

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(21) **201800604** (13) **A1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2020.05.29

(51) Int. Cl. *A61F 11/00* (2006.01)
H04R 25/00 (2006.01)

(22) Дата подачи заявки
2018.11.19

(54) СПОСОБ НЕЙРОСЕНСОРНОЙ СЛУХОВОЙ СТИМУЛЯЦИИ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

(96) **2018000144 (RU) 2018.11.19**

(71) Заявитель:
**КНЮДДЕ ДАРЬЯ ГЕННАДЬЕВНА
(RU)**

(72) Изобретатель:
**Кнюдзе Дарья Геннадьевна, Кнюдзе
Сергей Геннадьевич (RU)**

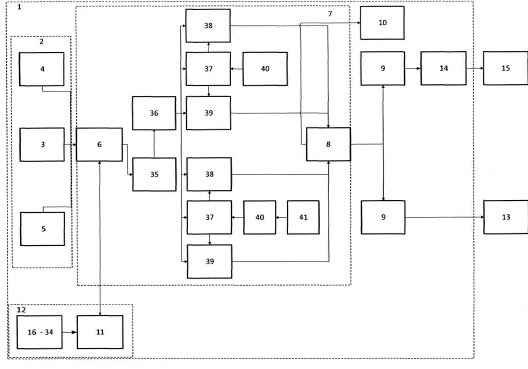
(57) Изобретение относится к обработке акустических сигналов, используемых в способах и средствах, предназначенных для коррекции слуха и речи, основанных на принципе сенсорной звуковой стимуляции взрослых и детей. Задачей настоящего изобретения является создание способа нейросенсорной слуховой стимуляции, основанного на слуховых тренировках при помощи фильтрованного акустического сигнала материнского голоса и музыки, например Моцарта, как для взрослых, так и для детей. Способ нейросенсорной слуховой стимуляции достигается тем, что осуществляют диагностику уровня нарушения слуха, определяя уровень костной проводимости в частотном диапазоне 250-4000 Гц и в диапазоне интенсивности до 80 дБ и воздушной проводимости в частотном диапазоне 125-6000 Гц и в диапазоне интенсивности до 120 дБ. На основании полученных результатов составляют программу нейросенсорной слуховой стимуляции, включающую по меньшей мере два периода воздействия на воздушную и костную проводимость акустическими сигналами с разными спектральными характеристиками в течение не менее 30 мин. Между периодами могут устанавливаться паузы отдыха. В первом периоде нейросенсорную слуховую стимуляцию осуществляют воздействием на костную проводимость акустическим сигналом, спектральные характеристики которого обеспечивают настройками тембров верхних и нижних частот, причем при достижении акустическим сигналом заданного уровня через заданную задержку времени добавляют воздействие этим сигналом на воздушную проводимость. Во втором периоде осуществляют воздействие акустическим сигналом, спектральные характеристики которого дополнительно ограничиваются цифровым фильтром с заданными амплитудно-частотными характеристиками и временным алгоритмом его применения, при этом уровень тембра акустического сигнала и время задержки воздействия на костную и воздушную звукопроводимость устанавливают заново. Цифровой фильтр может иметь амплитудно-частотную характеристику фильтра нижних частот и фильтра верхних частот, при этом включение цифрового фильтра производят по заданному временному алгоритму. Затем повторно осуществляется диагностика уровня слуха, определяя пороговый уровень костной звукопроводимости в частотном диапазоне 250-4000 Гц и в диапазоне интенсивности до 80 дБ и воздушной звукопроводимости в частотном диапазоне 125-6000 Гц и диапазоне интенсивности до 120 дБ. На основании полученных результатов принимается решение о необходимости повторного курса нейросенсорной слуховой стимуляции. Устройство для осуществления способа содержит установленные в одном корпусе источник звукового сигнала, выход которого соединен с процессором, управляемым программным обеспечением с использованием базы данных коэффициентов цифровых фильтров, выходы которого соединены со входом цифроаналогового преобразователя и монитора, вход соединен с микроконтроллером, подключенным к панели управления, а вход-выход с накопителем, при этом выходы цифроаналогового преобразователя соединены с воздушными звукоизлучателями и через усилитель - с костным звукоизлучателем.

A1

201800604

201800604

A1



Способ нейросенсорной слуховой стимуляции и устройство для его осуществления.

Изобретение относится к обработке акустических сигналов, используемых в способах и средствах, предназначенных для коррекции слуха и речи, основанным на принципе сенсорной звуковой стимуляции взрослых и детей.

Известен способ обучения языкам, согласно которому формируют на основе изречения обучаемого на языке, подлежащем изучению, первый сигнал, содержащий указанное изречение, производят обработку полученного сигнала, прикладывают обработанные сигналы к голове и ушам обучаемого (патент на изобретение № 2101770, публ. 10.01.1998г.) На этапе обработки сигнала формируют второй сигнал на основе первого сигнала, причем второй сигнал изменяют по отношению к первому сигналу в зависимости от полосы пропускания и огибающей речевого сигнала, соответствующего языку, подлежащему изучению, формируют третий сигнал на основе первого сигнала, причем указанный третий сигнал изменяют по отношению к первому сигналу в зависимости от частотного спектра изречения и характеристик изучаемого языка - полосы пропускания и огибающей речевого сигнала, производят избирательную подачу к обучаемому второго или третьего сигнала в зависимости от того, является ли амплитуда первого сигнала соответственно выше или ниже заданного порогового значения.

После того как изречение произнесено, обучаемый в ответ избирательно принимает или первое звуковое сообщение, которое соответствует его собственному изречению, модифицированному согласно заранее определенным параметрам изучаемого языка, в частности, частотам этого языка, или второе корректирующее звуковое сообщение, которое соответствует его собственному изречению, но которое модифицировано в данном случае согласно коэффициенту гармоник самого изречения и характеристикам изучаемого языка.

Эти два звуковых сообщения передаются человеку через среду его собственной костной структуры и через воздушную среду.

Для осуществления заявляемого способа предложено устройство, которое содержит микрофон, для приема изречения человека на изучаемом языке и создания первого сигнала. Первую обрабатывающую схему первого сигнала для создания второго сигнала, модифицированного относительно первого сигнала согласно огибающей

кривой, полученной из предварительно выбранных полос пропускания изучаемого языка, вторую обрабатывающую схему для первого сигнала, которая создает третий сигнал, модифицированный в связи с первым сигналом согласно частотному спектру изречения и согласно характеристикам языка. Средство для избирательной подачи второго или третьего сигнала обучаемому в зависимости от того, ниже или выше амплитуда первого сигнала заданного порога. Кроме того, устройство содержит средство управления в виде кнопок и ручек регулировки, костный звуковой вибратор, расположенный на коже человека, предпочтительно на голове, наушники.

Акустический сигнал обрабатывается двумя схемами обработки мультисигнальными эквалайзерами, которые управляются с помощью управляемых параметров, в частности с применением последовательных фильтров, настраиваемых на различные частоты с целью получения огибающей кривой, представляющей изучаемый язык и получения огибающей кривой, соответствующей реальному изречению обучаемого.

