

## УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОЖИ

Класс(ы) патента: А61В5/05

Номер заявки: 93043492/14

Дата подачи заявки: 31.08.1993

Дата публикации: 20.05.1997

Заявитель(и): Научно-исследовательский центр электронных диагностических систем "Элдис" РАН (НИЦ "ЭЛДИС" РАН)

Автор(ы): Кичкин В.И.

Патентообладатель(и): Научно-исследовательский центр электронных диагностических систем "Элдис" РАН

### Суть изобретения:

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано для оценки функционального состояния человека. Устройство для регистрации электрической активности кожи содержит элемент из диэлектрического материала, три электрода подключенных к мостовой схеме измерений, включающей два резистора, включенные в плечи моста Уитстона, измеритель разбаланса и источник питания, включенные, соответственно, в измерительной диагонали и диагонали питания. Схема калибровки содержит три резистора, каждый из которых одним выводом соединен с третьим электродом, причем два из этих резисторов через спаренные переключатели подключены к вершинам диагонали питания. Третий - подключен параллельно второму через нормально разомкнутую кнопку. Измеритель разбаланса выполнен в виде дифференциального усилителя постоянного тока, а первый и второй электроды подключены к вершинам диагонали питания и зашунтированы цепью, состоящей из последовательно соединенных первого резистора, переменного резистора и второго резистора. Средняя точка переменного резистора является одной из вершин измерительной диагонали и подключена к инвертирующему входу дифференциального усилителя постоянного тока, к другой вершине которой подключены третий электрод и неинвертирующий вход дифференциального усилителя, при этом электроды установлены на диэлектрическом элементе неподвижно относительно друг друга так, что первый и второй электроды установлены симметрично относительно третьего электрода. Изобретение характеризуется также тем, что диэлектрический элемент выполнен в форме пластины, а электроды установлены в ряд на одной ее стороне. Диэлектрический элемент может быть выполнен в форме цилиндра, а электроды выполнены в форме колец, размещенных аксиально на его образующей. Кроме того, диэлектрический элемент может быть выполнен в виде подпружиненного клипс-зажима, электроды размещены на его внутренней поверхности так, что первый и второй находятся на одной поверхности, а третий - на противоположной части поверхности. 3 з.п.ф-лы, 5 ил.

### Описание изобретения:

Изобретение относится к области медицины и может быть использовано в практике прикладного и экспериментального психофизиологического обследования для оценки функционального состояния человека.

Известно, что электрическая активность кожи (ЭАК), проявляющаяся в величине и характере электродермальных реакций (ЭДР), отражает процессы, происходящие в мозгу человека, являясь чувствительным индикатором его эмоционального состояния.

Типовое обследование психосоматического статуса конкретного человека включает в себя регистрацию комплекса физиологических показателей, в том числе ЭАК, в ответ на влияние эмоциональных воздействий. На уровне фона (тоническая активность характеризуется квазипостоянным уровнем выходного электрического сигнала) появляется элек-

трический импульс, параметры которого амплитуда, длительность, форма, описывают собственно физическую составляющую ЭАК.

Классическим устройством для регистрации указанного процесса является устройство (А. А. Алдерсонс, Механизмы электродермальных реакций. Рига, "ЗИНАТНЕ", 1985, с. 56-63) [1] содержащее генератор стабильного тока (или напряжения), подключенный через токоограничительный резистор к двум электродам активному и пассивному. При этом сигнал ЭДР снимают либо с дополнительного резистора (измерение проводимости), либо непосредственно с электродов (измерение сопротивления) на подключенный параллельно указанным элементам регистратор.

Недостатком устройства [1] является необходимость при измерении перекрытия огромного диапазона изменения проводимости кожи даже в пределах условной нормы (сопротивление изменяется от 10 до 500 Ком), что является крайне сложным. При патологических состояниях диапазон изменений сопротивления может быть еще выше от сотен ом до единиц Мом. Техническая реализация такого измерительного устройства требует введения ряда сложных регулировок, наличия схем компенсации, разделительных ВЧ и НЧ фильтров, схем АРУ и т.д. подобно тому, как это имеет место в изобретении по авт. свид. СССР N1725829 [2] неизбежны искажения длительности, амплитуды, формы натурной фазной ЭАК, т.е. возможна потеря важнейшей физиологической информации.

Наиболее близким по технической сущности и достигаемому результату является устройство для регистрации ЭАК, включающее в себя чувствительный элемент с тремя электродами, подключенными к мостовой схеме измерения, первый и второй резисторы, включенные в ее плечах, выходной блок для регистрации разбаланса моста, по величине которого судят о возможной патологии (Международная заявка РСТ (WO) N91/09566, А 61 5/05, 1991) [3]

Однако устройство прототип предназначено для измерения и сравнения уровней сопротивления двух зондируемых участков поверхности кожи по принципу "больше-равно-меньше" и не может быть использовано для измерения быстрых переходных процессов, а именно, физической составляющей ЭДР.

Техническим результатом изобретения является возможность обеспечения регистрации и измерения натурной физической составляющей ЭДР в широком диапазоне фоновых и текущих значений уровня сопротивления и колебаний спонтанной активности сопротивления кожи конкретного индивидуума.

Технический результат обеспечивается вследствие того, что устройство для регистрации электрической активности кожи содержит три электрода, подключенных к мостовой схеме измерений, включающей два резистора, включенные в плечи моста, измеритель разбаланса и источник питания, включенные, соответственно, в измерительной диагонали к диагонали питания. В устройство введена схема калибровки, содержащая три резистора, каждый из которых одним выводом соединен с третьим электродом, причем два из этих резисторов через спаренные переключатели подключены к вершинам диагонали питания. Третий подключен параллельно второму через нормально разомкнутую кнопку. Измеритель разбаланса выполнен в виде дифференциального усилителя постоянного тока, а первый и второй электроды подключены к вершинам диагонали питания и зашунтированы цепью, состоящей из последовательно соединенных первого резистора, переменного резистора и второго резистора. Средняя точка переменного резистора является одной из вершин измерительной диагонали и подключена к инвертирующему входу дифференциального усилителя постоянного тока, к другой вершине которой подключены третий электрод и неинвертирующий вход дифференциального усилителя, при этом электроды установлены на диэлектрическом элементе неподвижно относительно друг друга так, что первый и второй электроды установлены симметрично относительно третьего электрода.

Изобретение характеризуется также тем, что диэлектрический элемент выполнен в форме пластины, а электроды установлены в ряд на одной ее стороне. Диэлектрический элемент может быть выполнен в форме цилиндра, а электроды выполнены в форме колеи, размещенных аксиально на его образующей. Кроме того, диэлектрический элемент может быть выполнен в виде подпружиненного клипс-зажима, электроды размещены на его

внутренней поверхности так, что первый и второй находятся на одной поверхности, а третий на противоположной части поверхности.

Изобретение поясняется чертежами, где на фиг.1 представлена электрическая схема устройства, на фиг.2, 3, 4 варианты выполнения датчика, на фиг. 5 запись натурной ЭДР с помощью предлагаемого устройства.

Устройство содержит электродный датчик, состоящий из элемента 1 из диэлектрического материала и расположенных на нем трех электродов 2, 3, 4, которые с помощью гибких проводников в экранированной оболочке подключены к схеме измерений. Она представляет собой мост Уитстона, питаемый от источника 5 питания (виде источника постоянного тока) через токоограничительный резистор 6. При этом электроды 2 и 4 подключены соответственно к вершинам С и D диагонали питания, а электрод 3 подключен к вершине А измерительной диагонали указанного моста. К вершине С подключен положительный полюс источника постоянного тока.

Сопротивления участков 7 и 8 поверхности кожи биообъекта 9 между электродами 2 и 4, выполняющими функции токовых, и измерительным электродом 3 образуют плечи измерительного моста.

Противолежачие плечи указанного моста образованы резисторами 10 и 11 одинакового номинала, одни выводы которых подключены к вершинам С и D диагонали питания, а другие выводы к выводам переменного резистора 12, включенного между ними. При этом средняя точка (ползунок) переменного резистора 12 подключена к вершине В измерительной диагонали моста.

Цепь калибровки включает в себя образцовые резисторы 13 и 14, калибровочный резистор 15, спаренные переключатели 16 и 17 и кнопку 18 с замыкающим контактом. Замыкающие контакты спаренных переключателей 16 и 17 подключены к вершинам С и D диагонали питания. Одни выводы резисторов 13, 14, 15 соединены друг с другом и электродом 3, являясь вершиной А измерительной диагонали. Другие выводы резисторов 13 и 14 подключены к контактам спаренных переключателей 16 и 17. Калибровочный резистор 15 вторым своим выводом через кнопку 18 с замыкающим контактом присоединен параллельно резистору 13.

В качестве измерителя разбаланса моста использован дифференциальный усилитель 19 постоянного тока. Инвертирующий вход усилителя 19 подключен к ползунку переменного резистора 12 (т.е. к вершине В измерительной диагонали). Неинвертирующий вход усилителя 19 подключен к вершине А измерительной диагонали. Выход усилителя 19 подключен к регистратору 20. В качестве регистратора может быть использован осциллоскоп, самописец, аналого-цифровой преобразователь с соответствующей системой индикации и пр.

На фиг. 2, 3, 4 показана форма выполнения электродного датчика. Датчик может быть выполнен из диэлектрической пластины с односторонним расположением электродов 2, 3, 4, однако существенным является такое расположение их, когда измерительный электрод 3 расположен симметрично относительно электродов 2 и 4. Два варианта расположения, показанного на фиг.2, это выполнение токовых электродов 2 и 4 равной площади и размещение измерительного электрода 3 между ними в ряд.

Диэлектрический элемент 1 может быть выполнен в виде цилиндра, а электроды 2, 3, 4 в форме колец, размещенных аксиально на его образующей (см. фиг. 3). При этом условие симметричности, как и для варианта, изображенного на фиг.2, должно соблюдаться.

На фиг. 4 показана форма выполнения электродного датчика в виде подпружиненного клипс-зажима. В этом случае диэлектрический элемент 1 является основанием 21 клипс-зажима и снабжен пружиной 22. Электроды 2 и 4 размещены на внутренней поверхности основания 21, а измерительный электрод 3 на противоположной пластине 23 с внутренней ее стороны. Пластина 23 может быть выполнена цельнометаллической. Как и для предыдущих вариантов является необходимым условием симметричности электродов, которое в данном варианте проявляется как равенство площадей рабочих поверхностей токовых электродов 2 и 4, а также равенство расстояний между токовыми 2 и 4 и измерительным электродом 3.

Датчик, изображенный на фиг.2, универсального назначения: он прикрепляется к исследуемой поверхности кожи пациента с помощью, например, эластичной ленты или лейкопластыря. Датчик, изображенный на фиг.3, удобно использовать для измерений на ладонной поверхности кожи пациента. В процессе исследований пациент сжимает датчик рукой.

Датчик, изображенный на фиг.4, фиксируется на кисти пациента так, что токовые электроды 2 и 4 имеют контакт с ладонной поверхностью, а измерительный электрод 3 с кожей тыльной поверхности кисти руки пациента.

Устройство работает следующим образом.

После наложения на пациента электродного датчика, спаренные переключатели 16 и 17 переводят в режим "калибровка", т.е. правое по схеме положение.

При подключенном питании на клемме 5, переменным резистором 12 балансируют мост таким образом, чтобы напряжение между вершинами А и В измерительной диагонали, а следовательно и на выходе дифференциального усилителя 19, равнялось нулю. Периодически замыкая кнопку 18, подключают калибровочной резистор 15, добиваясь формирования сигнала разбаланса заданной величины. Регулировкой коэффициента усиления усилителя 19 устанавливают величину сигнала таким образом, чтобы обеспечить устойчивую регистрацию калибровочного сигнала на регистраторе 20, исходя из чувствительности последнего.

Далее, спаренные переключатели 16, 17 переводят в левое положение "работа". Если после подключения электродов датчика происходит резкий разбаланс моста вследствие незавершившихся переходных процессов, обусловленных поляризационным и электрохимическим явлениями "поверхность кожи электроды", то производят дополнительную балансировку. С помощью переменного резистора 12 добиваются на выходе регистратора низкоамплитудного сигнала с периодом флуктуаций 1-5 сек. Этот уровень характеризует спонтанную активность кожи.

После указанных операций осуществляют собственно регистрацию фазической составляющей ЭДР в ответ на воздействие эмоционально значимого стимула. Сама методика не отличается от известных (см. например, (2)).

Пример реализации. На фиг.5 показана натурная запись ЭДР с помощью заявленного изобретения у пациентов с различным уровнем сопротивления кожи (кривые а, б). Кривая "а" снята у пациента с сопротивлением кожи ладони 600 кОм, кривая "б" 50 кОм. При измерении использовались электроды в виде клипс-зажима (фиг.4), который укреплялся на левой кисти пациента. Скорость лентопротяжки самописца составляла 0,75 мм/сек. Калибровочный сигнал, обозначенный поз. 24, равен по величине 10 кОм. Различная амплитуда сигнала калибровки на кривых "а" и "б" обусловлена различным уровнем коэффициента усиления усилителя. Позицией 25 обозначен сигнал, связанный с переключением спаренного переключателя 16, 17 из режима "калибровка" в режим "работа". Далее, позицией 26 обозначен участок записи, характеризующий спонтанную активность. На ее фоне проявляются сигналы (поз.27) фазической составляющей, вызванной максимально глубокими вдохами и выдохами пациента, т.е. активацией симпатотонической активности.

Из приведенных кривых видно, что несмотря на существенную разницу сопротивления кожи пациентов, устройство обеспечивает высокую воспроизводимость результатов для различных испытуемых. Кроме того, устройство обладает высокой чувствительностью даже к относительно слабому воздействию, как дыхательная проба.

#### **Формула изобретения:**

1. Устройство для регистрации электрической активности кожи, содержащее три электрода, подключенных к мостовой схеме измерения, включающей два резистора, включенные в плечи моста, измеритель разбаланса и источник питания, включенные, соответственно в измерительной диагонали питания, отличающееся тем, что в него введена схема калибровки, содержащая три резистора, каждый из которых одним выводом соединен с третьим электродом, причем два из этих резисторов через спаренные переключатели подключены к вершинам диагонали питания, а третий из них подключен параллельно второму из них через нормально разомкнутую кнопку, кроме того, измеритель разбаланса

выполнен в виде дифференциального усилителя постоянного тока, а первый и второй электроды подключены к вершинам диагонали питания и зашунтированы цепью, состоящей из последовательно соединенных первого резистора, переменного резистора и второго резистора, средняя точка переменного резистора является одной из вершин измерительной диагонали и подключена к инвертирующему входу дифференциального усилителя постоянного тока, к другой вершине которой подключены третий электрод и неинвертирующий вход дифференциального усилителя, при этом электроды установлены на диэлектрическом элементе неподвижно относительно друг друга так, что первый и второй электроды установлены симметрично относительно третьего электрода.

2. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что диэлектрический элемент выполнен в форме пластины, а электроды установлены в ряд на одной ее стороне.

3. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что диэлектрический элемент выполнен в форме цилиндра, а электроды выполнены в форме колец, размещенных аксиально на его образующей.

4. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что диэлектрический элемент выполнен в виде подпружиненного клипс-зажима, электроды размещены на его внутренней поверхности так, что первый и второй на одной части поверхности, а третий на противоположной части поверхности.

<http://ru-patent.info/20/75-79/2079285.html>

**СПОСОБ РЕГИСТРАЦИИ КОЖНО-ГАЛЬВАНИЧЕСКИХ РЕАКЦИЙ  
И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ**

Имя изобретателя: Галченков Л.А.,  
Дементиенко В.В.,  
Коренева Л.Г.,  
Марков А.Г.,  
Шахнарович В.М.

Имя патентообладателя: Акционерное общество закрытого типа "НЕЙРОКОМ"

Адрес для переписки:

Дата начала действия патента: 28.05.1996

Изобретение относится к области медицины и медицинской техники, в частности к способам и устройствам для диагностики состояния живого организма по электрической проводимости кожи, может быть использовано в экспериментальной и клинической медицине, а также в психофизиологии, педагогике и спортивной медицине. Изобретение позволяет устранить помехи, обусловленные артефактами движения человека, а также вызванные небиологическими причинами (различными электрическими помехами и аппаратными шумами). Способ характеризуется тем, что анализируют форму каждого импульса в последовательности импульсов в полосе частот фазической составляющей. Для этого регистрируют первую и вторую производные по времени от логарифма электрической проводимости кожи. Определяют величину тренда, обусловленного тонической составляющей, и корректируют величину первой производной, вычитая из нее величину тренда. Далее определяют время прихода импульса первой производной в момент превышения величинной второй производной пороговой величины, а затем анализируют форму упомянутого импульса. При удовлетворении параметров этой формы установленным критериям относят упомянутый импульс к импульсам фазической составляющей, а при невыполнении - к артефактам.

**ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ**

Изобретение относится к области медицины и медицинской техники, в частности к способам и устройствам для диагностики состояния живого организма по электрической проводимости кожи, и может быть использовано в экспериментальной и клинической медицине, а также в психофизиологии, педагогике и спортивной медицине.

Известно, что электрическая проводимость кожи живого организма является чувствительным индикатором его физиологического и психического состояния, а параметры отклика проводимости на внешнее воздействие, так называемая кожно-гальваническая реакция (КГР), позволяет оценить психофизиологический статус индивидуума. При исследовании КГР различают показатели тонической и фазической составляющих электродермальной активности (ЭДА). Тоническая активность характеризует собой изменения проводимости кожи, происходящие относительно медленно с периодом нескольких минут и более. Фазическая активность - это процессы, происходящие много быстрее на фоне тонической активности, - их характерные времена единицы секунд. Именно фазическая активность в большей мере и характеризует реакцию организма на внешний раздражитель и в дальнейшем именуется фазической составляющей, или КГР.

Известные способы регистрации КГР предусматривают наложение на кожу испытуемого пары электродов, подключенных к источнику зондирующего тока и регистратору тока в цепи электроды - источник тока. Реакция имеет место, когда потовые железы вы-

прыскивают секрет и в цепи возникают кратковременные импульсы электрического тока. Такие импульсы генерируются либо спонтанно, либо вследствие стрессового или иного раздражителя [1].

Известные устройства для регистрации КГР включают источник тока, подключенный к электродам, а также блок регистрации изменения во времени электрического сигнала и его обработки. Обработка сигнала заключается в выделении фазической составляющей на фоне тонической составляющей. Это может обеспечиваться, например, в блоке, использующем мостовую схему и ряд усилителей постоянного тока с индивидуальной установкой нуля. Значение тонической составляющей (далее именуемой тренд) вычисляется аналоговым путем, а затем вычитается из сигнала. На эту величину на графопостроителе сдвигается к нулю базовая линия [2].

В другом известном устройстве [3] относительный уровень фазической составляющей по сравнению с тонической составляющей электродермальной активности выделяется схемой, содержащей на выходах соответствующих усилителей фильтры верхних и нижних частот, а также схему деления. Следует отметить, что в упомянутых выше способе и устройствах для регистрации кожно-гальванической реакции не предусматриваются средства для анализа самих импульсов фазической составляющей, в то время как они могут дать дополнительную информацию о состоянии испытуемого.

Наиболее близким к заявляемому способу является способ регистрации кожно-гальванической реакции, реализованный в устройстве [4]. Способ предусматривает закрепление на теле человека двух электродов, подачу электрического напряжения на них, регистрацию изменения во времени электрического тока, протекающего между электродами, и фиксацию импульсов тока в полосе частот фазической составляющей электродермальной активности.

Прототипом устройства для регистрации кожно-гальванических реакций является устройство, реализующее вышеупомянутый способ [4]. Оно имеет электроды со средствами их крепления к коже, подключенные к входному устройству, средства для выделения сигналов в полосах частот фазической и тонической составляющих электродермальной активности, средства для детектирования импульсов фазической составляющей, средства для уменьшения амплитуды импульсных помех, а также блок регистрации.

Однако вышеупомянутые способ и устройство не свободны от артефактов, которые накладываются на временную последовательность сигналов КГР и сходны с импульсами фазической составляющей. Эти артефакты являются, например, следствием неконтролируемых движений человека при регистрации (т.н. артефакты движения (АД)). В сигнале могут появляться также шумы из-за изменения контактного сопротивления между электродами и кожей человека. Упомянутые выше помехи, включая АД, могут иметь характерные частоты, сравнимые с фазической составляющей, что ставит их выявление и учет в особую проблему. Ранее эта проблема решалась установкой специальных датчиков, в дополнение к электродермальным, на тело человека, что усложняет эксперимент (R.NICULA.- "Psychological Correlates of Nonspecific SCR", - Psychophysiology; 1991, vol.28. No 1, p.p. 86-90).

Кроме того, тоническая составляющая имеет минимальные характерные времена порядка нескольких минут. Эти изменения необходимо учитывать, особенно в тех случаях, когда амплитуда и частота фазической составляющей понижены, а тонические изменения максимальны. Такой процесс характерен и при аппаратном дрейфе измерительного тракта, и может быть ошибочно интерпретирован как информационный сигнал.

Задачей настоящего изобретения является создание способа регистрации КГР и устройства для его осуществления, свободных от помех, обусловленных артефактами движе-

ния человека, а также помех, вызванных небιологическими причинами (техногенными и атмосферными электрическими разрядами и аппаратурными шумами). Эта задача решается без использования каких-либо дополнительных приспособлений, аналогичных описанным в вышеупомянутой работе R.NICULA. Информация о помехах извлекается непосредственно из самого сигнала КГР, и в основе методики лежит подробный анализ формы каждого электрического импульса в последовательности импульсов, поступающих с электродов. Известно, что импульс фазической составляющей представляет собой спонтанное кратковременное повышение проводимости кожи с последующим возвратом к исходному уровню. Такой импульс обладает специфической асимметрией формы: имеет крутой передний и более пологий задний фронты (см. "Principles of Psychophysiology. Physical, Social, And Inferential Elements". Ed. John T. Cacioppo and Louis G. Tassinary. Cambridge University Press, 1990, p.305). Для определения искомым параметров этого импульса КГР производится дифференцирование логарифма входного сигнала (например, с помощью аналогового дифференциатора).

Патентуемый способ включает закрепление на теле человека двух электродов, подачу электрического напряжения на них, регистрацию изменения во времени электрического тока, протекающего между электродами и фиксацию импульсов тока в полосе частот фазической составляющей электродермальной активности. Способ характеризуется тем, что анализируют форму каждого импульса в последовательности импульсов в полосе частот фазической составляющей. Для этого регистрируют сигнал в виде производной по времени от логарифма численного значения электрического тока, определяют величину тренда, обусловленного изменениями сигнала в полосе частот тонической составляющей электродермальной активности, и корректируют величину первой производной, вычитая из нее величину тренда. Далее регистрируют вторую производную по времени от логарифма численного значения электрического тока, определяют начало импульса упомянутого сигнала по моменту превышения второй производной пороговой величины, а затем определяют соответствие формы импульса установленным критериям. При наличии такого соответствия относят анализируемый импульс к импульсам фазической составляющей, а при отсутствии - относят к артефактам.

Величина тренда может определяться как среднее значение первой производной за интервал времени, характерный для тонической составляющей, преимущественно от 30 до 120 с. Кроме того, величина тренда может определяться как среднее значение первой производной за интервал времени 1-2 с при условии, что величины первой и второй производных меньше заданных пороговых значений в течение этого интервала времени.

Временем прихода импульса первой производной может считаться момент, когда вторая производная превышает пороговое значение по меньшей мере на 0,2%.

При определении формы импульса регистрируют значения максимальной (fMAX) и минимальной (fmin) величин первой производной за вычетом величины тренда, их отношение r, интервал времени (tx) между минимумом и максимумом первой производной. При этом моменты достижения максимальной и минимальной величин первой производной определяются по моменту смены знака второй производной.

Критериями принадлежности анализируемого импульса к сигналу фазической составляющей электродермальной активности могут являться следующие неравенства (для фильтрованного сигнала):

$$0,5 < fMAX < 10; -2 < fmin < -0,1; 1,8 < tx < 7; 1,5 < r < 10$$

Вышеприведенные существенные признаки патентуемого способа обеспечивают достижение технического результата - повышения помехозащищенности регистрации кожно-гальванической реакции в условиях реальных помех различного происхождения, а



также артефактов движения самого испытуемого. Ниже описанные средства для реализации способа могут быть выполнены как приборным, так и программным путем и их сущность ясна из приведенного описания.

Устройство для регистрации кожно-гальванических реакций содержит электроды со средствами их крепления, подключенные к входному устройству, средства для подавления импульсных помех, средства для выделения сигналов в полосах частот фазической и тонической составляющих электродермальной активности, средства для детектирования импульсов фазической составляющей и блок регистрации. Средства выделения сигнала в полосах частот тонической и фазической составляющих, средства для подавления импульсных помех и средства для детектирования импульсов фазической составляющей выполнены в виде последовательно подключенных к входному устройству фильтра нижних частот, блока преобразования логарифма входного сигнала в первую и вторую производные по времени и блока анализа формы импульсов, при этом выход последнего подключен к входу блока регистрации.

Входное устройство может представлять собой стабилизированный источник электрического напряжения и резистор, подключенные последовательно к электродам, логарифмирующий усилитель с дифференциальным входным каскадом, при этом резистор шунтирует входы логарифмирующего усилителя.

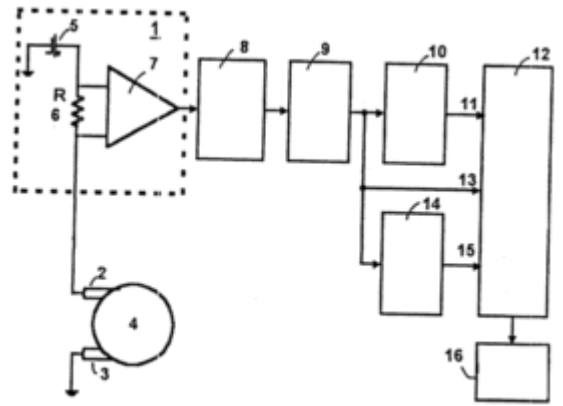
Блок преобразования логарифма входного сигнала в первую и вторую производные по времени может быть выполнен в виде первого и второго дифференциаторов и фильтра нижних частот, при этом выход первого дифференциатора подключен к входам второго дифференциатора и фильтра нижних частот, выходы которых являются выходами блока.

Блок анализа формы может включать средства для определения максимальной скорости изменения проводимости на переднем и заднем фронтах анализируемого импульса, средства для определения асимметрии его формы, средства для определения ширины импульса, средства для сравнения упомянутых величин с установленными пределами для выработки сигнала принадлежности анализируемого импульса сигналу фазической составляющей электродермальной активности. Блок преобразования входного сигнала в первую и вторую производные по времени от его логарифма и блок анализа формы импульсов могут быть выполнены на базе компьютера, подключенного к входному устройству через аналого-цифровой преобразователь.

По сведениям, которыми располагают изобретатели, технический результат - повышение достоверности при выделении импульсов фазической составляющей очевидным образом не следует из сведений, содержащихся в уровне техники. Изобретателям не известен источник информации, в котором бы раскрывалась применяемая методика анализа формы сигнала, позволяющая разделять полезные сигналы импульсов фазической составляющей и артефакты, в том числе обусловленные движениями испытуемого. Отмеченное позволяет считать изобретение удовлетворяющим условию патентоспособности "изобретательский уровень".

В дальнейшем изобретение поясняется описанием конкретных, но не ограничивающих изобретения, вариантов его осуществления.

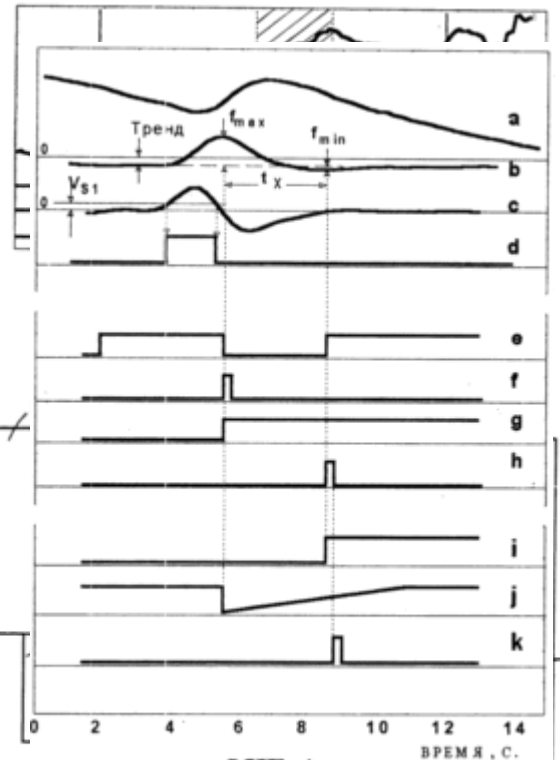
На фиг. 1 представлена функциональная схема устройства для регистрации кожно-гальванических реакций в соответствии с настоящим изобретением; на фиг. 2 - реальный пример формы исходного сигнала (а) и результаты его обработки устройством по изобретению (b, c, d); на фиг. 3 - аппаратная реализация блока анализа формы импульса; на фиг. 4 - временные диаграммы, поясняющие функционирование блока анализа формы; на фиг. 5 - пример реализации блока синхронизации; на фиг. 6 - пример компьютерной реализации устройства с использованием цифровой обработки сигнала;



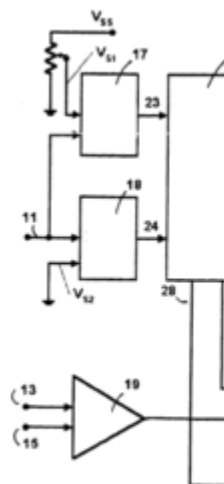
ФИГ. 1

Патентуемый способ регистрации кожно-гальванической реакции удобно пояснить на примерах функционирования устройств для его реализации.

