, например, спинномозговая пункция, и на инвазивные внутричерепные методы. Последние включают три различных метода мониторинга внутричерепного давления:

- Внутрижелудочковый зонд, который представляет собой тонкую и гибкую трубку, вводимую в один из двух боковых желудочков головного мозга;

- Субарахноидальный винт (или «болт»), устанавливаемый непосредственно сквозь череп в пространство между паутинной оболочкой и корой головного мозга; и

5 - Эпидуральный датчик, устанавливаемый в эпидуральное пространство под черепом.

[0008] При использовании метода спинномозговой пункции, или поясничного прокола, клинический врач аккуратно вводит тонкую иглу через нижнюю область спины в спинномозговую жидкость. Сообщение жидкости в позвоночнике и черепе позволяет
10 врачу определить давление в черепе, которому соответствует давление спинномозговой жидкости. Несмотря на то, что данный метод является инвазивным, его иногда предпочитают, поскольку он представляет собой процедуру, выполняемую на мягких тканях, а не на черепе. Чаще всего клинические врачи, не являющиеся нейрохирургами, не могут выполнять процедуры на черепе, однако вполне способны взять
15 спинномозговую пункцию. Эта процедура позволяет осуществлять управление или регистрацию изменяющихся во времени параметров внутричерепной жидкостной системы, однако часто является болезненной и во многих случаях имеет негативные последствия, что, как правило, вызывает опасения у пациента. Кроме того, это процедура является кратковременной и в общем случае не считается подходящей для
долговременного мониторинга ВЧД.

[0009] Инвазивные методы, с проникновением внутрь черепной коробки, хотя и являются приемлемыми с медицинской точки зрения и постоянно используются, имеют ряд недостатков. А именно, перед введением преобразователь (датчик) должен быть
20 некоторым образом откалиброван. Установка системы требует специалиста с очень высокой квалификацией; в клинических условиях эту процедуру могут выполнять только врачи, при этом в большинстве случаев это могут быть только такие специалисты, как
25 нейрохирурги. Следовательно, подобные процедуры, как правило, ограничены только крупными медицинскими учреждениями. Также, надежность и стабильность системы являются сравнительно кратковременными (32-72 часа) по ряду причин, включающих: утечки; закупоривание преобразователя; самопроизвольное отклонение или смещение
30 преобразователя. Эти препятствия, как правило, ограничивают такие процедуры только условиями интенсивного контроля, например, отделением интенсивной терапии (ICU). Существуют также риски, связанные с инвазивным введением преобразователя, такие как повреждение или инфицирование головного или спинного мозга. Несмотря на то, что риски эти невелики, данные проблемы в большинстве случаев ограничивают
35 применение группы инвазивных методов мониторинга ВЧД условиями стационара и не позволяют применять их в обычных условиях клиники или центра сестринского ухода.

[0010] Среди группы неинвазивных методов принятым и коммерчески доступным является метод мониторинга ВЧД, состоящий из формирования изображения головы
40 с помощью компьютерной или магнитно-резонансной томографии (СТ, MRI) или иного способа, интерпретации этого изображения и наблюдения изменений различных характеристик. Данный метод требует высокого уровня квалификации для чтения и оценки изображений, при этом необходимо помещение пациента в оборудование для формирования изображений. Во многих случаях сканирование откладывается или
45 отменяется из-за нестабильного состояния пациента, которое не позволяет его перемещать. Даже после стабилизации состояния пациента при его перемещении к оборудованию для формирования изображений необходимо принимать во внимание наличие различных трубок и соединений с оборудованием, в результате может

понадобиться дополнительный персонал, и следовательно, возрастут затраты. Кроме того, само сканирование представляет собой только отдельные измерения-«снимки» в отдельные моменты времени, для оценки малых изменений и вариаций необходимо по меньшей мере два сканирования. Серия последовательных сканирований могла бы
5 быть заменой непрерывного мониторинга, но это экономически нецелесообразно.

[0011] Другие способы включают оценку давления с использованием ультразвукового транскраниального аппарата Доплера (transcranial Doppler, TCD), предназначенного для оценки скоростей церебрального кровотока, и оценку диаметра волокон зрительного нерва. Эти методы изложены, например, в заявке на патент США с номером 2011/
10 0137183, опубликованной 9 июня 2011 года, полностью включенной в настоящей документ путем ссылки. К сожалению, автоматическая регистрация диаметра волокон зрительного нерва является сложной и требует участия клинического врача с высокой квалификацией для корректного определения подходящего нерва.

[0012] В патенте США №5919144, выданном 6 июля 1999 года, полностью включенном
15 в настоящий документ путем ссылки, описано устройство и способ неинвазивного измерения ВЧД. Акустический сигнал передают через череп пациента, при этом свойства прошедшего сигнала, после его распространения через череп, измеряют и связывают с ВЧД, а именно, контролируют изменения резонансной частотной характеристики. К сожалению, наблюдение за изменением резонансной частоты не обеспечивает
20 достаточной точности измерения ВЧД. При этом метод, предложенный в данном патенте, не получил широкого распространения более чем за десять лет.

[0013] В заявке на патент США №2008/0200832, опубликованной 21 августа 2008 года, полностью включенной в настоящий документ путем ссылки, описана система и способ неинвазивного контроля ВЧД. Система включает блок аудиостимуляции и
25 аудиозаписи, который включает контроллер стимуляции, память для хранения формы сигнала, устройство для сравнения форм сигнала с хранимыми формами сигнала и сигнализацию, которая срабатывает на основе упомянутого сравнения. Система включает по меньшей мере один черепной электрод, подключаемый к пациенту и устройство аудиостимуляции, например, акустические ушные вкладыши. Пациент
30 получает аудиостимуляцию при помощи упомянутого устройства аудиостимуляции, в результате которой принимают форму сигнала. Для формирования информации о ВЧД принятую форму сигнала сравнивают с установленной исходной формой сигнала пациента или с установленной нормальной формой сигнала. К сожалению, данный метод не обеспечивает точного непосредственного измерения ВЧД для произвольного
35 ряда пациентов, так как он обеспечивает сравнение только с исходными данными.

[0014] Патент США №6387051, выданный 1 мая 2002 года, полностью включенный в настоящий документ путем ссылки, посвящен системе и способу неинвазивного контроля ВЧД. Широкополосный ультразвуковой сигнал передают через череп и регистрируют датчиком. Принятый широкополосный сигнал раскладывают на
40 узкополосные составляющие. Каждую составляющую анализируют и определяют ВЧД. К сожалению, требование наличия ультразвукового оборудования увеличивает стоимость, в частности потому, что требует высококвалифицированного персонала для его корректной работы.

[0015] Итак, на протяжении долгого времени существует потребность в неинвазивном
45 устройстве, способном обеспечивать непосредственное измерение ВЧД и обеспечивающем повышенную точность, а также не требующем обученного персонала.

Сущность изобретения

[0016] В соответствии с этим, главная задача - преодолеть по меньшей мере некоторые

из недостатков существующего уровня техники. В некоторых из вариантов осуществления настоящего изобретения это достигается за счет обеспечения устройства для измерения внутричерепного давления, включающего: передатчик, выполненный с возможностью передачи первого акустического сигнала через первую точку черепа; 5 приемник, выполненный с возможностью приема второго акустического сигнала из второй точки черепа; и управляющие схемы. Упомянутые управляющие схемы выполнены с возможностью: извлечения из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала первого набора частотных составляющих, связанных с упомянутым переданным первым акустическим сигналом; извлечения из упомянутого 10 зарегистрированного второго акустического сигнала второго набора частотных составляющих, связанных с внутричерепными процессами; и определения внутричерепного давления в соответствии с упомянутым извлеченным первым набором частотных составляющих и упомянутым извлеченным вторым набором частотных составляющих.