Известный способ основан на контрасте, создаваемым между голосовым выходным сигналом и ответным звуковым сигналом, который соответствует этому звуковому выходному сигналу.

Для коррекции нарушения слуха и речи человека необходимо различное звуковое воздействие на разные отделы внутреннего уха, т.е. воздействие акустическим сигналом с разными амплитудно-частотными характеристиками (далее АЧХ). При этом эффективно использовать внезапные переходы от низких частот к высоким частотам для создания уникального звукового контраста. Для этого акустический сигнал формируется особым набором частотных настроек. Известное устройство не обеспечивает систему настроек и формирование акустического сигнала, способного обеспечить необходимое воздействие на мышцы внутреннего уха и, следовательно, эффективную коррекцию нарушения слуха и речи.

Известен способ лечения сенсорных нарушений слуха, сопровождающихся ухудшением восприятия речи, обеспечивающий ускорение лечения сенсорных нарушений слуха за счет дополнительного акустического воздействия при одновременной электротактильной стимуляции языка (патент РФ № 2618164, публ. 29.04.2016). Способ заключается в том, что пациентом после улучшающих операций на ухе, на этапе реабилитации, проводится слуховая тренировка одновременно с электротактильной стимуляцией языка. Слуховая тренировка представляет собой прослушивание аудиосигнала на фоне помехи. Прослушивание осуществляется через наушники 2-канального клинического аудиометра. Электротактильная стимуляция

языка производится с помощью внутриротового дисплея аппарата для вестибулярной реабилитации. Аудиосигналом является фрагмент речи, который заранее начитывается диктором и после цифровой обработки посредством программного обеспечения персонального компьютера записывается для дальнейшего воспроизведения. Модифицированный аудиоматериал по частотно-спектральным или другим параметрам используется как полезный сигнал (например, фонетический фрагмент из односложных слов), и как речевая помеха. Полезный аудиосигнал и помеха направляется по двум разным каналам аудиометра в один наушник для возможности их ипсилатерального и одновременного предъявления. Регулировка величины входящего аудиосигнала по каждому из каналов осуществляется одновременно. Аудио сигнал, как и речевая помеха, подается на уровне 20дБ над порогом восприятия речи, который определяется заранее на этапе обследования. Перед процедурой пациент инструктируется максимально концентрироваться на понимании услышанной информации. После определения начального уровня подаваемых сигналов осуществляется регулировка уровня как полезного, так и помехи независимо друг от друга. Недостатком способа является то, что в способе используется непосредственное воздействие на язык пациента, основанное на ощущениях, которые могут быть не комфортны, а также дополнительное напряжение при обязательной значительной концентрации с целью понимания смысла прослушиваемой речи.

Задачей настоящего изобретения является создание высокоэффективного способа нейросенсорной слуховой стимуляции, основанном на слуховых тренировках при помощи фильтрованного акустического сигнала материнского голоса и музыки, например, Моцарта, как для взрослых, так и для детей. Прослушивание фильтрованного акустического сигнала воздействует на слуховой проход и вызывает переменное сокращение и расслабление мышц стремечка и молоточка среднего уха, воздействуют на вестибулярный аппарат, улучшая как мелкую, так и крупную моторику, а также улучшает восприятие обращенной речи и физического слуха. Устройство для осуществления способа, записывает материнский голос через микрофон и генерирует фильтрованный акустический сигнал через наушники и костный звуковой вибратор.

Технический результат заключается в разработке индивидуального алгоритма слуховых тренировок посредством воздействия на среднее ухо и вестибулярный аппарат человека фильтрованным акустическим сигналом с обеспечением вариативных настроек его амплитудно-частотных характеристик и применение подобранного к сформированному сигналу дополнительных настроек с индивидуальным временным алгоритмом воздействия в зависимости от требуемого уровня коррекции слуха.

Технический результат, в способе нейросенсорной слуховой стимуляции, достигается тем, что осуществляют диагностику уровня нарушения слуха, определяя уровень костной проводимости в частотном диапазоне 250-4000 Гц и в диапазоне интенсивности до 80 db и воздушной проводимости в частотном диапазоне 125-6000 Гц и в диапазоне интенсивности до 120 db.

На основании полученных результатов составляют программу нейросенсорной слуховой стимуляции, включающую, по меньшей мере два периода воздействия на воздушную и костную проводимость акустическими сигналами с разными спектральными характеристиками в течение не менее 30 минут. Между периодами могут устанавливаться паузы отдыха. В первом периоде нейросенсорную слуховую стимуляцию осуществляют воздействием на костную проводимость акустическим сигналом, спектральные характеристики которого обеспечивают настройками тембров верхних и нижних частот, причем при достижении акустическим сигналом заданного уровня через заданную задержку времени добавляют воздействие этим сигналом на воздушную проводимость. Во втором периоде осуществляют воздействие акустическим сигналом, спектральные характеристики которого дополнительно ограничиваются цифровым фильтром с заданными амплитудно-частотными характеристиками и временным алгоритмом его применения, при этом уровень тембра акустического сигнала и время задержки воздействия на костную и воздушную звукопроводимость устанавливают заново. Цифровой фильтр может иметь амплитудно-частотную характеристику фильтра нижних частот и фильтра верхних частот, при этом включение цифрового фильтра производят по заданному временному алгоритму. Затем, повторно осуществляют диагностику уровня слуха определяя пороговый уровень костной звукопроводимости в частотном диапазоне $250 \div 4000$ Гц и в диапазоне интенсивности до 80 дБ и воздушной звукопроводимости в частотном диапазоне $125 \div 6000$ Гц и диапазоне интенсивности до 120 дБ. На основании полученных результатов принимаются решение о необходимости повторного курса нейросенсорной слуховой стимуляции.

Уровень тембров верхних и нижних частот акустического сигнала, величину задержки воздействия на костную звукопроводимость, амплитудно-частотные характеристики цифрового фильтра для дополнительного ограничения акустического сигнала и временной алгоритм его использования определяют в зависимости от результатов диагностики уровня нарушения слуха.

Количество периодов воздействия акустическим сигналом и пауз отдыха, а также их последовательность, настройки параметров акустических сигналов зависят от уровня нарушения слуха и речи каждого человека и определяется специалистом. Определение

порогового уровня воздушной проводимости может осуществляться, например, аудиометром поликлиническим Interacoustics AD226B.

У каждого записанного акустического сигнала в процессе воспроизведения меняются следующие характеристики:

- 1) Относительная громкость (0 – 90 дБ).
- 2) Частотные составляющие спектра (0 – 20 000 Гц).

Способ основан на резком изменении тембра звука – усиленный на низких и ослабленный на высоких частотах акустический сигнал заменяется на усиленный на высоких и ослабленный на низких и наоборот.