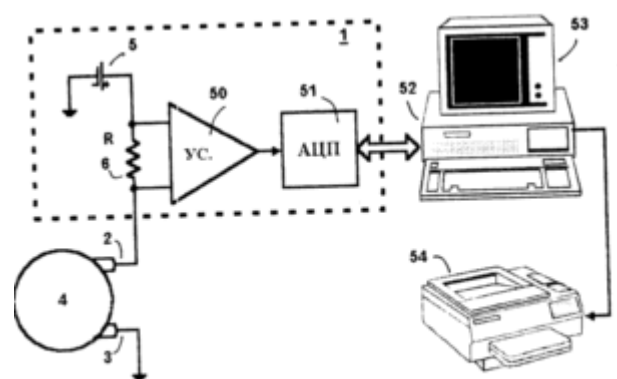
Устройство для регистрации кожно-гальванической реакции (фиг.1) включает входное устройство 1, подключенное к электродам 2, 3 для присоединения к коже 4 человека. Электроды могут быть выполнены в различных вариантах, например в виде двух колец, браслета на запястье и кольца, браслета с двумя электрическими контактами. Единственное требование к ним: электроды должны обеспечивать стабильный электрический контакт с кожей испытуемого. Электроды 2, 3 подключены к стабилизированному источнику напряжения 5 через резистор R 6, а сам резистор подключен к входу дифференциального логарифмирующего усилителя 7, выход которого является выходом входного устройства 1 и подключен к входу фильтра 8 нижних частот. Выход фильтра 8 подключен к входу первого дифференциатора 9. Выход последнего подключен к входу второго дифференциатора 10, выход которого подключен ко входу 11 блока 12 анализа формы импульса. Кроме того, выход первого дифференциатора 9 подключен непосредственно к блоку 12 через вход 13, а также через фильтр 14 нижних частот к другому входу 15 блока 12 анализа формы. Сигнал с выхода упомянутого фильтра 14 нижних частот используется в блоке 12 для компенсации тонической составляющей КГР. Частота среза фильтра 8 нижних частот составляет около 1 Гц, а частота среза фильтра 14 нижних частот - около 0,03 Гц, что соответствует верхним границам полос



ФИГ. 4



ФИГ. 5



ФИГ. 6

частот фазической и тонической составляющих ЭДА. Выход блока 12 анализа формы импульса подключен к блоку регистрации 16.

Изобретение может быть реализовано как аппаратным, так и программным путем. И в том, и в другом случаях анализ формы импульсов фазической составляющей ЭДА, позволяющий отделить их от артефактов движения и помех, проводится с использованием характерных параметров сигнала, которые затем сопоставляются с допустимыми пределами. К числу этих характерных параметров относятся:

максимальная крутизна переднего и заднего фронтов импульса: выражается как максимальная ( $f_{MAX}$ ) и минимальная ( $f_{min}$ ) величины первой производной логарифма входного сигнала (за вычетом тренда);

ширина  $t_x$  импульса, определяемая как интервал времени между моментами достижения максимального и минимального значений первой производной;

отношение абсолютных величин первой производной (за вычетом тренда) в максимуме и минимуме:  $r = |(f_{MAX})|/|(f_{min})|$ . Это значение  $r$  является мерой асимметрии анализируемого импульса.

Таким образом, условиями отнесения анализируемого импульса к импульсу фазической составляющей ЭДА, а не к артефактам движения и помехам, являются неравенства:

$$m1 < f_{MAX} < m2;$$

$$m3 < f_{min} < m4;$$

$$r1 < r < r2;$$

$$t1 < t_x < t2'$$

где

$m1, m2$  - наименьшее и наибольшее допустимые значения первой производной (за вычетом тренда) в максимуме, %/с;

$m3, m4$  - наименьшее и наибольшее допустимые значения первой производной (за вычетом тренда) в минимуме, %/с;

$t1, t2'$  - минимальное и максимальное время между экстремумами первой производной, с;

$r1, r2$  - минимальная и максимальная величина отношения  $r$ .

Установлено, что эти пределы сильно варьируют как от одного испытуемого к другому, так и для одного и того же лица при различных измерениях. Вместе с тем, при статистической обработке результатов исследований было установлено, что от 80 до 90% сигналов относятся собственно к сигналам КГР, если используются следующие числовые значения пределов:  $m1=0,5, m2=10, m3=-2, m4= - 0,1, t1=1.8, t2=7, r1=1,5, r2=10$ .

На фиг. 2 представлен пример обработки реального сигнала КГР.

На кривой а показана форма сигнала -  $U = 100 \ln$  (Изм) на выходе логарифмического усилителя 7; на кривой б - первая  $U'$ , а на кривой с - вторая  $U''$  производные показанного на кривой а сигнала. Поскольку схемой предусмотрено логарифмирование сигнала, то

после дифференцирования в элементах 9 и 10 численные значения производных сигнала  $U'$  и  $U''$  имеют размерность %/с и %/с<sup>2</sup> соответственно.

Там же на фиг. 2 кривой d представлен результат распознавания сигнала КГР на фоне тренда и помех по патентуемому изобретению. Метками S1 и S2 показаны сигналы, соответствующие времени появления импульсов фазической составляющей. Обращает на себя внимание тот экспериментальный факт, что внешне сходный с помеченными метками S1 и S2 импульс в интервале времен 20 - 26 с (заштрихованная область) - является помехой. Проверка соответствия импульса указанным четырем критериям (\*) производится блоком 12 анализа формы.

Величина тренда может определяться как среднее значение первой производной за интервал времени, характерный для тонической составляющей, преимущественно от 30 до 120 с. Кроме того, величина тренда может определяться как среднее значение первой производной за интервал времени 1-2 с при условии, что величины первой и второй производных меньше заданных пороговых значений в течение этого интервала времени. Во втором варианте тренд определяется более точно, однако при большом количестве помех вышеупомянутые условия могут не выполняться длительное время. В этом случае необходимо определять тренд первым способом.

На фиг. 3 представлена в качестве примера аппаратная реализация блока 12. В этом варианте тренд определяется по усредненному значению первой производной за время 30 с. На фиг. 4 приведены временные диаграммы, поясняющие работу отдельных элементов этого блока.

Блок 12 имеет три входа 11, 13 и 15. Вход 11, на который подается сигнал второй производной  $U''$ , является сигнальным входом двух компараторов 17 и 18, причем на опорный вход последнего подан нулевой потенциал. Входы 13 и 15 являются входами дифференциального усилителя 19, выход которого подключен к сигнальным входам схем 20 и 21 выборки и хранения. Выходы компараторов 17, 18 подключены к входам блока 22 синхронизации, соответственно к входам 23 и 24. Выход 25 блока 22 подключен к тактирующему входу схемы 20 выборки и хранения, а также к входу запуска генератора 26 пилообразного напряжения. Выход 27 подключен к тактирующему входу схемы 21 выборки и хранения. Выходы схем 20, 21 выборки и хранения, а также генератора 26 пилообразного напряжения подключены к входам схем сравнения 29, 30 и 31. Кроме того, выходы схем 20 и 21 соединены с входами аналогового делителя 32, выход которого соединен с входом схемы 33 сравнения.

Выходы схем 29, 30, 31, 33 подключены к логическим входам схемы И: 34, 35, 36, 37, 38. Кроме того, выход 28 схемы 22 синхронизации подключен к стробирующему входу 39 схемы И 34. Компаратор 17 имеет вход для подачи опорного напряжения  $V_{S1}$ , устанавливающий пороговое значение второй производной, при превышении которого начинается анализ формы импульса. Опорные входы схем сравнения 29, 30, 31, 33 также подключены к источникам опорных напряжений (на фиг. не показаны), которые определяют допустимые пределы выбранных параметров. Индексы в наименованиях этих напряжений ( $V_{T1}$ ,  $V_{T2}$ ;  $V_{M1}$ ,  $V_{M2}$ ;  $V_{R1}$ ;  $V_{M3}$ ,  $V_{M4}$ ) соответствуют указанным выше пределам, внутри которых должны лежать проверяемые величины (см. неравенства (\*)). В случае такого соответствия на выходе 40 схемы 34 формируется короткий импульс логической "1".

Функционирование блока 12 анализа формы импульсов, изображенного на фиг. 3, поясняется диаграммами фиг. 4. На диаграмме а показан пример одиночного импульса на выходе логарифмического усилителя 7. На вход блока 12 подаются следующие сигналы: сигнал первой производной - на вход 131 (диаграмма b), сигнал первой производной, усредненный за 30 с - на вход 15, и сигнал второй производной - на вход 11 (диаграмма c). Время усреднения выбрано наименьшим, соответствующим частотному диапазону тони-

ческой составляющей ЭДА. В результате этого на выходе дифференциального усилителя 19 имеется напряжение величиной  $U'$ , соответствующее первой производной логарифма входного сигнала, скомпенсированной на величину тренда. Величина  $U'$  численно равна приращению напряжения за одну секунду, выраженному в %, относительно величины тонической составляющей (см. фиг. 4, б). Именно этот сигнал и анализируется остальной частью схемы.

Тактирование элементов блока 12 осуществляется схемой 22 синхронизации следующим образом. Сигнал с выхода компаратора 17 представляет собой положительный перепад напряжения, возникающий при превышении напряжения с выхода дифференциатора 10 порогового значения  $VS1$  (фиг. 4, с). Численное значение порогового напряжения  $VS1$  в вольтах выбирается таким образом, чтобы оно соответствовало изменению второй производной по меньшей мере на 0,2%, что определено экспериментальным путем. Этот положительный перепад (фиг.4, d) является запускающим стробом для схемы 22 синхронизации. Компаратор 18 (см. фиг. 4, е) вырабатывает положительные и отрицательные перепады напряжения на своем выходе при переходе входного сигнала  $U''$  через ноль.

После запуска схемы синхронизации стробирующим импульсом с компаратора 17, по каждому фронту сигнала с компаратора 18 вырабатываются короткие стробимпульсы. Первый стробимпульс поступает на выход 25 (фиг.4, f) и подается затем на схему 20 выборки и хранения, которая фиксирует значение  $U'$  в момент достижения максимума (фиг.4, g). Вторым строб (фиг.4. h) поступает с выхода 27 схемы 22 синхронизации на стробирующий вход второй схемы 21 выборки и хранения, которая фиксирует значение  $U'$  в минимуме (фиг.4, i). Первый же импульс подается также на вход генератора 26 пилообразного напряжения, который вырабатывает линейно нарастающее напряжение после прихода стробимпульса (фиг. 4, j). Сигнал с выхода генератора 26 пилообразного напряжения подается на вход схемы 29 сравнения. Выходной сигнал со схемы 20 поступает на вход схемы сравнения 30. Сигнал с выхода схемы 21 подается на схему 31. Кроме того, сигналы с выходов схем 20, 21 поступают на входы А и В аналогового делителя 32.

Сигнал с выхода аналогового делителя 32, пропорциональный отношению входных напряжений  $UA/UB$ , подается на вход схемы 33 сравнения. Сигналы с выходов всех схем сравнения 29, 30, 31 и 33 подаются на входы 35, 36, 37, 38 схемы 34 логического И, которая тактируется стробимпульсом (см. фиг. 4, k), подаваемым на стробирующий вход 39 с выхода 28 схемы 22. В результате на выходе 40 схемы 34 образуется импульс логической "1" в случае, если на все четыре входа 35-38 подан сигнал логической "1" во время прихода стробимпульса на вход 39, положительный фронт которого соответствует отрицательному фронту на выходе 28.

Схемы сравнения (поз. 29-31,33) могут быть реализованы любым из традиционных путей. Они вырабатывают сигнал логической "1" в том случае, если входное напряжение лежит в диапазоне, задаваемом двумя опорными напряжениями.

Все внутренние стробирующие сигналы обеспечиваются схемой 22 синхронизации, которая может быть реализована, например, следующим образом (см. фиг. 5). Схема 22 имеет два входа: 23 и 24. Вход 23 подключен к S-входу RS-триггера 41, который переводится в единичное состояние положительным фронтом с компаратора 17 (фиг.4, d), т.е. при превышении значением второй производной  $U''$  порогового уровня. Выход Q триггера 41 соединен со входами схем логического И 42 и 43, разрешая таким образом проходить через них сигналам с триггера 44 и инвертора 45. На вход 24 поступает сигнал с компаратора 18 (фиг.4, е). Отрицательный перепад сигнала с входа 24 инвертируется инвертором 45 и через схему 42 поступает на другой одновибратор 46, который вырабатывает стробирующий импульс на выходе 25 (см. фиг.4. h). Положительный перепад с входа 24 переводит триггер 44 в единичное состояние, что в свою очередь запускает одновибратор 47, который вырабатывает короткий положительный импульс. Этот стробирующий импульс по-

дается на выход 27 схемы синхронизации (фиг. 4, f). Этот же импульс подается на вход инвертора 48, выход которого соединен с входом одновибратора 49. Таким образом схема 49 запускается задним фронтом импульса с выхода 47 и вырабатывает третий короткий стробирующий импульс (см. фиг.4, к). Этот импульс подается на выход 28, а также используется для сброса RS-триггеров 41 и 44, для чего подается на их R-входы. После прохождения этого импульса схема 22 синхронизации вновь готова к работе до прихода очередного сигнала на вход 23.

В результате описанного выше функционирования схемы 22 синхронизации на выходе 40 блока 12 анализа формы (см. фиг.3) вырабатывается короткий импульс логической "1" при условии, что анализируемые параметры лежат в заданных пределах. Следует отметить, что на фиг.2, d метками S1 и S2 поименованы как раз указанные импульсы; для наглядности они наложены на графики первой и второй производных анализируемого сигнала.

Выше описана аппаратная реализация средств выделения сигналов тонической составляющей и импульсов фазической составляющей. Вместе с тем, выявление полезного импульса фазической составляющей на фоне шумов и АД может быть осуществлено и программным путем.

На фиг. 6 показан пример компьютерной реализации устройства с использованием цифровой обработки сигнала. Устройство включает входное устройство 1, подключенное к электродам 2, 3 для присоединения к коже человека 4. Электроды подключены через резистор R6 к источнику 5 стабилизированного постоянного опорного напряжения. Сигнал с резистора 6 подается на входное устройство - операционный усилитель 50 с высоким входным и низким выходным импедансами, работающий в линейном режиме. С выхода усилителя 50 сигнал поступает на вход стандартного 16- разрядного аналого-цифрового преобразователя 51 (АЦП), установленного в слот расширения IBM-совместимого компьютера 52. Логарифмирование и весь дальнейший анализ сигнала производится цифровым образом.

С использованием преобразованных АЦП значений тока, протекающего между электродами (Изм) $\gg$  вычисляются первая и вторая производные от величины  $100\text{Чln}(\text{Изм})$ . Вычислять значения первой производной необходимо с поправкой на тренд. Величина тренда определяется как среднее значение первой производной за время от 30 до 120 с.

Далее производится определение принадлежности анализируемого импульса сигналу КГР (проверка выполнения условий (\*)). При удовлетворении параметров формы установленным критериям относят упомянутый импульс к импульсам КГР, а при невыполнении - относят к артефактам.

Описанные способ и устройство могут быть использованы при различных медицинских и психофизиологических исследованиях, где одним из измеряемых параметров является электрическая проводимость кожи. Это, например: тренажеры с обратной связью по кожному сопротивлению для выработки навыков релаксации и концентрации внимания, системы профотбора, и т.д.. Кроме того, патентуемое изобретение может быть применено, например, для определения уровня бодрствования водителя транспортного средства в реальных условиях, характеризующихся наличием многочисленных помех.

Реализация устройств может быть легко осуществлена на стандартной элементной базе. Вариант устройства с цифровой обработкой сигнала может быть реализован на основе любого персонального компьютера, а также с использованием любого микроконтроллера или однокристальной микро-ЭВМ. Связь измерительной части и устройства обработки сигнала (как аналоговой, так и цифровой) может быть осуществлена любым из извест-

ных способов, как по проводному каналу, так и беспроводным способом, например, по радиоканалу или ИК-каналу.

Существует много различных вариантов выполнения устройства в зависимости от умения и профессиональных знаний, а также используемой элементной базы, поэтому приведенные схемы не должны служить ограничениями при реализации изобретения.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ регистрации кожно-гальванических реакций, включающий закрепление на теле человека двух электродов, подачу электрического напряжения на них, регистрацию изменения во времени электрического тока, протекающего между электродами и фиксацию импульсов тока в полосе частот физической составляющей электродермальной активности, отличающийся тем, что анализируют форму каждого импульса в последовательности импульсов в полосе частот физической составляющей, для чего регистрируют сигнал в виде производной по времени от логарифма численного значения электрического тока, определяют величину тренда, обусловленного изменениями сигнала в полосе частот тонической составляющей электродермальной активности, и корректируют величину первой производной, вычитая из нее величину тренда, регистрируют вторую производную по времени от логарифма численного значения электрического тока, определяют начало импульса упомянутого сигнала по моменту превышения второй производной пороговой величины, а затем определяют соответствие формы импульса установленным критериям и при наличии такого соответствия относят анализируемый импульс к импульсам физической составляющей, а при отсутствии - относят к артефактам.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что величину тренда определяют как среднее значение первой производной за интервал времени, преимущественно от 30 до 120 с.

3. Способ по п.1, отличающийся тем, что величину тренда определяют как среднее значение первой производной за интервал времени 1 - 2 с, при условии, что величины первой и второй производных меньше заданных пороговых значений в течение этого интервала времени.

4. Способ по любому из пп.1 - 3, отличающийся тем, что временем прихода импульса первой производной считают момент, когда вторая производная превышает пороговое значение по меньшей мере на 0,2%.

5. Способ по любому из пп.1 - 4, отличающийся тем, что при определении формы импульса регистрируют значения максимальной  $f_{max}$  и минимальной  $f_{min}$  величин первой производной за вычетом величины тренда, их отношение  $r$ , интервал времени  $t_x$  между минимумом и максимумом первой производной, при этом моменты достижения максимальной и минимальной величин первой производной определяют по моменту смены знака второй производной.

6. Способ по п.5, отличающийся тем, что критериями принадлежности анализируемого импульса к сигналу физической составляющей электродермальной активности являются неравенства

$$0,5 < f_{max} < 10;$$

$$-2 < f_{min} < -0,1;$$

$$1,8 < t_x < 7;$$

$$1,5 < r < 10.$$

7. Устройство для регистрации кожно-гальванических реакций, содержащее электроды со средствами их крепления, подключенные к входному устройству, средства для подавления импульсных помех, средства для выделения сигнала в полосе частот физической составляющей электродермальной активности, средства для детектирования импульсов физической составляющей, блок регистрации, отличающееся тем, что средства выделения сигнала в полосе частот физической составляющей, средства для подавления импульсных помех и средства для детектирования импульсов физической составляющей выполнены в виде последовательно подключенных к входному устройству фильтра нижних частот, блока преобразования входного сигнала в первую и вторую производные по времени и блока анализа формы импульсов, при этом выход последнего подключен к входу блока регистрации.

8. Устройство по п.7, отличающееся тем, что входное устройство представляет собой стабилизированный источник электрического напряжения и резистор, подключенные последовательно к электродам, логарифмирующий усилитель с дифференциальным входным каскадом, при этом резистор шунтирует входы логарифмирующего усилителя.

9. Устройство по п.7 или 8, отличающееся тем, что блок преобразования входного сигнала в первую и вторую производные по времени выполнен в виде первого и второго дифференциаторов и фильтра нижних частот, при этом выход первого дифференциатора подключен к входам второго дифференциатора и фильтра нижних частот, выходы которых являются выходами блока.

10. Устройство по любому из пп.7 - 9, отличающееся тем, что блок анализа формы включает средства для определения максимальной скорости изменения сигнала на переднем и заднем фронтах анализируемого импульса, средства для определения асимметрии его формы, средства для определения ширины импульса, средства для сравнения упомянутых величин с установленными пределами для выработки сигнала принадлежности анализируемого импульса сигналу физической составляющей электродермальной активности.

11. Устройство по п.7, отличающееся тем, что фильтр нижних частот, блок преобразования входного сигнала в первую и вторую производные по времени и блок анализа формы импульсов выполнены на базе компьютера, подключенного к входному устройству через аналого-цифровой преобразователь.

[http://www.ntpo.com/patents\\_medicine/medicine\\_7/medicine\\_69.shtml](http://www.ntpo.com/patents_medicine/medicine_7/medicine_69.shtml)



## УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ БИЛАТЕРАЛЬНОЙ АСИММЕТРИИ ПО КОЖНО-ГАЛЬВАНИЧЕСКОЙ РЕАКЦИИ РУК

Номер патента: 2115364  
Класс(ы) патента: А61В5/16  
Номер заявки: 95111358/14  
Дата подачи заявки: 30.06.1995  
Дата публикации: 20.07.1998  
Заявитель(и): Московский государственный университет путей сообщения  
Автор(ы): Волков А.В.; Грибков О.И.; Спивак Ю.Г.; Шевандин М.А.  
Патентообладатель(и): Московский государственный университет путей сообщения

### Суть изобретения:

Использование: изобретение предназначено для медицинской диагностики и может быть использовано в психиатрии, психофизиологии, инженерной и спортивной психологии. Сущность: в устройство, содержащее регистратор 15, арифметический блок 14, источник тока 1 и два измерительных канала ЭСК и КГР, состоящие из электродов 2 и 8, режекторных фильтров 3 и 9, усилителей ЭСК 4 и 10, полосовых фильтров 5 и 11, усилителей КГР 6 и 12, дополнительно введено два аналоговых делителя 13 и 7, причем входы делимого и делителя обоих связаны соответственно с выходом усилителя КГР и ЭСК одного канала, а их выходы подключены к входам арифметического блока, причем пары электродов дополнительно соединены последовательно между собой и с источником тока. 1 ил.

### Описание изобретения:

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к диагностическим приборам, и может быть использовано в психиатрии, психофизиологии, инженерной и спортивной психологии.

Известно, что уровень межполушарной асимметрии мозга является важным параметром при диагностике психофизиологического состояния человека [1].

Известно, что при маниакально-депрессивном психозе диагноз может быть поставлен по уровню межполушарной асимметрии мозга [2], при этом уровень межполушарной асимметрии определяется путем измерения постимпульной слуховой адаптации. Для этого применяется сложная аппаратура по аудиометрии, процедура занимает много времени, результат в большей мере зависит от произвольных усилий испытуемого и требуется трудоемкая обработка результатов.

Известны устройства, определяющие уровень межполушарной асимметрии мозга по другим методикам, например по соотношению критических частот слияния световых мельканий [3].

Недостатком этих устройств является сравнительно большая длительность процедуры обследования и зависимость результата от произвольных усилий испытуемого.

Наиболее близким по технической сути является устройство, реализующее способ определения утомления человека [4], содержащее два одинаковых измерительных канала кожно-гальванической реакции (КГР), состоящих из источника тока, электродов, режекторного фильтра, первого усилителя, полосового фильтра, второго усилителя, а также сумматора, дифференциального усилителя и аналогового делителя, по сути выполняющих функцию арифметического блока и регистратора.

Недостатком этого устройства является ограниченная точность измерения, зависимость от точности установки одинаковых токов через электроды источниками токов, от

точности геометрических размеров самих электродов, от степени прижатия электродов к пальцам рук.

Сложный арифметический блок, реализующий вычисление коэффициента асимметрии, делает его функционально ненадежным.

Техническим результатом предложенного является повышение достоверности и точности определения коэффициента асимметрии и повышение функциональной надежности устройства.

Технический результат нового устройства достигается тем, что устройство, содержащее источник тока, арифметический блок, связанный выходом с регистратором, измерительные каналы электрического сопротивления кожи (ЭСК) и кожно-гальванической реакции (КГР) левой и правой руки, в каждой из которых пара измерительных электродов подключена к входу режекторного фильтра, соединенного с последовательной цепью из усилителя ЭСК, полосового фильтра и усилителя КГР, дополнительно снабжено двумя аналоговыми делителями, при этом входы делимого и делителя каждого из них связаны соответственно с выходом усилителя КГР и ЭСК одного канала, а их выходы подключены к входам вышеупомянутого арифметического блока, причем пары электродов дополнительно соединены последовательно между собой и с источником тока.

Совокупность новых признаков устройства не встречается в ранее известных технических решениях, т.е. предложение соответствует критерию "новизна".

Отличительными признаками нового устройства являются:

- последовательная связь измерительных электродов обеих рук между собой и единственным источником тока;
- дополнительная пара аналоговых делителей;
- новые связи, обеспечивающие вычисление кожно-гальванической реакции (КГР) в относительных величинах для обеих рук;
- новые связи выходов аналоговых делителей с арифметическим блоком, обеспечивающих вычисление коэффициента асимметрии.

Технических решений со сходной совокупностью признаков не обнаружено, т. е. предложение удовлетворяет критерию "существенные отличия".

Реализация предложения позволит повысить точность диагностики билатеральной асимметрии, снизит требования к точности подбора электродов и их установки на пальцы рук, облегчит процедуру установки тока через электроды.

Таким образом, предложенное техническое решение соответствует критериям "новизна" и "существенные отличия".

На чертеже представлена схема устройства для определения билатеральной асимметрии по кожно-гальванической реакции рук. Оно содержит первый измерительный канал ЭСК и КГР, включающий в себя пару электродов 2 режекторный фильтр 3, усилитель ЭСК 4, полосовой фильтр 5, усилитель КГР 6, аналоговый делитель 7 и второй измерительный канал ЭСК и КГР, включающий в себя вторую пару электродов 8, режекторный фильтр 9, усилитель ЭСК 10, полосовой фильтр 11, усилитель КГР 12, аналоговый делитель 13. Выходы с аналоговых делителей обоих каналов поступают на входы арифметического блока 14, а с него на клеммы регистратора 15. Ток через электроды обоих каналов задает источник тока 1.

Устройство функционирует следующим образом.

Электроды 2 первого и 8 второго измерительного каналов устанавливаются на пальцах правой и левой руки испытуемого. Величина тока источника 1 через электроды обоих каналов устанавливается так, чтобы падение напряжения между электродами не превышало одного вольта. Сигналы напряжения с электродов 2 и 8 поступают на режекторные фильтры 3 и 9, задача которых не пропустить помехи промышленной частоты, а после них на первые усилители ЭСК 4 и 10. На выходах этих усилителей формируется сигнал, пропорциональный уровню ЭСК (тоническая составляющая). Затем через полосовые фильтры 5 и 11 на вторые усилители КГР 6 и 12. На выходах этих усилителей формируется сигнал адекватный кожно-гальванической реакции (физическая составляющая).

Выходные напряжения на усилителях ЭСК и КГР обоих каналов обусловлены как асимметрией, так и самими электродами.

Поэтому далее выделенные сигналы ЭСК и КГР подаются на входы делителя и делимого аналоговых делителей 7 и 13 обоих каналов. На их выходах формируется сигнал пропорциональный кожно-гальванической реакции рук в относительных величинах. Величина относительной КГР не зависит от площади электродов, от силы прижатия электродов к пальцам, от потоотделения под ними и т.д. Причем необходимо отметить что импульсы КГР в относительных величинах на выходах аналоговых делителей имеют противоположные полярности. Аналоговые делители производят вычисление по формуле

$$Ra = KGRa/ЭСКa \text{ и } Rb = KGRb/ЭСКb$$

Далее сигналы напряжения с аналоговых делителей обоих каналов 7 и 13 подаются на выходы арифметического блока 14.

Арифметический блок может быть выполненным по схеме простого аналогового делителя, при этом входами блока 14 будут делимое и делитель. Диапазон изменения коэффициента от нуля до максимума. Величина коэффициента асимметрии при этом не нормирована. При разных соотношениях делимого и делителя, например 6 и 3, 8 и 4, 10 и 5, результат одинаков и равен 2. Это иногда не удобно.

Арифметический блок может быть простым сумматором. Поскольку подаваемые сигналы с блоков 7 и 13 противоположной полярности, то по сути вычисляется разница

$$Kac = Ra - Rb$$

Диапазон изменения симметричен относительно нуля и не ограничен границами. Арифметический блок может быть выполнен и как в прототипе, реализующим формулу

$$Kac = 2(Ra - Rb)/(Ra + Rb)$$

В этом случае диапазон изменения нормированного коэффициента ограничен единицами с центром в нуле. Таким образом, сигнал, получаемый на выходе арифметического блока, адекватен коэффициенту асимметрии и поступает на соответствующую клемму регистратора 15.

Источники информации

1. Брагина Н.Н., Доброхотова Т.А. Функциональные асимметрии человека. - М.: Медицина, 1981.
2. Асадова М. С. Межполушарные взаимодействия при стойких изменениях эмоционального состояния. Физиология человека, 1985, N 3, с. 442-447.
3. Авторское свидетельство СССР N 1308317, кл. А 61 В 5/16.
4. Авторское свидетельство СССР N 1531991, кл. А 61 В 5/16.

#### **Формула изобретения:**

Устройство для определения билатеральной асимметрии по кожно-гальванической реакции рук, содержащее источник тока, арифметический блок, связанный выходом с регистратором, измерительные каналы электрического сопротивления кожи (ЭСК) и кожно-гальванической реакции (КГР) левой и правой руки, в каждом из которых пара измерительных электродов подключена к входу режекторного фильтра, соединенного с последовательной цепью из усилителя ЭСК, полосового фильтра и усилителя КГР, отличающееся тем, что оно дополнительно снабжено двумя аналоговыми делителями, при этом входы делимого и делителя каждого из них связаны соответственно с выходом усилителя КГР и ЭСК одного канала, а их выходы подключены к входам упомянутого арифметического блока, причем пары электродов дополнительно соединены последовательно между собой и с источником тока.

## Устройство для измерения уровня мозговой активности подачей сенсорных раздражителей

Голуб Я.В., Голуб И.В., Голуб В.И.

Дата публикации: 2005.12.20

Регистрационный номер заявки: 2002131036/14

Дата подачи заявки: 2002.11.18

Дата начала отсчета срока действия патента: 2002.11.18

Дата публикации заявки: 2004.05.20

Опубликовано: 2005.12.20

Аналоги изобретения: RU 2131272 С1, 10.06.1999. RU 2162310 С1, 27.01.2001. US 5135468 А, 04.08.1992.

Имя изобретателя: Голуб Я.В. (RU); Голуб И.В. (RU); Голуб В.И. (RU)

Имя патентообладателя: Голуб Ярослав Валерьевич (RU)

Адрес для переписки: 193315, Санкт-Петербург, пр. Большевиков, 45, кв.33, Я.В. Голубу

### Оценка состояния ЦНС по электрокожному сопротивлению и различению частоты световых мельканий

Кожно-гальваническая реакция (КГР) относится к вегетативным реакциям наряду с частотой сердечных сокращений, кровяным давлением, сужением и расширением сосудов, изменением глубины, скорости и ритма дыхания, температуры кожи, диаметра зрачка, секреции слюны, электрической активности мозга, химического и гормонального состава крови и слюны. Один из ведущих показателей деятельности вегетативной нервной системы в состоянии напряжения регуляторных механизмов - кожно-гальваническая реакция (КГР). Она является суммарным биологическим эффектом, характер которого определяется состоянием основных функциональных систем организма и в отдельных случаях позволяет довольно тонко анализировать их состояние. Информативность данной реакции заключается в том, что величина электрического потенциала кожи зависит от функционального состояния обследуемого. При развитии в организме явлений утомления величина ответной реакции снижается, что наглядно регистрируется прибором. КГР отражает взаимодействие гипоталамо-гипофизарной и лимбической систем мозга, обеспечивающих повышение адаптационных возможностей организма и неспецифической резистентности при различных стрессовых нагрузках.