15 [0017] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутая первая точка на черепе представляет собой первый слуховой канал, а упомянутая вторая точка на черепе представляет собой второй слуховой канал напротив упомянутого первого слухового канала. В другом варианте осуществления настоящего изобретения упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью вывода 20 упомянутого определенного внутричерепного давления.

[0018] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью: вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; и вычисления среднего значения нормальных отклонений для множества 25 обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; определения индекса опасности в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений; и вывода индикатора упомянутого определенного индекса опасности. В другом варианте осуществления настоящего изобретения 30 упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью: вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; и вычисления среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления 35 этими схемами управления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений.

[0019] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутые управляющие схемы также выполнены с возможностью вычисления среднего значения 40 полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; и вычисления среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления 45 этими схемами управления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений. В другом варианте осуществления настоящего изобретения упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью: вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных

составляющих; вычисления среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; и вычисления среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления упомянутыми схемами управления выполняется в соответствии с упомянутыми вычисленными средними значениями полного размаха и упомянутыми вычисленными средними значениями нормальных отклонений.

[0020] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью: вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; вычисления среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; вычисления среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; и определения индекса опасности в соответствии с вычисленным средним значением полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих и упомянутого вычисленного среднего значения нормальных отклонений упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления этими схемами управления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленными средними значениями полного размаха и упомянутыми вычисленными средними значениями отклонений и упомянутым определенным индексом опасности. В другом варианте осуществления настоящего изобретения упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью: вычисления общей энергии упомянутого первого набора частотных составляющих, и при этом упомянутое внутричерепное давление определяют только в случае, если упомянутая вычисленная общая энергия упомянутого первого набора частотных составляющих больше, чем заранее заданное минимальное значение.

[0021] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутые схемы управления также выполнены с возможностью: регистрации значений амплитуды принятого второго акустического сигнала, превышающих заранее заданное пороговое значение, при этом упомянутое внутричерепное давление определяют только в том случае, если количество зарегистрированных значений амплитуды больше, чем заранее заданное количество. В другом варианте осуществления настоящего изобретения упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту, меньшую, чем 1000 Гц. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту между 500-1000 Гц.

[0022] В одном независимом варианте осуществления настоящего изобретения предложен способ измерения внутричерепного давления, включающий: передачу первого акустического сигнала через первую точку черепа; прием второго акустического сигнала из второй точки черепа; извлечение из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала первого набора частотных составляющих, связанных с упомянутым переданным первым акустическим сигналом; извлечение из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала второго набора частотных

составляющих, связанных с внутричерепными процессами; и определение внутричерепного давления в соответствии с упомянутым извлеченным первым набором частотных составляющих и упомянутым извлеченным вторым набором частотных составляющих.

5 [0023] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутая первая точка на черепе представляет собой первый слуховой канал, а вторая точка на черепе представляет собой второй слуховой канал напротив упомянутого первого слухового канала. В другом варианте осуществления настоящего изобретения способ
10 включает также: вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; вычисление среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; определение индекса опасности в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением
15 полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений; и вывод индикатора упомянутого индекса опасности. В другом варианте осуществления настоящего изобретения способ включает также: вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора
20 частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений.

[0024] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения способ включает также: вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного
25 второго набора частотных составляющих; вычисление среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним
30 значением нормальных отклонений. В другом варианте осуществления настоящего изобретения способ включает также: вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих,
35 вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; и вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняется в соответствии с упомянутыми
40 вычисленными средними значениями полного размаха и упомянутыми вычисленными средними значениями нормальных отклонений.

[0025] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения способ включает также: вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного
45 первого набора частотных составляющих; вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; и вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых

методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих; определение индекса опасности в соответствии с вычисленным средним значением полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих и упомянутого вычисленного среднего значения нормальных отклонений упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха, упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений и упомянутого определенного индекса опасности. В другом варианте осуществления настоящего изобретения способ включает также: вычисление общей энергии упомянутого первого набора частотных составляющих, и при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняют только в том случае, если упомянутая вычисленная общая энергия упомянутого первого набора частотных составляющих больше, чем заранее заданное минимальное значение.

[0026] В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения способ включает также: регистрацию значений амплитуды принятого второго акустического сигнала, превышающих заранее заданное пороговое значение, при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняют только в том случае, если количество зарегистрированных значений амплитуды больше, чем заранее заданное количество. В другом варианте осуществления настоящего изобретения упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту, меньшую, чем 1000 Гц. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту между 500-1000 Гц.

[0027] Дополнительные отличительные особенности и преимущества настоящего изобретения могут быть поняты более детально из дальнейшего описания и приложенных чертежей.

Краткое описание чертежей

[0028] Для более глубокого понимания настоящего изобретения, а также для иллюстрации способов его осуществления, далее, исключительно в качестве примеров, осуществляются ссылки на приложенные чертежи, где соответствующие друг другу элементы обозначены аналогичными обозначениями на всех чертежах.

[0029] Далее, в связи с использованием конкретных ссылок на детальные чертежи, необходимо подчеркнуть, что конкретные детали показаны исключительно в качестве примеров с целью иллюстративного описания предпочтительных вариантов осуществления настоящего изобретения и представлены для обеспечения наиболее полного и понятного, по мнению авторов настоящей заявки, описания сущности и концепции настоящего изобретения. В этом отношении структурные детали настоящего изобретения показаны с уровнем детализации, минимально достаточным для общего понимания настоящего изобретения, а описание, приведенное в комбинации с чертежами, предназначено для пояснения специалистам в настоящей области техники способов практической реализации различных форм изобретения. На приложенных чертежах:

[0030] Фиг.1 иллюстрирует высокоуровневую блок-схему устройства для неинвазивного измерения ВЧД;

[0031] Фиг.2А иллюстрирует высокоуровневую блок-схему способа неинвазивного измерения ВЧД;

[0032] Фиг.2В иллюстрирует более детальную высокоуровневую блок-схему способа неинвазивного измерения ВЧД фиг.2А;

[0033] Фиг.3 иллюстрирует высокоуровневую схему дисплея устройства фиг.1.

Подробное описание предпочтительных вариантов осуществления изобретения [0034] Перед тем, как приступить к описанию по меньшей мере одного из вариантов осуществления настоящего изобретения, необходимо отметить, что настоящее изобретение не ограничено применением с использованием деталей конструкции и 5 схемы размещения компонентов, изложенными в дальнейшем описании или проиллюстрированными на чертежах. Настоящее изобретение может быть применено к другим вариантам его осуществления, или применяться (реализовываться) отличающимся образом. Также, нужно понимать, что формулировки и термины, применяющиеся в настоящем документе, использованы исключительно для описания, 10 их не следует считать ограничивающими.

[0035] Фиг.1А иллюстрирует высокоуровневую блок-схему устройства 10 для измерения ВЧД. Устройство 10 включает: первое устройство 11 крепления на черепе, второе устройство 12 крепления на черепе; акустический передатчик 20; акустический приемник 30; опциональный фильтр 35; вычислительная платформа 40; пара трубчатых 15 элементов 50; соединительный блок 55; и дисплей 90. Вычислительная платформа 40 включает: генератор 60 сигнала; схемы 70 управления, включающие: схему 75 дискретизации; память 80; и дисплей 90. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения первое устройство 11 крепления на черепе выполнено с возможностью пропускания акустического сигнала с доминантной частотой между 500-1000 Гц без 20 какого-либо значительного ослабления или искажения. В одном из конкретных вариантов осуществления настоящего изобретения первое устройство 11 крепления на черепе включает ушной вкладыш. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения второе устройство 12 крепления на черепе выполнено с возможностью пропускания акустических сигналов, имеющих частоты до 1000 Гц. В одном из 25 конкретных вариантов осуществления настоящего изобретения второе устройство 12 крепления на черепе включает ушной вкладыш. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения акустический передатчик 20 выполнен с возможностью выдачи акустического сигнала с доминантной частотой между 500-1000 Гц без какого-либо ослабления или искажения. В одном из вариантов осуществления настоящего 30 изобретения акустический приемник 30 представляет собой микрофон. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения акустический приемник 30 выполнен с возможностью приема акустических сигналов, имеющих частоты до 1000 Гц, не вызывая какого-либо значительного ослабления или искажения, а именно, преобразует принятые акустические сигналы из упомянутого выше частотного диапазона в 35 электрический сигнал без неподобающих искажений. В одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения вычислительная платформа 40 представляет собой любое из следующего: персональный компьютер; планшетный компьютер; портативный компьютер; смартфон; и прикроватный монитор. В одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения каждый из 40 трубчатых элементов 50 имеет внутренний диаметр около 4 мм и внешний диаметр около 5 мм. Опциональный фильтр 35 проиллюстрирован, для простоты, как отдельный элемент, однако это никоим образом не должно ограничивать настоящее изобретение. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения опциональный фильтр 35 является неотъемлемым свойством трубчатого элемента 50, так что акустический 45 приемник 30 принимает от второго устройства 12 крепления на черепе фильтрованный акустический сигнал.