Для реализации данной функции используется ЭВМ с программным алгоритмом, использующим два параллельных потока акустических сигналов, первый формирует сигнал для костной среды, второй - для воздушной. Каждый поток, также, имеет два канала фильтров C1 и C2 с независимыми тембральными настройками. Обработываемый акустический сигнал каждого из потоков (костного и воздушного) в одном моменте времени извлекается либо от канала C1, либо от канала C2 в зависимости от относительной громкости звука и заданного порога переключения. Величина порога переключения задается регулировкой SWITCH (от 0 до 90 дБ). Программная функция SWITCH постоянно сканирует относительную громкость акустического сигнала в моменте воспроизведения и сравнивает с заданным порогом. Если громкость воспроизводимого сигнала оказывается ниже заданного порога, то звук в каждом звуковом потоке извлекается от канала C1, если выше, то звук в каждом звуковом потоке извлекается от канала C2.

АЧХ фильтра канала C1 формируется настройками BASS1/TREBLE1, АЧХ фильтра канала C2 формируется настройками BASS2/TREBLE2 (фиг.1, 2). Для костного и воздушного звуковых потоков данные настройки являются общими. Настройка BASS определяет усиление/ослабление всех частот спектра ниже частоты заданной регулировкой FREQUENCY, усиление /ослабление всех частот спектра выше, регулируются при помощи настройки TREBLE.

Максимальная скорость перехода громкости (крутизна фильтра) между настройками BASS/TREBLE задается настройкой GRADIENT.

На фиг. 1 представлена амплитудно-частотная характеристика фильтра C1 при настройках BASS +5.0; TREBLE -5.0; FREQUENCY - 1кГц; GRADIENT - 18 дБ/октава; на фиг. 2 - АЧХ фильтра C2 при настройках BASS -5.0; TREBLE +5.0; FREQUENCY - 1кГц; GRADIENT - 18 дБ/октава; на фиг. 3– функции SWITCH, DELAY, PRECESSION; на фиг. 4 – представлена блок-схема устройства; на фиг. 5 – панель управления устройством, на фиг. 6 лицевая панель корпуса устройства с элементами панели управления.

Настройка DELAY задерживает срабатывание функции SWITCH для каждого звукового потока от 0 до 1020 миллисекунд. При этом, задержка осуществляется только при переключении считывания звука от фильтра канала C1 к фильтру канала C2 (в обратном переходе задержка не задается).

Настройка PRECESSION задает дополнительную задержку срабатывания функции SWITCH в воздушном звуковом потоке. Данная функция позволяет подготавливать ухо к резкой смене тембра в воздушном канале, что, в свою очередь, смягчает восприятие звуковой нагрузки.

Громкость звука для костного канала устанавливается настройкой BONE, для воздушного канала настройкой AIR. Общая громкость воспроизводимого сигнала устанавливается настройкой VOLUME.

Кнопка FILTER включает/выключает дополнительный программный фильтр с сильным подавлением частот (не менее 40 дБ на октаву) ниже/выше заданной в соответствии с таблицей.

Выбранное значение	начальная частота (поз. 4)	конечная частота (поз.3)	время цикла (поз. 2)	(поз. 1) - режим работы
0	0 Гц	0 Гц	30 сек	Нарастание/спад/циклично
1	500 Гц	500 Гц	1 мин	Нарастание/спад/одиночно
2	750 Гц	750 Гц	2 мин	Спад/нарастание/циклично
3	1000 Гц	1000 Гц	3 мин	Спад/нарастание/одиночно
4	1500 Гц	1500 Гц	4 мин	Только нарастание
5	2000 Гц	2000 Гц	8 мин	Только спад
6	3000 Гц	3000 Гц	16 мин	-
7	4000 Гц	4000 Гц	32 мин	Продолжительный, только ВЧ
8	6000 Гц	6000 Гц	-	Продолжительный, только НЧ
9	8000 Гц	8000 Гц	-	-

Функция FILTER позволяет при подавлении частот ниже 4000 - 8000 Гц имитировать звуковой спектр внутриутробного голоса матери.

Описание настроек:

MICRO – Регулировка амплитуды входного микрофонного сигнала от 0 до 100%.

VOLUME – Регулировка амплитуды входного линейного сигнала от 0 до 100%.

DELAY – Регулировка задержки срабатывания функции SWITCH. Диапазон задержки от 0 до 1020 миллисекунд.

PRECESSION – Регулировка задержки переключения между каналами C1, C2 для воздушного звукового потока, при срабатывании функции SWITCH. Диапазон задержки от 0 до 2550 миллисекунд.

SWITCH – Регулировка порога срабатывания функции SWITCH. Диапазон регулировки от 0 до 90 дБ (от 0 до 100%).

BASS Channel 1 – Регулировка амплитуды всех нижних частот канала C1 относительно выставленной регулировкой **FREQUENCY**. Диапазон регулировки от -25 до +25 дБ.

BASS Channel 2 – Регулировка амплитуды всех нижних частот канала C2 относительно выставленной регулировкой **FREQUENCY**. Диапазон регулировки от -25 до +25 дБ.

TREBLE Channel 1 – Регулировка амплитуды всех верхних частот канала C1 относительно выставленной регулировкой **FREQUENCY**. Диапазон регулировки от -25 до +25 дБ.

TREBLE Channel 2 – Регулировка амплитуды всех верхних частот канала C1 относительно выставленной регулировкой **FREQUENCY**. Диапазон регулировки от -25 до +25 дБ.

LEFT+RIGHT – Регулировка баланса левого и правого каналов воздушной проводимости. Диапазон регулировки от 0 до 100% для каждого канала.

AIR – Регулировка амплитуды выходного сигнала воздушного звукового потока. Диапазон регулировки от 0 до 100%.

BONE – Регулировка амплитуды выходного сигнала костного звукового потока. Диапазон регулировки от 0 до 100%.

POWER – включение/отключение устройства.

GRADIENT – Регулировка крутизны АЧХ фильтров каналов C1 и C2. Три фиксированные настройки - 6, 12, 18 дБ/октава.

FREQUENCY – Регулировка частоты, относительно которой производятся настройки АЧХ каналов C1 и C2. Шесть фиксированных частот – 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000 Гц.

FILTER – включение /выключение предустановленной программы частотных фильтров.

1 –выбор предустановленной программы. Диапазон регулировки от 0 до 9.

2 –выбор времени переключения. Диапазон регулировки от 0 до 9, позволяет выбирать время переключения в диапазоне от 0 до 32 минут.

3 –выбор конечной частоты. Диапазон регулировки от 0 до 9, позволяет выбирать конечную частоту в диапазоне от 0 Гц до 8000 Гц.

4 –выбор начальной частоты. Диапазон регулировки от 0 до 9. Диапазон регулировки от 0 до 9, позволяет выбирать начальную частоту в диапазоне от 0 Гц до 8000 Гц.

Способ нейросенсорной слуховой стимуляции осуществляется следующим образом:

Пример 1.

Взрослый обратился с жалобами на нарушение слуха.