Прибор МИРАЖ-1 для проведения сеансов биологически обратной связи по кожно-гальванической реакции как в автономном режиме, так и с выходом на персональный компьютер (отображение информации в графическом виде).

Возможно проведение экспресс-оценки психофизиологического состояния.

Методика определения функционального состояния по критической частоте световых мельканий. Тест основан на принципах дискретометрии. Критическая частота слияния и различения световых мельканий - это максимальная частота, при которой испытуемый еще различает отдельные ритмически подаваемые световые мелькания с нарастающей и убывающей частотой. Переход за верхнюю границу частоты световых мельканий ощущается испытуемым как сплошной свет (критическая частота слияния световых мельканий - КЧССМ, а за нижнюю - как мигающий свет (критическая частота различения световых мельканий - КЧРСМ).



## УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕНЕНИЯ УРОВНЯ МОЗГОВОЙ АКТИВНОСТИ ПОДАЧЕЙ СЕНСОРНЫХ РАЗДРАЖИТЕЛЕЙ

Изобретение относится к физиотерапии, в частности к устройствам для проведения нейротерапии сенсорными раздражителями. Устройство снабжено набором технических средств, обеспечивающих стимуляцию органов чувств (слухового и зрительного анализаторов), термо- и механорецепторов, а также чрескожную электростимуляцию в различном сочетании и последовательности. В устройстве использована конструкция технических средств, обеспечивающих сенсорные раздражения, в частности для стимуляции зрительного анализатора применен комплект светодиодов, например белых, синих, зеленых, красных или их комбинация, часть из которых расположена на внутренних поверхностях очков светозащитных стекол по центру очков, а остальные на периферии в виде радиально расходящихся линий, для стимуляции слухового анализатора - комплект микродинамиков, один из которых расположен по центру наушника, а остальные расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, для стимуляции механорецепторов - комплект вибраторов, например микрореле, часть из которых расположена по центру вибратода, а остальные расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, для стимуляции терморепцепторов - комплект ИК-светодиодов, часть из которых расположена по центру термода, а остальные расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, для чрескожной электростимуляции - электроды с центрально расположенной контактной пластинкой и концентрически расположенными по периферии электрически развязанными контактными пластинками минимум в два ряда. Генераторы сенсорных раздражителей снабжены независимыми каналами связи с центрально- и периферически расположенными стимуляторами. Генераторы связаны электрически с блоком управления, связанным с ПЭВМ. Устройство обладает расширенными функциональными возможностями, что повышает эффективность коррекции психофизиологического статуса организма человека. 2 ил, 1 табл.

### ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Изобретение относится к физиотерапии, в частности к устройствам для проведения нейротерапии сенсорными раздражителями.

Известны устройства для целенаправленного изменения состояния сознания подачей сенсорных раздражителей - зрительных стимулов различной интенсивности, частоты и цветности или звуковых стимулов различной интенсивности, частоты и тональности (Патенты США №5304112, 5129322, 5135468; приборы Syntec "ESPRIT", VOYAGER GALAXY [4]). В данных устройствах предъявляемые стимулы воздействуют лишь на слуховой и (или) зрительный анализаторы, в то время как для адекватного информационного восприятия сигналов большое значение имеет баланс информации, поступающей через экстеро- и интерорецептивный каналы [1, 5], в связи с чем не обеспечивается достаточная эффективность лечебно-профилактического применения этой процедуры и суживаются показания для ее применения.

Для повышения эффективности воздействия в некоторых приборах (Патент № РСТ 931209) используется обратная связь по ЭЭГ, в частности эффект усвоения ритма, что позволяет объективизировать подбор необходимых режимов стимуляции экстерорецепторов. Вместе с тем высокая изменчивость показателей ЭЭГ, а также сложность процедуры регистрации и высокая стоимость программно-аппаратного комплекса сдерживают широкое использование этого устройства.

Известно устройство для введения в трансовые состояния предъявлением слуховых, зрительных и тактильных раздражителей [6]. Основными недостатками этого устройства и способа его применения являются относительно низкая эффективность, узкая область применения, так как воздействия наносятся без учета индивидуального психофизиологического фона, а устройство лишено возможности комплексного использования всех типов рецепторов, адаптивного изменения программ стимуляции при проведении процедуры, в том числе с учетом данных нейролингвистического программирования о подразделении людей на аудиалов, визуалов и кинестетиков, а также дополнительной коррекции вегетативного обеспечения деятельности человека.

Указанное изобретение выбрано за прототип.

Целью изобретения является расширение функциональных возможностей сенсорной нейротерапии и повышение эффективности коррекции психофизиологического статуса организма человека.

Для реализации изменения уровня мозговой активности подачей сенсорных раздражителей применено устройство, состоящее из большего набора технических средств, обеспечивающих стимуляцию органов чувств (слухового и зрительного анализаторов), термо- и механорецепторов, а также черескожную электростимуляцию в различном сочетании и последовательности, а также тем, что в устройстве использованы принципиально новая конструкция технических средств, обеспечивающих сенсорные раздражения, в частности для стимуляции зрительного анализатора применен комплект светодиодов, например белых, синих, зеленых, красных или их комбинация, часть из которых расположена на внутренних поверхностях очков светозащитных стекол по центру очков, а остальные радиально по периферии, для стимуляции слухового анализатора - комплект микродинамиков, один из которых расположен по центру наушника, а остальные расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, для стимуляции механорецепторов - комплект вибраторов, например микрореле, часть из которых расположена по центру вибратора, а остальные расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, для стимуляции терморецепторов - комплект ИК-светодиодов, часть из которых расположена по центру термодатчика, а остальные расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, для черескожной электростимуляции - электроды с центрально расположенной контактной пластинкой и концентрически расположенными по периферии электрически развязанными контактными пластинками минимум в два ряда, генераторы сенсорных (световых, звуковых, тепловых, механических и электрических) раздражителей, снабженные независимыми каналами связи с центрально- и периферически расположенными стимуляторами, блок управления, электрически связанный с генераторами сенсорных раздражителей и снабженный дополнительным каналом связи с ПЭВМ с возможностью формирования программ для внешнего управления генераторами сенсорных раздражителей через органы управления ПЭВМ, в том числе при предъявлении тестовых сенсорных нагрузок, и для внутрисистемного управления генераторами сенсорных раздражителей по жесткому алгоритму, записываемому через ПЭВМ на ПЗУ блока управления при выполнении процедур, направленных на целенаправленное изменение уровня мозговой активности.

Наличие таких конструктивных и функциональных возможностей позволяет предварительно подбирать раздражители или их сочетание из числа заявленных раздражителей - слуховых, зрительных, тактильных, термических и электрических, адекватные фактическому функциональному состоянию организма по модальности интенсивности, частоте и последовательности воздействия, на основании результатов субъективной оценки тестовых режимов по критерию "комфортно-дискомфортно", а затем формировать индивидуальные программы с жестким алгоритмом сенсорных раздражений органов чувств (слуха, зрения), рецепторов областей с патологически измененной чувствительностью, биологически активных зон, в том числе сосудистых и эрогенных зон и (или) биологически актив-

ных точек, сложномодулированным стимулом в состоянии относительного покоя и (или) на фоне активации симпатического отдела вегетативной нервной системы и систем вегетативного обеспечения функций организма выполнением физических нагрузок, например динамических мышечных нагрузок, статических мышечных нагрузок или изометрических сокращений мышц с произвольно выбираемой продолжительностью и мощностью.

Примененная методика подбора режимов стимуляции на основе субъективной оценки ее восприятия позволяет подбирать алгоритмы сенсорных воздействий, не вызывающие формирования отрицательно окрашенного эмоционального фона.

Применение мягкого вибрационного (тактильного) воздействия способствует более эффективному усвоению ритма. Возможность тактильной и тепловой стимуляции, а также электростимуляции биологически активных точек и зон на фоне проведения фотоаудиостимуляции усиливает резонансный отклик внутренних органов и функциональных систем, особенно при проведении стимуляции в режиме "волновых качелей" [7], а также на фоне превалирования симпатического тонуса и усиления функции систем вегетативного обеспечения организма, достигаемого выполнением физических нагрузок, в том числе непосредственно в процессе процедуры нейротерапии сенсорными стимулами.

Реализация светового воздействия с помощью радиально расположенных светодиодов, что согласуется с характером глазодвигательных реакций, сопровождающихся движением глаз от центра к периферии, позволяет эффективно моделировать доступ к визуальной, аудиальной или кинестетической репрезентативной системе как при проведении соответствующих психотехник, так и в бытовых условиях. Выбор зон воздействия зрительных раздражителей производят, предварительно определив ведущий канал поступления невербальной информации, например, по методике, приведенной в монографии О.Ксендзюк [1].

Сочетанное воздействие сенсорными стимулами позволяет корректировать различные вегетативные нарушения, в том числе сексуальные дисфункции, путем нормализации психоэмоционального фона и систем вегетативного обеспечения жизнедеятельности человека.

Несущую звуковую частоту, громкость, яркость световых сигналов и интенсивность тактильного, теплового и электрокожного раздражения подбирают индивидуально, ориентируясь на субъективные ощущения. В тоже время применение стимулов различной модальности в разных сочетаниях, обеспечивающих активацию большого числа разнообразных рецепторов, позволяет достигать необходимых эффектов при проведении нейротерапии относительно небольшими по интенсивности сенсорными стимулами.

Сопоставительный анализ заявляемого изобретения с известными техническими решениями и способам их применения показывает, что оно существенно отличается как по способу подбора режимов сенсорных воздействий и методикам их применения, так и по конструкции генераторов сенсорных стимулов и по достигаемому эффекту.

Применение конструкции, позволяющей формировать сложномодулированные стимулы для раздражения различных типов сенсорных рецепторов, обеспечивает возможность автоматического изменения в момент отпуска процедуры параметров воздействий, благодаря чему достигается сочетанная нейротерапия сенсорными раздражителями в различных комбинациях. Простота конструкции устройства, не требующая специальной подготовки оператора для приведения его в рабочее состояние и для выбора программы нейротерапии сенсорным раздражителями, отсутствие необходимости применения специальных приемов при фиксации генераторов сенсорных стимулов на теле человека, а также отсутствие жестких требований к выбору места их расположения обеспечивают доступ-

ность практического применения предлагаемого устройства не только медицинским персоналом, но и в бытовых условиях.

Таким образом, приведенные данные свидетельствуют о том, что предлагаемое изобретение соответствует критериям "новизна" и "изобретательский уровень". В то же время достигаемые с его помощью положительные эффекты, наличие возможности для технической реализации и простота организации эксплуатации предлагаемого устройства свидетельствуют о соответствии его критерию "промышленная применимость".

Блок-схема устройства для изменения уровня мозговой активности подачей сенсорных раздражителей представлена на фиг.1.

Устройство для изменения уровня мозговой активности содержит генератор стимулов для активации зрительного анализатора 1, в состав которого входит комплект светодиодов, например белых, синих, зеленых, красных или их комбинация, часть из которых 2 расположена на внутренней поверхности стекол светозащитных очков по центру, а остальные 3 - на периферии в виде радиально расходящихся линий, генератор стимулов для активации слухового анализатора 4, в состав которого входит комплект микротелефонов, один из которых 5 расположен по центру наушника, а остальные 6 расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, генератор стимулов для активации механорецепторов 7, в состав которого входит комплект микрореле, часть из которых 8 расположена по центру вибратора, а остальные 9 расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, генератор стимулов для активации терморецепторов 10, в состав которого входит комплект ИК-светодиодов, часть из которых 11 расположена по центру термодатчика, а остальные 12 расположены концентрически по периферии минимум в два ряда, генератор стимулов для чрескожной электростимуляции 13, в состав которого входят электроды с центрально расположенной контактной пластинкой 14 и концентрически расположенными по периферии электрически развязанными контактными пластинками 15 минимум в два ряда, блок управления 16 для возбуждения генераторов сенсорных раздражителей с независимыми каналами связи с центрально - 2, 5, 8, 11 и 14 и периферически - 3, 6, 9, 12, 15 расположенными стимуляторами сенсорных органов, блок управления 16, электрически связанный с генераторами сенсорных стимулов 1, 4, 7, 10, 13 и снабженный дополнительным каналом связи с ПЭВМ 17 с возможностью формирования программ для внешнего управления генераторами сенсорных раздражителей 1, 4, 7, 10, 13 через органы управления ПЭВМ 17, в том числе при предъявлении тестовых сенсорных нагрузок, и для внутрисистемного управления генераторами сенсорных раздражителей 1, 4, 7, 10, 13 по жесткому алгоритму, записываемому через ПЭВМ 17 на ПЗУ блока управления 16.

Устройство, реализующее способ изменения уровня мозговой активности подачей сенсорных раздражителей, работает следующим образом.

Закрепляют на пациенте в соответствии с назначением генератор стимулов 1 для активации зрительного анализатора, генератор стимулов 4 для активации слухового анализатора, генератор стимулов 7 для активации механорецепторов, генератор стимулов 10 для активации терморецепторов, генератор стимулов 13 для чрескожной электростимуляции и электрически соединяют их с блоком управления 16, снабженным дополнительным каналом связи с ПЭВМ 17.

Включают питание блока управления 16 и предварительно подбирают перечень, модальность, интенсивность, частоту и последовательность воздействий раздражителей из числа заявленных слуховых, зрительных, тактильных, термических и (или) электрических стимулов, адекватных фактическому функциональному состоянию организма, с учетом результатов субъективной оценки по критерию "комфортно-дискомфортно" предварительно предъявляемых тестовых сенсорных нагрузок, выполняемых в режиме плавного изменения интенсивности постоянного сигнала от минимально установленного предела до



максимального и наоборот, с последующим предъявлением сенсорных нагрузок в режиме плавного изменения частоты прерывистого сигнала постоянной интенсивности (от 0 до 4000 Гц для звукового сигнала, от 0 до 100 Гц для светового сигнала, от 0 до 40 Гц для теплового сигнала, от 0 до 100 Гц для тактильного сигнала, от 0 до 1000 Гц для электрического сигнала), соответствующего по восприятию критерию "комфортно", от минимально установленного предела до максимального и наоборот, а затем формируют индивидуально составленные программы с жестким алгоритмом сенсорных воздействий на органы чувств (слуха, зрения), а также на рецепторы областей с патологически измененной чувствительностью, биологически активные зоны, в том числе сосудистые и эрогенные зоны и (или) биологически активные точки, генерацией сложномодулированного импульса в режиме предъявления постоянного сигнала со стабильной интенсивностью или прерывистого сигнала со стабильной интенсивностью и частотой в центральной зоне и (или) с флюктуирующими частотой, интенсивностью и местоположением в периферической зоне и проводят сенсорную стимуляцию в состоянии относительного покоя и (или) на фоне активации симпатического отдела вегетативной нервной системы и систем вегетативного обеспечения функций организма выполнением физических нагрузок, например динамических мышечных нагрузок, статических мышечных нагрузок или изометрических сокращений мышц с произвольно выбираемой продолжительностью и мощностью.

Продолжительность сеанса сенсорной нейротерапии подбирается индивидуально и составляет от 10 до 30 мин, периодичность проведения сеансов - ежедневно. Длительность курса лечения 5-15 дней.

## ПРИМЕРЫ ПРАКТИЧЕСКОЙ РЕАЛИЗАЦИИ

Пример 1. Пациентка П., 45 лет. Последствия психоэмоционального стресса с проявлениями кардиалгии.

Обеспечение нормализации психоэмоционального статуса решено обеспечить с помощью сенсорной нейротерапии, проводимой в режиме релаксации. Исходя из задачи, выход из стрессовой ситуации, характеризующейся по данным ЭЭГ избытком бета-волн с частотой свыше 14 Гц, повышенной активностью левого полушария, может быть обеспечен формированием состояния умиротворенности, характеризующегося по данным ЭЭГ превалированием альфа-волн с частотой 8-12 Гц и синхронизацией активности полушарий.

У пациентки определен ведущий канал поступления невербальной информации - аудиальный с эйдетическими образами.

При выполнении тестовой программы определена градация восприятия частот генерации сенсорных стимулов по субъективному ощущению: "приятно" - 8,5 Гц; "нравится" - 10 Гц; "не нравится" - менее 6 Гц и более 19 Гц; "раздражает" - менее 3 Гц. Поскольку сенсорные воздействия звуковыми, световыми, тепловыми и тактильными раздражителями с частотой свыше 19 Гц и менее 6 Гц пациенту не нравятся, то сенсорная нейротерапия проводилась комплексно с программным ограничением воздействий в диапазоне частот от 19 до 6 Гц.

Аудиостимуляция проводилась через размещенные на голове наушники, снабженные униполярными генераторами сенсорных раздражителей. Фотостимуляция проводилась при закрытых глазах синими светодиодами в направлении от центра очковых стекол к наружно-боковым полям зрения. Тепловые раздражители наносились через термоды, расположенные на тыльной поверхности кистей рук, а тактильная стимуляция проводилась воздействием через вибраторы, наложенные на ладонную поверхность кистей.

Режим воздействия - волновой непрерывный, в том числе 6 мин - с частотой в диапазоне 8,5 Гц, затем плавно в течение 20-30 с воздействия смещались в диапазон частот 4-8 Гц, свойственных эффекту релаксации, и в таком режиме воздействие осуществлялось еще в течение 10 мин.

Продолжительность сеанса 16 мин, периодичность проведения сеансов - ежедневно. Длительность курса лечения 10 дней.

В результате этого у пациента изменился уровень мозговой активности, что подтверждают данные ЭЭГ, приведенные на фиг. 2. Если перед началом воздействия на ЭЭГ доминировали бета-волны с частотой 14-19 Гц, то в конце процедуры сенсорной нейротерапии частота их снижалась до 6 Гц, а по завершении сеанса формировался альфа-диапазон, что согласовалось с субъективным ощущением состояния расслабленного бодрствования, приятной умиротворенности, релаксации, чувства отдыха после процедур.

Эффективность влияния данного метода на спектральный анализ ЭЭГ иллюстрируется на фиг.2.

Результаты измерений и математического анализа частоты сердечных сокращений этой пациентки в исходном состоянии и после курсового использования сенсорной нейротерапии приведены в табл.1.

Таблица 1

Показатели математического анализа сердечного ритма в динамике проведения сенсорной нейротерапии

Показатели математического анализа сердечного ритма Фактические данные

Исходные Та 10-е сутки после начала курса сенсорной нейротерапии

Частота сердечных сокращений, уд./мин 92 68

X, с 0,11 0,17

Амплитуда моды, % 72 43

Индекс напряжения, усл.ед. 297 129

Представленные в таблице данные свидетельствуют о нормализации после курса нейротерапии сенсорными стимулами тонуса вегетативной нервной системы за счет уменьшения симпатикотонических эффектов.

После завершения каждого сеанса сенсорной нейротерапии, начиная со 2-3 дня, пациентка отмечала уменьшение кардиалгий.

Данные психометрического исследования пациентки П. в исходном состоянии и после сенсорной нейротерапии выявили достоверное снижение профиля ММРІ, прежде всего по шкалам невротической триады (1, 2, 3) и 7 шкале. Уменьшились показатели реактивной с 52 до 43 баллов и личностной тревожности с 49 до 42 баллов, отмечалось менее выраженное отклонение показателей теста Люшера от так называемой аутогенной нормы. Субъективно во время проведения процедур отмечено изменение ощущения хода времени, после сеанса и курсового воздействия отмечено состояние комфорта, спокойствия.

Пример 2. Пациент Д., 10 лет. Имеется синдром дефицита внимания.

Поставленная задача по активизации внимания может быть решена путем повышения уровня активного бодрствования и активизации процесса внимания.

У пациента установлен ведущий канал поступления невербальной информации - визуальный с конструируемыми образами.

Принято решение провести сенсорную нейротерапию световыми, звуковыми и тактильными раздражителями с одинаковой частотой в диапазоне 9-18 Гц.

Предварительно определен профиль межполушарной асимметрии по результатам определения критической частоты световых мельканий и частоты слияния световых мельканий раздельно обоими глазами. На более активное полушарие воздействовали более низкими частотами, а на менее активное - более высокими. После достижения эффекта выравнивания коэффициента межполушарной асимметрии нейротерапия продолжалась до момента достижения инвертирования активности полушарий, чем обеспечивался длительный эффект последствия.

Аудиостимуляция проводилась через размещенные на голове наушники, снабженные униполярными генераторами сенсорных раздражителей. Фотостимуляция проводилась при закрытых глазах через светоскопические очки с активируемыми красными светодиодами в направлении от центра очковых стекол к внутренним верхне-боковым полям зрения. Тактильные раздражители наносились через вибраторы, расположенные на тыльной поверхности кистей рук.

Режим воздействия - волновой непрерывный, в том числе 3 мин - с частотой 18 Гц, затем плавно в течение 20-30 с частота изменялась до 8-12 Гц и в таком режиме осуществлялось воздействие в течение 10 мин, а затем плавно в течение 20-30 с частота изменялась до 14-18 Гц и в таком режиме осуществлялось воздействие в течение 3 мин.

Продолжительность сеанса 15 мин, периодичность проведения сеансов - ежедневно. Длительность курса 24 дня.

Результатом проводимой сенсорной нейротерапии явилось улучшение успеваемости, объективно - увеличение показателя внимания, определяемого по табл. Анфимова, на 3 балла.

Пример 3. Пациентка Т., 42 лет. Нарушение копулятивной функции, вызванное спазмом влагалища.

Установлен ведущий канал поступления невербальной информации - кинестетический.

Поставленная задача - восстановление копулятивной функции - может быть решена путем применения релаксирующей программы сенсорной нейротерапии световыми, звуковыми, тактильными и электрическими раздражителями.

Воздействие всеми сенсорными стимулами проводилось одновременно с одинаковой частотой генерации их в диапазоне 4-12 Гц.

Тактильные раздражители наносились через внутреннюю поверхность влагалища с помощью объемного вибратора, по форме имитирующего "половой член". Фотостимуляция проводилась при закрытых глазах через светоскопические очки с активируемыми красными светодиодами в направлении от центра очковых стекол к нижним и нижне-наружным полям зрения. Аудиостимуляция проводилась через размещенные на голове наушники, снабженные униполярными генераторами сенсорных раздражителей.

Чрескожная электростимуляция проводилась через биполярные генераторы сенсорных стимулов, расположенные на спине в области проекции S2-S4, Th 10-L4. Напряжение между центральным пассивным электродом генератора и активными периферическими двухконтурными сегментарными электродами составляло 3 В, сила тока - 2 мА. Частота

подключения каждого из контуров активного электрода к центральному пассивному электроду была идентичной частоте генерации других применяемых сенсорных стимулов.

Режим воздействия - волновой непрерывный, в том числе 3 мин - с частотой 12 Гц, затем плавно волнообразно в течение 5-6 мин частота изменялась до 4 Гц и в таком режиме осуществлялось воздействие в течение 7 мин, а затем плавно волнообразно в течение 2-3 мин частота изменялась до 12 Гц и в таком режиме осуществлялось воздействие в течение 3 мин.

Продолжительность сеанса 30 мин, периодичность проведения сеансов - ежедневно. Непосредственно перед проведением процедуры пациентка в течение 15 мин выполняла дозированные физические нагрузки с применением бегового мостика, сопровождающиеся повышением частоты сердечных сокращений до 120-130 уд./мин, чем достигалось повышение симпатического тонуса. Длительность курса лечения 6 дней.

Результатом проводимой сенсорной нейротерапии явилась нормализация психофизиологического статуса при проведении полового акта появлением ощущений оргазма.

Таким образом, приведенные примеры подтверждают возможность получения разнообразных физиологических эффектов при сочетанной стимуляции рецепторов с использованием предлагаемого устройства в соответствии с предлагаемым способом, что свидетельствует о возможности существенного расширения областей их применения для коррекции психофизиологического состояния и вегетативного обеспечения жизнедеятельности организма посредством изменения уровня мозговой активности подачей сенсорных раздражителей.

Наличие указанных положительных эффектов свидетельствует о достижимости цели, поставленной при реализации изобретения.

## ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

Устройство для изменения уровня мозговой активности подачей сенсорных раздражителей, включающее средства стимуляции зрительного анализатора в виде светодиодов, средства стимуляции слухового анализатора и средства стимуляции механорецепторов, генераторы световых, звуковых и механических раздражителей, связанные электрически с блоком управления, связанным с ПЭВМ, отличающееся тем, что в качестве светодиодов использованы белые, синие, зеленые и красные светодиоды или их комбинация, часть из которых расположена на внутренних поверхностях стекол светозащитных очков по центру, а остальные - на периферии внутренних поверхностей стекол, средства стимуляции слухового анализатора выполнены в виде комплекта микротелефонов, один из которых расположен по центру наушника, а остальные - концентрически по периферии минимум в два ряда, средства стимуляции механорецепторов выполнены в виде микрореле, часть из которых расположена по центру вибратора, а остальные - концентрически по периферии минимум в два ряда, а также введены средства стимуляции терморецепторов в виде комплекта ИК-светодиодов, часть из которых расположена по центру термоды, а остальные - концентрически по периферии минимум в два ряда, средства чрескожной электростимуляции в виде электродов с центрально расположенной контактной пластинкой и концентрически расположенными по периферии электрически развязанными контактными пластинками минимум в два ряда, генераторы тепловых и электрических раздражителей электрически связаны с блоком управления, при этом генераторы световых, звуковых, механических, тепловых и электрических раздражителей снабжены независимыми каналами связи с центрально и периферически расположенными средствами стимуляции.

Источники информации

1. Ксендзюк О. Трансформация личности. Нейролингвистическое программирование. - Одесса: Хаджибей, 1995. - 352 с.
2. Пархоменко Г.М., Копаев В.П. Физиологические основы радиационной гигиены труда. - М.: Атомиздат, 1977. 150 с.
3. Реакции организма человека на воздействие опасных и вредных производственных факторов. - М.: Изд-во стандартов, 1991.
4. Сеть INTERNET (ключевые слова в поисковой системе Altavista: mental + fitness + system).
5. Черниговский В.Н. Интерорецепторы. Труды Воен.-мор.мед.акад., Л., 1949, т.17, с.395.
6. Репкин И.С. Устройство для введения в трансовые состояния №97107726 от 16.07.1997.
7. Самохин А.В., Готовский Ю.В. Элеktропунктурная диагностика и терапия по методу Р.Фолля. - М.: Центр интеллектуальных медицинских систем "ИМЕДИС", 1995 - 448 с.

## СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО НАПРЯЖЕНИЯ

Класс(ы) патента: А61В5/05

Номер заявки: 93058213/14

Дата подачи заявки: 29.12.1993

Дата публикации: 10.12.1997

Заявитель(и): Московская медицинская академия им.И.М.Сеченова

Автор(ы): Веденяпин А.Б.

Патентообладатель(и): Московская медицинская академия им.И.М.Сеченова

### Суть изобретения:

Изобретение относится к медицине, в частности к психофизиологии и психиатрии, и может быть использовано для диагностики нарушения психической адаптации. Технический результат: возможность определять эмоциональное напряжение у лиц с сохранной и нарушенной психической адаптацией. Сущность изобретения: у пациента регистрируют КГР с правой руки по Тараханову в модификации Соколова в состоянии покоя и при одновременном перемножении в уме двузначных чисел и поочередном сжимании и разжимании пальцев левой руки, затем сравнивают количество одно- и полифазных КГР в состоянии покоя и во время нагрузки и при коэффициенте однофазности  $K_o=3$  и более (отношение количества однофазных КГР во время нагрузки (Non) к этому показателю в состоянии спокойного бодрствования (Nop)) и коэффициенте сравнения  $K_{cp}>1$  (рассчитываемому как отношение Non к количеству полифазных реакций во время эмоциональной нагрузки (Npn)), определяют эмоциональное напряжение, характеризующее состояние психической дезадаптации, а при  $K_{cp}<1$  - эмоциональное напряжение у лиц с сохранной психической адаптацией. Величины коэффициентов  $K_o$  в первом случае и  $K_{cp}$  во втором отражают выраженность эмоциональной напряженности.

### Описание изобретения:

Изобретение относится к медицине, в частности к психофизиологии и психиатрии, и может быть использовано для диагностики нарушения психической адаптации.

Известен способ диагностики эмоционального напряжения по анализу кожно-гальванической реакции (КГР) [1] Недостатком способа является невозможность количественной оценки эмоционального напряжения.

Наиболее близким к заявляемому является способ определения уровня эмоционального напряжения [2] сутью которого является измерение соотношений амплитуд КГР в состоянии покоя и при эмоциональном воздействии. Однако недостатками этого способа являются невозможность дифференцировать эмоциональное напряжение у здоровых и у лиц с нарушениями психической адаптации, а также отсутствие четко регламентированных нагрузок, обладающих эмоциональным воздействием.

Целью предложенного способа является повышение достоверности определения эмоционального напряжения. Способ позволяет различать эмоциональное напряжение у лиц с сохранной и нарушенной психической адаптацией. Поставленная цель достигается тем, что сравнивается количество одно- и полифазных КГР в состоянии спокойного бодрствования и при эмоциональном напряжении, которое создается выполнением сочетанной (умственной и моторной) нагрузки.

Способ осуществляется следующим образом. У пациента регистрируют КГР с правой руки по Тараханову в модификации Соколова [3] в состоянии покоя и при одновременном перемножении в уме двухзначных чисел (например, 12х17, 18х14 и т. д. ) и поочередном сжимании и разжимании пальцев левой руки, затем сравнивают количество одно- и полифазных КГР в состоянии покоя и во время нагрузки и при коэффициенте однофазности  $K_o=3$  и более ( $K_o$  рассчитывается как отношение количества однофазных КГР во вре-

мя нагрузки (Non) к этому показателю в состоянии спокойного бодрствования (Nop), ( $Ko=Non/Nop$ ) и коэффициенте сравнения  $Kcp>1$  (рассчитываемому как отношение Non к количеству полифазных реакций во время эмоциональной нагрузки (Nпн) ( $Kcp=Non/Nпн$ )) определяют эмоциональное напряжение, характеризующее состояние психической дезадаптации, а при  $Kcp<1$  эмоциональное напряжение у лиц с сохранной психической адаптацией. Величины коэффициентов  $Ko$  в первом случае и  $Kп$  ( $Kп=Kпн/Kпп$ ) во втором отражают выраженность эмоциональной напряженности.