[0036] Первое устройство 11 крепления на черепе соединено с первым концом первого трубчатого элемента 50, а акустический передатчик 20 соединен со вторым концом

первого трубчатого элемента 50. Второе устройство 12 крепления на черепе соединено с первым концом второго трубчатого элемента 50, а акустический приемник 30 соединен со вторым концом второго трубчатого элемента 50. Первое устройство 11 крепления на черепе выполнено с возможностью крепления в первой точке 100 черепа головы 120 пациента. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения первая точка 100 черепа представляет собой первый слуховой канал. Второе устройство 12 крепления на черепе выполнено с возможностью крепления во второй точке 110 головы 120 пациента. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения вторая точка 110 черепа представляет собой слуховой канал, предпочтительно, напротив первого слухового канала. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения и первое устройство 11 крепления на черепе, и второе устройство 12 крепления на черепе выполнены с возможностью удержания внутри соответствующего слухового канала. Акустические сигналы, выдаваемые из акустического передатчика 20, могут распространяться через первый трубчатый элемент 50 в первую точку 100 черепа при помощи первого устройства 11 крепления на черепе. Акустические сигналы, входящие во второе устройство 12 крепления на черепе, могут распространяться через второй трубчатый элемент 50 для приема акустическим приемником 30. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения соединительный блок 55 механически соединяет первый и второй трубчатые элементы друг с другом таким образом, чтобы они оставались в неизменном положении относительно головы 120 пациента, и предпочтительно, также прижимает первое устройство 11 крепления на черепе и второе устройство 12 крепления на черепе к соответствующим первой точке 100 черепа и второй точке 110 черепа. В одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения соединяющий блок 55 включает упругую дугу.

[0037] В другом варианте осуществления настоящего изобретения (не показан на чертежах) акустически передатчик 20 размещают внутри первого устройства 11 крепления на черепе, а акустический приемник 30 размещают внутри второго устройства 12 крепления на черепе. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения акустический передатчик 20 и акустический приемник 30 размещают в соответствующих частях одного бинаурального устройства таким образом, что акустический преобразователь 20 выполнен с возможностью передачи звука в первый слуховой канал при помощи первого головного телефона бинаурального устройства, представляющего собой первое устройство 11 крепления на черепе, а устройство 30 выполнено с возможностью приема акустических сигналов во втором слуховом канале, напротив первого слухового канала, при помощи второго головного телефона бинаурального устройства, представляющего второе устройство 12 крепления на черепе.

[0038] В одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения схемы 70 управления представляют собой процессор или схемы ASIC. Вход акустического приемника 30 соединен со входом схемы 75 дискретизации через опциональный фильтр 35. Первый выход схемы 70 управления соединен с выходом генератора 60 сигнала, второй выход схемы 70 управления соединен с входом памяти 80, а третий выход системы 70 управления соединен с дисплеем 90. Схема 75 дискретизации, предпочтительно, включает аналогово-цифровой преобразователь с частотой дискретизации, по меньшей мере вдвое превышающей частоту дискретизации частотного выхода генератора 60 сигнала, а также, предпочтительно, имеет частоту дискретизации, по меньшей мере вдвое превышающую частоту дискретизации, необходимую для регистрации целевых частот. В одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения схема 75 дискретизации имеет частоту

дискретизации, равную 11 кГц. Схема 75 дискретизации проиллюстрирована как часть вычислительной платформы 40, однако это не должно считаться каким-либо ограничением, при этом в одном из вариантов осуществления настоящего изобретения акустические приемник 30 имеет в своем составе схему 75 дискретизации и, следовательно, обеспечивает оцифрованный выходной сигнал для связи со схемой 70 управления. Выход схемы 75 дискретизации может быть также соединен напрямую с памятью 80, без выхода за рамки настоящего изобретения. В соответствии с предшествующим описанием, альтернативно, опциональный фильтр размещают между вторым устройством 12 крепления на черепе и акустическим приемником 30, однако это не должно считаться каким-либо ограничением, при этом без выхода за рамки настоящего изобретения может обеспечиваться любая комбинация фильтров. Дополнительно, может быть обеспечен фильтр между акустическим передатчиком 20 и первым устройством 11 крепления на черепе, без выхода за рамки настоящего изобретения.

[0039] При работе системы первое устройство 11 крепления на черепе закреплено в первой точке 100 черепа, а второе устройство 12 крепления на черепе закреплено во второй точке 110 черепа. Генератор 60 формирует сигнал под управлением выходного сигнала схем 70 управления и выдает сформированный сигнал в акустический передатчик 20. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения сформированный сигнал имеет одну доминантную частоту. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения единственная доминантная частота сформированного сигнала не превышает 1000 Гц. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения единственная доминантная частота сформированного сигнала находится между 500 и 1000 Гц. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения доминантная частота сформированного сигнала находится между 600-650 Гц, и в одном из конкретных вариантов осуществления настоящего изобретения, равна 621 Гц. Акустический передатчик 20 преобразует сформированный сигнал в акустический сигнал и передает акустический сигнал в первую точку 100 черепа. Опционально, первый трубчатый элемент 50 фильтрует передаваемый акустический сигнал, удаляя акустические помехи. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутый акустический сигнал непрерывно формируется генератором 60 сигнала в ответ на первое состояние сигнала, выдаваемого схемами 70 управления, и прерывается вторым состоянием сигнала, выдаваемого схемами 70 управления. В одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения передачу акустического сигнала выполняют в течение периода времени, равного 6 секундам, задающего период измерения. Периоды измерения, предпочтительно, выполняются над пациентом периодически, причем в одном из неограничивающих вариантов осуществления настоящего изобретения период их повторения составляет 11 секунд.

[0040] Акустический приемник 30 принимает акустический сигнал из второй точки 110 черепа. Предпочтительно, второй трубчатый элемент 50 обеспечивает фильтрующее воздействие опционального фильтра 35, и следовательно, фильтрует принимаемый акустический сигнал, удаляя из него любые акустические помехи. Принятый акустический сигнал включает: акустический сигнал, переданный акустическим передатчиком 20, после прохождения через голову 120 пациента, и акустический сигнал, представляющий частоты различных внутричерепных процессов, а именно, вибрацию сосудистой системы мозга и дыхательного цикла. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения вибрация сосудистой системы мозга и дыхательного цикла

передается материалом второго устройства 12 крепления на черепе и второго трубчатого элемента 50 в акустический приемник 30. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения электрическое представление акустического сигнала, выдаваемое акустическим приемником 30, фильтруют при помощи опционального фильтра 35, за счет чего удаляют акустические помехи. Опционально фильтруемый акустический сигнал дискретизируют при помощи схемы 75 дискретизации, при этом отсчеты сигнала сохраняют в памяти 80. Альтернативно, опциональный фильтр 35 реализуют как цифровой фильтр, выполненный с возможностью фильтрации выходного сигнала схемы 75 дискретизации. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения акустический приемник 30 выполнен с возможностью непрерывного приема акустических сигналов. Схема 70 управления выполнена с возможностью определения индекса опасности состояния пациента и ВЧД в голове 120 пациента, в соответствии с дальнейшим описанием относительно фиг.2А-2В. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения, в соответствии с дальнейшим описанием, ВЧД определяют на основе упомянутого индекса опасности. Определенные ВЧД и индекс опасности затем отображают на дисплее 90. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения определенные ВЧД и индекс опасности также сохраняют в память 80.