По данным диагностического обследования, на аудиометре поликлиническом Interacoustics AD226B, по костной проводимости на частотах: 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000 и 4000 Гц и по воздушной проводимости на частотах: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 Гц определены:

Пороговый уровень воздушной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	25	50	100	50	1000	500	1000	1000	1000	1000
До начала курса (дБ)	5	0	5	0	5	0	0	5	0	0
Норма	0	0			5	10	15	10	5	

Пороговый уровень воздушной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	20	10	5	5	0	0	0	5	5	5
Норма	20	10	5	1	-5	-10	-15	-10	-5	0

Пороговый уровень костной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	-5	-10	-5	0	-10	-10	-10		-10	
Норма	20	15	10	5	0	0	5		5	

Пороговый уровень костной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	25	50	100	50	1000	500	1000	1000	1000	1000
До начала курса (дБ)			5	5	10	10	10	5	5	
Норма		0	5	0						

Начата восстановительная коррективировка слуха.

Согласно предлагаемому способу проведён курс нейросенсорной слуховой стимуляцией в течение 12 дней, длительностью 54 часа, ежедневно, периодическим воздействием акустическими сигналами с разными амплитудно-частотными характеристиками.

В первый период, осуществлялось воздействие в течение 30 минут акустическим сигналом (фрагментом музыки Моцарта), с уровнем тембров нижних частот соответственно $+5 \div -5$ и верхних частот $-5 \div +5$ при входной частоте (FREQUENCY) 1000 Гц и с задержкой времени для переключения канала воздушной проводимости (PRECESSION) 450 мс и порогом срабатывания переключателя каналов (SWITCH) 12 дБ.

Duration	Track	Bass-low	Bass-high	Frequency	Gradient	Precession	Switch
30 min	MNF	+5/-5	-5/+5	1000	6	450	12

Во второй период, в течение следующих 30 минут осуществлялось воздействие акустическим сигналом (фрагментом музыки Моцарта), с теми же спектральными характеристиками с дополнительным непрерывным фильтрованием цифровым фильтром высоких частот.

Duration	Track	Bass-low	Bass-high	Frequency	Gradient	Precession	Switch	Program Filter
30 min	MNF	+5/-5	-5/+5	1000	6	450	1,5	7007

В третий период, осуществлялось воздействие тем же акустическим сигналом в течение 60 минут без дополнительной фильтрации с порогом срабатывания каналов 15,2 дБ.

Duration	Track	Bass-low	Bass-high	Frequency	Gradient	Precession	Switch
60 min	MNF	+5/-5	-5/+5	1000	6	450	15,2

После воздействия – минимальная пауза отдыха в течении 120 мин. Далее осуществлялась воздействие акустическим сигналом по программе первых трех периодов.

По окончании курса нейросенсорной слуховой стимуляции проведено повторное диагностическое обследование, на аудиометре поликлиническом Interacoustics AD226B, по костной проводимости на частотах: 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000 и 4000 Гц и по воздушной проводимости на частотах: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 Гц.

Результаты:

Пороговый уровень воздушной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	25	50	00	50	000	500	000	000	000	000
До начала курса (дБ)	5	0	5	0	5	0	0	5	0	0

По окончанию курса(дБ)	0	5	5	5	5	5	5	0		5
Норма	0	0			5	10	15	10	5	
Улучшение слуха в дБ	5				0	5	5			5

Пороговый уровень воздушной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	20	10	5	5	0	0	0	5	5	5
По окончанию курса(дБ)	15	5	15	-10	-10	-10	-10	-10	0	5
Норма	20	10	5	1	-5	-10	-15	-10	-5	0
Улучшение слуха в дБ	5	5	-10	15	10	10	10	15	5	0

Пороговый уровень костной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)		-5	-10	-5	0	-10	-10	-10	-10	
По окончанию курса(дБ)		-5	-5	0	5	-5	-5	-5	-5	
Норма		20	15	10	5	0	0	5	5	
Улучшение слуха в дБ		0	-5	-5	-5	-5	-5	-5	-5	

Пороговый уровень костной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начало курса (дБ)		5	-5	-5	-10	-10	-10	-5	-5	
По окончанию курса(дБ)		10	5	0	5	-5	-5	-5	0	
Норма		20	15	10	5	0	0	5	5	
Улучшение слуха в дБ		-5	-10	-5	-15	-5	-5	0	-5	

Пример 2.

Ребёнок (6 лет) с резидуально-органическим поражением ЦНС обратился с жалобами на недоразвитую мелкую и крупную моторику, и понимание обращённой речи.

По данным диагностического обследования, на аудиометре поликлиническом Interacoustics AD226B, по костной проводимости на частотах: 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000 и 4000 Гц и по воздушной проводимости на частотах: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 Гц определены:

Пороговый уровень воздушной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	40	20	20	20	15	10	15	10	5	10
Норма	20	10	5	0	-5	-10	-15	-10	-5	0

Пороговый уровень воздушной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	35	30	25	15	15	10	10	5	5	5
Норма	20	10	5	1	-5	-10	-15	-10	-5	0

Пороговый уровень костной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)		5	5	0	10	0	5	5	0	
Норма		20	15	10	5	0	0	5	5	

Пороговый уровень костной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)		20	20	20	15	5	5	5	10	
Норма		20	15	10	5	0	0	5	5	

Согласно предлагаемому способу проводился курс нейросенсорной слуховой стимуляцией в течение 12 дней, длительностью 54 часа, ежедневно, периодическим воздействием акустическими сигналами с разными амплитудно-частотными характеристиками. Слуховая стимуляция фонематического и физического слуха осуществлялась воздействием, акустическим сигналом, как высоких частот, так и низких частот с акцентом на улучшение вестибулярного аппарата.

В первый период, осуществлялось воздействие в течение 30 минут акустическим сигналом (фрагментом музыки Моцарта) с уровнем тембров: нижних частот $+3,5 \div -1,5$ и верхних частот $-1,5 \div +3,5$. При входящей частоте (FREQUENCY) 750 Гц и крутизне фильтра (GRADIENT) 6 дБ, с задержкой времени для переключения канала воздушной проводимости (PRECESSION) 450 мс и порогом срабатывания переключателя каналов (SWITCH) 12 дБ.

Duration	Track	Bass-low	Bass-high	Frequency	Gradient	Precession	Switch
30 min	MNF	+3,5/-1,5	-1,5/+3,5	750	6	450	12

Во второй период, в течение следующих 60 минут осуществлялось воздействие акустическим сигналом VMF (запись материнского голоса ребёнка), с теми же спектральными характеристиками с дополнительным непрерывным фильтрованием цифровым фильтром высоких частот.

Duration	Track	Bass-low	Bass-high	Frequency	Gradient	Precession	Switch	Program-Filter
60 min	VMF	+3,5/-1,5	-1,5/+3,5	750	6	450	12	7007

В третий период, осуществлялось воздействие акустическим сигналом MD (фрагментом музыки Моцарта) с уровнем тембров нижних частот соответственно $-1,5 \div +3,5$ и верхних частот $+3,5 \div -1,5$ при входящей частоте (FREQUENCY) 1500 Гц и крутизне фильтра (GRADIENT) 12 дБ, с задержкой времени для переключения канала воздушной проводимости (PRECESSION) 250 мс, без дополнительной фильтрации, с порогом срабатывания каналов (SWITCH) 15,2 дБ.