Результаты проведенного сопоставительного анализа с прототипом доказывают достоверное повышение точности определения характера эмоционального напряжения предложенным способом. Анализировались КГР 15 лиц с выраженными нарушениями психической адаптации и 11 лиц с сохранной психической адаптацией в состоянии покоя и во время выполнения сочетанной нагрузки, описанной выше. Для определения степени психической адаптации применялся тест ММРІ в модификации Ф.Б. Березина у лиц с нарушениями адаптации шкалы 2 и 7 превышали 80 Т баллов, тогда как у здоровых ни одна из шкал теста не превышала 70 баллов. По способу-прототипу измерение коэффициента эмоционального напряжения показало  $K=3,25$  в группе дезадаптированных и 2,2 в группе здоровых, при этом дифференцировать особенности эмоционального напряжения у лиц с нарушениями психической адаптации по способу-прототипу невозможно. По предлагаемому способу у дезадаптированных испытуемых средние значения  $Ko=3,3$ ,  $Kм=2$  и  $Kcp=1,65$ , тогда как у лиц без нарушения адаптации  $Ko=2,1$ ,  $Kм=4$  и  $Kcp=0,52$ . Таким образом, используя предложенный способ, можно не только количественно оценить уровень эмоционального напряжения, но и определить соответствие этого напряжения состоянию психической адаптации или дезадаптации.

Пример 1. У М.Л.С. женщины 38 лет, зарегистрировали КГР по Тарханову в модификации Соколова с правой руки в состоянии спокойного бодрствования во время сидения в тихом помещении в мягком кресле и во время выполнения сочетанной нагрузки одновременного решения в уме арифметической задачи - перемножения двухзначных чисел:  $13 \times 15$ ,  $17 \times 19$ ,  $16 \times 18$ ,  $21 \times 13$  и постоянного поочередного сжимания и разжимания пальцев левой руки в течение одной минуты. Получили в состоянии покоя до нагрузки:  $Nop=1$ ,  $Nпп=2$ , а во время нагрузки:  $Nпн=2$ ,  $Nпн=4$ . Вычисленные коэффициенты  $Ko=2$ ,  $Kп=2$ ,  $Kcp=0,5$ . Заключение: примененная нагрузка вызвала у М.Л.С. эмоциональное напряжение в рамках состояния психической адаптации.

Пример 2. У К. Ю.В. мужчины 34 лет, зарегистрировали КГР в покое и во время вышеуказанной нагрузки и получили в состоянии покоя  $Nop=1$  и  $Nпп=1$ , а во время нагрузки  $Non=3$ ,  $Nпн=2$ , соответственно  $Ko=3$ ,  $Kп=2$ , а  $Kcp=1,5$ . Заключение: нагрузка вызвала у К.Ю.В. эмоциональное напряжение в рамках состояния психической дезадаптации.

Источники информации

1. Дж. Хэссет. Введение в психофизиологию. М. Наука, 1981.
2. Способ определения уровня эмоционального напряжения. А.с. СССР N 1338845 от 23.09.1987 г.
3. A. Vedeniapin and V. Rotenberg. GSR as Reflection of Decision-Making Under Conditions of Delay, in Pavl. J. Biol. Sci. Jan. March 1985, pp. 11 - 14.

#### **Формула изобретения:**

Способ диагностики эмоционального напряжения в состоянии психической дезадаптации, включающий регистрацию и анализ кожно-гальванической реакции (КГР), отличающийся тем, что проводят раздельный анализ моно- и полифазных реакций КГР в состоянии покоя и во время выполнения сочетанной умственной и моторной нагрузок рассчитывают отношение количества однофазных КГР, зарегистрированных во время нагрузки количеству однофазных КГР, зарегистрированных в состоянии покоя, отношение количества монофазных КГР к количеству полифазных КГР, зарегистрированных во время нагрузки, и при величине значений полученных отношений, первое из которых равно 3,0 и более, второе 1,0 и более, диагностируют состояние эмоционального напряжения.

<http://ru-patent.info/20/95-99/2098013.html>

## УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Класс(ы) патента: А61В5/05  
Номер заявки: 5024879/14  
Дата подачи заявки: 28.01.1992  
Дата публикации: 10.12.1996

Заявитель(и): Виленский Александр Романович; Должикова Эмма Михайловна; Маяцкая Татьяна Викторовна; Сергиевский Александр Николаевич; Тертичко Владимир Павлович  
Автор(ы): Виленский Александр Романович; Должикова Эмма Михайловна; Маяцкая Татьяна Викторовна; Сергиевский Александр Николаевич; Тертичко Владимир Павлович  
Патентообладатель(и): Виленский Александр Романович; Должикова Эмма Михайловна; Маяцкая Татьяна Викторовна; Сергиевский Александр Николаевич; Тертичко Владимир Павлович

### Суть изобретения:

Использование: область медицинской техники, именно функциональная диагностика различных заболеваний. Сущность изобретения: устройство для измерения электрического сопротивления биологических тканей содержит пассивный электрод, активный электрод, выполненный в виде стержня в пружине, с прикрепленным к нему магнитом, три герконовых переключателя, а также нелинейный преобразователь, ждущий мультивибратор, устройство выборки-хранения, аналого-цифровой преобразователь, цифровой индикатор, конденсатор. При срабатывании герконового переключателя по телу человека протекает ток. Использование ждущего мультивибратора с задержкой обеспечивает фиксацию напряжения, которое устанавливается на теле человека к концу времени задержки. Это напряжение отображается на цифровом индикаторе, предварительно преобразованное в цифровую форму. 1 ил.

### Описание изобретения:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к функциональной диагностике изменений свойств кожи.

Известно устройство для измерения электрического сопротивления кожи человека, работающее на постоянном токе, с помощью которого можно оценить изменение влажности кожи человека, и содержащее пассивный и активный электроды [1]

Однако в процессе измерения в коже человека происходят сложные процессы, приводящие даже при использовании малых токов ( $\approx 1$  мкА) к возникновению переходных процессов длительностью  $\approx 1-5$  с, которые искажают результаты измерений.

Известно также устройство для измерения электрического сопротивления кожи человека, в котором повышение точности измерений достигалось введением устройства выборки-хранения, с одной стороны, а с другой стороны, - использованием увлажненных электродов для уменьшения контактного сопротивления электрод-кожа и влияния емкости и сопротивления кожи в процессе измерений [2]

Однако использование увлажненных электродов нецелесообразно, т.к. приводит к уменьшению значимости разности результатов измерения электросопротивления для сухой и увлажненной кожи и также приводит к искажению результатов измерений. Использование только устройства выборки-хранения (при использовании постоянного тока) не уменьшает влияния переходных процессов, т.к. без использования внешней емкости постоянная времени устройства выборки-хранения меньше 0,1 с, что существенно менее характерного времени переходного процесса.

Целью изобретения является повышение точности измерений электрического сопротивления биологических тканей.



На чертеже приведена структурная электрическая схема предлагаемого устройства.

Устройство содержит пассивный электрод 1, активный электрод 2, выполненный в виде стержня в пружине 3, источник 4 стабильного тока, ждущий мультивибратор 5, нелинейный преобразователь 6, устройство выборки-хранения 7, аналого-цифровой преобразователь 8, цифровой индикатор 9, герконовые переключатели 10 12, конденсатор 13, магнит 14, укрепленный на стержне в пружине 3.

Устройство для измерения электрического сопротивления биологических тканей работает следующим образом (на примере кожи человека).

До начала измерений герконовые переключатели находятся в следующем состоянии: первый переключатель 10 замкнут, второй переключатель 11 разомкнут, третий переключатель 12 замкнут.

При прикосновении к коже человека давление активного электрода 2 нормируется пружиной 3 и магнитом 14, прикрепленным к концу стержня активного электрода 2. При надавливании на кожу стержень активного электрода 2 утапливается и под действием магнита 14 герконовые переключатели 10 12 переводятся в другое положение: первый переключатель 10 размыкается, второй переключатель 11 замыкается и третий переключатель 12 размыкается. В момент срабатывания переключателей 10 и 12 снимается шунт с кожи человека и конденсатора 13 соответственно, а при срабатывании переключателя 11 ток от источника стабильного тока начинает протекать по телу человека и одновременно запускает ждущий мультивибратор 5. Ждущий мультивибратор 5 выполнен с задержкой в несколько секунд и формирует короткий строб, открывающий устройство выборки-хранения 7, тем самым обеспечивая фиксацию напряжения, которое установилось на теле пациента.

Конденсатор 13 совместно с устройством выборки-хранения 7 позволяет увеличить время хранения результата изменения, достаточное для визуального контроля.

Нелинейный преобразователь 6 необходим для автоматического выбора шкал аналого-цифрового преобразователя 8 и цифрового индикатора 9, на котором отображается результат измерения.

Таким образом, за счет компенсации влияния переходного процесса и нормирования стабилизации давления на биологический объект повышается точность измерений.

#### **Формула изобретения:**

Устройство для измерения электрического сопротивления биологических тканей, содержащее пассивный и активный электроды, источник стабильного тока, соединенный с активным электродом, устройство хранения-выборки и коммутатор, отличающееся тем, что активный электрод выполнен в виде стержня, размещенного в пружине, к которому прикреплен магнит, коммутатор выполнен в виде трех герконовых переключателей, а также введены ждущий мультивибратор, нелинейный преобразователь, аналого-цифровой преобразователь, цифровой индикатор и конденсатор, при этом нелинейный преобразователь, устройство выборки-хранения, аналого-цифровой преобразователь и цифровой индикатор соединены последовательно, вход нелинейного преобразователя объединен с одним из контактов первого герконового переключателя и активным электродом, вход ждущего мультивибратора с одним из контактов второго герконового переключателя и подключен к другому выводу источника стабильного тока, а выход к управляющему входу устройства выборки-хранения, одна из обкладок конденсатора объединена с одним из контактов третьего герконового переключателя и подключена к второму выходу устройства выборки-хранения, а пассивный электрод соединен с другими контактами первого третьего переключателей, с другой обкладкой конденсатора, с входами ждущего мультивибратора, нелинейного преобразователя, аналого-цифрового преобразователя и цифрового индикатора и с общей шиной.

<http://ru-patent.info/20/65-69/2069972.html>

## СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ БИООБЪЕКТОВ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО РЕАЛИЗАЦИИ

Класс(ы) патента: А61В5/05

Номер заявки: 97121840/14

Дата подачи заявки: 30.12.1997

Дата публикации: 27.04.1999

Заявитель(и): Закрытое акционерное общество "Порсил Лтд."

Автор(ы): Ворошилов Б.М.; Балошин Ю.А.; Силин П.Н.; Ваганов А.К.

Патентообладатель(и): Закрытое акционерное общество "Порсил Лтд."

### **Суть изобретения:**

Изобретение относится к медицине, биологии, биофизике и может быть использовано для регистрации физических полей биообъектов. В изобретении решена задача повышения достоверности результатов диагностики состояния биообъектов и упрощения процедуры диагностирования. Способ основан на использовании свойства эпидермиса менять свои параметры под воздействием излучений биообъекта. В предлагаемом способе измеряют частоту излучений биообъекта, используя в качестве мембраны принимающего излучения датчика эпидермис. Измеренную частоту сравнивают с опорной. По результатам отклонений измеренной частоты от опорной диагностируют состояние биообъекта. Устройство, реализующее предложенный способ, содержит датчик с эпидермисом, выполненный в виде колебательного контура ВЧ-генератора. Выход генератора подключен к преобразователю частота - число, выход последнего соединен с индикатором. За счет свойств эпидермиса упрощается процедура диагностирования. 2 с.п.ф-лы, 1 ил.

### **Описание изобретения:**

Изобретение относится к области медицины, биологии, биофизики, биотехники и может быть использовано для регистрации физических полей биообъектов.

Известны различные методы регистрации состояния биообъектов. Большинство из них основано на анализе изменения отраженных от исследуемого объекта сигналов (например, реография - графическая регистрация колебаний сопротивления участков тела переменному току звуковой или сверхзвуковой частоты; электрокардиография и энцефалография - исследования с помощью электрических сигналов состояния сердца и мозга; УЗИ - ультразвуковое обследование и т.д.). Недостатком таких методов является сложность оборудования и, как следствие, в большинстве случаев возможность обследования только в стационарных условиях, недостаточная достоверность диагностики и вредность для обследуемого объекта из-за воздействия на него различными облучениями.

Известны также способы регистрации сигналов, непосредственно исходящих от биообъекта. К ним можно отнести тепловидение - регистрация теплового поля биообъекта, а также случаи восприятия поля биообъекта экстрасенсами. Недостатком первого способа является сложность и низкая достоверность, а второй способ основан на субъективных восприятиях экстрасенса. К достоинствам этих способов можно отнести дистанционный метод регистрации излучений биообъекта.

Наиболее близким техническим решением к предлагаемому способу является "Способ топической диагностики заболеваний" по авт. свид. СССР N 721080 от 01.03.77 г., опубл. 15.03.80 г., МКИ: А 61 В 5/05, авторы: Б.М. Ворошилов и Г.В. Розенберг. Способ заключается в измерении сопротивления постоянному электрическому току поверхностного ороговевшего слоя различных участков кожи между электродами коаксиального кабеля. Границы зоны электрического сопротивления, которое меньше общифонового со-

противления на поверхности тела, позволяют точно определить проекции зон воспаленных органов на коже и тем самым выявить воспалительный процесс в органах и тканях, находящихся под этими участками кожи. Таким образом, в основе способа лежит возможность выявления излучений биообъекта с помощью эпидермиса (наружного слоя кожи).

К недостаткам данного способа можно отнести необходимость контактирования с кожей биообъекта, недостаточную достоверность результатов диагностики вследствие влияния электромагнитных полей на преобразователь, регистрирующий изменение сопротивления эпидермиса (коаксиальный кабель), а также опасность поражения обследуемого объекта высоким напряжением при подсоединении к преобразователю средств автоматической обработки информации, имеющих сетевое питание.

Указанные недостатки характерны и для устройств, реализующих данный способ:

"Датчик для измерения биоэлектрических величин" по авт. свид. СССР N 730346 от 06.07.1976 г., опубл. 30.04.1980 г., МКИ: А 61 В 5/05;

"Устройство для регистрации электрокожного сопротивления" по авт. свид. СССР N 749383 от 15.09.1977 г., опубл. 23.07.1980 г., МКИ: А 61 В 5/05.

Датчик по авт. свид. СССР N 730346 представляет собой коаксиальный кабель, снабженный на торце опорной площадкой, в несколько раз превосходящей по диаметру наружный диаметр внешнего электрода.

Устройство по авт. свид. СССР N 749383 (прототип) представляет собой преобразователь показателя сопротивления с указанного выше датчика в длительность импульса, а затем в числовое значение, которое поступает на индикатор, выполненный в виде графопостроителя.

Но несмотря на указанные недостатки способ по авт. свид. СССР N 721080 позволил, помимо решения непосредственной задачи - диагностики заболеваний, обнаружить уникальные свойства полупроводниковой проводимости эпидермиса (см. Манойлов В. Е. "Электричество и человек", 3-е издание, Л.: Энергаториздат, Ленингр. отделение, 1988 г., стр. 184 - 185). Дальнейшие исследования выявили способность эпидермиса менять свои электропроводные свойства под воздействием различных излучений. По результатам исследований стала возможной разработка более совершенных методов и приборов для быстрой и простой диагностики состояния биообъектов.

Задача предлагаемого технического решения - повышение достоверности результатов диагностики состояния биообъекта и упрощение процедуры диагностирования.

Для решения поставленной задачи в способе диагностики состояния биообъектов, основанном на изменении свойств эпидермиса под воздействием излучений биообъекта, используя датчик с мембраной из эпидермиса, измеряют частоту локальных излучений биообъекта, и по величине отклонений измеренной частоты от опорной судят о состоянии исследуемого биообъекта.

В устройстве для реализации способа, содержащем датчик с чувствительной мембраной, преобразователь и индикатор, мембрана выполнена из эпидермиса, а датчик выполнен в виде колебательного контура введенного ВЧ-генератора, причем выход ВЧ-генератора подключен ко входу преобразователя частота-число, выход которого соединен со входом индикатора.

В качестве индикатора могут быть использованы преобразователи изменения частоты в звуковой, световой, тепловой или цветовой сигналы.

Использование эпидермиса в качестве чувствительной мембраны датчика, принимающего излучения биообъекта, позволило сделать метод регистрации излучений биообъекта дистанционным, что существенно упростило его реализацию, расширило возможности способа и область его применения.

Кроме того, использование в устройстве датчика на основе эпидермиса позволило значительно упростить конструкцию устройства, а также повысить достоверность результатов диагностики.

Предлагаемое решение иллюстрируется чертежом, где показана блок-схема устройства, реализующего предлагаемый способ.

Способ основан на использовании свойства эпидермиса изменять свои параметры под воздействием локальных излучений, исходящих от биообъекта. В предлагаемом спо-

собе диагностики измеряют частоту излучений биообъекта, которые принимают с помощью датчика с чувствительной мембраной, выполненной из эпидермиса. Измеренную частоту сравнивают с опорной частотой, которая подается на датчик до приема излучения от исследуемого биообъекта.

В качестве биообъекта могут быть любые живые существа: человек, животное, рыбы, птицы, растения и пр. Многолетние исследования показали, что среднестатистический сигнал от любого биообъекта лежит в одном диапазоне частот, что делает способ пригодным для любых биообъектов. Опорная частота выбирается в этом среднестатистическом диапазоне.

В качестве датчика, регистрирующего частоту излучений, использован эпидермис. Согласно Б.С.Э., "Эпидермис - наружный слой кожи человека и животных, развивающийся из наружного зародышевого листка - эктодермы". Эпидермис у беспозвоночных может быть скелетным (например, раковина моллюсков) и защитным (например, кутикула червя). У земноводных - роговой слой, у рыб - чешуя, у птиц - перья, у насекомых - хитин и т.д. Эпидермис у растений - первичная, поверхностная однослойная ткань, возникающая на всех молодых органах побега, цветка, плода, семени и т.д." (Б.С.Э., М.: "Сов. энциклопедия", 1978 г., т. 30, стр. 630 - 631.). Аналогичное определение эпидермиса приведено в "Большом Энциклопедическом словаре", М.: "Сов. энциклопедия", 1993 г., стр. 1561. Более подробно об эпидермисе изложено в книге И.Н. Михайлова "Структура и функция эпидермиса" М.: Медицина, 1979 г., стр. 36.

Исследования разных типов эпидермиса в датчиках при реализации способа показали, что уровень выходного сигнала зависит от используемого типа эпидермиса. Наиболее эффективной по уровню сигнала была признана чешуя рыбы. Кроме того, была выявлена возможность повышения уровня реакции эпидермиса путем воздействия на него сверхслабым энергетическим источником.

В прототипе в качестве источника исследуемого сигнала также использовался эпидермис, но это был эпидермис непосредственно обследуемого объекта. Это исключало бесконтактность метода обследования и снижало достоверность результатов, так как на них кроме внешних воздействий влияло и состояние самого эпидермиса (например, кожного покрова у человека).

Предлагаемый способ относится к бесконтактной диагностике.

На чертеже показано устройство, реализующее способ. Устройство содержит датчик 1 с чувствительной мембраной из эпидермиса, например чешуи рыбы (карпа). Датчик 1 выполнен в виде колебательного контура ВЧ-генератора 2. Выход ВЧ-генератора 2 подключен ко входу преобразователя 3 частота-число, выход которого соединен с индикатором 4. Все блоки подключены к источнику питания 5.

Устройство работает следующим образом. Перед началом обследования объекта от генератора 2 на датчик подается сигнал с опорной частотой  $\omega_0$ , которая выбрана в определенном, характерном для мембраны датчика, диапазоне частот. Далее датчиком дистанционно проводят вдоль обследуемого биообъекта (например, тела человека, туловища животного и пр.). Датчик 1 принимает локальные излучения обследуемого объекта и меняет свои свойства в зависимости от характера излучений. При этом меняется частота на выходе генератора 2. В преобразователе 3 фиксируется отклонение частоты сигналов относительно опорной частоты  $\Delta\omega$  и преобразуется в число, которое затем поступает на индикатор. Как показали исследования, изменение частоты происходит в узком диапазоне.

Состояние биообъекта диагностируется по величине отклонений частоты от опорной. Патологические изменения в состоянии биообъектов пропорциональны этим отклонениям частоты.

Для удобства восприятия оператором число, пропорциональное отклонениям частоты, может быть преобразовано в индикаторе в различные сигналы: звуковые, световые, цветовые и пр. Например, при звуковом индикаторе изменяется частота звукового сигнала.

Устройство имеет простую конструкцию, малый вес и габариты, удобно и эффективно в эксплуатации, может быть доставлено в любую точку и позволяет производить об-

следования в любых условиях. Были проведены диагностические обследования на животноводческих фермах, на пастбищах, в заповедниках, в зоопарках, на птицефабриках и пр.

Прибор устойчиво работает в любых условиях и обеспечивает высокую достоверность результатов.

Предлагаемое устройство удобно для контроля за результатами лечения, так как позволяет произвести обследование на любом этапе лечебного процесса.

Таким образом благодаря выявлению новых свойств эпидермиса удалось разработать простой и эффективный способ диагностики состояния биообъекта.

#### **Формула изобретения:**

1. Способ диагностики состояния биообъектов, основанный на изменении свойств эпидермиса под воздействием излучений биообъекта, отличающийся тем, что, используя датчик с мембраной из эпидермиса, измеряют частоту локальных излучений биообъекта и по величине отклонений измеренной частоты от опорной судят о состоянии исследуемого биообъекта.

2. Устройство для диагностики состояния биообъектов, содержащее датчик с чувствительной мембраной, преобразователь и индикатор, отличающееся тем, что мембрана выполнена из эпидермиса, а датчик - в виде колебательного контура введенного ВЧ-генератора, причем выход ВЧ-генератора подключен к входу преобразователя частота - число, выход которого соединен с входом индикатора.

<http://ru-patent.info/21/25-29/2129407.html>

## СПОСОБ ОЦЕНКИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ БИООБЪЕКТА И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

Класс(ы) патента: А61В5/05

Номер заявки: 95107736/14

Дата подачи заявки: 12.05.1995

Дата публикации: 27.08.1998

Заявитель(и): Кравченко Юрий Павлович

Автор(ы): Кравченко Ю.П.; Горюхин А.С.; Калашченко Н.В.; Савельев А.В.

Патентообладатель(и): Кравченко Юрий Павлович

### **Суть изобретения:**

Изобретение относится к медицине и медицинской технике и может быть использовано для неинвазивной дистанционной диагностики патологических и предпатологических состояний, в качестве средства предварительной диагностики, для топологической диагностики заболеваний органов в динамике, а также для контроля динамики процесса лечения. Технический результат - расширение функциональных и диагностических возможностей за счет осуществления оценки топологии эквипотенциальных поверхностей электромагнитного поля биообъекта по параметру фазового сдвига, проведения топологической диагностики органов и тканей, повышение точности диагностики и помехоустойчивости за счет применения сверхдлинноволнового диапазона и фазочастотного анализа, а также за счет использования шума как полезного сигнала. Топологический анализ конфигурации эквипотенциальных поверхностей поля позволяет оценить как общий потенциал защитных сил организма по относительным размерам эквипотенциальных поверхностей, так и локализацию патологических очагов по расположению впадин и выпуклостей на картине эквипотенциальной поверхности относительно тела биообъекта. Контроль за отклонением фазы принимаемого сигнала от опорного производят за счет того, что регистрируют сигнал, равный интегралу разности фаз принимаемого и опорного сигналов. Построение эквипотенциальной кривой в необходимом сечении можно производить по большому количеству точек с любой наперед заданной дискретностью, что целесообразно при автоматизации измерений и построений топограмм. При использовании следящей системы возможно непрерывное сканирование эквипотенциальной кривой с управлением перемещения приемного электрода по отклонению фазы принимаемого сигнала от опорного. 2 с. и 21 з.п.ф-лы, 23 ил., 1 табл.

### **Описание изобретения:**

Изобретение относится к области медицины и медицинской техники и может быть использовано для неинвазивной дистанционной диагностики патологических и предпатологических состояний, в качестве средства предварительной диагностики, для топологической диагностики заболеваний органов в динамике, а также для контроля динамики процесса лечения.

Известен способ дистанционного мониторинга внутренних физиологических процессов человека за счет того, что измеряют электромагнитные сигналы, исходящие от тела человека в динамике в диапазоне 0,3-0,4 ...40 Гц и разделяют сигналы на ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ, ЭОГ и респираторные волны за счет того, что располагают на расстоянии до 12 фут. от тела человека сверхпроводящую переохлажденную сложную антенну, температуру которой поддерживают на уровне около 3,7 К, производят оптимальную фильтрацию принятого сигнала в результате чего максимизируют отношение сигнал/шум, преобразуют полученный сигнал в цифровую форму, передают в цифровой процессор, где производят деление полученного сигнала на составляющие, характеризующие физиологические процессы

в организме, а именно ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ, ЭОГ и волны дыхания и отображают их на дисплее [1].

Недостатками известного способа являются ограниченные функциональные возможности при диагностике поскольку он позволяют наблюдать лишь мгновенные значения быстротекущих электрофизиологических процессов организма и не позволяет оценить характеристики и состояние квазипостоянной полевой электромагнитной оболочки вокруг организма, а также не позволяет производить топологическую диагностику органов и тканей по причине регистрации лишь общей мгновенной амплитудной интенсивности электромагнитного поля пациента.

Наиболее близким к предлагаемому является известный способ электрического картирования, заключающийся в том, что над поверхностью биообъекта измеряют пространственное распределение электрического заряда, а измерения осуществляют за счет того, что на расстоянии над биообъектом располагают приемный электрод и измеряют его заряд. Кроме того, по другую сторону биообъекта симметрично первому приемному электроду располагают на расстоянии над биообъектом второй приемный электрод и образуют емкость с первым приемным электродом, а биообъект помещают в межэлектродное пространство, после чего перед измерением заряда первого приемного электрода производят заряд биообъекта высокочастотным электрическим полем [2].

Недостатками известного способа являются низкие функциональные и диагностические возможности, а также низкая точность диагностики. Это объясняется тем, что известный способ позволяет получать карты только быстротекущих процессов, а именно неощутимой перспирации, отражающей терморегуляционные реакции организма, а также механических вибраций заряженной поверхности тела, связанных с механическим функционированием внутренних органов. Ввиду быстрой динамики этих процессов связь ее с заболеванием является чрезвычайно сложной по причине высокой нестационарности, стохастичности и больших индивидуальных разбросов. Кроме того, заключение о каком-либо патологическом отклонении выносится относительно состояния, развившегося у больного в течение длительного периода времени, исчисляемого месяцами и более, т. е. наблюдаемость которого соразмерна этому периоду. Такая явная несоразмерность временной организации развития заболевания и информативных признаков, принятых в качестве диагностических в известном способе, в значительной мере осложняет постановку диагноза и снижает точность диагностирования, а, кроме того, не позволяет выявить скрытые причины заболевания, позволяя судить лишь о внешних его проявлениях. Известный способ позволяет обойтись без криогенной техники, что делает его относительно простым и доступным, однако в то же время он требует предварительного заряда кожных покровов внешним достаточно сильным высокочастотным электрическим полем, создающим на поверхности тела регулярный электрический заряд, что делает известный способ активным, использующим грубые внешние воздействия на человека, отрицательно сказывающиеся на его биоэнергетике и вносящие искажения в измерение.

Известен криогенный физиограф, содержащий приемную антенну треугольной формы, состоящую из трех одинаковых металлических сверхпроводящих переохлажденных пластин и трех одинаковых переохлажденных аналоговых блоков, каждый из которых соединен с соответствующей пластиной; аналоговый блок, содержащий схему шумопонижения, вход которой является входом аналогового блока и соединен с выходами трех переохлажденных аналоговых блоков антенны, волоконно-оптическую линию связи, вход которой соединен с выходом схемы шумопонижения, фильтр нижних частот, вход которого соединен с выходом волоконно-оптической линии связи, а выход является выходом аналогового блока; аналого-цифровой преобразователь, вход которого соединен с выходом аналогового блока; четырехканальный блок памяти, входы которого соединены с выходами аналого-цифрового преобразователя; четыре Фурье-процессора и четыре коррелятора, входы которых соединены с соответствующими выходами четырех каналов блока памяти; мини-компьютер с дисплеем, входы которого соединены с выходами корреляторов и Фурье-процессоров, а четыре выхода соединены через четыре цифроаналоговых преобразователя со входами четырехканального самописца [3].

Недостатками известного устройства являются высокая степень сложности и низкие эксплуатационные характеристики, в том числе по причине применения криогенной техники, а также низкие функциональные и диагностические возможности ввиду невозможности оценки стационарных состояний организма, невозможности проведения топологической диагностики, а также по причине контроля лишь мгновенных значений физиологических параметров, имеющих очень сложную и неоднозначную связь с общим состоянием пациента.

Наиболее близким к предлагаемому является устройство для измерения электрического заряда биообъекта, содержащее измерительный приемный электрод и регистрирующий прибор, вход которого электрически соединен с приемным электродом. Кроме того, устройство содержит заземленный экран, выполненный в виде двух, соединенных телескопически, полых цилиндров, при этом внутренний цилиндр выполнен с заглушенным торцом, а внешний снабжен плоской кольцеобразной пятой, закрепленной на его торце, противоположном заглушенному торцу внутреннего цилиндра, в полости которого размещен измерительный приемный электрод и закреплен на фиксированном расстоянии от открытого торца [4].

Недостатками известного устройства являются низкие функциональные и диагностические возможности ввиду невозможности оценки конфигурации поля, низкой точности и помехозащищенности по причине измерений поверхностного статического поля, обладающего высокой вариабельностью и зависимостью от внешних условий, а потому низкой информативностью, особенно, о состоянии внутренних органов.

Целью изобретения является расширение функциональных и диагностических возможностей за счет осуществления возможности оценки топологии эквипотенциальных поверхностей электромагнитного поля биообъекта по параметру фазового сдвига, проведения топологической диагностики органов и тканей, повышение точности диагностики и помехоустойчивости за счет применения сверхдлинноволнового диапазона и фазочастотного анализа, а также за счет использования шума как полезного сигнала.