[0041] Фиг.2А иллюстрирует высокоуровневую блок-схему алгоритма способа измерения внутричерепного давления пациента, выполняемого автоматически под управлением схемы 70 управления для каждого периода измерения. На шаге 1000 акустический сигнал передают в первую точку черепа. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения первая точка черепа представляет собой слуховой канал головы пациента. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения передаваемый акустический сигнал имеет одну доминантную частоту. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутая единственная доминантная частота передаваемого акустического сигнала не превосходит 1000 Гц. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутая единственная доминантная частота акустического сигнала находится между 500 и 1000 Гц. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутый акустический сигнал передают непрерывно. На шаге 1010 акустический сигнал принимают из второй точки черепа. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения вторая точка черепа представляет собой второй слуховой канал напротив первого слухового канала. Принятый акустический сигнал включает: акустический сигнал шага 1000 после прохождения через голову 120 пациента; и акустический сигнал, представляющий частоты различных внутричерепных процессов, а именно, вибрацию сосудистой системы мозга и дыхательного цикла. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения сигнал принимают непрерывно.

[0042] На шаге 1020 принятый сигнал шага 1010 дискретизируют при помощи схемы 75 дискретизации. На опциональном шаге 1030 вычисляют общую энергию набора частотных составляющих, связанных с переданным акустическим сигналом шага 1000, причем в одном из вариантов осуществления настоящего изобретения это выполняют при помощи быстрого преобразования Фурье. На опциональном шаге 1040 вычисленную общую энергию опционального шага 1030 сравнивают с заранее заданным минимальным значением для определения качества переданного сигнала шага 1000 в принятом сигнале шага 1010. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения вычисляют общую энергию принятого сигнала шага 1010, при этом упомянутое заранее заданное минимальное значение представляет собой определенный процент от вычисленной энергии принятого сигнала шага 1010. В одном варианте осуществления настоящего

изобретения этот процент составляет около 66%. В другом варианте осуществления настоящего изобретения вычисленную общую энергию принятого сигнала отображают в соответствии с последующим описанием на примере фиг.3. Если вычисленная общая энергия больше, чем заранее заданное минимальное значение, или если опциональные шаги 1030-1040 не выполняют, то на опциональном шаге 1050 регистрируют отсчеты принятого сигнала шага 1010, значение амплитуды которых превышает заранее заданное пороговое значение и которые представляют собой акустические помехи. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутое заранее заданное пороговое значение составляет 95% от максимально возможного значения амплитуды принятого сигнала. На опциональном шаге 1060 количество зарегистрированных отчетов опционального шага 1050, значение амплитуды которых больше, чем заранее заданное пороговое значение, сравнивают с заранее заданным количеством для определения качества принятого сигнала шага 1010. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутое заранее заданное количество составляет 3% от упомянутого количества отсчетов принятого сигнала шага 1010.

[0043] Если количество зарегистрированных отчетов меньше, чем это заранее заданное количество, или если опциональные шаги 1050-1060 не выполнялись, на шаге 1070 из принятого сигнала шага 1010 извлекают первый набор частотных составляющих, связанных с переданным сигналом шага 1000 и второй набор частотных составляющих, связанных с различными внутричерепными процессами. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения эти первый и второй наборы частотных составляющих извлекают при помощи фильтрации принятого сигнала с использованием соответствующих полосных фильтров. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения выполняют отображение общей энергии первого и второго наборов частотных составляющих, в соответствии с дальнейшим описанием на примере фиг.3.

[0044] На шаге 1080 определяют индекс опасности в соответствии с дальнейшим описанием относительно шага 2040 фиг.2В. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения показатель определенного индекса опасности выводят на дисплей, например, на дисплей 90. Альтернативно, индекс опасности, после его определения, может сравниваться с предупредительной границей, и если определенный индекс опасности превосходит эту предупредительную границу, то соответствующему медицинскому персоналу может обеспечиваться сигнализация о неотложном состоянии, например, при помощи зажигания предупреждающей лампы, активации акустического предупреждения или передачи в сеть сигнала, указывающего на неотложное медицинское состояние и сопровождающегося идентификатором местоположения. На шаге 1090 определяют ВЧД пациента в соответствии с извлеченными первым и вторым набором частотных составляющих шага 1070, и предпочтительно, также в соответствии с определенным индексом опасности шага 1080, как это описано далее в связи с шагом 2050 фиг.2В. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения определенное ВЧД отображают на дисплее, например, на дисплее 90 устройства 10.

[0045] Если вычисленная на опциональном шаге 1040 общая энергия первого набора частотных составляющих меньше или равна упомянутому заранее заданному процентному значению, или если количество зарегистрированных на опциональном шаге 1060 отсчетов больше или равно заранее заданному количеству, то дискретизированный сигнал шага 1020 отбрасывают и шаг 1020 выполняют еще раз.

[0046] Фиг.2В иллюстрирует высокоуровневую блок-схему алгоритма, более подробно описывающую вариант осуществления шага 1080 и опционального шага 1090 фиг.2А, причем все эти шаги являются опциональными. А именно, шаги 2000-2040 описывают

один из конкретных вариантов осуществления шага 1080 фиг.2А, а шаг 2050 описывает один из конкретных вариантов осуществления шага 1090 фиг.2А. Альтернативно, шаги 2000-2030 и шаг 2050 могут выполняться без шага 2040, за счет чего реализуется один из вариантов осуществления опционального шага 1090 фиг.2А.

5 [0047] На шаге 2000 вычисляют среднее арифметическое значений полного размаха амплитуд извлеченного первого набора частотных составляющих шага 1070. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения это среднее арифметическое определяют после коррекции набора данных шага 1070, выполняемой для игнорирования значений полного размаха амплитуды вне центральной области диапазона извлеченного
10 первого набора частотных составляющих. В одном из конкретных вариантов осуществления настоящего изобретения игнорируют 40% значений полного размаха, имеющих наименьшие значения, и 30% значений полного размаха, имеющих наибольшие значения. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения найденное среднее арифметическое корректируют логарифмически. В еще одном из вариантов
15 осуществления настоящего изобретения скорректированное среднее арифметическое отображают на функцию. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения функцией для упомянутого отображения является сигма-функция.

[0048] На шаге 2010 вычисляют нормальные отклонения обрабатываемых методом окна фрагментов извлеченного первого набора частотных составляющих шага 1070.
20 В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения смежные буферизованные методом окна фрагменты по меньшей мере частично перекрываются. В еще одном из вариантов осуществления настоящего изобретения перекрывающийся фрагмент составляет около 40% буферизованного методом окна фрагмента. В еще одном из вариантов осуществления настоящего изобретения размер окна составляет между 15
25 и 20 отсчетами, и предпочтительно, 17 отсчетов. Вычисленные нормальные отклонения в одном из вариантов осуществления настоящего изобретения фильтруют при помощи медианного фильтра. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения фильтрованные нормальные отклонения дополнительно фильтруют при помощи фильтра скользящего среднего. Опционально, среднее арифметическое нормальных
30 отклонений вычисляют после фильтрации при помощи медианного фильтра и фильтра скользящего среднего. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения среднее арифметическое определяют после корректировки набора нормальных отклонений, которую выполняют для игнорирования значения нормальных отклонений вне центральной области диапазона. В одном из конкретных вариантов осуществления
35 настоящего изобретения игнорируют 40% значений нормального отклонения, имеющих наименьшие значения, и 30% значений нормального отклонения, имеющих наибольшие значения. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения найденное среднее арифметическое корректируют логарифмически. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения скорректированное среднее арифметическое
40 отображают на функцию. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения функцией, используемой для упомянутого отображения, является сигма-функция.