Duration	Track	Bass-low	Bass-high	Frequency	Gradient	Precession	Switch
30 min	MD	-1,5/+3,5	+3,5/-1,5	1500	12	250	15,2

После воздействия – минимальная пауза отдыха в течении 120 мин. Далее осуществлялась воздействие акустическим сигналом по программе первых трех периодов. По окончании курса нейросенсорной слуховой стимуляции проведено повторное диагностическое обследование, на аудиометре поликлиническом Interacoustics AD226B, по

костной проводимости на частотах: 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000 и 4000 Гц и по воздушной проводимости на частотах: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 Гц.

Пороговый уровень воздушной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	40	20	20	20	15	10	15	10	5	10
По окончанию курса(дБ)	30	10	15	15	5	0	10	5	5	5
Норма	20	10	5	0	-5	-10	-15	-10	-5	0
Улучшение слуха в дБ	10	10	5	5	10	10	5	5	0	5

Пороговый уровень воздушной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)	35	30	25	15	15	10	10	5	5	5
По окончанию курса(дБ)	30	15	15	10	5	-5	0	0	0	5
Норма	20	10	5	0	-5	-10	-15	-10	-5	0
Улучшение слуха в дБ	5	15	10	5	10	15	10	5	5	0

Пороговый уровень костной проводимости левого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
До начала курса (дБ)		5	5	0	10	0	5	5	0	
По окончанию курса(дБ)		10	15	10	5	0	0	5	0	
Норма		20	15	10	5	0	0	5	5	
Улучшение слуха в дБ		-5	-10	-10	5	0	5	0	0	

Пороговый уровень костной проводимости правого уха										
Частотный диапазон в Гц	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000

До начала курса (дБ)		10	20	20	15	5	5	5	10	
По окончании курса(дБ)		15	15	10	5	0	0	5	0	
Норма		20	15	10	5	0	0	5	5	
Улучшение слуха в дБ		-5	5	10	10	5	5	0	5	

Устройство для осуществления способа нейросенсорной слуховой стимуляции основано на ЭВМ и содержит, установленные в одном корпусе 1 цифровой накопитель 2 (содержит цифровой звуковой сигнал 3, базу данных фильтров 4, программное обеспечение 5), выход которого соединен со входом 6 процессора. Процессор 7 формирует для звукового сигнала два потока (костный и воздушный) с цифровыми фильтрами используя алгоритм программного обеспечения 5. Выходы процессора 8 соединены со входами цифро-аналоговых преобразователей (далее ЦАП) 9 и монитора 10. Вход процессора 6 также соединен с микроконтроллером 11, установленным в панели управления 12. Выходы цифро-аналоговых преобразователей 9 соединены с воздушными звукоизлучателями 13 и через усилитель 14 с костным звукоизлучателем 15. В качестве воздушных звукоизлучателей могут использоваться наушники, в качестве костного звукоизлучателя может использоваться костный звуковой вибратор.

Элементы (ручки и кнопки) панели управления 12 установлены на лицевой панели корпуса 1 и включают в себя ручку MICRO 16, ручку VOLUME 17, ручку DELAY 18, ручку PRECESSION 19, ручку SWITCH 20, ручку BASS1 21, ручка BASS2 22, ручка TREBLE1 23, ручка TREBLE2 24, ручка LEFT+RIGHT 25, ручка AIR 26, ручка BONE 27, кнопка FILTER 28, кнопка1 29, кнопка2 30, кнопка3 31, кнопка4 32, кнопка FREQUENCY 33, кнопка GRADIENT 34.

Микроконтроллер 11 считывает с элементов (16 - 34) панели управления 12 значения выставленных параметров аудио обработки (частота, крутизна фильтра, амплитуда НЧ и ВЧ диапазона) с определенной детерминированностью, что ограничивает максимальное количество возможных вариантов комбинаций этих параметров, но при этом достаточных для полноценного применения в музыкотерапиях. Считанные данные микроконтроллером 11 передаются в процессор 7, в котором для каждой комбинации установленных значений аудио обработки панели управления 12 привязаны строго определенные значения коэффициентов фильтров из базы данных 4 накопителя 2, полученные еще на этапе конструирования (программирования) фильтров методом индивидуального подбора. Коэффициенты фильтров из базы данных 4 индивидуально подобраны таким образом, чтобы полученный фильтр

изменял спектр выходного сигнала с высокой точностью и в соответствии с требуемой формой (Фиг.1, 2). Коэффициенты для фильтра берутся строго из базы данных 4 при сопоставлении процессором 7 значений, установленных на панели управления 12.

Для выявления точных значений коэффициентов фильтров на этапе конструирования (программирования) через них многократно пропускались звуковые сигналы, спектры которых содержали весь набор звуковых частот (от 20 Гц до 20 000 Гц) с одинаковой амплитудой и при наиболее точном совпадении спектра выходного сигнала с ожидаемым результатом, значения коэффициентов заносились в базу данных 4.

В процессоре 7 из цифрового звукового сигнала 3 на основании алгоритма программного обеспечения 5 формируется виртуальный звуковой поток. Поток от входа процессора 6 поступает на блок VOLUME 35, где регулируется громкость в соответствии с установленным значением элемента 17 панели управления 12. От блока VOLUME 35 поток поступает на блок FILTER 36 в котором формируется фильтр в соответствии с выбранной программой на панели управления 12 (элементы 28 – 32 фиг. 5). Обработанный звуковой поток от блока FILTER 36 разделяется на два звуковых потока – костный и воздушный.

В каждом звуковом потоке сигнал подается одновременно на блок SWITCH 37, блок канала C1 38 и блок канала C2 39. В блоках каналов C1 и C2 сформированы фильтры в соответствии с установленными значениями элементов (элементы 21 – 24, 33, 34) панели управления 12. Блок SWITCH 37 сканирует относительную громкость звукового потока и сравнивает со значением установленного порога элемента 20 панели управления 12. Если громкость звукового потока ниже порогового значения, то передача звука на выход процессора 8 осуществляется от блока канала C1 38, иначе от блока канала C2 39.

При достижении громкостью звука в каждом потоке порогового значения, переключение считывания от блока канала C1 38 на блок канала C2 39 происходит с задержкой, которую задает блок DELAY 40. Время задержки устанавливается элементом 18 панели управления 12. В воздушном канале блоком PRECESSION 41 вводится дополнительная задержка переключения считывания от блока канала C1 38 на блок канала C2 39, время задержки устанавливается элементом 19 панели управления 12.

После обработки фильтрами C1/C2 сигналы поступают на выход процессора 8. Воздушный звуковой поток с выхода процессора 8 преобразуется с помощью цифро-аналогового преобразователя 9 в аналоговую форму и поступает на воздушные звукоизлучатели 13. Костный звуковой поток аналогичным образом с выхода процессора 8 преобразуется с помощью цифро-аналогового преобразователя 9 в аналоговую форму и через усилитель 14 поступает на костный звукоизлучатель 15.