Для достижения поставленной цели в известный способ электрического картирования, заключающийся в том, что над поверхностью биообъекта измеряют пространственное распределение электрического заряда, измерения осуществляют за счет того, что на расстоянии над биообъектом располагают приемный электрод и измеряют его заряд, дополнительно в диапазоне сверхдлинных радиоволн по шумовой компоненте электрического заряда приемного электрода за счет того, что принимают сигнал шума с приемного электрода, выделяют частотную составляющую на фиксированной частоте из шумового сигнала флуктаций заряда приемного электрода, а в качестве параметра оценки поля используют величину фазового сдвига между выделенной частотной составляющей и опорным сигналом той же частоты, а по конфигурации, расположению и форме относительно биообъекта кривых параметра оценки поля судят о наличии, степени и локализации патологии. Кроме того, измерения проводят по сечениям пространства вокруг биообъекта, причем в каждом сечении строят кривую эквипотенциальной поверхности измеряемого параметра поля. Кроме того, приемный электрод перемещают параллельно поверхности биообъекта на одинаковом расстоянии от него, при этом перед началом перемещения выравнивают фазу опорного и принимаемого сигнала подстройкой опорного сигнала, а в процессе перемещения фиксируют области на биообъекте, над которыми наблюдается изменение фазы, по которым судят о локализации патологических процессов и изменений. Кроме того, кривую эквипотенциальной поверхности оценки поля в каждом сечении биообъекта строят за счет того, что каждый раз выравнивают помеховый фон благодаря тому, что устанавливают приемный электрод на одинаковом расстоянии от биообъекта, подстройкой фазы опорного сигнала выравнивают фазу опорного и принимаемого сигналов, затем перемещают с постоянной скоростью приемный электрод вдоль прямой по направлению к биообъекту и определяют расстояние от приемного электрода до биообъекта, начиная с которого регистрируют ненулевую величину или превышение над наперед заданной постоянной величиной разности фаз между принимаемым и опорным сигналами. Кроме того, каждый раз изменяют частоту опорного сигнала в пределах диапазона сверхдлинных радиоволн и для каждой частоты строят соответствующую кривую эквипотенци-



альной поверхности измеряемого параметра поля. Кроме того, отклонение фазы принимаемого сигнала от опорного регистрируют за счет того, что определяют величину интеграла разности фаз принимаемого и опорного сигналов, по его наличию и изменению судят об отклонении фазы принимаемого сигнала от фазы опорного сигнала, а по скорости нарастания - о величине разности фаз, и каждый раз перед новым измерением устанавливают нулевые начальные условия интегрирования. Кроме того, кривую эквипотенциальной поверхности поля в сечении строят за счет того, что осуществляют автоматическое перемещение приемного электрода непосредственно по кривой эквипотенциальной поверхности вокруг биообъекта в пределах каждого сечения за счет того, что производят движение приемного электрода по окружности вокруг биообъекта в плоскости сечения, определяют величину отклонения разности фаз опорного и принимаемого сигналов от наперед заданного значения, управляют радиальным перемещением приемного электрода по отклонению разности фаз от заданного значения и определяют расстояние и конфигурацию эквипотенциальной кривой до биообъекта. Кроме того, по полученным сечениям биоэлектромагнитного поля производят реконструкцию трехмерных эквипотенциальных поверхностей поля для каждого значения частоты. Кроме того, смену сечений биоэлектромагнитного поля биообъекта производят автоматически по заданной программе так, что осуществляют непрерывное сканирование приемным электродом эквипотенциальной поверхности параметра поля биообъекта, например по спиральной траектории. Кроме того, одновременно с измерением поля определяют конфигурацию поверхности биообъекта или его основные пропорции и совмещают их в одном масштабе с получаемыми эквипотенциальными поверхностями поля. Кроме того, при определении конфигурации эквипотенциальных поверхностей по уменьшению их размеров судят о понижении общих защитных сил организма, а по локализации впадин и локальных выпуклостей эквипотенциальной поверхности судят о локализации патологических морфофункциональных изменений в соответствующих местах тканей и органов биообъекта. Кроме того, сечения эквипотенциальной поверхности располагают так, чтобы они проходили через центры вегетативных нервных сплетений и подкорковых образований, при этом по локализации деформаций эквипотенциальной поверхности в соответствующих центрах судят о патологии органов, управляемых этими центрами. Кроме того, измерения проводят периодически в процессе курса медикаментозной, физио-, рефлекс-, мануальной или других видов терапии и образуют обратную связь по параметрам терапевтического воздействия за счет того, что по динамике изменения конфигурации эквипотенциальных поверхностей в процессе терапии судят о ее эффективности и точности и при необходимости производят коррекцию схем, доз и видов лечения.

Для достижения поставленной цели в известном устройстве для измерения электрического заряда биообъекта, содержащем приемный электрод, соединенный со входом измерительного блока, выход которого соединен со входом блока индикации, дополнительно измерительный блок содержит последовательно соединенные предварительный усилитель, импульсный фильтр, усилитель переменного тока, фазовый детектор, сглаживающий фильтр нижних частот и усилитель постоянного тока, а также содержит генератор сигналов опорной частоты и фазы, выход которого соединен со вторым входом импульсного фильтра и вторым входом фазового детектора, блок компенсации помехового фона, выход которого соединен со вторым входом усилителя постоянного тока, выход которого является выходом измерительного блока, вход предварительного усилителя является входом измерительного блока. Кроме того, блок индикации содержит интегратор, вход которого является входом блока индикации, выход интегратора соединен со входом индикаторного элемента, вход сброса интегратора соединен с выходом элемента сброса интегратора. Кроме того, блок индикации содержит нелинейный элемент типа "зона нечувствительности" с переменной величиной зоны, вход которого является входом блока индикации, элемент настройки зоны нечувствительности, выход которого соединен с управляющим входом нелинейного элемента, интегратор, вход которого соединен с выходом нелинейного элемента, элемент сброса интегратора, выход которого соединен с входом сброса интегратора, индикаторный элемент, вход которого соединен с выходом интегратора. Кроме того, в него введен дальномер, например оптический, инфракрасный или ультразвуковой, вход

которого расположен рядом с приемным электродом на одном с ним уровне и расположен в направлении, перпендикулярном плоскости электрода, а в блок индикации введен второй индикаторный элемент, вход которого является вторым входом блока индикации и соединен с выходом дальномера. Кроме того, в него введены три независимых электромеханических привода приемного электрода, соединенные с ним, программно-управляющий блок, три выхода которого соединены со входами трех приводов, четвертый выход программно-управляющего блока соединен с управляющим входом измерительного блока, выход которого соединен с первым входом программно-управляющего блока, введен управляющий вход в блок компенсации помехового фона, который является управляющим входом измерительного блока. Кроме того, в него введен блок датчиков положения пациента и его пропорций, выход блока датчиков соединен со вторым входом программно-управляющего блока. Кроме того, в него введен дальномер, вход которого расположен на одном уровне с приемным электродом, а выход соединен с вторым входом программно-управляющего блока. Кроме того, в него введен четвертый электромеханический привод перемещения приемного электрода, вход которого соединен с пятым выходом программно-управляющего блока, а выход соединен с приемным электродом. Кроме того, электромеханические приводы перемещения приемного электрода выполнены в виде шаговых электрических двигателей. Кроме того, программно-управляющий блок содержит микроЭВМ с клавиатурой и дисплеем, соединенными с входами микроЭВМ, два аналого-цифровых и цифроаналоговый преобразователи, соединенные с параллельными портами ввода-вывода микроЭВМ, входы аналого-цифровых преобразователей являются первым и вторым входами программно-управляющего блока, выход цифроаналогового преобразователя является четвертым выходом программно-управляющего блока, первый, второй, третий и пятый входы программно-управляющего блока являются последовательными портами ввода-вывода микроЭВМ.

На фиг. 1 изображена схема выполнения способа оценки электромагнитного поля биобъектов.

На фиг. 2-8 изображены эквипотенциальные фазовые поверхности конкретных пациентов.

На фиг. 9 изображена схема выполнения способа при экспресс-диагностике.

На фиг. 10 изображена обнаруженная локализация искажений фазовой поверхности для конкретного пациента при экспресс-диагностике.

На фиг. 11 изображена функциональная схема устройства для оценки электромагнитного поля биобъектов.

На фиг. 12 изображена функциональная схема блока индикации устройства.

На фиг. 13 изображена характеристика "вход-выход" нелинейного элемента и ее регулирование.

На фиг. 14 изображена схема конструктивного выполнения устройства с ручным измерением.

На фиг. 15 изображена схема конструктивного выполнения устройства в автономном варианте, в том числе для экспресс-диагностики.

На фиг. 16-17 изображена функциональная схема вариантов индикаторного блока с дальномером.

На фиг. 18 изображена функциональная схема автоматизированного варианта устройства.

На фиг. 19 показана схема компенсации помехового фона.

На фиг. 20 изображена схема конструктивного выполнения автоматизированного варианта устройства.

На фиг. 21 изображена функциональная схема автоматизированного варианта устройства с дополнительной степенью свободы приемного электрода.

На фиг. 22 приведена блок-схема алгоритма программы микроЭВМ автоматизированного варианта устройства.

На фиг. 23 показана схема конструктивного выполнения автоматизированного варианта устройства с дополнительной степенью свободы приемного электрода.

Способ оценки электромагнитного поля биообъекта основан на топологическом анализе эквипотенциальных поверхностей стационарного электромагнитного поля, окружающего биообъект. В качестве параметра, по которому строятся эквипотенциальные поверхности, используется, в отличие от всех известных литературных источников, величина фазового сдвига между опорным сигналом фиксированной частоты и гармонической составляющей принимаемого шумового сигнала. Таким образом, шумовой сигнал, фиксируемый около биообъекта, является полезным, а использование в качестве рабочего диапазона сверхдлинных радиоволн от 1 до 10 кГц позволяет отстроиться от быстропротекающих ритмико-физиологических процессов, (таких, как ЭКГ, ЭЭГ, КРГ, ЭМГ, циркадная ритмика и т.д.) и судить о медленно меняющемся стационарном поле, несущем отпечаток общего функционального и морфологического состояния органов, тканей и систем организма, а также реагирующем на медикаментозные и иные виды лечебных воздействий. При этом топологический анализ конфигурации эквипотенциальных поверхностей поля позволяет оценить как общий потенциал защитных сил организма по относительным размерам эквипотенциальных поверхностей, так и локализацию патологических очагов по расположению впадин и выпуклостей на картине эквипотенциальной поверхности относительно тела биообъекта.

В связи с тем, что изменения фазы принимаемых сигналов представляют собой относительно малые величины, для повышения общей чувствительности и помехозащищенности предлагаемого способа контроль за отклонением фазы принимаемого сигнала от опорного производят за счет того, что регистрируют сигнал, равный интегралу разности фаз принимаемого и опорного сигналов. При этом достаточно даже незначительного отклонения фазы, чтобы сигнал интегратора разности фаз начал непрерывно возрастать и за конечный промежуток времени достиг максимума, что легко регистрируется обычными измерительными приборами. Оценка скорости возрастания интеграла разности фаз при постоянной скорости перемещения приемной антенны (приемного электрода) или оценка его величины за фиксированный промежуток времени позволяет судить о величине фазового скачка. Чтобы зафиксировать следующий скачок фазы над другим участком тела пациента, предварительно устанавливают нулевые начальные условия интегрирования.

Способ оценки электромагнитного поля биообъекта осуществляют следующим образом. Пациента 1 (фиг. 1) располагают в положении лежа на катушке 2. Для сокращения процедуры неавтоматизированной диагностики оценка электромагнитного поля человека производилась при пространственной ориентации приемного электрода (антенны) 3 над каждой из семи точек основного энергетического канала человека, расположенных вдоль позвоночника. Точки 4 спереди и сзади поверхности тела пациента 1 в основном соответствовали проекции на кожный покров вегетативных нервных сплетений и подкорковых образований. Принятые точки измерений (условные и по литературным данным о вегетологии [5]) распределялись следующим образом (см. таблицу).

Предполагалось, что измерение электромагнитного поля над соответствующими вегетативными сплетениями позволит интерпретировать функциональные или органические изменения в органах и системах, соответственно регулирующихся этими сплетениями.

Антенну 3 располагали над выбранной точкой 4 на постоянной (для всех точек 4) высоте 1,5 м и осуществляли компенсацию помехового фона подгонкой величины фазы сигнала эталонного генератора под величину фазы гармонической составляющей принимаемого антенной 3 сигнала шумового фона флуктуаций заряда антенной емкости. Таким образом, на расстоянии 1,5 м производили установку нулевой разности фаз принимаемого и опорного сигналов. Далее, осуществляли перемещение антенны 3 с постоянной скоростью вдоль прямой, соединяющей антенну 3 и выбранную точку 4 пациента 1 по направлению к пациенту 1, с одновременным наблюдением величины разности фаз или для повышения чувствительности ее интеграла.

Перемещение антенны 3 вдоль прямой осуществляют, например, по штанге (фиг. 1), либо вручную при экспресс-диагностике, удерживая антенну с прибором в руке, либо автоматически при помощи сервомеханизма.

В момент отличия от нуля разности фаз (соответственно резкого изменения интеграла разности фаз) или превышения им наперед заданного порогового значения производи-

ли измерение расстояния до выбранной точки 4 в соответствующем месте на кожном покрове пациента. Эти расстояния над каждой точкой использовали для построения кривой эквипотенциальной поверхности равных фаз в заданном сочетании (фиг. 2 - 8). Построение эквипотенциальной кривой в необходимом сечении можно производить по большому количеству точек с любой наперед заданной степенью дискретности, что целесообразно делать при автоматизации измерений и построении топограмм. При использовании следящей системы возможно непрерывное сканирование эквипотенциальной кривой с управлением перемещением антенны 3 по отклонению фазы принимаемого сигнала от фазы опорного сигнала. При этом, согласно полученным экспериментальным данным, проекции дефектов (впадин или выпучиваний) эквипотенциальной поверхности на кожные покровы, как правило, совпадали с локализацией патологических очагов (фиг. 2-8), что подтверждалось известными клиническими методами. Измерение расстояний от кожных покровов до положения антенны 3, в котором регистрируется ненулевая либо наперед заданная величина разности фаз, в упрощенном случае оценки поля по семи основным точкам производилось по шкале расстояний 5, вдоль которой перемещали антенну 3. При этом перед измерением в каждой точке 4 осуществляли позиционирование антенны 3 до соприкосновения с данной точкой 4 или на расстоянии 2-3 мм от нее и отметкой начального расстояния по шкале 5, которое вычитали из отметки расстояния по шкале 5, на котором регистрировали фазовый сдвиг.

В случае автоматизации операций способа при увеличении количества точек измерения, определение расстояний может производиться известными радиотехническими методами с помощью дальномеров (например, с помощью радиоволн, оптического, инфракрасного излучения или ультразвука и т.п.) или с помощью контактных датчиков и шаговых электродвигателей, которые позволяют осуществить непрерывное сканирование топограммы поля и вывод ее на печать и экран дисплея.

В случае проведения экспресс-диагностики (возможно, в походных или полевых условиях, при спасательных работах, в чрезвычайных ситуациях и т.д.) приемный электрод - антенну 3 располагают параллельно какому-либо участку тела пациента 1 (фиг. 9) на расстоянии 0,2 - 0,3 м и производят выравнивание помехового фона установкой фазы опорного сигнала, равной фазе принимаемого, и установку нулевых начальных условий интегрирования и затем перемещают приемную антенну 3 параллельно поверхности тела на этом же расстоянии от него. При этом фиксируют на поверхности тела места, над которыми начинается резкое изменение сигнала интеграла разности фаз принимаемого и опорного сигналов. После фиксации фазового скачка каждый раз снова устанавливают нулевые начальные условия интегрирования и продолжают движение антенны 3 до нового резкого изменения интеграла разности фаз и т.д. Приемную антенну 3 перемещают так, чтобы зафиксировать границы начала интегрирования и отметить таким образом на поверхности тела участки, где разность фаз не равна нулю. Эти участки предположительно являются проекциями патологических очагов внутри организма или повреждений.

Пример 1. Пациент З., 45 лет, поступил в клинику для профилактического осмотра. Жалоб не предъявлял. Клиническое обследование подтвердило хорошее состояние здоровья. По данным обследования конфигурация поля в сагиттальной плоскости ровная, эллипсоидная, что свидетельствует о нормальном функционировании состояния пациента (фиг. 2). В этом и следующих примерах измерения проводились на частоте 7,4 кГц.

Пример 2. Больной Д., 44 года, находился на лечении в пульмонологическом отделении Республиканской клинической больницы им. Куватова с диагнозом: бронхиальная астма с частыми приступами. При измерении его электромагнитного поля выявлено, что в области V точки сзади и в области V, IV, III точек спереди имеется резкая деформация с наличием впадин, перетяжек. На основании этих данных (фиг. 3) можно было сделать предположение, что электромагнитное поле пациента деформировано не только за счет заболевания легких, но также имеются изменения со стороны сердца и органов желудочно-кишечного тракта, что было подтверждено в дальнейшем дополнительными клиническими исследованиями.

Пример 3. Больной З., 52 года. Клинический диагноз: ИБС, стенокардия напряжения ФК II, хронический гастрит, мочекаменная болезнь, хронический пиелонефрит, киста пра-

вой почки. При регистрации поля в сагиттальной плоскости (фиг. 4) выявлена значительная деформация поля в области II и IV точек сзади. Во фронтальной плоскости (фиг. 5) изменение поля зарегистрировано в области IV и III точек, значительное снижение расстояния - в области VII точки. Через 5 месяцев после выписки больной вновь поступил в стационар по поводу нарушения мозгового кровообращения, что говорит о высокой диагностической точности способа на ранних стадиях заболевания и на стадиях предзаболеваний.

Пример 4. Больной Ф.Р.Т, 38 лет, находился на лечении в туберкулезном диспансере с диагнозом: фиброзно-кавернозный туберкулез правого легкого. Обследование проводилось по предложенному способу. Результаты построения эквипотенциальных кривых равной фазы по поперечным срезам, проходящим через III, IV и V точки, изображены на фиг.6 соответственно. Видно значительное сужение эквипотенциальной поверхности поля на уровне IV точки (сердечно-легочное сплетение) по сравнению с V точкой, а также несимметричное сужение на срезе через III точку (солнечное сплетение), преимущественно справа, что полностью соответствует клиническому диагнозу.

Пример 5. Больной Д. Д.А., 44 года, клинический диагноз: бронхиальная астма. В процессе прохождения курса лечения в стационаре было проведено три измерения по предлагаемому способу - второе через 6 суток после первого, третье через 7 суток после первого. Данные измерений (фиг.7) показывают частичное выравнивание дефектов эквипотенциальной фазовой поверхности, однако с одновременным снижением площади охватываемой кривой в сагиттальном сечении.

Пример 6. Больной П.К.О., 45 лет. Клинический диагноз: вегетососудистая дистония. При первом обследовании видно сильное уменьшение фазовой поверхности с провалами в области II, IV и VI точек и выбуханием в области III и V точек (фиг.8). В ходе прохождения курса лечения при повторном измерении, выполненном через 3 суток, и третьем измерении, выполненном еще через 11 суток, было выявлено расширение фазовой поверхности с увеличением площади, охватываемой кривой в сечении, однако с сохранением характера деформаций, в частности впадин в области IV точки и выбуханий в области III и V точек.

Пример 7. Проводилась экспресс-диагностика спортсмена-боксера К. непосредственно после проведения соревнований. Выравнивание помехового фона производили на расстоянии 20 см от поверхности кожи в области под правой ключицей. При перемещении приемного электрода с постоянной скоростью около 0,1 м/с параллельно поверхности тела по параллельным вертикальным прямым были обнаружены две зоны существенного отклонения фазы, показанные на фиг.10. В дальнейшем, при проведении клинических исследований были обнаружены сотрясение мозга и перелом левого ребра, т.е. были получены подтверждения найденных топографических зон повреждений.

Обследование по предлагаемому способу проводилось у 270 больных с различной патологией, из них 82 с ИБС, 61 с гипертонией, 22 с бронхиальной астмой, 40 с холециститом, 25 с язвенной болезнью желудка и 40 с туберкулезом легких. Контрольная группа состояла из 30 здоровых лиц. В группе здоровых лиц исследование показало, что эквипотенциальная фазовая поверхность представляет собой у 18 лиц геометрию эллипсоида на расстоянии 40 - 70 см от кожных покровов, у 12 лиц эквипотенциальная поверхность располагалась на расстоянии в тех же пределах, но имела небольшие отклонения от овальной формы. У лиц с патологией наблюдались явно выраженные деформации эквипотенциальной фазовой поверхности, значительные отклонения от ее эллипсоидальной формы в виде впадин, перетяжек, выпуклостей и т.д., расположение которых в основном совпадали с местами расположения пораженных органов и тканей. Кроме того, наблюдалось уменьшение площади фазовой поверхности по сравнению с данными контрольной группы. В процессе стационарного лечения и улучшения клинических показателей повторными измерениями по предлагаемому способу выявлено увеличение площади фазовой поверхности до 35 - 50 см у 91 процента пациентов, однако деформации ее сохранялись в 62 процентах случаев.

Таким образом, практически во всех случаях имелось совпадение клинических данных с данными оценки электромагнитного поля, что позволяет сделать заключение о достаточно высокой информативности предлагаемого способа.

Устройство для оценки электромагнитного поля (фиг.11) содержит приемный электрод-антенну 6, последовательно соединенные предварительный усилитель 7, импульсный фильтр 8, усилитель переменного тока 10, фазовый детектор 11, фильтр нижних частот 12, усилитель постоянного тока 13, образующие измерительный блок 14, входом которого является вход предварительного усилителя 7, и соединен с выходом приемного электрода 6; в состав измерительного блока 14 также входит генератор 9 опорной частоты и фазы, выход которого соединен со вторым входом импульсного фильтра 8 и вторым входом фазового детектора 11, и блок 16 компенсации помехового фона, выход которого соединен со вторым входом усилителя 13 постоянного тока, выход которого является выходом измерительного блока 14 и соединен со входом блока 15 индикации, который содержит интегратор 17, вход которого является входом блока 15, кнопку 18 сброса интегратора 17, выход которой соединен со вторым входом сброса интегратора 17, и индикаторный элемент 19, вход которого соединен с выходом интегратора 17.

Блок 15 индикации (фиг. 12) может дополнительно содержать нелинейный элемент 21 типа "зона нечувствительности", величина зоны которого регулируется напряжением, и элемент 22 настройки зоны нечувствительности, выход которого соединен с управляющим входом нелинейного элемента 21, вход которого является входом блока 15 индикации, а выход соединен со входом интегратора 17.

Устройство для оценки электромагнитного поля конструктивно может быть выполнено (фиг.14), например, в виде подвижной системы 20, содержащей вертикально расположенную штангу 23, по которой свободно с возможностью фиксации перемещается вверх - вниз приемный электрод 6, шкалу расстояния 24, расположенную параллельно штанге 23 и закрепленную нижними концами на каталке 25, на которой расположены измерительный блок 14 и блок 15 индикации.

Вариант выполнения устройства в виде ручного прибора (фиг.15) может содержать корпус 26 с рукояткой, внутри которого размещается измерительный блок 14 и блок индикации 15 вместе с автономными источниками питания; на внешней поверхности корпуса 26 расположен приемный электрод 6, на одном уровне с плоскостью которого расположен дальномер 27; на внешней поверхности корпуса 26 также расположен орган управления блока 16 компенсации, кнопка 18 сброса интегратора 17, индикаторный элемент 19 отклонения фазы и индикаторный элемент 28 расстояний дальномера 27.

Автоматизированный вариант устройства для оценки электромагнитного поля биообъекта (фиг.18) содержит блок 30 датчика положения пациента и его пропорций, программно-управляющий блок 31, содержащий клавиатуру ввода данных 32 и микроЭВМ 33 с дисплеем 37, клавиатуру 32 и дисплей 37 соединены со входами микроЭВМ 33, первый вход блока 31 соединен с выходом измерительного блока 14, а блок 30 датчиков - со вторым входом блока 31; содержит также три привода: радиального перемещения 34 приемного электрода 6, углового поперечного перемещения 35 приемного электрода 6 по окружности подвижной системы 20, которая может быть выполнена в виде полукольца 20, расположенного в поперечной плоскости над кушеткой 29 (фиг.20) и привода 36 возвратно-поступательного движения подвижной системы 20 вдоль кушетки 29; электрические входы приводов 34 - 36 соединены с первыми тремя выходами блока 31, четвертый выход которого соединен с дополнительным управляющим входом измерительного блока 14, которым является управляющий вход блока 16 компенсации помехового фона; механические выходы 34 - 36 соединены с приемным электродом 6 и подвижной системой 20; датчики 30 расположены вдоль кушетки 29. Вместо датчиков 30 положения и пропорций пациента устройство может содержать дальномер 27 (фиг.21), выход которого соединен со вторым входом блока 31. Для согласования формы представления информации первый и второй входы блока 31 соединен с микроЭВМ 33 через аналого-цифровые преобразователи 38 и 39, а четвертый выход блока 31 является выходом цифроаналогового преобразователя 40, вход которого соединен с выходом микроЭВМ 33.

Автоматизированный вариант устройства может также содержать четвертый привод (фиг.21, 23) 41, управляющий наклоном приемного электрода 6 относительно вертикальной оси в продольной плоскости, электрические вход которого соединен с пятым выходом блока 31, который также может являться последовательным портом ввода - вывода микроЭВМ 33.

Устройство для оценки электромагнитного поля биообъекта (фиг.11), реализующее предложенный способ, работает следующим образом.

При расположении приемного электрода-антенны 6 параллельно поверхности биообъекта образуется емкость, одной из обкладок которой является биообъект, а другой - приемная антенна 6. На последней наводится электрический заряд, пропорциональный напряженности электрической составляющей электромагнитного поля, окружающего биообъект в точке размещения антенны 6, и флуктуирующий в виде "белого шума". Поскольку антенна 6 является электрически малой, т.е. размеры ее пренебрежимо малы по сравнению с диапазоном рабочих длин волн, то резонансного усиления какой-либо одной частоты не происходит и антенна 6 принимает шумовой сигнал с равномерной амплитудно-частотной характеристикой, в результате чего не требуется настройки и регулировки коэффициента усиления. Шумовой электрический сигнал, пропорциональный заряду антенной емкости, усиливается предварительным усилителем 7, являющимся усилителем заряда, и поступает на первый вход в импульсный полосовой фильтр 8 с узкой полосой пропускания, выделяющий из шумового сигнала одну спектральную линию на частоте, равной частоте генератора 9 опорного сигнала, задающее напряжение с которого поступает на второй вход импульсного фильтра 8. Выделенная гармоническая частотная составляющая шумового сигнала с выхода импульсного фильтра 8 поступает в усилитель переменного тока 10 с большим коэффициентом усиления, где усиливается до насыщения усилителя 10 и поступает на первый вход фазового детектора 11, на второй вход которого поступает напряжение опорного сигнала опорной частоты и фазы с генератора 9. На выходе фазового детектора 11 появляется пульсирующий сигнал, площадь импульса которого пропорциональна разности фаз выделенной частотной составляющей принимаемого шумового сигнала и опорного сигнала генератора 9. Это напряжение сглаживается фильтром 12 нижних частот с большой постоянной времени, в результате чего на выходе последнего наблюдается постоянное напряжение, пропорциональное среднему значению импульсного напряжения с выхода фазового детектора 11, т.е. пропорциональное величине разности фаз, выходное напряжение фильтра 12 усиливается усилителем постоянного тока (УПТ) 13, выход которого является выходом измерительного блока 14, и поступает на вход блока индикации 15. При размещении приемной антенны 6 в точке выравнивания помехового фона (см. способ), получаемое на выходе УПТ 13 напряжение, пропорциональное сдвигу фаз в данной точке, компенсируется подбором балансирующего напряжения на выходе блока 16 компенсации помехового фона, которое поступает в УПТ 13 и вычитается из напряжения разности фаз. Выходное напряжение блока 16 подбирают так, чтобы напряжение на выходе УПТ 13 было равно нулю в данной точке размещения антенны 6. При этом т.к. напряжение на выходе интегратора 17 блока индикации 15 равно нулю, а интегратор 17 устанавливается на нулевые начальные условия интегрирования нажатием кнопки 18 сброса, напряжение на его выходе также равно нулю, что отображается элементом индикации 19. При перемещении антенны 6 вдоль прямой по направлению к биообъекту на подвижной системе 20 либо параллельно поверхности биообъекта руками оператора (см. способ) возникает момент, когда величина разности фаз принимаемого сигнала и сигнала опорного генератора 9 отличается от величины компенсирующего напряжения с выхода блока 16 компенсации, в результате чего на выходе УПТ 13 появляется сигнал, величина которого пропорциональна разности напряжений с выхода фильтра 12 нижних частот и с выхода блока 16. Этот сигнал поступает на вход блока 15 индикации, входом которого является вход интегратора 17, в результате чего последний начинает интегрировать, что отображается индикатором 19, на вход которого поступает выходной сигнал интегратора 17. Если нарушенное равновесие сохраняется и сигнал разности фаз продолжает отличаться от компенсирующего напряжения с блока 16, то интегратор 17 продолжает интегрировать до напряжения насыщения независимо от того, насколько мало

это рассогласование. В этом случае скорость интегрирования пропорциональна величине рассогласования, т.е. пропорциональна приращению фазового сдвига принимаемого сигнала в данной точке пространства, в результате чего по скорости интегрирования можно судить о величине фазового скачка. Если необходимо регистрировать величину фазового скачка, превышающего наперед заданное постоянное значение, блок 15 индикации может содержать нелинейный элемент 21 типа "зона нечувствительности" с регулируемой величиной зоны напряжения с выхода элемента 22 настройки (фиг.12, 13). Т.к. нелинейный элемент 21 включен на входе интегратора 17, то последний начинает интегрировать сигнал рассогласования с выхода УПТ 13 только тогда, когда он превышает по величине величину зоны нечувствительности, которая задается величиной напряжения с элемента настройки 22 и может перестраиваться.

Устройство может быть выполнено в стационарном варианте (фиг. 14) с ручным перемещением приемного электрода-антенны 6 по штанге 23, снабженной шкалой расстояний 24. В этом случае все устройство может размещаться на каталке 25, а измерения выполняются в положении пациента лежа на кушетке (фиг. 1) либо сидя на стуле (фиг.1) в зависимости от точки измерения. Расстояние до эквипотенциальной поверхности над тенной областью пациента измеряют в положении сидя. Выравнивание помехового фона производят каждый раз при новом положении каталки 25 относительно пациента 1 в верхнем положении антенны 6 на штанге 23, т.е. для каждой новой точки измерения. Измеряемой величиной является расстояние от кожного покрова до поверхности равной фазы, отсчитываемое по шкале расстояний 24, а индикатор 19 позволяет фиксировать момент отсчета расстояния.