[0049] На шаге 2020 вычисляют среднее арифметическое значений полного размаха извлеченного второго набора частотных составляющих шага 1070. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения это среднее арифметическое определяют после
45 корректировки набора данных шага 1070, выполняемой для игнорирования значений полного размаха амплитуды вне центральной области диапазона извлеченного второго набора частотных составляющих. В одном из конкретных вариантов осуществления настоящего изобретения игнорируют 40% значений полного размаха, имеющих

наименьшие значения, и 30% значений полного размаха, имеющих наибольшие значения. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения найденное среднее арифметическое корректируют логарифмически. В еще одном из вариантов осуществления настоящего изобретения скорректированное среднее арифметическое отображают на функцию. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения функцией для упомянутого отображения является сигма-функция.

5 [0050] На шаге 2030 вычисляют нормальные отклонения обрабатываемых методом окна фрагментов извлеченного второго набора частотных составляющих шага 1070. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения смежные обработанные
10 методом окна фрагменты по меньшей мере частично перекрываются. В еще одном из вариантов осуществления настоящего изобретения перекрывающийся фрагмент составляет около 40% буферизованного методом окна фрагмента. В еще одном из вариантов осуществления настоящего изобретения размер окна составляет между 15 и 20 отсчетами, и предпочтительно, 17 отсчетов. Вычисленные нормальные отклонения
15 в одном из вариантов осуществления настоящего изобретения фильтруют при помощи медианного фильтра. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения фильтрованные нормальные отклонения дополнительно фильтруют при помощи фильтра скользящего среднего. Опционально, арифметическое среднее нормальных отклонений вычисляют после фильтрации при помощи медианного фильтра и фильтра
20 скользящего среднего. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения среднее арифметическое определяют после корректировки набора нормальных отклонений, которое выполняют для игнорирования значения нормальных отклонений вне центральной области диапазона. В одном из конкретных вариантов осуществления настоящего изобретения игнорируют 40% значений нормального отклонения, имеющих
25 наименьшие значения, и 30% значений нормального отклонения, имеющих наибольшие значения. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения определенное среднее арифметическое корректируют логарифмически. В еще одном варианте осуществления настоящего изобретения скорректированное среднее арифметическое отображают на функцию. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения функцией, используемой для упомянутого отображения, является сигма-функция.

[0051] На шаге 2040 определяют индекс опасности. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения индекс опасности включает: математическое среднее вычисленного среднего значения полного размаха первого набора извлеченного
35 первого набора частотных составляющих шага 2000 и вычисленного среднего значения нормальных отклонений первого набора частотных составляющих шага 2010. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения индекс опасности корректируют с использованием фактора округления. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения скорректированный индекс опасности представляет собой целое число от 0 до 8.

40 [0052] На шаге 2050 определяют ВЧД пациента. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения ВЧД включает арифметическую сумму следующего: вычисленного среднего значения полного размаха шагов 2000; вычисленного среднего значения полного размаха шага 2020; вычисленных средних значений нормальных отклонений шага 2010; и вычисленных средних значений нормальных отклонений шага
45 2030. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения найденное ВЧД отображают на функцию. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения функцией для упомянутого отображения является сигма-функция. В еще одном из вариантов осуществления настоящего изобретения сигма-функция задана как:

$$F = 1 / (1 + e^{-a(x-c)}) \quad \text{Уравнение 1}$$

где x - найденное ВЧД, a - найденный индекс опасности шага 2040, скорректированный при помощи первого корректирующего значения; c - найденный индекс опасности шага 2040, скорректированный при помощи второго корректирующего значения. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения абсолютные значения упомянутых первого и второго корректирующих значений являются равными, при этом первое корректирующее значение и второе корректирующее значение имеют противоположный знак. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения упомянутые первое и второе корректирующие значения арифметически складывают, соответственно, с найденным индексом опасности. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения абсолютное значение первого и второго корректирующего значения равно 5. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения найденное значение ВЧД дополнительно преобразуют в мм рт.ст. при помощи масштабирующего коэффициента, предпочтительно, с использованием фактора округления. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения арифметическая сумма вычисленного среднего значения полного размаха шага 2020 и среднего значения нормальных отклонений, в соответствии с предшествующим описанием относительно шага 2030, представляет уровень хаотичности акустического сигнала и отображается ниже на примере фиг.3.

[0053] Фиг.3 иллюстрирует высокоуровневую схему дисплея 90 фиг.1. Секция 200 дисплея 90 иллюстрирует текущее ВЧД в мм. рт.ст., определенное в соответствии с предшествующим описанием. Секция 210 дисплея 90 иллюстрирует график общей акустической энергии акустического сигнала, принятого в акустическом приемнике 30 в соответствии с предшествующим описанием относительно опционального шага 1040 фиг.2А, где ось x представляет время, а ось y представляет энергию в мкВт. Секция 220 дисплея 90 иллюстрирует график общей акустической энергии второго набора частотных составляющих принятого акустического сигнала, связанного с различными внутричерепными процессами, в соответствии с предшествующим описанием относительно шага 1070 фиг.2А, где ось x представляет время, а ось y представляет энергию в мкВт. Секция 230 дисплея 90 иллюстрирует график общей акустической энергии первого набора частотных составляющих принятого акустического сигнала, связанного с пропущенным акустическим сигналом, в соответствии с предшествующим описанием относительно шага 1070 фиг.2, где ось x представляет время, а ось y представляет энергию в мкВт.

[0054] Секция 240 дисплея 90 иллюстрирует график определенных значений ВЧД, где ось x представляет время, а ось y представляет давление в мм рт.ст. Секция 250 дисплея 90 иллюстрирует график определенных индексов опасности, где ось x представляет время, а ось y представляет целочисленные уровни опасности. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения, в соответствии с предшествующим описанием, уровни опасности пронумерованы от 0 до 8. Изменения индекса опасности могут быть легко замечены, и считаются связанными с медицинским состоянием пациента. Секция 260 дисплея 90 иллюстрирует график уровня хаотичности акустического сигнала в соответствии с предшествующим описанием относительно шага 2050 фиг.2В, где ось x - представляет время, а ось y представляет целочисленные уровни опасности. В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения, в соответствии с предшествующим описанием, уровни опасности пронумерованы от 0 до 8.

[0055] Предпочтительно, каждый из отображаемых графиков предоставляет указание

на медицинское состояние пациента, или информацию о медицинском состоянии пациента.

[0056] Следует понимать, что некоторые отличительные особенности настоящего изобретения, которые для простоты описаны в контексте различных вариантов его осуществления, могут обеспечиваться совместно в одном варианте осуществления изобретения. И наоборот, различные отличительные особенности настоящего изобретения, которые для краткости описаны в контексте одного варианта его осуществления, могут также обеспечиваться независимо или в любых допустимых субкомбинациях. В формуле изобретения настоящей заявки и в описании настоящего изобретения, если в контексте явно не указано или из контекста не следует обратное, то слово «включать» и другие его формы, например, «включающий», «включает» имеет неисключающий смысл, т.е. определяет наличие или введение дополнительных отличительных особенностей в различных вариантах осуществления настоящего изобретения.

[0057] Если не указано обратное, все технические и научные термины, использованные в настоящем документе, имеют значения, общеизвестные специалистам в настоящей области техники. Несмотря на то, что при практическом применении или испытаниях настоящего изобретения могут быть использованы способы, аналогичные или эквивалентные описанным в настоящем документе, в настоящем документе описаны подходящие способы.