Перечень позиций:

- 1 – корпус устройства;
- 2 – цифровой накопитель;
- 3 – цифровой звуковой сигнал;
- 4 – база данных коэффициентов фильтров цифро-аналогового преобразователя;
- 5 – программное обеспечение;
- 6 – вход процессора;
- 7 – процессор;
- 8 – выход процессора;
- 9 – цифро-аналоговый преобразователь;
- 10 – монитор;
- 11 – микроконтроллер;
- 12 – панель управления;
- 13 – воздушный звукоизлучатель;
- 14 – усилитель;
- 15 – костный звукоизлучатель
- 16 – ручка MICRO;
- 17 – ручка VOLUME;
- 18 – ручка DELAY;
- 19 – ручка Precession;
- 20 – ручка Switch;
- 21 – ручка BASS 1;
- 22 – ручка BASS 2;
- 23 – ручка TREBLE 1;
- 24 – ручка TREBLE 2;
- 25 – ручка LEFT+RIGHT;
- 26 – ручка AIR;
- 27 – ручка BONE;
- 28 – кнопка FILTER;
- 29 – кнопка 1;
- 30 – кнопка 2;
- 31 – кнопка 3;
- 32 – кнопка 4;
- 33 – кнопка FREQUENCY;
- 34 – кнопка GRADIENT;

- 35 – блок VOLUME;
- 36 – блок FILTER;
- 37 – блок SWITCH;
- 38 – блок канала C1;
- 39 – блок канала C2;
- 40 – блок DELAY;
- 41 – блок PRECESSION;

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ нейросенсорной слуховой стимуляции, заключающийся в том, что осуществляют диагностику уровня нарушения слуха определяя пороговый уровень костной проводимости в частотном диапазоне 250-4000 Гц и в диапазоне интенсивности до 80 db и воздушной проводимости в частотном диапазоне 125-6000 Гц и в диапазоне интенсивности до 120 db, на основании полученных результатов составляют программу нейросенсорной слуховой стимуляции, включающую, по меньшей мере два периода воздействия на воздушную и костную проводимость акустическими сигналами с разными спектральными характеристиками в течение не менее 30 минут, причем между периодами могут устанавливаться паузы отдыха; в первом периоде нейросенсорную слуховую стимуляцию осуществляют воздействием на костную проводимость акустическим сигналом, спектральные характеристики которого обеспечивают настройками тембров верхних и нижних частот, причем при достижении акустическим сигналом заданного уровня через заданную задержку времени добавляют воздействие этим сигналом на воздушную проводимость; во втором периоде осуществляют воздействие акустическим сигналом, спектральные характеристики которого дополнительно ограничиваются цифровым фильтром с заданными амплитудно-частотными характеристиками и временным алгоритмом его применения, при этом уровень тембра акустического сигнала и время задержки воздействия на костную и воздушную проводимость устанавливают заново, цифровой фильтр может иметь амплитудно-частотную характеристику фильтра нижних частот, фильтра верхних частот, при этом включение цифрового фильтра производят по заданному временному алгоритму; повторно осуществляют диагностику уровня нарушения слуха определяя пороговый уровень костной проводимости в диапазоне интенсивности до 80 db и воздушной проводимости в диапазоне интенсивности до 120 db, на основании полученных результатов принимают решение о необходимости повторного курса нейросенсорной звуковой стимуляции.

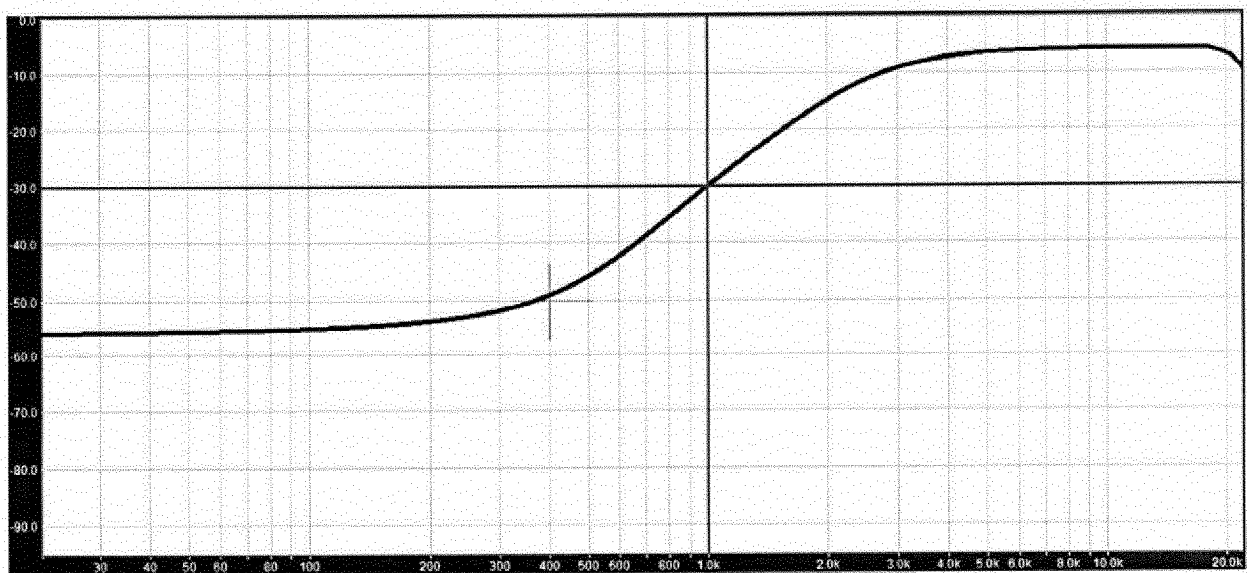
2. Способ нейросенсорной слуховой стимуляции по п. 1, отличающийся тем, что уровень тембров верхних и нижних частот акустического сигнала, величину задержки воздействия на костную и воздушную проводимость, амплитудно-частотные характеристики цифрового фильтра для дополнительного ограничения акустического сигнала и временной алгоритм его использования определяют в зависимости от результатов диагностики уровня нарушения слуха.

3. Устройство для осуществления способа по п. 1 содержит, установленные в одном корпусе источник звукового сигнала, выход которого соединен с процессором, управляемым программным обеспечением с использованием базы данных коэффициентов цифровых фильтров, выходы которого соединены со входом цифро-аналогового преобразователя и монитора, вход соединен с микроконтроллером, подключенным к панели управления, а вход-выход с накопителем, при этом выходы цифро-аналогового преобразователя соединены с воздушными звукоизлучателями и через усилитель с костным звукоизлучателем.