Вариант реализации устройства для экспресс-оценки электромагнитного поля биообъекта может быть выполнен в виде ручного прибора с автономным питанием, размещаемого в руках оператора и используемого согласно способу (фиг.9), с ручным перемещением приемного электрода-антенны 6, жестко смонтированным на корпусе 26 и перемещаемым вместе с прибором параллельно поверхности биообъекта 1.

Для быстрого (хотя и менее точного) построения эквипотенциальной фазовой поверхности поля биообъекта с помощью ручного прибора, последний может содержать дальномер 27, например, оптического, инфракрасного или ультразвукового типа с индикатором 28 расстояний (фиг.15, 16, 17). В этом случае перемещение приемной антенны 6 вместе с устройством вдоль прямых по направлению к биообъекту осуществляют руками оператора, а отсчет расстояний по дальномеру 27 с его индикаторного элемента 28 над исследуемой точкой производят в момент начала интегрирования интегратором 17, наблюдая показания первого индикаторного элемента 19.

Вариант реализации устройства может предусматривать автоматическое перемещение приемной антенны, а также автоматическое построение и реконструкцию эквипотенциальных фазовых поверхностей. Такое выполнение устройства позволяет производить оценку электромагнитного поля биообъекта наиболее точно ввиду автоматического выполнения всех процедур, а также благодаря проведению измерений с любой степенью дискретности вплоть до непрерывного сканирования эквипотенциальных фазовых поверхностей.

Автоматизированный вариант устройства для оценки электромагнитного поля биообъекта работает следующим образом.

Пациента укладывают на кушетку 29 (фиг.18 - 21) на спину или живот и производят установку датчиков 30 положения пациента по его росту, пропорциям, расположению вегетативных центров и т.п. за счет перемещения их вдоль кушетки 29 и фиксации напротив соответствующих точек пациента. После этого осуществляют включение устройства и вводят в программно-управляющий блок 31, например, с клавиатуры 32, если он реализован на базе микроЭВМ 33, координаты начальной точки А компенсации помехового фона (фиг.19), величину разности фаз поверхности равной фазы (в частном случае, нуль) и вводят команду начала работы. При этом программно-управляющий блок 31 (микроЭВМ 33, например, с последовательных портов), контролируя выходные электрические сигналы приводов 34 - 36, вырабатывает управляющие сигналы, поступающие с первых трех выходов блока 31 на входы приводов 34 - 36, осуществляя перемещение приемного электро-



да 6 и подвижной системы 20 так, чтобы электрод 6 установился в точку А. После этого программно-управляющий блок 31 включает первый контур регулирования, образованный четвертым выходом блока 31, соединенным с управляющим входом измерительного блока 14, которым является управляющий вход блока 16 компенсации, и соединением выхода измерительного блока 14 с первым входом блока 31. При этом с четвертого выхода блока 31 на управляющий вход измерительного блока 14 начинает поступать управляющий сигнал на вход управления блока 16 коррекции и изменяет его выходное напряжение в сторону уменьшения до нуля напряжения рассогласования с выхода измерительного блока 14, т. е. с выхода УПТ 13, пропорциональное разности фаз сигнала опорного генератора 9 и принимаемого сигнала помехового фона в точке А. Процесс установки напряжения с выхода блока 16 продолжается до полной компенсации помехового фона, после чего блок 31 отключает первый контур регулирования и включает второй контур регулирования, состоящий из третьего выхода блока 31, соединенного с входом привода 34 радиального перемещения с антенной 6, соединенной с входом измерительного блока 14, выхода измерительного блока 14, соединенного с первым входом блока 31. При этом блок 31 вырабатывает сигнал во втором контуре регулирования, поступающий на вход привода 34, в результате чего он перемещает антенну 6 по направлению к пациенту 1 на кушетке 29 до тех пор, пока сигнал на выходе измерительного блока 14 начнет отличаться от нуля и не сравняется по модулю с заданной величиной разности фаз, введенной с клавиатуры 32. После этого второй контур регулирования путем перемещения антенны 6 в радиальном направлении отслеживает эту величину до окончания работы устройства. Одновременно с включением второго контура регулирования программно-управляющий блок 31 вырабатывает по первому и второму выходу сигналы управления, поступающие на входы приводов 35 и 36 перемещения подвижной системы 20 с расположенной на ней антенной 6. В результате этого антенна 6 вместе с подвижной системой 20 перемещается в поперечном направлении относительно пациента по полуокружности вокруг него и в продольном направлении вдоль его тела по заложенной в блок 31 необходимой программе перемещения антенны 6. Все перемещения антенны 6 запоминаются блоком 31 и составляют снимаемую поверхность равной фазы (эквипотенциальную фазовую поверхность), сечения или проекции которой отображаются на индикаторном элементе 19, которым может служить, в частности, экран дисплея 37 при микропроцессорной реализации блока 31. В случае, если устройство имеет дальномер 27 вместо датчиков положения 30, то параллельно с перемещением антенны 6 измеряется расстояние от нее до поверхности тела пациента и сигнал, пропорциональный расстоянию, поступает на второй вход блока 31, где запоминается и отображается на дисплее 37 в виде профилей или проекций поверхности тела пациента, наложенных на соответствующие им профили или проекции фазовой поверхности. При реализации блока 31 с использованием ЭВМ 33 сигналы с выхода измерительного блока 14 и дальномер 27 подаются через первый и второй входы блока 31 на микроЭВМ 33 через аналого-цифровые преобразователи 38 и 39, а управляющий сигнал компенсации помехового фона передается с выхода микроЭВМ 33 на четвертый выход блока 31 через цифроаналоговый преобразователь 40.

При наличии дополнительной степени свободы подвижной системы 20, осуществляющей угловое перемещение антенны 6 в продольной плоскости (фиг.21), сигнал управления приводом углового продольного перемещения поступает на его вход с пятого выхода блока 31 согласно заложенной в него программе управления (фиг. 22), аналогично приводам 34 - 36. При этом одновременно с другими движениями антенны 6 (радиальным, круговым в поперечной плоскости, продольным вдоль кушетки 29) происходит поворот антенны 6 в продольной вертикальной плоскости (фиг.23). Это позволяет обеспечить ориентацию оси антенны 6 по нормали вдоль всей эквипотенциальной фазовой поверхности, имеющей форму любой сложности, в любом сечении.

Электромеханические приводы 34 - 36, 41 могут быть реализованы в виде электродвигателей, например, шагового типа. Приводы 34 - 36, 41 могут быть выполнены также в виде сервоприводов с местными обратными связями, соединенными с программно-управляющим блоком 31.

По сравнению с известными аналогами, в том числе с прототипом, предложенный способ оценки электромагнитного поля биообъекта обладает следующими преимуществами:

- значительно более широкими функциональными и диагностическими возможностями, поскольку за счет дополнительно введенных операций, осуществляемых в предложенном порядке и по предложенным условиям, позволяет типологически локализовывать очаг поражения, обнаружить функционально-морфологические нарушения органов и тканей организма, проводить неспецифическую диагностику отклонений от нормы общего состояния здоровья пациентов и т.д.;

- неинвазивностью, бесконтактностью проводимых измерений и высокой степенью их экологичности, поскольку в процессе оценки поля не используется какие-либо воздействия на пациента, в том числе электромагнитные;

- высокой скоростью обследования, простотой обнаружения патологии и высокой инфекционной безопасностью;

- высокой степенью точности оценки электромагнитного поля, позволяющей проводить тонкую диагностику за счет предложенного оценивания состояния исследуемого биообъекта на основе анализа геометрии поверхности равной фазы;

- высокой помехозащищенностью, позволяющей проводить исследования без специальной экранированной камеры, а в целях экспресс-диагностики - вручную за счет использования шумов в качестве источника полезной информации, а также за счет применения фазового метода;

- более широкими функциональными возможностями, позволяющими использовать способ для оценки эффективности лечебного процесса и целенаправленного управления им.

По сравнению с известными устройствами, в том числе прототипом, предлагаемое устройство для оценки электромагнитного поля биообъекта следующими преимуществами:

- значительно более широкими функциональными возможностями, поскольку за счет дополнительно введенных элементов, соединенных предложенным образом, позволяет производить тонкую оценку пространственной конфигурации электромагнитного поля вокруг биообъекта на расстоянии от них;

- высокой точностью оценки электромагнитного поля, позволяющей обнаруживать его зависимость от состояния и функционирования внутренних органов, тканей и сред организма;

- высокой помехозащищенностью устройства, позволяющей реализовывать значительно более высокие величины общего коэффициента усиления;

- значительной простотой конструкции и высокой степенью технологичности и широким ассортиментом реализации в различных вариантах;

- высокими эксплуатационными характеристиками, поскольку позволяет обойтись без экранированной камеры, без специального заземления исследуемого биообъекта, обладает высокой простотой эксплуатации и обслуживания, высокой надежностью и не требует какой-либо специальной подготовки медицинского персонала;

- широкими возможностями автоматизации процессов измерения, интерпретации результатов и постановки общего диагноза.

Источники информации:

1. Патент США N 4940058, кл. А 61 В 5/00, 1990 (п.п. 6 - 9 формулы изобретения).
2. Радиотехника, N 8, 1991 с. 71-72.
3. Патент США N 4940058, кл. А 61 В 5/00, 1990 (п.п. 1-6 формулы изобретения).
4. Авторское свидетельство СССР N 1297800 кл. А 61 В 5/05, 1987.
5. Хаулике И. Вегетативная нервная система. Анатомия и физиология, - Бухарест, 1978, с 17-61.

#### **Формула изобретения:**

1. Способ оценки электромагнитного поля биообъекта, заключающийся в том, что над поверхностью биообъекта измеряют пространственное распределение электриче-

ского заряда, измерения осуществляют за счет того, что на расстоянии над биообъектом располагают приемный электрод и измеряют его заряд, отличающийся тем, что измерения осуществляют в диапазоне сверхдлинных радиоволн по шумовой компоненте электрического заряда приемного электрода за счет того, что принимают сигнал шума с приемного электрода, выделяют частотную составляющую на фиксированной частоте из шумового сигнала флуктуаций заряда приемного электрода, а в качестве параметра оценки поля используют величину фазового сдвига между выделенной частотной составляющей и опорным сигналом той же частоты, а по конфигурации, расположению и форме относительно биообъекта кривых параметра оценки поля судят о наличии, степени и локализации патологии. \\2 2. Способ по п.1, отличающийся тем, что измерения проводят по сечениям пространства вокруг биообъекта, причем в каждом сечении строят кривую эквипотенциальной поверхности измеряемого параметра поля. \\2 3. Способ по п.1, отличающийся тем, что приемный электрод перемещают параллельно поверхности биообъекта на одинаковом расстоянии от него, при этом перед началом перемещения выравнивают фазу опорного и принимаемого сигналов подстройкой опорного сигнала, а в процессе перемещения фиксируют области на биообъекте, над которыми наблюдаются изменения фазы, по которым судят о локализации патологических процессов и изменений. \\2 4. Способ по пп. 1 и 2, отличающийся тем, что кривую эквипотенциальной поверхности параметра оценки поля в каждом сечении биообъекта строят за счет того, что каждый раз выравнивают помеховый фон благодаря тому, что устанавливают приемный электрод на одинаковом расстоянии от биообъекта, подстройкой фазы опорного сигнала выравнивают фазу опорного и принимаемого сигналов, затем перемещают с постоянной скоростью приемный электрод вдоль прямой по направлению к биообъекту и определяют расстояние от приемного электрода до биообъекта, начиная с которого регистрируют ненулевую величину или превышение над наперед заданной постоянной величиной разности фаз между принимаемым и опорным сигналами. \\2 5. Способ по пп.1 - 4, отличающийся тем, что каждый раз изменяют частоту опорного сигнала в пределах диапазона сверхдлинных радиоволн и для каждой частоты строят соответствующую кривую эквипотенциальной поверхности измеряемого параметра поля. \\2 6. Способ по пп.1 - 5, отличающийся тем, что отклонение фазы принимаемого сигнала от опорного регистрируют за счет того, что определяют величину интеграла разности фаз принимаемого и опорного сигналов, по его наличию и изменению судят об отклонении фазы принимаемого сигнала от фазы опорного сигнала, а по скорости нарастания - о величине разности фаз и каждый раз перед новым измерением устанавливают нулевые начальные условия интегрирования. \\2 7. Способ по пп.1, 2 и 5, отличающийся тем, что кривую эквипотенциальной поверхности поля в сечении строят за счет того, что осуществляют автоматическое перемещение приемного электрода непосредственно по кривой эквипотенциальной поверхности вокруг биообъекта в пределах каждого сечения за счет того, что производят движение приемного электрода по окружности вокруг биообъекта в плоскости сечения, определяют величину отклонения разности фаз опорного и принимаемого сигналов от наперед заданного значения, управляют радиальным перемещением приемного электрода по отклонению разности фаз от заданного значения и определяют расстояние и конфигурацию эквипотенциальной кривой до биообъекта. \\2 8. Способ по п.7, отличающийся тем, что по полученным сечениям биоэлектromагнитного поля производят реконструкцию трехмерных эквипотенциальных поверхностей поля для каждого значения частоты. \\2 9. Способ по п.7, отличающийся тем, что смену сечений биоэлектromагнитного поля биообъекта производят автоматически по заданной программе так, что осуществляют непрерывное сканирование приемным электродом эквипотенциальной поверхности параметра поля биообъекта, например, по спиральной траектории. \\2 10. Способ по пп.7 - 9, отличающийся тем, что дополнительно одновременно с измерением поля определяют конфигурацию поверхности биообъекта или его основные пропорции и совмещают их в одном масштабе с получаемыми эквипотенциальными поверхностями поля. \\2 11. Способ по пп.1 - 2 и 4 - 10, отличающийся тем, что при определении конфигурации эквипотенциальных поверхностей по уменьшению их размеров судят о понижении общих защитных сил организма, а по локализации впадин и локальных выпуклостей эквипотенциальной поверхности судят о локализации патологических мор-

фофункциональных изменений в соответствующих местах тканей и органов биообъекта.

\\2 12. Способ по пп.1 - 2 и 4 - 11, отличающийся тем, что сечения эквипотенциальной поверхности располагают так, чтобы они проходили через центры вегетативных нервных сплетений и подкорковых образований, при этом по локализации деформаций эквипотенциальной поверхности в соответствующих центрах судят о патологии органов, управляемых этими центрами.

\\2 13. Способ по пп.1, 2 и 4 - 12, отличающийся тем, что измерения проводят периодически в процессе курса медикаментозной, физио-, рефлекс-, мануальной или других видов терапии и образуют обратную связь по параметрам терапевтического воздействия за счет того, что по динамике изменения конфигурации эквипотенциальных поверхностей в процессе терапии судят о ее эффективности и точности и при необходимости производят коррекцию схем, доз и видов лечения.

\\2 14. Устройство для оценки электромагнитного поля биообъекта, содержащее приемный электрод, соединенный с входом измерительного блока, выход которого соединен с входом блока индикации, отличающееся тем, что измерительный блок содержит последовательно соединенные предварительный усилитель, импульсный фильтр, усилитель переменного тока, фазовый детектор, сглаживающий фильтр низких частот и усилитель постоянного тока, а также содержит генератор сигналов опорной частоты и фазы, выход которого соединен с вторым входом импульсного фильтра и вторым входом фазового детектора, блок компенсации помехового фона, выход которого соединен с вторым входом усилителя постоянного тока, выход которого является выходом измерительного блока, вход предварительного усилителя является входом измерительного блока.

\\2 15. Устройство по п. 14, отличающееся тем, что блок индикации содержит интегратор, вход которого является входом блока индикации, выход интегратора соединен с входом индикаторного элемента, вход сброса интегратора соединен с выходом элемента сброса интегратора.

\\2 16. Устройство по п.14, отличающееся тем, что блок индикации содержит нелинейный элемент типа "зона нечувствительности" с переменной величиной зоны, вход которого является входом блока индикации, элемент настройки зоны нечувствительности, выход которого соединен с управляющим входом нелинейного элемента, интегратор, вход которого соединен с выходом нелинейного элемента, элемент сброса интегратора, выход которого соединен с входом сброса интегратора, индикаторный элемент, вход которого соединен с выходом интегратора.

\\2 17. Устройство по п.14, или 15, или 16, отличающееся тем, что в него введен дальномер, например оптический, инфракрасный или ультразвуковой, вход которого расположен рядом с приемным электродом на одном с ним уровне и расположен в направлении, перпендикулярном плоскости электрода, а в блок индикации введен второй индикаторный элемент, вход которого является вторым входом блока индикации и соединен с выходом дальномера.

\\2 18. Устройство по п.14, отличающееся тем, что в него введены три независимых электромеханических привода приемного электрода, соединенные с ним, программно-управляющий блок, три выхода которого соединены с входами трех приводов, четвертый выход программно-управляющего блока соединен с управляющим входом измерительного блока, выход которого соединен с первым входом программно-управляющего блока, введен управляющий вход в блок компенсации помехового фона, который является управляющим входом измерительного блока.

\\2 19. Устройство по п.18, отличающееся тем, что в него введен блок датчиков положения пациента и его пропорций, выход блока датчиков соединен с вторым входом программно-управляющего блока.

\\2 20. Устройство по п.18, отличающееся тем, что в него введен дальномер, вход которого расположен на одном уровне с приемным электродом, а выход соединен с вторым входом программно-управляющего блока.

\\2 21. Устройство по п.18 и любому из пп. 19 и 20, отличающееся тем, что в него введен четвертый электромеханический привод перемещения приемного электрода, вход которого соединен с пятым выходом программно-управляющего блока, а выход соединен с приемным электродом.

\\2 22. Устройство по пп.18, 21 и любому из пп.19 и 20, отличающееся тем, что электромеханические приводы перемещения приемного электрода выполнены в виде шаговых электрических двигателей.

\\2 23. Устройство по пп. 18 - 21 и любому из пп.19, 20, 22, отличающееся тем, что программно-управляющий блок содержит микроЭВМ с клавиатурой и дисплеем, соединенными с входами микроЭВМ, два аналого-цифровых и цифроаналоговый преобразователи,

соединенные параллельно портами ввода-вывода микроЭВМ, входы аналого-цифровых преобразователей являются первым и вторым входами программно-управляющего блока, выход цифроаналогового преобразователя является четвертым выходом программно-управляющего блока, первый, второй, третий и пятый входы программно-управляющего блока являются последовательными портами ввода-вывода микроЭВМ.

<http://ru-patent.info/21/15-19/2118124.html>

## УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ И ИНФОРМАЦИОННЫХ ПОЛЕЙ

Класс(ы) патента: А61В5/05, А61В5/16

Номер заявки: 99111023/14

Дата подачи заявки: 02.06.1999

Дата публикации: 27.08.2000

Заявитель(и): Ставицкий Анатолий Иванович; Гальцев Юрий Викторович; Даровских Андрей Николаевич; Макаров Евгений Иванович; Морев Андрей Валентинович

Автор(ы): Ставицкий А.И.; Гальцев Ю.В.; Даровских А.Н.; Макаров Е.И.; Морев А.В.

Патентообладатель(и): Ставицкий Анатолий Иванович; Гальцев Юрий Викторович; Даровских Андрей Николаевич; Макаров Евгений Иванович; Морев Андрей Валентинович

### Суть изобретения:

Изобретение относится к инженерной психологии и экстрасенсорике и может быть использовано для исследования реакции человека в ответ на информационное воздействие. Устройство содержит политрон 1, дифференциальный усилитель 2, вход которого подключен к коллекторным пластинам 3 политрона 1, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 4, установленный на выходе дифференциального усилителя 2, блок 5 памяти, вход которого подключен к выходу АЦП 4, блок 6 обработки и регистрации данных, вход которого подключен к выходу блока 5 памяти, таймер 7, две гальванически изолированные антенны 8 и 9 для бесконтактного приема сигналов исследуемых полей, подключенные к отклоняющим пластинам 10 политрона 1, и многоканальный задатчик 11 граничных условий, каналы которого подключены к функциональным пластинам 12 политрона 1 для формирования соответствующих участков траектории электронного пучка. Выход таймера 7 подключен к управляющему входу АЦП 4. Для работы в условиях электромагнитного воздействия устройство дополнительно оснащено датчиком 13 фазы электромагнитного поля, выход которого связан с входом обнуления таймера 7. Технический результат - повышение чувствительности устройства к действию биоэнергетических и информационных полей. 1 з.п.ф-лы, 6 ил.

### Описание изобретения:

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к способам контроля психофизической реакции человека.

Данный способ предложен в качестве эффективного бесконтактного метода контроля психофизической реакции человека и может быть использован для системного психосоматического анализа реакций человека на разных уровнях состояний его жизнедеятельности до запредельного торможения коры головного мозга (перенапряжение, стресс).

В настоящее время, как показывает практика, большое внимание уделяется исследованиям в части обеспечения возможности оздоровления человека не только физическими методами, с применением различных форм, как, например, физкультурой, электростимуляцией, но также улучшения здорового образа жизни человека воздействием на центральную нервную систему путем влияния и воздействия на психосоматические состояния организма человека [Бехтерева Н.П., "Здоровый и больной мозг человека". - Л.: Наука, 1980 г.] [1]. [Павлова Л.П., Романенко А. Ф. "Системный подход к психологическому исследованию мозга человека", Л., 1988 г.] [2]. [Лобачев В.Н., Павлова Л.П. "Парадоксы мышления", Л., 1994 г.] [3].

На основании вышеизложенного и проведенного анализа литературных источников [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7] можно считать, что при создании новых современных инженерных технологий в области психологии труда необходимо использовать фундаменталь-

ные принципы системной физиологии человека, разработанные школами А.А. Ухтомского о роли доминанты и В.И.Вернадского о сущности духовной энергии [Ухтомский Л.А. "Доминанта". - М. - Л., 1966, с.36] [Вернадский В. И., Ж. Химия и жизнь, 9, 1983, с.14]. Разработка на их основе современных технологий, методов, позволяющих изучать психофизические реакции человека и возможность регистрации его энергоинформационного поля, являются актуальной задачей, стоящей как перед наукой, так и перед практическим осуществлением достижений передовых идей и знаний сегодняшнего дня. В частности, благодаря изучению методов регистрации процессов волнового переноса информации с использованием известного электровакуумного прибора "Политрон", методов электроаккупунктуры, а также разработки новых детекторов биополя, как, например, детекторов на основе двойных электрических слоев, и многих других [Ставицкий А.И., Никитин А.Н. "На одном языке с природой". ИНТАН, СПб., 1997 г. ], [Ставицкий А. И., Прохорцев И.В. Физические основы МПБ, 1999 г., с. 84-96].

Во всех перечисленных выше литературных источниках показано, что существенным моментом является использование физических основ науки и применение их в технике. При внедрении этих методов с использованием их для человека, а особенно для оценки, контроля психофизического состояния человека и его реакции в динамике, в разработке новейших тонких технологий для исследования, например, концентрации внимания, способности управления своим психофизическим состоянием необходимо использование знаний о доминанте.

"Доминанта" по А.А.Ухтомскому это состояние нервных центров, находящихся в преддверии парабоза, т.е. состояния, получаемого суммацией возбуждения в нервных центрах головного мозга, т.е. доминанта - господствующий очаг возбуждения в центральной нервной системе (ЦНС), определяющий текущую деятельность организма человека. "Доминанта" является физиологическим основным актом внимания. Она определяет характер восприятия человеком раздражения ЦНС из внешней среды.

"Доминанта" характеризуется не только своей инерцией, но вызванная однажды, она стойко держится в центрах головного мозга человека и в состоянии возрождаться. При наличии "вербальной" установки рабочая доминанта может обеспечивать создание определенной "мыслеформы". Чем сложнее система воздействия, тем доминанта относительно инерционнее. Доминантные системоконтакты сложного акта психической и нервно-эмоциональной деятельности человека являются эмоциональной основой целевого сознательного действия [Ухтомский. Собр. соч., Том 1, стр. 370, "Доминанта", стр. 46-60, 1966 г., стр. 102-105].

Изложенное выше, а также и с учетом широко используемых в настоящее время различных методов, оказывающих влияние на человека, как на физическую, так и на психическую его деятельность [5], [6], послужило основанием разработки нового комплексного бесконтактного метода контроля психофизической реакции человека на негативную и позитивную информацию (мыслеформу).

Известны способы и устройства для контроля психофизической реакции человека:

а. с. 1448438, МКЛ А 61 Н, 39/00. "Способ фиксации электромагнитных волновых характеристик тестирующих объектов, заключающийся в измерении волновых характеристик тестируемых объектов путем снятия информации до изменения носителя информации, в качестве которых используют различные носители, например тканевые, бактериальные, лекарственные препараты и др. Достоинство способа - повышение точности записи волновых характеристик. Недостаток - это контактный метод непосредственно с объектом носителя информации с тестирующим объектом.

а. с. 1633503 от 8.11.90 г. Ставицкий В.И. Семенов К.Н. "Способ передачи и приема информационных сигналов по проводникам."

а. с. 1254512, май 1986 г. Ставицкий В.И. "Функциональный преобразователь".

а. с. 920777 от 14.12.81 г., БИ 14, "Устройство для функционального преобразования сигнала". Ставицкий В.И.

а.с. 1723611 от 28.11.79 г. Ставицкий В.И. "Устройство для распознавания образов".

Перечисленные выше известные технические решения являются ближайшими аналогами предлагаемому "Способу контроля психофизической реакции человека и устройства для его осуществления".

При положительном факторе - возможности измерения, а также рассмотрены методы регистрации векторных свойств биосигналов и распознавание образов.

Общим недостатком известных способов является невозможность использования указанных в них режимов из-за различной сложности условий выполнения действий и цели предлагаемого изобретения.

Известен также "Способ контроля психической реакции" (ПФР), заключающейся в предъявлении ему меняющейся звуковой или письменной информации с последующим определением правильности и быстроты идентификации предъявленной информации с помощью логических блоков (см., например, ЕПФ 0513419, а.с. СССР 1804787, 1990 г., Патент РСТ 92/20282, Патент ФРГ 4228672, 1993 г., однако данное решение не позволяет контролировать динамику ПФР в отношении длительности концентрации внимания на предъявленном объекте, а также исследовать реакцию на неосознанное воздействие.

Известен также "Способ оценки психического состояния" патент 2099009, МКЛ А 61 В 5/16 Фролова Б.С. Способ заключается в определении показателей физиологических функций и их изменений в фиксированных промежутках времени и сравнения с их эталонами. Показатели сравнивают с показателями психически здоровых людей и лиц с типичными психическими расстройствами, соответствующими эталонами адаптивности, после чего определяют степень выраженности оценки психического состояния испытуемого по доле представленности в нем каждого свойства.

Способ характеризуется оценкой психических реакций. Но использование его в нашем техническом решении не представляется возможным из-за ряда условий, и он может быть только ближайшим аналогом предлагаемому техническому решению.

Известен также "Способ контроля ПФР, предусматривающий наложение электродов на поверхность тела пациента и обработку поступающих от них электрических сигналов в динамике путем дифференциального мониторинга электрических потенциалов, возникающих в теле между двумя избранными точками. Поступающий от электродов сигнал фильтруют электрическим фильтром, параметры которого настраивают для каждого измерения (Патент США 5029590, кл. А 61 К 5/04, 1991 г.) (8).

Однако этот способ по патенту США обладает низкой точностью из-за широкого разброса индивидуальных биоэлектрических сигналов и значительных внешних и внутренних помех.

Известен также патент РФ 2099007, МКЛ А 61 В 5/16 от 1997 г., заявка 95111742/14 от 06.07.95 г. Ставицкий В.И. "Способ контроля психофизической реакции и система его осуществления".

1. Способ контроля.... Предусматривает наложение электродов на поверхность тела пациента и обработку поступающих от них электрических сигналов в динамике. В процессе контроля учитывают вектор плотности биотока с помощью дополнительного Устройства "Политрон", работающего в режиме селекции сигнала, поступающего от электродов к его коллекторным пластинам, при этом о психофизической реакции судят по изменению тока на выходе политрона.

"Политрон", входящий в систему автоматического контроля психофизической реакции испытуемого подключен к контролируемому объекту, система содержит интегратор, связанный с выходом политрона, генератор несущей частоты и блок памяти, в который введен возбудитель психофизической реакции, а также электроды для подключения политрона к контролируемому объекту, аналого-цифровой преобразователь, таймер и блок управления и регистрации, при этом электроды присоединены к пластинам политрона, генератор несущей частоты - к развертывающим пластинам политрона, вход аналого-цифрового преобразователя связан с выходом генератора, выход аналого-цифрового преобразователя подключен к информационному входу блока памяти, выход блока управления и регистрации связан с возбудителем психофизической реакции.



"Способ контроля психофизической реакции и системы его осуществления" взят авторами в качестве прототипа.

Преимуществом и достоинством данного способа является обеспечение контроля психофизических реакций испытуемого. Но как известно, наложение электродов на определенные участки тела не дает объективную оценку состояния психической деятельности головного мозга в данный момент. Проведенные дополнительные исследования показали, что обеспечение точности и эффективности значений психофизических реакций находится не только в зависимости от индивидуализации воздействия электродов на определенные участки тела и являются помехами при контактном осуществлении замеров характеристик, в основном кожных покровов поверхности тела, из-за выделения влаги между электродами и поверхностью кожи, являющейся дополнительным электролитом при проведении исследования, что искажает показания замеров характеристик и в том числе эффект от психофизического воздействия. В данном способе определение указанных характеристик при соответствующих помехах снижает точность оценки контроля психофизической реакции человека.

Недостатком используемой в Способе... системы для осуществления контроля психофизической реакции по данному патенту является его громоздкость исполнения на практике, а также в основном проблематично оценить, то ли измеряны электропотенциалы кожной ткани в области акупунктурных точек, то ли потенциалы поверхности кожи при раздражении, электромиограммы мышц и т.д. По всей вероятности эта система является прототипом "Детектора лжи" и выполняет свои задачи и функции, но для решения нашей задачи не может быть использована. Решение и цель поставленной задачи в предлагаемом способе в качестве изобретения является повышение точности исследования и контроля психофизической реакции человека в различных условиях жизнедеятельности, его психического состояния, с определением меры риска путем обеспечения и повышения адаптивности к стрессовым состояниям и других форм выражения этих реакций. Перед авторами была поставлена задача разработки бесконтактного с поверхностью тела человека эффективного способа контроля психофизической реакции человека, с повышенной точностью определения характеристик, отвечающих только за восприятие физиологических и психических эквивалентов. В качестве возбудителя психофизической реакции позитивной или негативной "мыслеформы" в предлагаемом техническом решении используется специально подготовленный человек, обеспечивающий определенную установку. Возможны другие варианты, создающие распознавание различных образов определенных доминант на уровне подсознания, обеспечивающих возможность формировать психофизические реакции человека в его жизнедеятельности, такие как спокойствие, умиротворение, способность нравственных побудительных мотивов и действий человека.