[0058] Все публикации, патентные заявки, патенты и другие источники, упомянутые в настоящем документе, включены в него полностью путем ссылки. В случае противоречий приоритет имеют описания патентов, включая определения. При этом материалы, способы и примеры являются исключительно иллюстративными и не подразумеваются как ограничивающие. никоим образом не утверждается, что какой-либо из источников представляет собой существующий уровень техники. При рассмотрении источников излагаются утверждения их авторов, при этом авторы настоящей заявки оставляют за собой право оспаривать точность и уместность процитированных документов. Следует четко понимать, что несмотря на ссылки в настоящем документе на определенный набор недостатков существующего уровня техники, эти ссылки не формируют утверждений о том, что какие-либо из этих документов составляют часть известного уровня техники в какой-либо стране.

[0059] Специалисты в данной области техники должны понимать, что настоящее изобретение не ограничено конкретными иллюстрациями и описанием, приведенным выше. Напротив, рамки настоящего изобретения заданы пунктами приложенной формулы изобретения и включают также комбинации и субкомбинации различных отличительных особенностей, описанных выше в настоящем документе, а также их варианты и модификации, которые могут быть найдены специалистами в данной области техники по прочтении предшествующего описания.

Формула изобретения

1. Устройство для определения внутричерепного давления, включающее:

передатчик, выполненный с возможностью передачи первого акустического сигнала через первую точку черепа;

приемник, выполненный с возможностью приема второго акустического сигнала из второй точки черепа, при этом второй акустический сигнал включает:

первый акустический сигнал после прохождения из первой точки черепа во вторую точку черепа; и

третий акустический сигнал, представляющий частоты внутричерепных процессов; и схему управления, связанную с упомянутым приемником, при этом упомянутая схема управления выполнена с возможностью:

5 извлечения из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала первого набора частотных составляющих, связанного с упомянутым переданным первым акустическим сигналом;

извлечения из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала второго набора частотных составляющих, связанного с третьим акустическим сигналом; вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

10 вычисления среднего значения нормальных отклонений множества фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих, вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих;

15 вычисления среднего значения нормальных отклонений множества фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих и определения внутричерепного давления как арифметической суммы упомянутого среднего значения полного размаха первого набора частотных составляющих, упомянутого среднего значения нормальных отклонений первого набора частотных составляющих, упомянутого среднего значения полного размаха второго набора частотных составляющих и упомянутого среднего значения нормальных отклонений второго набора частотных составляющих.

2. Устройство по п. 1, в котором упомянутая первая точка на черепе представляет собой первый слуховой канал, а упомянутая вторая точка на черепе представляет собой 25 второй слуховой канал напротив упомянутого первого слухового канала.

3. Устройство по п. 1, в котором упомянутая схема управления также выполнена с возможностью вывода упомянутого определенного внутричерепного давления.

4. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутая схема управления также выполнена с возможностью:

30 вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

вычисления среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

35 определения индекса опасности в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений; и

вывода индикатора упомянутого определенного индекса опасности.

40 5. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутая схема управления также выполнена с возможностью:

вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих; и

45 вычисления среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих,

при этом упомянутое определение внутричерепного давления этой схемой управления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений.

6. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутая схема управления также выполнена с возможностью:

вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих;

5 вычисления среднего значения нормальных отклонений для множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих,

при этом упомянутое определение внутричерепного давления этой схемой управления выполняется в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного
10 размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений.

7. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутая схема управления также выполнена с возможностью:

вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

15 вычисления среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

вычисления среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих;

20 вычисления среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих,

определения индекса опасности в соответствии с вычисленным средним значением
25 полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих и упомянутого вычисленного среднего значения нормальных отклонений упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих,

при этом упомянутое определение внутричерепного давления схемой управления выполняется в соответствии с упомянутыми вычисленными средними значениями
30 полного размаха, упомянутыми вычисленными средними значениями отклонений и упомянутым определенным индексом опасности.

8. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутые внутричерепные процессы включают вибрацию сосудистой системы мозга и дыхательного цикла.

9. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутая схема управления также выполнена с возможностью:

35 регистрации значений амплитуды принятого второго акустического сигнала, превышающих заранее заданное пороговое значение,

при этом упомянутое внутричерепное давление определяют только в том случае, если количество зарегистрированных значений амплитуды больше, чем заранее заданное количество.

40 10. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту меньшую 1000 Гц.

11. Устройство по любому из пп. 1-3, в котором упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту между 500-1000 Гц.

12. Способ определения внутричерепного давления, включающий:

45 передачу первого акустического сигнала через первую точку черепа;

прием второго акустического сигнала из второй точки черепа, при этом второй акустический сигнал включает:

упомянутый переданный первый акустический сигнал после прохождения из первой

точки черепа во вторую точку черепа; и

третий акустический сигнал, представляющий частоты внутричерепных процессов;
извлечение из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала
первого набора частотных составляющих, связанного с упомянутым переданным
5 первым акустическим сигналом;

извлечение из упомянутого зарегистрированного второго акустического сигнала
второго набора частотных составляющих, связанного с третьим акустическим сигналом;
вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого
набора частотных составляющих;

10 вычисление среднего значения нормальных отклонений множества фрагментов
упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих,

вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго
набора частотных составляющих;

вычисление среднего значения нормальных отклонений множества фрагментов

15 упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих и

определение внутричерепного давления как арифметической суммы упомянутого
среднего значения полного размаха первого набора частотных составляющих,

упомянутого среднего значения нормальных отклонений первого набора частотных
составляющих, упомянутого среднего значения полного размаха второго набора

20 частотных составляющих и упомянутого среднего значения нормальных отклонений
второго набора частотных составляющих.

13. Способ по п. 12, в котором упомянутая первая точка на черепе представляет
собой первый слуховой канал, а упомянутая вторая точка на черепе представляет собой
второй слуховой канал напротив упомянутого первого слухового канала.

25 14. Способ по любому из пп. 12-13, также включающий:

вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого
набора частотных составляющих;

вычисление среднего значения нормальных отклонений для множества
обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора
30 частотных составляющих;

определение индекса опасности в соответствии с упомянутым вычисленным средним
значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением
нормальных отклонений; и

вывод индикатора упомянутого индекса опасности.

35 15. Способ по любому из пп. 12-13, также включающий:

вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого
набора частотных составляющих; и

вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых
методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных

40 составляющих,

при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняют в
соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и
упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений.

16. Способ по любому из пп. 12-13, также включающий:

45 вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго
набора частотных составляющих; и

вычисление среднего значения нормальных отклонений для множества
обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора

частотных составляющих,

при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняют в соответствии с упомянутым вычисленным средним значением полного размаха и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений.

5 17. Способ по любому из пп. 12-13, также включающий:

вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

10 вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих;

вычисление среднего значения полного размаха упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих;

15 вычисление среднего значения нормальных отклонений множества обрабатываемых методом окна фрагментов упомянутого извлеченного второго набора частотных составляющих;

определение индекса опасности в соответствии с вычисленным средним значением полного размаха упомянутого извлеченного первого набора частотных составляющих и упомянутым вычисленным средним значением нормальных отклонений извлеченного первого набора частотных составляющих;

20 при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняют в соответствии с упомянутыми вычисленными средними значениями полного размаха, упомянутыми вычисленными средними значениями нормальных отклонений и упомянутым индексом опасности.

25 18. Способ по любому из пп. 12-13, отличающийся тем, что внутричерепные процессы включают вибрацию сосудистой системы мозга и дыхательного цикла.