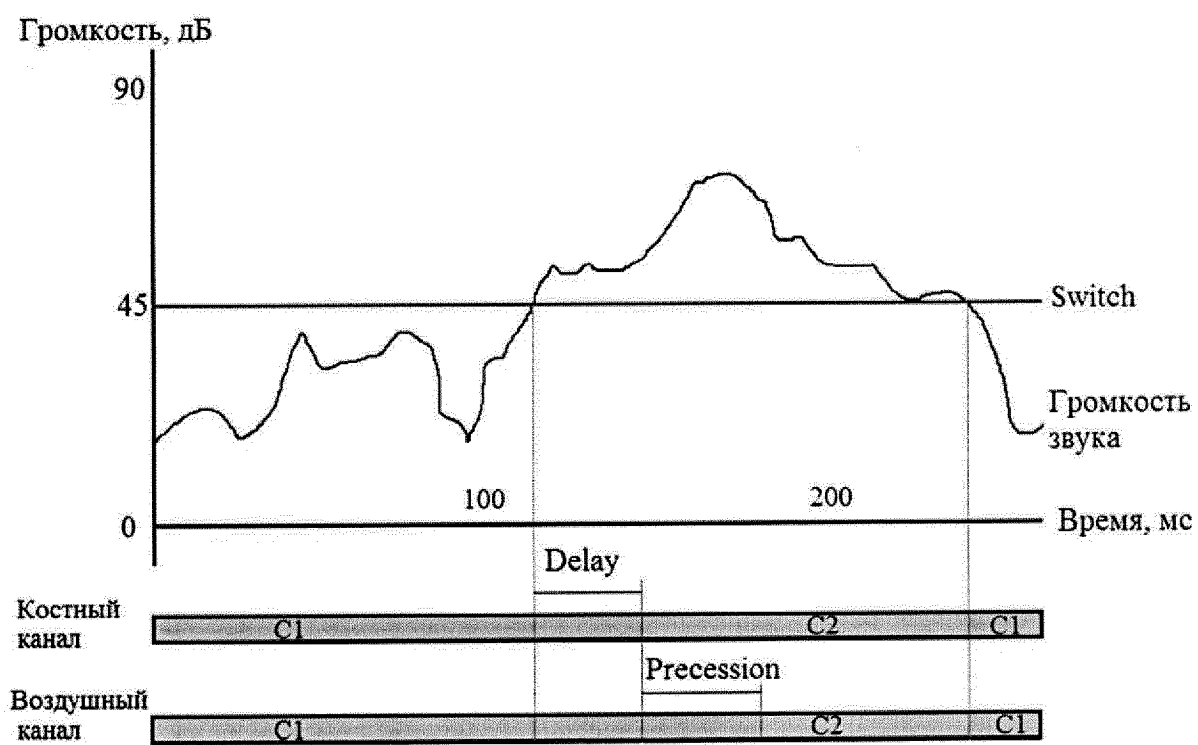
4. Устройство для осуществления способа по п.1, отличающееся тем, что в качестве воздушных звукоизлучателей могут использоваться наушники, а костный звукоизлучатель снабжен контактным вибратором.