На основании вышеизложенного основной недостаток известного Способа и системы по патенту RU 2099007 заключается в том, что не обеспечивается высокой точности контроля психофизической реакции человека непосредственно без помех и сложность в конструктивном и схемном выполнении для измерения только психической деятельности человека без помех.

Это объясняется тем, что в известном способе используется контактный метод путем наложения электродов на поверхность тела и определения указанных в способе электрических характеристик с замеренной поверхности тела человека, а не его биосигналы энергоинформационного поля, излучаемого от тела человека, включая его головной мозг, обеспечивающего спектр-фокус максимальной активации (Ф.М.А.), который формируется адекватно выполняемой деятельности в соответствующих зонах коры и усиливается эмоциями. Картина полевых взаимодействий образов довольно проста и обеспечивает процесс сознательного восприятия и переработки информации, рассматриваемый в психологии как процесс "вербализации чувствительного потока". Вербальный же образ - знаковая система, которая требует перевод понятий в представляемые первичные образы. Под энергоинформационным полем человека следует понимать излучение, идущее от человека в процессе его жизнедеятельности.

В известном же Способе такой подход отсутствует и это снижает его эффективность использования для решения нашей задачи. Известная конструкция системы не имеет пре-

имущества и не может быть использована для осуществления цели, предлагаемого изобретения повышения точности исследования и контроля психофизической реакции человека бесконтактным методом с определением уровня эмоций. Уровень эмоций создает оптимальные активирующие влияния подкорки на кору головного мозга. При этом фокусы максимальной активации обнаруживаются более отчетливо, а согласно А.А.Ухтомскому, эмоция углубляет доминанту, дает ей устойчивость, она помогает доминанте "перетягивать" различные побочные раздражители, как бы переводя энергию организма на интересы текущего вектора поведения (установка - мыслеформы).

Под "мыслеформой" следует понимать наиважнейший психофизиологический элементарный акт процесса высшей нервной деятельности индивида, характеризующейся обобщенным и опосредованным отражением действительности для оценки соотношения и взаимосвязи индивид - внешняя среда, позволяющий в определенных ситуациях войти в состояние физиологического оптимума как результата борьбы двух тенденций, выраженных вариационными принципами экстремального действия и как механизма повышения физиологической лабильности и достижения нового состояния (см. фиг.1а, Приложение 1), т.е. проявление природного механизма конкурирующих доминант.

Для доказательства возможности регистрировать различие в энергоинформационном поле человека, вышеуказанного процесса в предлагаемом способе в качестве изобретения приведены примеры измерения у испытуемых негативных и позитивных "мыслеформ".

Целью изобретения является повышение точности исследования и контроля в динамике ПФР бесконтактным методом путем измерения пьезодатчиком "вербального" воздействия от индуктора, используемого в качестве возбудителя психофизической реакции.

Поставленная цель достигается тем, что в "Способе контроля психофизической реакции человека" определяют показатели поступающие от него электрические биосигналы в динамике. Запись волновых характеристик осуществляют бесконтактным методом, учитывающим рассогласование резонансной и регистрируемой частот с помощью пьезодатчика-измерителя электромагнитной энергии, работающего в режиме приема свободного сигнала, непосредственно поступающего от объекта исследования, и об эффективности психофизической реакции судят по изменению частотных характеристик во времени, а в качестве возбудителя психофизической реакции используется "вербальное" воздействие от индуктора, создающего у испытуемого позитивную и негативную "мыслеформу". Поставленная цель достигается также тем, что в способе измерения частотных характеристик проводят до момента максимального значения фокуса активации позитивной "мыслеформы", но не более 1 минуты, с последующим отдыхом в режиме релаксации в течение 1 минуты, после цикла настройки испытуемого и отдыха проводят изменение программы исследования с установкой на негативную "мыслеформу" в течение 1 минуты и проводят измерения до максимального значения фокуса активации в условиях самостоятельной настройки.

Поставленная цель реализуется при помощи экспериментально созданного устройства для контроля психофизической реакции человека, включающего пьезодатчик с определенной собственной частотой колебаний узкого диапазона, обеспечивающего возможность определения психофизической реакции на разных уровнях состояния человека.

Именно заявленные признаки способа, режимы и время измерения, а также использование устройства с самонаводящимся пьезодатчиком с частотой  $1 \times 10^{-7}$  обеспечивают цель изобретения. Это позволяет сделать вывод, что в заявленном изобретении предложенные признаки связаны между собой единым изобретательским замыслом. Сравнение заявляемых технических решений с прототипом позволило установить их соответствие критерию "новизна" (см. таблица 1, Приложение 1).

При изучении других технических решений в данной области техники указанные признаки, отличающие заявленное изобретение от прототипа, не были выявлены, кроме перечисленных в описании заявки в виде аналогов, и не использованы в промышленности, поэтому можно считать, что они обеспечивают существенные отличия изобретения, а само изобретение промышленную применимость.

## **Примеры конкретного выполнения**

Способ контроля психофизической реакции человека состоит в измерении сдвига резонансной частоты контура генератора при размещении пьезодатчика в области энергоинформационного поля человека и слежении за этим сдвигом частоты при изменении психофизического состояния, стимулируемого индуктором или другими различными конструкциями "мыслеформ", посредством создания их в головном мозге испытуемого на позитивную и негативную установку или мысленному выражению к тем или иным обстоятельствам жизнедеятельности, а затем проводят измерения частотных характеристик путем слежения за частотным сдвигом в процессе времени воздействия "мыслеформы", отражающей в сознании в виде рабочей доминанты настрой и мысленную деятельность, сопровождаемой изменением психофизического состояния. Пьезодатчик располагается на расстоянии 20-50 см от испытуемого.

По величине, а также и характеру расогласования (сдвига частоты в сторону увеличения или уменьшения резонансной частоты системы измеритель - человек) судят об оптимальности воздействия обстоятельств деятельности "мыслеформ" на психофизические реакции личности.

Результаты проведения экспериментов представлены (в таблицах 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Приложение 1).

В группе испытуемых были в основном женщины различных возрастных групп, занимающиеся тренировкой по типу "шейпинг", модели, конкурсантки, волонтеры более 100 человек.

В эксперименте при измерении психофизических характеристик в условиях активного настроя на позитивное состояние в виде определенной "мыслеформы" и негативной предлагалось дважды в течение примерно 200 с настроиться испытуемому на одно из двух предложенных альтернативных состояний, т.е. пройти четыре фазы состояния с формированием рабочей доминанты. Соответствие полученного сигнала заданию на изменение состояния (тип реакций) оценивались значениями частотных характеристик, выводимых на табло частотомера. Исходя из различия (позитивных и негативных состояний различались реакции прямые и инверсные, а прямые разделялись в свою очередь на уверенные и неуверенные. Если в первой половине знак изменения состояния частотной характеристики соответствовал знаку классу, т.е.  $f > 0$  в фазе очевидной по заданию для позитивной "мыслеформы" и  $f < 0$  в фазе, отведенной для негативной "мыслеформы", где  $f$  - фокус максимальной активации доминантного процесса, выраженного в виде "мыслеформы".

На фиг.1. представлен график измерения проводимого эксперимента - формирования рабочей доминанты у испытуемого.

На фиг. 1а дано классическое представление о формировании рабочей доминанты - оптимуму-пессимума - схематичное отображение чередования двух конкурирующих тем (по Н.Е.Введенскому). Из сравнения графиков на фиг.1 и фиг.1а следует, что по предлагаемому способу воспроизводится формирование рабочей доминанты, отвечающей за изменение психофизической реакции человека). Что и может служить доказательством положительного эффекта - повышение точности исследования путем изменения физиологических функций в фиксированные промежутки времени и их контроль.

На фиг.2 представлен график измерения ПФР по патенту RU 209007.

На фиг.3 представлена блок-схема экспериментального измерительного устройства, реализующего вышеуказанный способ.

1 - частотомер типа 43-54 - стандартный,

2 - генератор электрических колебаний с возможностью плавной перестройки частоты колебательного контура за счет изменения электрических параметров пьезокристалла, включенного в цепь контура, - экспериментальный,

3 - пьезодатчик на основе пьезокристалла кварца - экспериментальный,

4 - блок питания генератора постоянного тока, представляющий собой преобразователь сетевого напряжения переменного тока в постоянный пониженного значения с электронной стабилизацией выходного напряжения - экспериментальный.

Основой экспериментальной установки является генератор электрических колебаний синусоидальной формы, работающей в узком диапазоне с частотой около 20 МГц, необходимая для регистрации столь высокой частоты точность настройки колебательного кон-

тура генератора достигается включением в него кварцевого резонатора. Особенностью данной конструкции устройства является выполнение кварцевым резистором сразу двух функций, стабилизатора частоты генерации с точностью 1 Гц и датчика излучения реципиента, что достигается вынесением кварцевого резонатора в область энергоинформационного поля реципиента. Таким образом, точность измерения частоты составляет  $10^{-7}$ , т.е. одну десятиллионную долю, что более чем на порядок превышает необходимый уровень точности регистрации измеряемого излучения. Для получения надежных и воспроизводимых экспериментальных данных конструкция выполнена с высоким качеством экранирования от внешних электромагнитных излучений. Работа установки состоит в серии последовательных фиксаций частоты измерительного контура частотомером, начиная с определенного момента времени, принимаемого за нулевой, до начала "вербального" воздействия индуктора на "реципиента", при условии расположения пьезодатчика в непосредственной близости от последнего (в области энергоинформационного поля), но вне механического или электрического контакта с его телом. Измерение производится в стандартном режиме длительностью 200 секунд и более с отобранной экспериментально собственной резонансной частотой кварцевого пьезодатчика в пределах от 17-20 МГц.

Регистрация изменения психофизического состояния реципиента в процессе "вербальной" перцепции состоит в измерении величины рассогласования резонансной и регистрирующей частот измерительного резонансного контура, возникающего под влиянием биополя реципиента на пьезодатчик, находящийся в энергоинформационном поле излучения человека - т.е. спектра излучения биосигналов, идущий от излучения человеческого тела и измеряемых частотными характеристиками в процессе его жизнедеятельности в момент влияния на него определенной "мыслеформы" позитивного или негативного настроения.

Все представленные на схематических графиках кривые отражают по осям ординат разные состояния рабочих доминант у "реципиента" по осям абсцисс - события, развивающиеся во времени, - смену стадий развивающихся доминант и смену различных доминант (тем).

На фиг. 1 представлена кривая, отражающая общий процесс энергетических, вегетативных и центрально-нервных (общая активация коры головного мозга) сдвигов в ходе упражнения (установка "мыслеформ") в отличие от кривых, представленных на фиг. 2 (прототип) измеренных рефлексометрией. Полного процесса формирования рабочей доминанты и, как следствие, только прямой психической реакции по нашему мнению не выявлено, что можно отнести к измерению электрических сигналов, поступающих с поверхности тела пациента разносторонней направленности текущего психофизического состояния.

Сопоставление данной кривой, полученной экспериментально фиг. 1 и в сравнении с фиг. 1а [3] выявляет почти полную (с классическими кривыми по И. Е. Введенскому) их тождественность. Эти кривые изображают формирование рабочей доминанты ( $t_1-t_3-t_a$ ), где нулевой уровень отмечает предыдущее состояние, а колебания кривой - переход к состоянию повышенной дееспособности рабочей доминанты мозга во время решения новой задачи (темы, установки).

Представленное схематическое сравнение является отображением вполне реального процесса - овладение установкой "мыслеформы", передаваемой от индуктора, - либо индуктором является сам реципиент. На фиг.1а представлен схематический оптимальный вариант работы, допускающей проявления природного механизма по И.Е.Введенскому - смены конкурирующих доминант (тем), в нашем же случае - позитивной и негативной "мыслеформы".

Согласно А. А. Ухтомскому в душе человека могут жить множество потенциальных доминант, следов от прежней жизнедеятельности. Эти доминанты могут поочередно выплывать в поле ясного внимания либо вступать в конфликт, когда душевная жизнь будет борьбою вытесняющих друг друга несогласных доминант (это и является фокусом максимальной активации состояния), т.е. в нашем случае увеличение частотных импульсов или снижение величин в зависимости от установки (тем), что и создает возможность регистрировать характер информационного состояния реакции человека.

## **Примеры осуществления способа.**

### **Пример 1. Испытуемый Г.С.**

Пример 1 иллюстрирует способность пьезорезонансного датчика регистрировать психоэмоциональные состояния человека и изменение при настройках на любые мысленные образы и представления испытуемого. В процессе опыта датчик находился в 20 см от испытуемого. Данный пример свидетельствует о том, что изменение психоэмоционального состояния человека и его мысленный настрой регистрируются датчиком (см. пример 1, Приложение 1).

### **Пример 2. Испытуемая Б.Т.**

Пример 2 иллюстрирует способность пьезорезонансного датчика регистрировать психоэмоциональное состояние человека и его изменение при настройках на любые мысленные образы, соответствующие положительным и негативным представлениям, в примере 2 приведены частотные характеристики вышеупомянутого датчика, помещенного рядом с испытуемой (30 см от испытуемой). Представленные данные свидетельствуют о том, что любое изменение психоэмоционального состояния человека регистрируется датчиком (см. пример 2, Приложение 1).

### **Пример 3. Испытуемая Б.С.**

В примере 3 иллюстрируется способность пьезорезонансного датчика регистрировать психоэмоциональное состояние человека и изменение при настройках на любые мысленные образы и представления испытуемого. В процессе опыта датчик находился в 40 см от испытуемого. Представленные данные говорят о том, что любые изменения в психоэмоциональном состоянии человека и мыслеформы регистрируются датчиком (см. пример 3, Приложение 1).

Экспериментальные исследования, приведенные в графиках и таблицах (см. Приложение 1), показывают:

1. Возможность оценивать морально-нравственные состояния человека, отраженные в материальной форме в виде регистрации его психофизических реакций позитивного и негативного настроения.

2. Интегральная энергетическая оценка реакции у разных испытуемых различна и колеблется в интервале (от 2 до -12 f), что свидетельствует о представлении событий формирования и взаимодействия рабочих доминант, с точки зрения психофизиологии так же с различной интенсивностью.

3. Оценка направленности и управляемости реакции показывают, что у более чем 50% испытуемых отчетливо выражена корреляция изменения величины  $f$  с заданным порядком переключения. Это свидетельствует о способности управлять своей психикой и о способности исключения патологических доминант: развитие патологических доминант является по Н.П.Бехтеревой [1] основой нервных и психических заболеваний человека.

4. Для большинства испытуемых характерна прямая реакция - т.е. позитивный мысленный настрой, который вызывает увеличение  $f$ , негативный - понижение величины  $f$ , а энергия позитивного настроения преобладает над энергией негативного, причем первая меньше иссякает в процессе тестирования, чем вторая.

Таким образом, на основании вышеизложенного и проведенных экспериментальных исследований (см. таблицы 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, фиг.1, 1а, Примеры 1, 2, 3 приведенных в Приложении 1) можно сделать вывод о том, что "Способ контроля психофизической реакции..." с определенной, высокой точностью обеспечивает измерение бесконтактным методом биоэлектрических энергоинформационных сигналов в узком диапазоне частот (17-20 МГц), которые могут отражать в материальной форме морально-нравственные состояния, влияющие на жизнедеятельность человека и его здоровье.

## **Обоснование цифр в формуле**

Граничные интервалы режимных параметров, в качестве которых выбраны режимы измерения энергоинформационных биоэлектрических характеристик и время контроля и оценки психофизической реакции человека, являются оптимальными и согласно приведенным экспериментальным данным (см. таблицы 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Приложение 1 и примеры 1, 2, 3) достаточно доказательным.

Как показала практика эксперимента, использование в качестве возбудителя психофизической реакции вербальное воздействие "мыслеформы" позитивного и негативного настроения от индуктора и самого "реципиента" является действенным и достаточным средством изменения эмоционального и психосоматического состояния человека.

Известно, что речь человека регулирует и опосредует все психические процессы, происходящие в его организме. Как представляет А.А.Ухтомский, услышанное или сказанное слово создает особую доминантную установку, т.е. формирует интегральный образ и опережающую установку на перцепцию (восприятие). Слово, по мнению А.А.Ухтомского, если оно вызывает соответствующий отклик в сознании, устанавливает в нем надолго инерционный процесс, в том числе стимулирует и определяет по текущим впечатлениям свое поведение. С этим представлением А.А.Ухтомского следует связать современное открытие нейронального кода семантического смысла слов, сделанное академиком Н.П.Бехтеревой [1]. Показано, что слово как понятие вызывает появление определенного паттерна импульсов и при этом изменяются вегетативно-сосудистые и обменные процессы в мозгу человека, а механизм семантического перекодирования информации является жестким звеном (по Н.П.Бехтеревой) в мозговом обеспечении всех сознательных процессов и волевых актов человека. На основании вышеизложенного можно определенно считать доказанным полученный положительный результат в процессе эксперимента "вербального" воздействия "мыслеформы" на испытуемого. Время проведения эксперимента в течение 1-ой минуты на позитивную установку и 1-ой минуты на негативную достаточно и оценивается по максимальной активации воздействия мыслеформы общее время исследования 200 с и более. Предлагаемое устройство для контроля (ПФР) содержит пьезодатчик и генератор с резонансной частотой, блок питания постоянного тока и частотомер. Обеспечивает в течение исследования точность измерения психофизических реакций человека выше, чем у прототипа, за счет использования пьезодатчика с собственной резонансной частотой, выполняющего роль детектора на основе двойного электрического слоя кристаллической структуры, в отличие от использования в прототипе "Политрона", являющегося классификатором многоэкстремальных характеристик, полностью не учитывающего происходящих процессов в энергоинформационном поле человека. Данный диапазон частот (17-20 МГц) обеспечивает измерение (ПФР) энергоинформационного поля испытуемого с достаточной точностью.

## **Технико-экономические показатели**

Экспериментальные исследования предлагаемого в качестве изобретения "Способа контроля психофизической реакции человека и устройства для его осуществления" показали (см. Приложение 1), что по сравнению со способом и устройством аналогичного назначения (прототипа) заявляемое техническое решение обеспечивает повышение точности исследования процесса психофизических реакций выше, чем в известном решении (прототипе).

Использование системы "Политрон" в нашем случае не обеспечивало решение технической задачи и определялось чисто радиотехническим подходом для измерения характеристик выходного биосигнала с поверхности тела человека, не учитывающего конкретно физики происходящих процессов в головном мозге человека, отвечающим морально-нравственным категориям, т.е. можно отнести к опосредованному методу измерения психофизического состояния исследуемого объекта, с нашей точки зрения, с недостаточной точностью. При практической проверке предлагаемого в качестве изобретения на основе анализа результатов экспериментальных данных можно сделать вывод, что предлагаемый "Способ контроля..." позволяет объективно с достаточной точностью оценивать

психофизические реакции человека позитивной и негативной "мыслеформы", где вербальный образ является знаковой системой, переводящей понятия в первичные действующие образы. Контроль частотных характеристик осуществлялся за счет возможности реализации принципа системности и исключительной точности выполнения задания испытуемым при состоянии концентрации внимания и расслабления. Совокупность предложенных в описании заявки и формуле изобретения признаков обеспечивает возможность их идентификации и однозначного понимания на основании известного уровня техники [1] [2] [3] [4] [5] [6] и смыслового содержания этих признаков. По сравнению со "Способом..." аналогичного назначения заявляемое изобретение обеспечивает более высокую точность измерения соответствующих частотных характеристик для контроля психофизической реакции человека и на качественно новом уровне позволяет измерить психофизические реакции человека и решить вышеуказанную задачу. Заявляемое изобретение использовано в Международной Федерации шейпинга с положительным результатом (см. Акт испытаний). По данному Способу было проведено исследование более 100 человек. Предлагаемый Способ и устройство достаточно просты в реализации, экономичны, дешевы, легко осуществимы на практике.

На основании вышеизложенного можно также сделать вывод, что "Способ контроля психофизической реакции человека и устройство для его осуществления" может быть рекомендовано для широкого внедрения в практическое здравоохранение, для ВУЗов, школ, колледжей и др.

В настоящее время осуществляется внедрение данного изобретения в оздоровительных залах Международной Федерации шейпинга в различных городах России, Санкт-Петербурге, Москве и намечено внедрение в странах СНГ, Белоруссии, Казахстане.

#### **Источники информации**

1. Н.П.Бехтерева "Здоровый и больной мозг человека". - Л.: "Наука, 1980 г.
2. Л.П.Павлова, А.Ф.Романенко "Системный подход к психофизиологическому исследованию мозга человека", Л. 1988 г.
3. В.И.Лобачев, Л.П.Павлова. "Парадоксы мышления", С-Петербург, 1994 г.
4. А. с. 1448438 МКЛ А 61 Н. "Способ фиксации электромагнитных волновых характеристик тестируемых объектов, (аналог).
5. Патент РФ 2099007 МКЛ А 61 В 5/16. "Способ контроля психофизической реакции и система его осуществления (прототип).
6. Патент РФ 2099009, МКЛ А 61 В 5/16. "Способ оценки психического состояния" (аналог).
7. Патент ЕПВ 0513419. "Способ контроля психофизической реакции" (аналог).
8. Патент США 5029590 кл. А 61 К 5/04, 1991 г.

#### **Формула изобретения:**

1. Устройство для исследования биоэнергетических информационных полей, содержащее политрон, дифференциальный усилитель, вход которого подключен к коллекторным пластинам политрона, аналого-цифровой преобразователь, установленный на выходе дифференциального усилителя, блок памяти, вход которого подключен к выходу аналого-цифрового преобразователя, блок обработки и регистрации данных, вход которого подключен к выходу блока памяти, и таймер, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит две гальванически изолированные антенны для бесконтактного приема сигналов исследуемых полей, подключенные к отклоняющим пластинам политрона, и задатчик граничных условий, выходы которого подключены к функциональным пластинам политрона для формирования соответствующих участков траектории электронного пучка, при этом выход таймера подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя.

2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что для работы в условиях электромагнитного воздействия оно оснащено датчиком фазы электромагнитного поля, выход которого связан с входом обнуления таймера.

<http://ru-patent.info/21/50-54/2154983.html>

## СПОСОБ КОНТРОЛЯ ПСИХОФИЗИЧЕСКОЙ РЕАКЦИИ ЧЕЛОВЕКА И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

Заявка: 2000122210/14

Дата подачи заявки: 2000.08.21

Дата начала отсчета срока действия патента: 2000.08.21

Опубликовано: 2003.11.20

Список документов, цитированных в отчете о поиске: RU 2099007 С1, 20.12.1997. RU 2089862 С1, 10.09.1997. ГОДИК Э.Э., ГУЛЯЕВ Ю.В. Человек "глазами радиофизики".//Радиотехника, 1991, № 8, с.51-62. Ультразвук. Маленькая энциклопедия. - М.: Советская энциклопедия, 1979, с.274.

Заявитель(и): Международная федерация шейпинга

Автор(ы): Губайдуллин В.И.; Зимин Э.В.

Патентообладатель(и): Международная федерация шейпинга

Адрес для переписки: 193076, Санкт-Петербург, ул.Прибрежная, 4, кв.38, И.В.Прохорцеву

### Суть изобретения:

Изобретение относится к медицине и психологии, а также медицинской технике и предназначено для регистрации психофизической реакции (ПФР) человека. Для этого в динамике измеряют электромагнитные сигналы. Регистрацию сигналов осуществляют бесконтактным способом. При этом размещают пьезодатчик на расстоянии 20-50 см от испытуемого. Измеряют сдвиг резонансной частоты контура генератора при вербальном воздействии на испытуемого, создающем позитивную или негативную установку, при этом о психофизической реакции судят по величине и характеру сдвига резонансной частоты, в сторону его увеличения или уменьшения. Устройство для регистрации ПФР содержит следующие конструктивные элементы: генератор электрических колебаний, пьезодатчик, включенный в колебательный контур настройки генератора, и частотомер для измерения частоты колебательного контура. Генератор электрических колебаний выполнен с возможностью плавной перестройки частот. Способ и устройство для его осуществления позволяют повысить точность диагностики измерения ПФР, исключив из измерения потенциалы поверхности кожи. 2 с.п. ф-лы, 4 ил., 11 табл.

### Описание изобретения

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к способам контроля психофизической реакции человека.

Данный способ предложен в качестве эффективного бесконтактного метода контроля психофизической реакции человека и может быть использован для системного психосоматического анализа реакций человека на разных уровнях состояний его жизнедеятельности до запредельного торможения коры головного мозга (перенапряжение, стресс).

В настоящее время, как показывает практика, большое внимание уделяется исследованиям в части обеспечения возможности оздоровления человека не только физическими методами, с применением различных форм, как, например, физкультурой, электростимуляцией, но также улучшения здорового образа жизни человека воздействием на центральную нервную систему путем влияния и воздействия на психосоматические состояния организма человека [Бехтерева Н.П., "Здоровый и больной мозг человека". - Л.: Наука, 1980 г.] [1]. [Павлова Л.П., Романенко А. Ф. "Системный подход к психологическому исследованию мозга человека", Л., 1988 г.] [2]. [Лобачев В.Н., Павлова Л.П. "Парадоксы мышления", Л., 1994 г.] [3].

На основании вышеизложенного и проведенного анализа литературных источников [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7] можно считать, что при создании новых современных инженерных технологий в области психологии труда необходимо использовать фундаменталь-



ные принципы системной физиологии человека, разработанные школами А.А. Ухтомского о роли доминанты и В.И.Вернадского о сущности духовной энергии [Ухтомский Л.А. "Доминанта". - М. - Л., 1966, с.36] [Вернадский В. И., Ж. Химия и жизнь, 9, 1983, с.14]. Разработка на их основе современных технологий, методов, позволяющих изучать психофизические реакции человека и возможность регистрации его энергоинформационного поля, являются актуальной задачей, стоящей как перед наукой, так и перед практическим осуществлением достижений передовых идей и знаний сегодняшнего дня. В частности, благодаря изучению методов регистрации процессов волнового переноса информации с использованием известного электровакуумного прибора "Политрон", методов электроаккупунктуры, а также разработки новых детекторов биополя, как, например, детекторов на основе двойных электрических слоев, и многих других [Ставицкий А.И., Никитин А.Н. "На одном языке с природой". ИНТАН, СПб., 1997 г. ], [Ставицкий А. И., Прохорцев И.В. Физические основы МПБ, 1999 г., с. 84-96].

Во всех перечисленных выше литературных источниках показано, что существенным моментом является использование физических основ науки и применение их в технике. При внедрении этих методов с использованием их для человека, а особенно для оценки, контроля психофизического состояния человека и его реакции в динамике, в разработке новейших тонких технологий для исследования, например, концентрации внимания, способности управления своим психофизическим состоянием необходимо использование знаний о доминанте.

"Доминанта" по А.А.Ухтомскому это состояние нервных центров, находящихся в преддверии парабоза, т.е. состояния, получаемого суммацией возбуждения в нервных центрах головного мозга, т.е. доминанта - господствующий очаг возбуждения в центральной нервной системе (ЦНС), определяющий текущую деятельность организма человека. "Доминанта" является физиологическим основным актом внимания. Она определяет характер восприятия человеком раздражения ЦНС из внешней среды.

"Доминанта" характеризуется не только своей инерцией, но вызванная однажды, она стойко держится в центрах головного мозга человека и в состоянии возрождаться. При наличии "вербальной" установки рабочая доминанта может обеспечивать создание определенной "мыслеформы". Чем сложнее система воздействия, тем доминанта относительно инерционнее. Доминантные системоконтакты сложного акта психической и нервно-эмоциональной деятельности человека являются эмоциональной основой целевого сознательного действия [Ухтомский. Собр. соч., Том 1, стр. 370, "Доминанта", стр. 46-60, 1966 г., стр. 102-105].

Изложенное выше, а также и с учетом широко используемых в настоящее время различных методов, оказывающих влияние на человека, как на физическую, так и на психическую его деятельность [5], [6], послужило основанием разработки нового комплексного бесконтактного метода контроля психофизической реакции человека на негативную и позитивную информацию (мыслеформу).

#### **Известны способы и устройства для контроля психофизической реакции человека:**

а. с. 1448438, МКЛ А 61 Н, 39/00. "Способ фиксации электромагнитных волновых характеристик тестируемых объектов, заключающийся в измерении волновых характеристик тестируемых объектов путем снятия информации до изменения носителя информации, в качестве которых используют различные носители, например тканевые, бактериальные, лекарственные препараты и др. Достоинство способа - повышение точности записи волновых характеристик. Недостаток - это контактный метод непосредственно с объектом носителя информации с тестирующим объектом.

а. с. 1633503 от 8.11.90 г. Ставицкий В.И. Семенов К.Н. "Способ передачи и приема информационных сигналов по проводникам."

а. с. 1254512, май 1986 г. Ставицкий В.И. "Функциональный преобразователь".

а. с. 920777 от 14.12.81 г., БИ 14, "Устройство для функционального преобразования сигнала". Ставицкий В.И.

а.с. 1723611 от 28.11.79 г. Ставицкий В.И. "Устройство для распознавания образов".

Перечисленные выше известные технические решения являются ближайшими аналогами предлагаемому "Способу контроля психофизической реакции человека и устройства для его осуществления".

При положительном факторе - возможности измерения, а также рассмотрены методы регистрации векторных свойств биосигналов и распознавание образов.

Общим недостатком известных способов является невозможность использования указанных в них режимов из-за различной сложности условий выполнения действий и цели предлагаемого изобретения.

Известен также "Способ контроля психической реакции" (ПФР), заключающейся в предъявлении ему меняющейся звуковой или письменной информации с последующим определением правильности и быстроты идентификации предъявленной информации с помощью логических блоков (см., например, ЕПФ 0513419, а.с. СССР 1804787, 1990 г., Патент РСТ 92/20282, Патент ФРГ 4228672, 1993 г., однако данное решение не позволяет контролировать динамику ПФР в отношении длительности концентрации внимания на предъявленном объекте, а также исследовать реакцию на неосознанное воздействие.