19. Способ по любому из пп. 12-13, также включающий:

регистрацию значений амплитуды принятого второго акустического сигнала, превышающих заранее заданное пороговое значение,

30 при этом упомянутое определение внутричерепного давления выполняют только в том случае, если количество зарегистрированных значений амплитуды больше, чем заранее заданное количество.

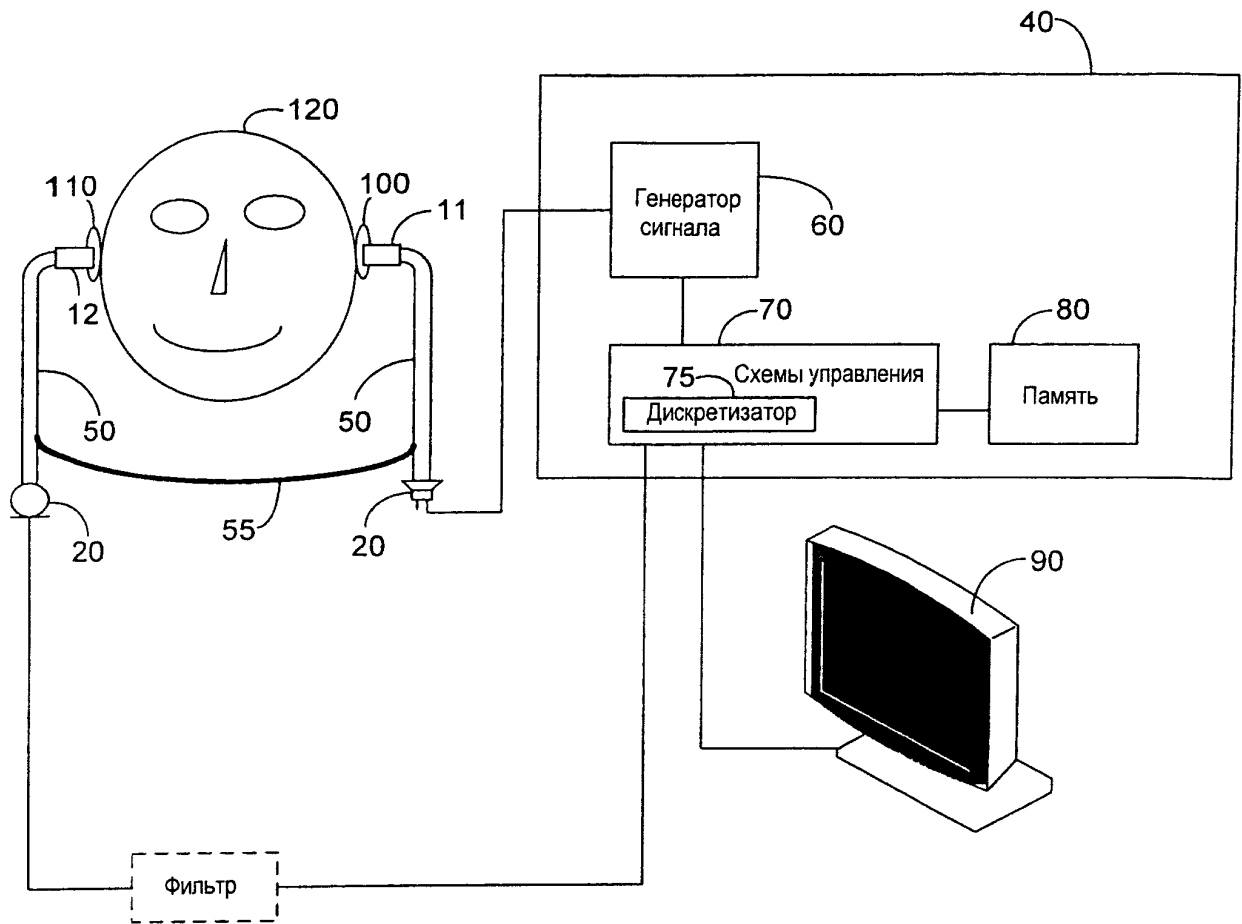
20. Способ по любому из пп. 12-13, в котором упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту меньшую чем 1000 Гц.

35 21. Способ по любому из пп. 12-13, в котором упомянутый первый акустический сигнал имеет доминантную частоту между 500-1000 Гц.