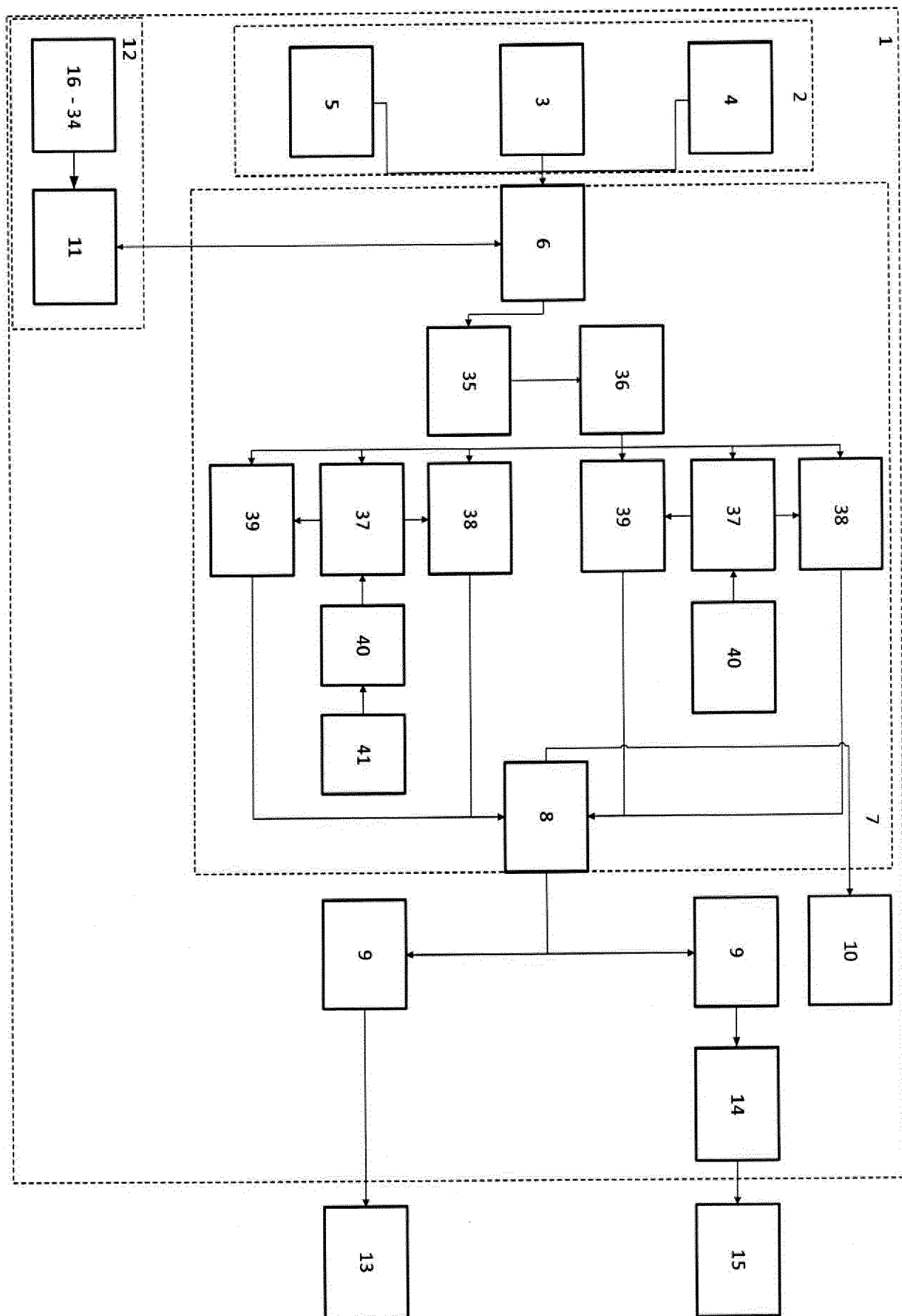
Фиг. 1



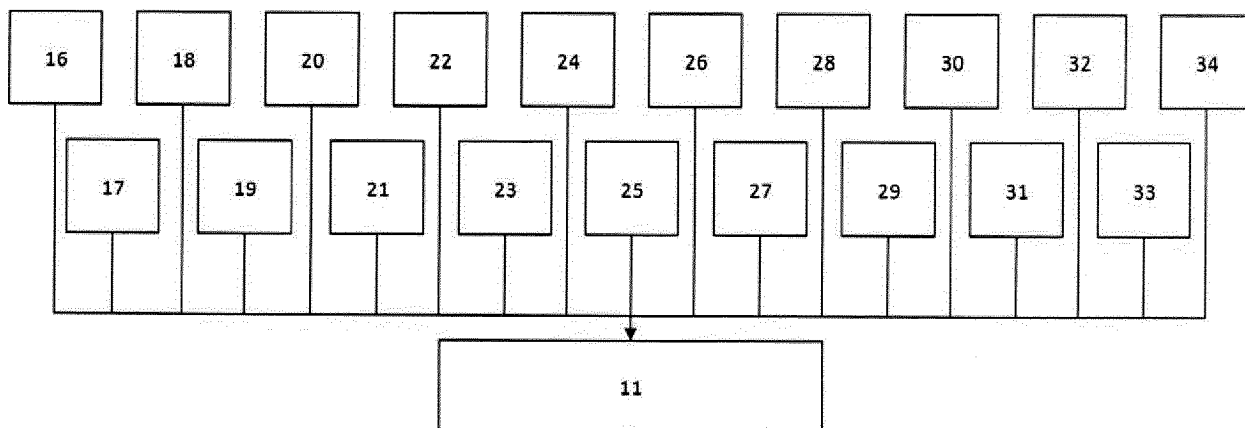
Фиг. 2



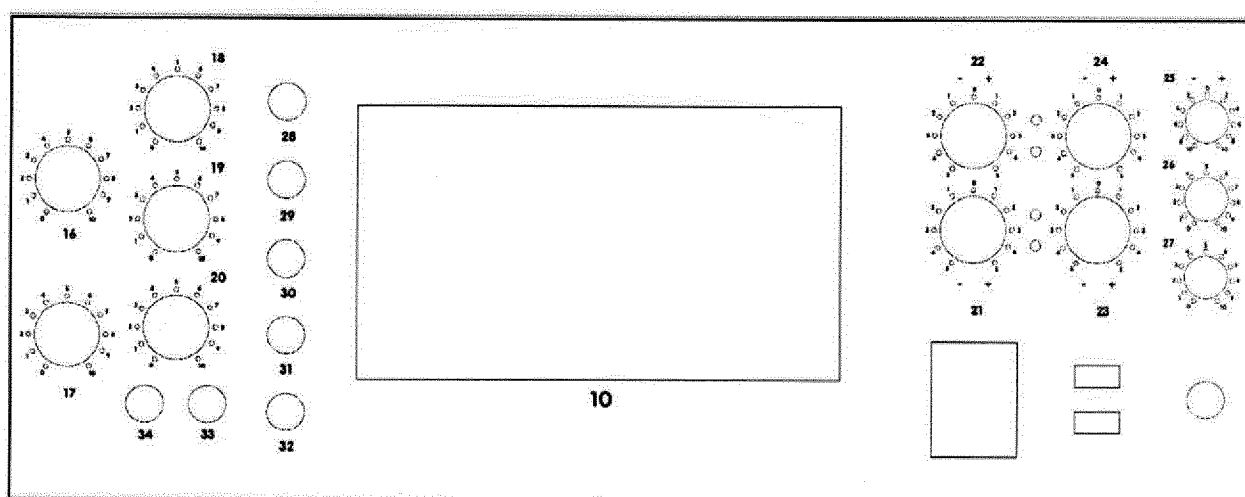
Фиг. 3



Фиг. 4



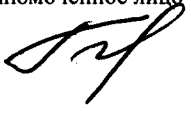
Фиг. 5



Фиг. 6

ЕВРАЗИЙСКОЕ ПАТЕНТНОЕ ВЕДОМСТВО

ОТЧЕТ О ПАТЕНТНОМ
ПОИСКЕ(статья 15(3) ЕАПК и правило 42
Патентной инструкции к ЕАПК)Номер евразийской заявки:
201800604

Дата подачи: 19 ноября 2018 (19.11.2018)		Дата испрашиваемого приоритета:
Название изобретения: Способ нейросенсорной слуховой стимуляции и устройство для его осуществления		
Заявитель: КНЮДДЕ Дарья Геннадьевна		
☐ Некоторые пункты формулы не подлежат поиску (см. раздел I дополнительного листа) ☐ Единство изобретения не соблюдено (см. раздел II дополнительного листа)		
А. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРЕДМЕТА ИЗОБРЕТЕНИЯ:		
МПК:	A61F 11/00 (2006.01) H04R 25/00 (2006.01)	СПК: A61F 11/00 (2006-01) H04R 25/00 (2006-01)
Согласно Международной патентной классификации (МПК) или национальной классификации и МПК		
Б. ОБЛАСТЬ ПОИСКА:		
Минимум просмотренной документации (система классификации и индексы МПК) A61F 11/00, H04R 25/00		
Другая проверенная документация в той мере, в какой она включена в область поиска:		
В. ДОКУМЕНТЫ, СЧИТАЮЩИЕСЯ РЕЛЕВАНТНЫМИ		
Категория*	Ссылки на документы с указанием, где это возможно, релевантных частей	Относится к пункту №
D, A	RU 2101770 C1 (ТОМАТИ ИНТЕРНАСЬОНАЛЬ) 10.01.1998	1-4
D, A	RU 2618164 C1 (ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ВОЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ ВОЕННО-МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ ИМ. С.М. КИРОВА МИНИСТЕРСТВА ОБОРОНЫ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ) 02.05.2017	1-4
A	RU 2102956 C1 (ШАНДУРИНА АЛЛА НИКОЛАЕВНА) 27.01.1998	1-4
A	US 2014/0336449 A1 (EAR AND SKULL BASE CENTER, P.C.) 13.11.2014	1-4
A	EP 1655054 A1 (MONTECORBOLI, UMBERTO) 10.05.2006	1-4
☐ последующие документы указаны в продолжении графы В ☐ данные о патентах-аналогах указаны в приложении		
* Особые категории ссылочных документов: "А" документ, определяющий общий уровень техники "Е" более ранний документ, но опубликованный на дату подачи евразийской заявки или после нее "О" документ, относящийся к устному раскрытию, экспонированию и т.д. "Р" документ, опубликованный до даты подачи евразийской заявки, но после даты испрашиваемого приоритета "D" документ, приведенный в евразийской заявке		
"I" более поздний документ, опубликованный после даты приоритета и приведенный для понимания изобретения "X" документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска, порочащий новизну или изобретательский уровень, взятый в отдельности "Y" документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска, порочащий изобретательский уровень в сочетании с другими документами той же категории "&" документ, являющийся патентом-аналогом "L" документ, приведенный в других целях		
Дата действительного завершения патентного поиска:		15 июля 2019 (15.07.2019)
Наименование и адрес Международного поискового органа: Федеральный институт промышленной собственности РФ, 125993, Москва, Г-59, ГСП-3, Бережковская наб., д. 30-1. Факс: (499) 243-3337, телетайп: 114818 ПОДАЧА		Уполномоченное лицо:  М.А. Белугин Телефон № (499) 240-25-91