Известен также "Способ оценки психического состояния" патент 2099009, МКЛ А 61 В 5/16 Фролова Б.С. Способ заключается в определении показателей физиологических функций и их изменений в фиксированных промежутках времени и сравнения с их эталонами. Показатели сравнивают с показателями психически здоровых людей и лиц с типичными психическими расстройствами, соответствующими эталонами адаптивности, после чего определяют степень выраженности оценки психического состояния испытуемого по доле представленности в нем каждого свойства.

Способ характеризуется оценкой психических реакций. Но использование его в нашем техническом решении не представляется возможным из-за ряда условий, и он может быть только ближайшим аналогом предлагаемому техническому решению.

Известен также "Способ контроля ПФР, предусматривающий наложение электродов на поверхность тела пациента и обработку поступающих от них электрических сигналов в динамике путем дифференциального мониторинга электрических потенциалов, возникающих в теле между двумя избранными точками. Поступающий от электродов сигнал фильтруют электрическим фильтром, параметры которого настраивают для каждого измерения (Патент США 5029590, кл. А 61 К 5/04, 1991 г.) (8).

Однако этот способ по патенту США обладает низкой точностью из-за широкого разброса индивидуальных биоэлектрических сигналов и значительных внешних и внутренних помех.

Известен также патент РФ 2099007, МКЛ А 61 В 5/16 от 1997 г., заявка 95111742/14 от 06.07.95 г. Ставицкий В.И. "Способ контроля психофизической реакции и система его осуществления".

1. Способ контроля.... Предусматривает наложение электродов на поверхность тела пациента и обработку поступающих от них электрических сигналов в динамике. В процессе контроля учитывают вектор плотности биотока с помощью дополнительного Устройства "Политрон", работающего в режиме селекции сигнала, поступающего от электродов к его коллекторным пластинам, при этом о психофизической реакции судят по изменению тока на выходе политрона.

"Политрон", входящий в систему автоматического контроля психофизической реакции испытуемого подключен к контролируемому объекту, система содержит интегратор, связанный с выходом политрона, генератор несущей частоты и блок памяти, в который введен возбудитель психофизической реакции, а также электроды для подключения политрона к контролируемому объекту, аналого-цифровой преобразователь, таймер и блок управления и регистрации, при этом электроды присоединены к пластинам политрона, генератор несущей частоты - к развертывающим пластинам политрона, вход аналого-цифрового преобразователя связан с выходом генератора, выход аналого-цифрового преобразователя подключен к информационному входу блока памяти, выход блока управления и регистрации связан с возбудителем психофизической реакции.

"Способ контроля психофизической реакции и системы его осуществления" взят авторами в качестве прототипа.

Преимуществом и достоинством данного способа является обеспечение контроля психофизических реакций испытуемого. Но как известно, наложение электродов на определенные участки тела не дает объективную оценку состояния психической деятельности головного мозга в данный момент. Проведенные дополнительные исследования показали, что обеспечение точности и эффективности значений психофизических реакций находится не только в зависимости от индивидуализации воздействия электродов на определенные участки тела и являются помехами при контактном осуществлении замеров характеристик, в основном кожных покровов поверхности тела, из-за выделения влаги между электродами и поверхностью кожи, являющейся дополнительным электролитом при проведении исследования, что искажает показания замеров характеристик и в том числе эффект от психофизического воздействия. В данном способе определение указанных характеристик при соответствующих помехах снижает точность оценки контроля психофизической реакции человека.

Недостатком используемой в Способе... системы для осуществления контроля психофизической реакции по данному патенту является его громоздкость исполнения на практике, а также в основном проблематично оценить, то ли измеряны электропотенциалы кожной ткани в области акупунктурных точек, то ли потенциалы поверхности кожи при раздражении, электромиограммы мышц и т.д. По всей вероятности эта система является прототипом "Детектора лжи" и выполняет свои задачи и функции, но для решения нашей задачи не может быть использована. Решение и цель поставленной задачи в предлагаемом способе в качестве изобретения является повышение точности исследования и контроля психофизической реакции человека в различных условиях жизнедеятельности, его психического состояния, с определением меры риска путем обеспечения и повышения адаптивности к стрессовым состояниям и других форм выражения этих реакций. Перед авторами была поставлена задача разработки бесконтактного с поверхностью тела человека эффективного способа контроля психофизической реакции человека, с повышенной точностью определения характеристик, отвечающих только за восприятие физиологических и психических эквивалентов. В качестве возбудителя психофизической реакции позитивной или негативной "мыслеформы" в предлагаемом техническом решении используется специально подготовленный человек, обеспечивающий определенную установку. Возможны другие варианты, создающие распознавание различных образов определенных доминант на уровне подсознания, обеспечивающих возможность формировать психофизические реакции человека в его жизнедеятельности, такие как спокойствие, умиротворение, способность нравственных побудительных мотивов и действий человека.

На основании вышеизложенного основной недостаток известного Способа и системы по патенту RU 2099007 заключается в том, что не обеспечивается высокой точности контроля психофизической реакции человека непосредственно без помех и сложность в конструктивном и схемном выполнении для измерения только психической деятельности человека без помех.

Это объясняется тем, что в известном способе используется контактный метод путем наложения электродов на поверхность тела и определения указанных в способе электрических характеристик с замеренной поверхности тела человека, а не его биосигналы энергоинформационного поля, излучаемого от тела человека, включая его головной мозг, обеспечивающего спектр-фокус максимальной активации (Ф.М.А.), который формируется адекватно выполняемой деятельности в соответствующих зонах коры и усиливается эмоциями. Картина полевых взаимодействий образов довольно проста и обеспечивает процесс сознательного восприятия и переработки информации, рассматриваемый в психологии как процесс "вербализации чувствительного потока". Вербальный же образ - знаковая система, которая требует перевод понятий в представляемые первичные образы. Под энергоинформационным полем человека следует понимать излучение, идущее от человека в процессе его жизнедеятельности.

В известном же Способе такой подход отсутствует и это снижает его эффективность использования для решения нашей задачи. Известная конструкция системы не имеет преимуществ и не может быть использована для осуществления цели, предлагаемого изо-

бретения повышения точности исследования и контроля психофизической реакции человека бесконтактным методом с определением уровня эмоций. Уровень эмоций создает оптимальные активирующие влияния подкорки на кору головного мозга. При этом фокусы максимальной активации обнаруживаются более отчетливо, а согласно А.А.Ухтомскому, эмоция углубляет доминанту, дает ей устойчивость, она помогает доминанте "перетягивать" различные побочные раздражители, как бы переводя энергию организма на интересы текущего вектора поведения (установка - мыслеформы).

Под "мыслеформой" следует понимать наиважнейший психофизиологический элементарный акт процесса высшей нервной деятельности индивида, характеризующейся обобщенным и опосредованным отражением действительности для оценки соотношения и взаимосвязи индивид - внешняя среда, позволяющий в определенных ситуациях войти в состояние физиологического оптимума как результата борьбы двух тенденций, выраженных вариационными принципами экстремального действия и как механизма повышения физиологической лабильности и достижения нового состояния (см. фиг.1а, Приложение 1), т.е. проявление природного механизма конкурирующих доминант.

Для доказательства возможности регистрировать различие в энергоинформационном поле человека, вышеуказанного процесса в предлагаемом способе в качестве изобретения приведены примеры измерения у испытуемых негативных и позитивных "мыслеформ".

Целью изобретения является повышение точности исследования и контроля в динамике ПФР бесконтактным методом путем измерения пьезодатчиком "вербального" воздействия от индуктора, используемого в качестве возбудителя психофизической реакции.

Поставленная цель достигается тем, что в "Способе контроля психофизической реакции человека" определяют показатели поступающие от него электрические биосигналы в динамике. Запись волновых характеристик осуществляют бесконтактным методом, учитывающим рассогласование резонансной и регистрируемой частот с помощью пьезодатчика-измерителя электромагнитной энергии, работающего в режиме приема свободного сигнала, непосредственно поступающего от объекта исследования, и об эффективности психофизической реакции судят по изменению частотных характеристик во времени, а в качестве возбудителя психофизической реакции используется "вербальное" воздействие от индуктора, создающего у испытуемого позитивную и негативную "мыслеформу". Поставленная цель достигается также тем, что в способе измерения частотных характеристик проводят до момента максимального значения фокуса активации позитивной "мыслеформы", но не более 1 минуты, с последующим отдыхом в режиме релаксации в течение 1 минуты, после цикла настраивают испытуемого и отдыха проводят изменение программы исследования с установкой на негативную "мыслеформу" в течение 1 минуты и проводят измерения до максимального значения фокуса активации в условиях самостоятельной настройки.

Поставленная цель реализуется при помощи экспериментально созданного устройства для контроля психофизической реакции человека, включающего пьезодатчик с определенной собственной частотой колебаний узкого диапазона, обеспечивающего возможность определения психофизической реакции на разных уровнях состояния человека.

Именно заявленные признаки способа, режимы и время измерения, а также использование устройства с самонаводящимся пьезодатчиком с частотой  $1 \times 10^{-7}$  обеспечивают цель изобретения. Это позволяет сделать вывод, что в заявленном изобретении предложенные признаки связаны между собой единым изобретательским замыслом. Сравнение заявляемых технических решений с прототипом позволило установить их соответствие критерию "новизна" (см. таблица 1, Приложение 1).

При изучении других технических решений в данной области техники указанные признаки, отличающие заявленное изобретение от прототипа, не были выявлены, кроме перечисленных в описании заявки в виде аналогов, и не использованы в промышленности, поэтому можно считать, что они обеспечивают существенные отличия изобретения, а само изобретение промышленную применимость.

### Примеры конкретного выполнения

Способ контроля психофизической реакции человека состоит в измерении сдвига резонансной частоты контура генератора при размещении пьезодатчика в области энергоинформационного поля человека и слежении за этим сдвигом частоты при изменении психофизического состояния, стимулируемого индуктором или другими различными конструкциями "мыслеформ", посредством создания их в головном мозге испытуемого на позитивную и негативную установку или мысленному выражению к тем или иным обстоятельствам жизнедеятельности, а затем проводят измерения частотных характеристик путем слежения за частотным сдвигом в процессе времени воздействия "мыслеформы", отражающей в сознании в виде рабочей доминанты настрой и мысленную деятельность, сопровождаемой изменением психофизического состояния. Пьезодатчик располагается на расстоянии 20-50 см от испытуемого.

По величине, а также и характеру рассогласования (сдвига частоты в сторону увеличения или уменьшения резонансной частоты системы измеритель - человек) судят об оптимальности воздействия обстоятельств деятельности "мыслеформ" на психофизические реакции личности.

Результаты проведения экспериментов представлены (в таблицах 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Приложение 1).

В группе испытуемых были в основном женщины различных возрастных групп, занимающиеся тренировкой по типу "шейпинг", модели, конкурсантки, волонтеры более 100 человек.

В эксперименте при измерении психофизических характеристик в условиях активного настроя на позитивное состояние в виде определенной "мыслеформы" и негативной предлагалось дважды в течение примерно 200 с настроиться испытуемому на одно из двух предложенных альтернативных состояний, т.е. пройти четыре фазы состояния с формированием рабочей доминанты. Соответствие полученного сигнала заданию на изменение состояния (тип реакций) оценивались значениями частотных характеристик, выводимых на табло частотомера. Исходя из различия (позитивных и негативных состояний различались реакции прямые и инверсные, а прямые разделялись в свою очередь на уверенные и неуверенные. Если в первой половине знак изменения состояния частотной характеристики соответствовал знаку классу, т.е.  $f > 0$  в фазе очевидной по заданию для позитивной "мыслеформы" и  $f < 0$  в фазе, отведенной для негативной "мыслеформы", где  $f$  - фокус максимальной активации доминантного процесса, выраженного в виде "мыслеформы".

На фиг. 1. представлен график измерения проводимого эксперимента - формирования рабочей доминанты у испытуемого.

На фиг. 1а дано классическое представление о формировании рабочей доминанты - оптимуму-пессимума - схематическое отображение чередования двух конкурирующих тем (по Н.Е.Введенскому). Из сравнения графиков на фиг.1 и фиг.1а следует, что по предлагаемому способу воспроизводится формирование рабочей доминанты, отвечающей за изменение психофизической реакции человека). Что и может служить доказательством положительного эффекта - повышение точности исследования путем изменения физиологических функций в фиксированные промежутки времени и их контроль.

На фиг.2 представлен график измерения ПФР по патенту RU 209007.

На фиг.3 представлена блок-схема экспериментального измерительного устройства, реализующего вышеуказанный способ.

1 - частотомер типа 43-54 - стандартный,

2 - генератор электрических колебаний с возможностью плавной перестройки частоты колебательного контура за счет изменения электрических параметров пьезокристалла, включенного в цепь контура, - экспериментальный,

3 - пьезодатчик на основе пьезокристалла кварца - экспериментальный,

4 - блок питания генератора постоянного тока, представляющий собой преобразователь сетевого напряжения переменного тока в постоянный пониженного значения с электронной стабилизацией выходного напряжения - экспериментальный.

Основой экспериментальной установки является генератор электрических колебаний синусоидальной формы, работающей в узком диапазоне с частотой около 20 МГц, необ-

ходимая для регистрации столь высокой частоты точность настройки колебательного контура генератора достигается включением в него кварцевого резонатора. Особенностью данной конструкции устройства является выполнение кварцевым резистором сразу двух функций, стабилизатора частоты генерации с точностью 1 Гц и датчика излучения реципиента, что достигается вынесением кварцевого резонатора в область энергоинформационного поля реципиента. Таким образом, точность измерения частоты составляет  $10^{-7}$ , т.е. одну десятиллионную долю, что более чем на порядок превышает необходимый уровень точности регистрации измеряемого излучения. Для получения надежных и воспроизводимых экспериментальных данных конструкция выполнена с высоким качеством экранирования от внешних электромагнитных излучений. Работа установки состоит в серии последовательных фиксаций частоты измерительного контура частотомером, начиная с определенного момента времени, принимаемого за нулевой, до начала "вербального" воздействия индуктора на "реципиента", при условии расположения пьезодатчика в непосредственной близости от последнего (в области энергоинформационного поля), но вне механического или электрического контакта с его телом. Измерение производится в стандартном режиме длительностью 200 секунд и более с отобранной экспериментально собственной резонансной частотой кварцевого пьезодатчика в пределах от 17-20 МГц.

Регистрация изменения психофизического состояния реципиента в процессе "вербальной" перцепции состоит в измерении величины рассогласования резонансной и регистрирующей частот измерительного резонансного контура, возникающего под влиянием биополя реципиента на пьезодатчик, находящийся в энергоинформационном поле излучения человека - т.е. спектра излучения биосигналов, идущий от излучения человеческого тела и измеряемых частотными характеристиками в процессе его жизнедеятельности в момент влияния на него определенной "мыслеформы" позитивного или негативного настроения.

Все представленные на схематических графиках кривые отражают по осям ординат разные состояния рабочих доминант у "реципиента" по осям абсцисс - события, развивающиеся во времени, - смену стадий развивающихся доминант и смену различных доминант (тем).

На фиг. 1 представлена кривая, отражающая общий процесс энергетических, вегетативных и центрально-нервных (общая активация коры головного мозга) сдвигов в ходе упражнения (установка "мыслеформ") в отличие от кривых, представленных на фиг. 2 (прототип) измеренных рефлексометрией. Полного процесса формирования рабочей доминанты и, как следствие, только прямой психической реакции по нашему мнению не выявлено, что можно отнести к измерению электрических сигналов, поступающих с поверхности тела пациента разносторонней направленности текущего психофизического состояния.

Сопоставление данной кривой, полученной экспериментально фиг. 1 и в сравнении с фиг. 1а [3] выявляет почти полную (с классическими кривыми по И. Е. Введенскому) их тождественность. Эти кривые изображают формирование рабочей доминанты ( $t_1-t_3-t_a$ ), где нулевой уровень отмечает предыдущее состояние, а колебания кривой - переход к состоянию повышенной дееспособности рабочей доминанты мозга во время решения новой задачи (темы, установки).

Представленное схематическое сравнение является отображением вполне реального процесса - овладение установкой "мыслеформы", передаваемой от индуктора, - либо индуктором является сам реципиент. На фиг.1а представлен схематический оптимальный вариант работы, допускающей проявления природного механизма по И.Е.Введенскому - смены конкурирующих доминант (тем), в нашем же случае - позитивной и негативной "мыслеформы".

Согласно А. А. Ухтомскому в душе человека могут жить множество потенциальных доминант, следов от прежней жизнедеятельности. Эти доминанты могут поочередно выплывать в поле ясного внимания либо вступать в конфликт, когда душевная жизнь будет борьбою вытесняющих друг друга несогласных доминант (это и является фокусом максимальной активации состояния), т.е. в нашем случае увеличение частотных импульсов или

снижение величин в зависимости от установки (тем), что и создает возможность регистрировать характер информационного состояния реакции человека.

### **Примеры осуществления способа.**

#### **Пример 1.** Испытуемый Г.С.

Пример 1 иллюстрирует способность пьезорезонансного датчика регистрировать психоэмоциональные состояния человека и изменение при настройках на любые мысленные образы и представления испытуемого. В процессе опыта датчик находился в 20 см от испытуемого. Данный пример свидетельствует о том, что изменение психоэмоционального состояния человека и его мысленный настрой регистрируются датчиком (см. пример 1, Приложение 1).

#### **Пример 2.** Испытуемая Б.Т.

Пример 2 иллюстрирует способность пьезорезонансного датчика регистрировать психоэмоциональное состояние человека и его изменение при настройках на любые мысленные образы, соответствующие положительным и негативным представлениям, в примере 2 приведены частотные характеристики вышеупомянутого датчика, помещенного рядом с испытуемой (30 см от испытуемой). Представленные данные свидетельствуют о том, что любое изменение психоэмоционального состояния человека регистрируется датчиком (см. пример 2, Приложение 1).

#### **Пример 3.** Испытуемая Б.С.

В примере 3 иллюстрируется способность пьезорезонансного датчика регистрировать психоэмоциональное состояние человека и изменение при настройках на любые мысленные образы и представления испытуемого. В процессе опыта датчик находился в 40 см от испытуемого. Представленные данные говорят о том, что любые изменения в психоэмоциональном состоянии человека и мыслеформы регистрируются датчиком (см. пример 3, Приложение 1).

Экспериментальные исследования, приведенные в графиках и таблицах (см. Приложение 1), показывают:

1. Возможность оценивать морально-нравственные состояния человека, отраженные в материальной форме в виде регистрации его психофизических реакций позитивного и негативного настроения.

2. Интегральная энергетическая оценка реакции у разных испытуемых различна и колеблется в интервале (от 2 до -12 f), что свидетельствует о представлении событий формирования и взаимодействия рабочих доминант, с точки зрения психофизиологии так же с различной интенсивностью.

3. Оценка направленности и управляемости реакции показывают, что у более чем 50% испытуемых отчетливо выражена корреляция изменения величины  $f$  с заданным порядком переключения. Это свидетельствует о способности управлять своей психикой и о способности исключения патологических доминант: развитие патологических доминант является по Н.П.Бехтеревой [1] основой нервных и психических заболеваний человека.

4. Для большинства испытуемых характерна прямая реакция - т.е. позитивный мысленный настрой, который вызывает увеличение  $f$ , негативный - понижение величины  $f$ , а энергия позитивного настроения преобладает над энергией негативного, причем первая меньше иссякает в процессе тестирования, чем вторая.

Таким образом, на основании вышеизложенного и проведенных экспериментальных исследований (см. таблицы 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, фиг.1, 1а, Примеры 1, 2, 3 приведенных в Приложении 1) можно сделать вывод о том, что "Способ контроля психофизической реакции..." с определенной, высокой точностью обеспечивает измерение бесконтактным методом биоэлектрических энергоинформационных сигналов в узком диапазоне частот (17-20 МГц), которые могут отражать в материальной форме морально-нравственные состояния, влияющие на жизнедеятельность человека и его здоровье.

Обоснование цифр в формуле

Граничные интервалы режимных параметров, в качестве которых выбраны режимы измерения энергоинформационных биоэлектрических характеристик и время контроля и оценки психофизической реакции человека, являются оптимальными и согласно приведенным экспериментальным данным (см. таблицы 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Приложение 1 и примеры 1, 2, 3) достаточно доказательным.

Как показала практика эксперимента, использование в качестве возбудителя психофизической реакции вербальное воздействие "мыслеформы" позитивного и негативного настроя от индуктора и самого "реципиента" является действенным и достаточным средством изменения эмоционального и психосоматического состояния человека.

Известно, что речь человека регулирует и опосредует все психические процессы, происходящие в его организме. Как представляет А.А.Ухтомский, услышанное или сказанное слово создает особую доминантную установку, т.е. формирует интегральный образ и опережающую установку на перцепцию (восприятие). Слово, по мнению А.А.Ухтомского, если оно вызывает соответствующий отклик в сознании, устанавливает в нем надолго инерционный процесс, в том числе стимулирует и определяет по текущим впечатлениям свое поведение. С этим представлением А.А.Ухтомского следует связать современное открытие нейронального кода семантического смысла слов, сделанное академиком Н.П.Бехтеревой [1]. Показано, что слово как понятие вызывает появление определенного паттерна импульсов и при этом изменяются вегетативно-сосудистые и обменные процессы в мозгу человека, а механизм семантического перекодирования информации является жестким звеном (по Н.П.Бехтеревой) в мозговом обеспечении всех сознательных процессов и волевых актов человека. На основании вышеизложенного можно определенно считать доказанным полученный положительный результат в процессе эксперимента "вербального" воздействия "мыслеформы" на испытуемого. Время проведения эксперимента в течение 1-ой минуты на позитивную установку и 1-ой минуты на негативную достаточно и оценивается по максимальной активации воздействия мыслеформы общее время исследования 200 с и более. Предлагаемое устройство для контроля (ПФР) содержит пьезодатчик и генератор с резонансной частотой, блок питания постоянного тока и частотомер. Обеспечивает в течение исследования точность измерения психофизических реакций человека выше, чем у прототипа, за счет использования пьезодатчика с собственной резонансной частотой, выполняющего роль детектора на основе двойного электрического слоя кристаллической структуры, в отличие от использования в прототипе "Политрона", являющегося классификатором многоэкстремальных характеристик, полностью не учитывающего происходящих процессов в энергоинформационном поле человека. Данный диапазон частот (17-20 МГц) обеспечивает измерение (ПФР) энергоинформационного поля испытуемого с достаточной точностью.

### **Технико-экономические показатели**

Экспериментальные исследования предлагаемого в качестве изобретения "Способа контроля психофизической реакции человека и устройства для его осуществления" показали (см. Приложение 1), что по сравнению со способом и устройством аналогичного назначения (прототипа) заявляемое техническое решение обеспечивает повышение точности исследования процесса психофизических реакций выше, чем в известном решении (прототипе).

Использование системы "Политрон" в нашем случае не обеспечивало решение технической задачи и определялось чисто радиотехническим подходом для измерения характеристик выходного биосигнала с поверхности тела человека, не учитывающего конкретно физики происходящих процессов в головном мозге человека, отвечающим морально-нравственным категориям, т.е. можно отнести к опосредованному методу измерения психофизического состояния исследуемого объекта, с нашей точки зрения, с недостаточной точностью. При практической проверке предлагаемого в качестве изобретения на основе анализа результатов экспериментальных данных можно сделать вывод, что предлагаемый "Способ контроля..." позволяет объективно с достаточной точностью оценивать психофизические реакции человека позитивной и негативной "мыслеформы", где вербальный образ является знаковой системой, переводящей понятия в первичные дейст-



вующие образы. Контроль частотных характеристик осуществлялся за счет возможности реализации принципа системности и исключительной точности выполнения задания испытуемым при состоянии концентрации внимания и расслабления. Совокупность предложенных в описании заявки и формуле изобретения признаков обеспечивает возможность их идентификации и однозначного понимания на основании известного уровня техники [1] [2] [3] [4] [5] [6] и смыслового содержания этих признаков. По сравнению со "Способом..." аналогичного назначения заявляемое изобретение обеспечивает более высокую точность измерения соответствующих частотных характеристик для контроля психофизической реакции человека и на качественно новом уровне позволяет измерить психофизические реакции человека и решить вышеуказанную задачу. Заявляемое изобретение использовано в Международной Федерации шейпинга с положительным результатом (см. Акт испытаний). По данному Способу было проведено исследование более 100 человек. Предлагаемый Способ и устройство достаточно просты в реализации, экономичны, дешевы, легко осуществимы на практике.

На основании вышеизложенного можно также сделать вывод, что "Способ контроля психофизической реакции человека и устройство для его осуществления" может быть рекомендовано для широкого внедрения в практическое здравоохранение, для ВУЗов, школ, колледжей и др.

В настоящее время осуществляется внедрение данного изобретения в оздоровительных залах Международной Федерации шейпинга в различных городах России, Санкт-Петербурге, Москве и намечено внедрение в странах СНГ, Белоруссии, Казахстане.

#### **Источники информации**

1. Н.П.Бехтерева "Здоровый и больной мозг человека". - Л.: "Наука, 1980 г.
2. Л.П.Павлова, А.Ф.Романенко "Системный подход к психофизиологическому исследованию мозга человека", Л. 1988 г.
3. В.И.Лобачев, Л.П.Павлова. "Парадоксы мышления", С-Петербург, 1994 г.
4. А. с. 1448438 МКЛ А 61 Н. "Способ фиксации электромагнитных волновых характеристик тестируемых объектов, (аналог).
5. Патент РФ 2099007 МКЛ А 61 В 5/16. "Способ контроля психофизической реакции и система его осуществления (прототип).
6. Патент РФ 2099009, МКЛ А 61 В 5/16. "Способ оценки психического состояния" (аналог).
7. Патент ЕПВ 0513419. "Способ контроля психофизической реакции" (аналог).
8. Патент США 5029590 кл. А 61 К 5/04, 1991 г.

#### **Формула изобретения**

1. Способ регистрации психофизической реакции, отличающийся тем, что измеряют сдвиг резонансной частоты колебательного контура генератора электрических колебаний, выполненного с возможностью плавной перестройки частоты путем размещения на расстоянии 20-50 см от испытуемого пьезодатчика, включенного в колебательный контур настройки частоты генератора, причем измеряют этот сдвиг при изменении психофизического состояния испытуемого, стимулируемого вербальным воздействием, создающим позитивную или негативную установку, при этом о психофизической реакции судят по величине и характеру сдвига резонансной частоты.

2. Устройство для регистрации психофизической реакции, включающее генератор электрических колебаний, выполненный с возможностью плавной перестройки частоты, пьезодатчик на основе кварца с собственной резонансной частотой в пределах 17-20 МГц, включенный в колебательный контур настройки частоты генератора и размещенный на расстоянии 20-50 см от испытуемого, и частотомер для измерения частоты колебательного контура, при этом устройство выполнено с возможностью экранирования от внешних электромагнитных излучений.

[http://www.ntpo.com/patents\\_medicine/medicine\\_15/medicine\\_424.shtml](http://www.ntpo.com/patents_medicine/medicine_15/medicine_424.shtml)

## Патенты и авторские свидетельства

1. Алейников А.Ф. Устройство для измерения сопротивления. – А.с. СССР 93822269, МКИ G01R 27/02, 1981.
2. Балыкин А.И., Балыкина-Милушкина Т.В., Качнов С.М., Невзоров П.В., Способ гармонизации психо-эмоционального состояния человека, Заявка на Патент РФ №2008117272/14, 2009.
3. Веденяпин А.Б. Способ определения эмоционального напряжения (КГР по Тарханову в модификации Соколова). – Патент РФ 2098013, МКИ А61 В5/05; А.с. СССР 133845, МКИ А61 В5/04, 1987.
4. Виленский А.Р., Должинова Э.М., Маяцкая Т.В., Сергиевский А.Н., Тертичко В.П. Устройство для измерения электрического сопротивления биологических тканей. – Патент РФ 2069972, МКИ С1 А61 В 5/05, 1997; А.с. СССР 1311707, МКИ А61 В5/05, 1987.
5. Ворошилов Б.М., Балошин Ю.А., Силин П.К., Ваганов А.К. Способ диагностики био-объектов и устройство для его осуществления. – Патент РФ 2129407, МКИ А 61 В5/05, 1995.
6. Гадуняк И.М., Рево Ю.В. Устройство для измерения электрического сопротивления био-логических тканей. – А.с. СССР 1367938 А1 А61/В5/05, 1985.
7. Еремина А.А., Лихарев В.А., Самохин А.В., Федосеев В.Н. Устройство для измерения электрического сопротивления биообъекта. – А.с. СССР 1364299, МКИ А1 А61 В5/05, 1986.
8. Жуков С.В., Сапфиров С.Г., Костин В.В., Соболевский Н.В., Вильховский Э.М. Устройство для регистрации КГР. – А.с. СССР 121734, МКИ А61 В 5/05, 1984.
9. Кичкин В.И. Устройство для регистрации электрического сопротивления кожи. – Патент РФ 2079285, МКИ С1 А 61 В5/05, 1993.
10. Кичкин В.И. Устройство для регистрации электрической активности кожи. – Патент РФ 2079285, МКИ А61 В5/05.
11. Коршунов Ю.Г., Гудков В.П. Устройство для измерения электрического сопротивления биообъекта. – А.с. СССР 1287843, МКИ А1 А61 В5/05, 1985.
12. Кравченко Ю.П. Способ исследования электростатических полей поверхностей. – А.с. СССР № 1828268, 1990.
13. Кравченко Ю.П. Устройство для оценки электромагнитного поля биообъекта. – Полезная модель № 4902, 1997.
14. Кравченко Ю.П. Способ исследования электростатических полей поверхностей. – А.с. СССР № 321662с, 1990.
15. Кравченко Ю.П., Горюхин А.С., Калашченко Н.В., Савельев А.В. Способ оценки электромагнитного поля биообъекта и устройство для его осуществления. – Патент РФ 95107736, МКИ А61 В5/05, 1997; Патент РФ № 2118124, 1998 г.
16. Мумладзе Р.К., Чемрис И.К. Устройство для исследования электрических характеристик биологических тканей. – А.с. 8458237, 1982.
17. Ставицкий В.И., Семенов К.Н. Способ контроля психофизической реакции и система для его осуществления. – Патент РФ 2099007, МКИ А1 А61 В5/05, 1997.
18. Шаюсупов Р., Искандаров Т.И. Устройство для исследования излучения биологических объектов. – А.с. СССР № 1627128, 1991.