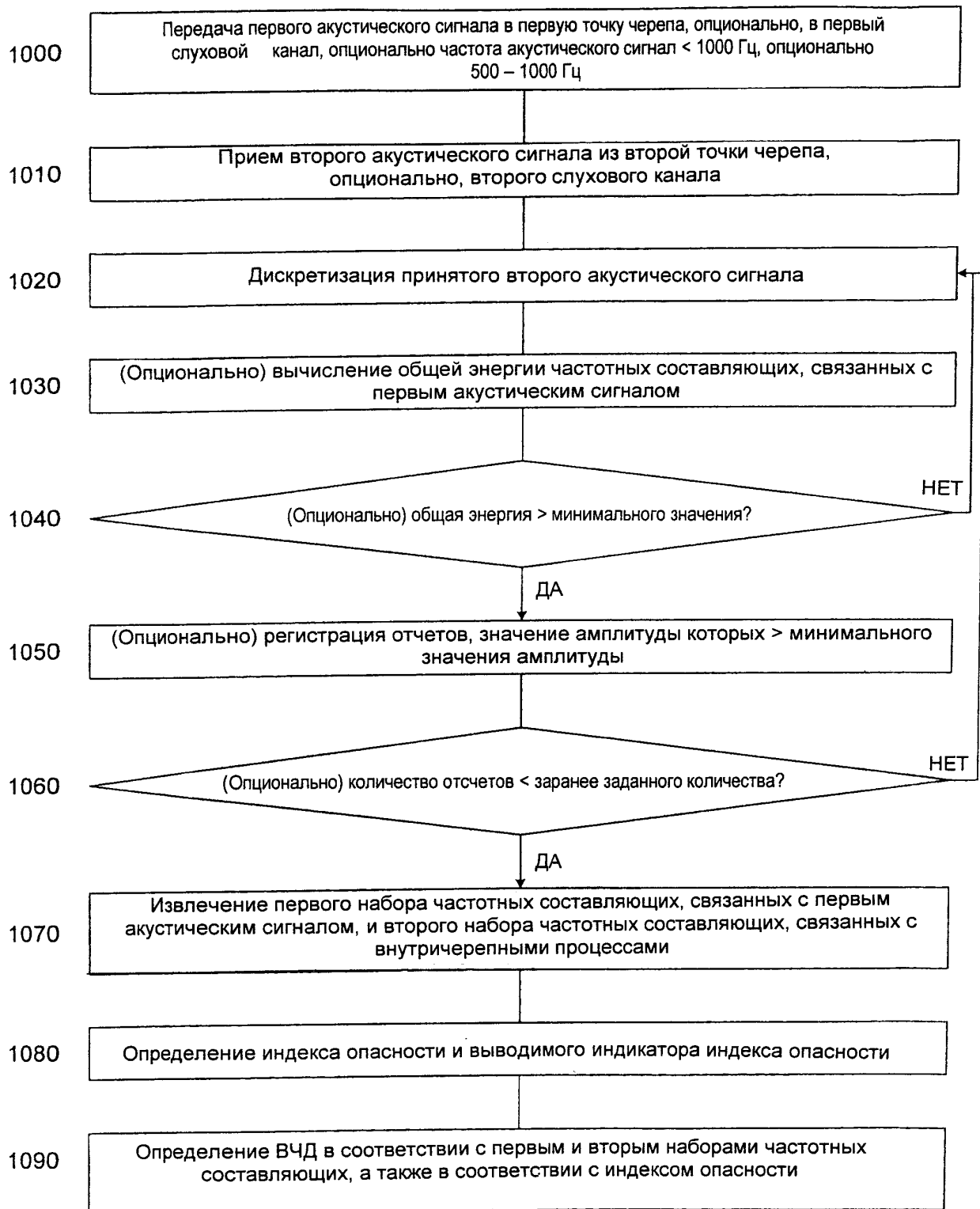
40

45

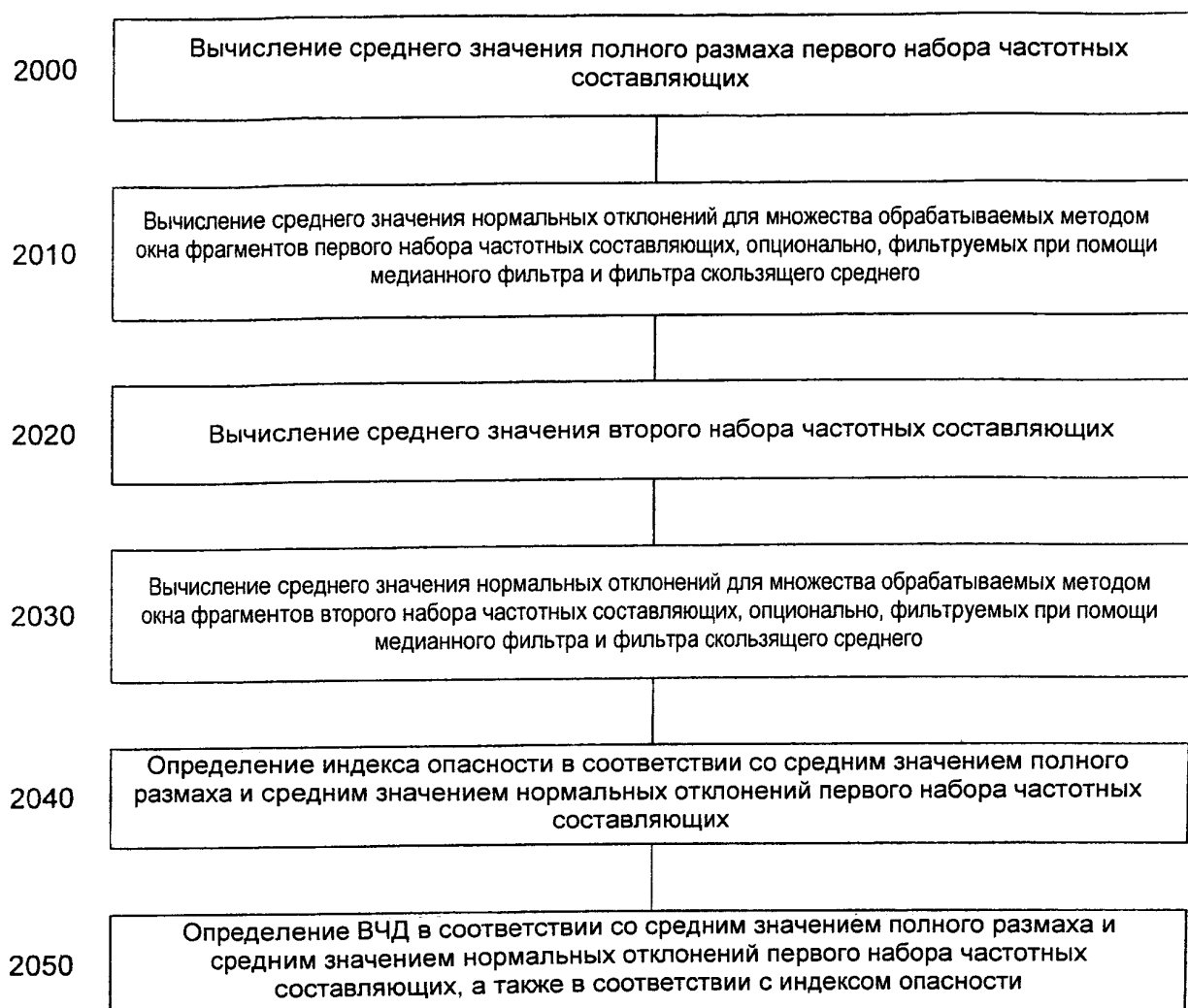
10



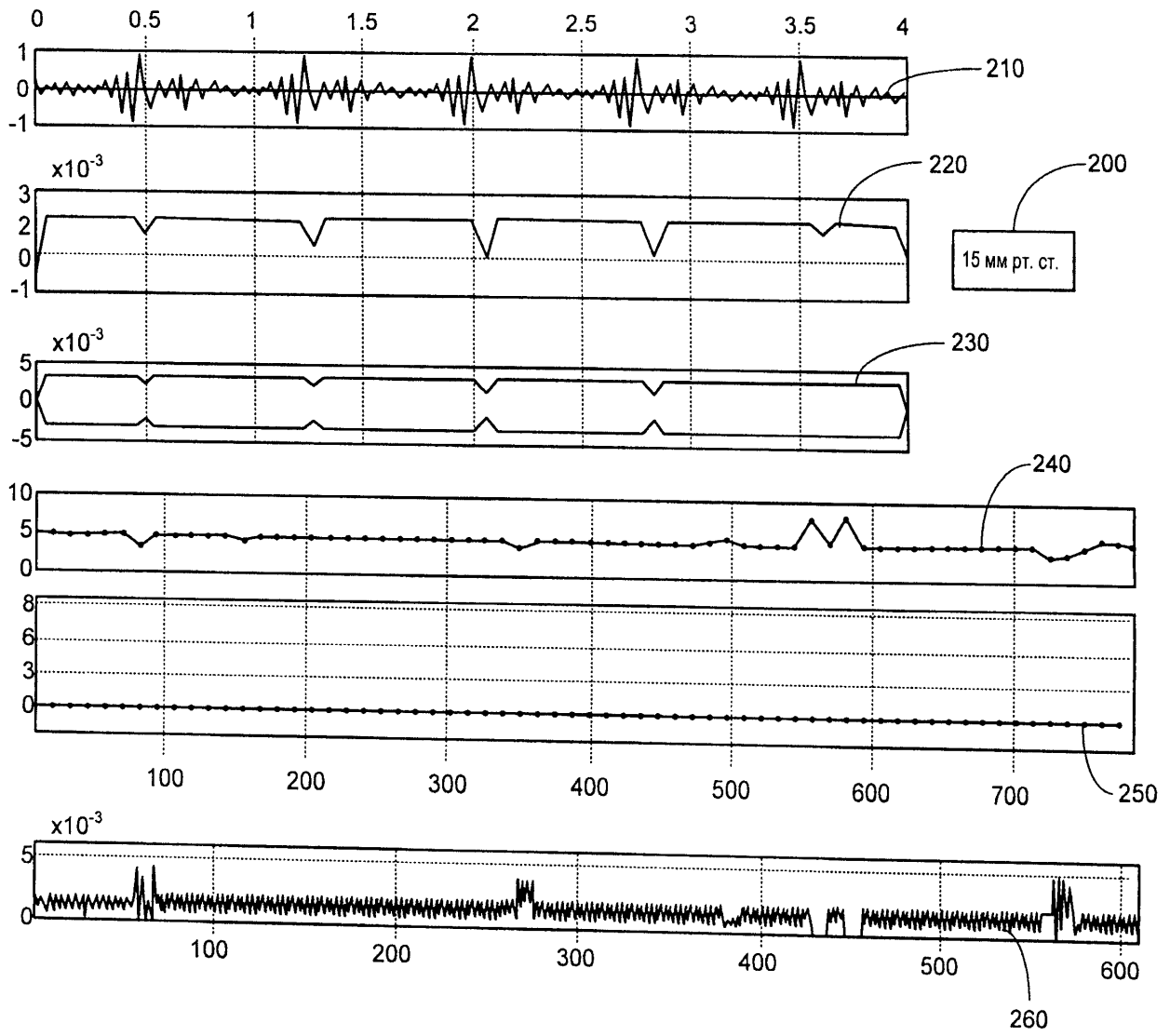
Фиг. 1



Фиг.2А



Фиг.2В



Фиг. 3