



(51) МПК  
**A61N 1/36** (2006.01)  
**A61F 11/04** (2006.01)  
**H04R 25/00** (2006.01)

**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
 ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: **2010114304/14**, **11.09.2008**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
**11.09.2008**

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
**11.09.2007 US 60/971.473**

(43) Дата публикации заявки: **20.10.2011** Бюл. № 29

(45) Опубликовано: **10.12.2013** Бюл. № 34

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **WO 0113991 A1**, **01.03.2001**. **Ginger Stickney et al. "Improving Frequency Discrimination in Cochlear Implant Users"**, **12.02.2007**, **The assotiation for research in otolaryngology, 30th annual midwinter meeting of the aro, Denver**. **WO 2006136961 A2**, **28.12.2006**. **US 7110821 B1**, **19.09.2006**. **US 6289247 B1**, **11.09.2001**.

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **12.04.2010**

(86) Заявка РСТ:  
**US 2008/075984 (11.09.2008)**

(87) Публикация заявки РСТ:  
**WO 2009/036146 (19.03.2009)**

Адрес для переписки:  
**190000, Санкт-Петербург, ВОХ 1125, ООО "Перфект Ассистант", пат.пов. М.И.Ниловой, рег.№ 378**

(72) Автор(ы):

**ЦИРХОФЕР Клеменс М. (АТ)**

(73) Патентообладатель(и):

**МЕД-ЭЛЬ ЭЛЕКТРОМЕДИЦИНИШЕ ГЕРЭТЕ ГМБХ (АТ)**

**(54) СПОСОБ ОДНОВРЕМЕННОЙ АКТИВАЦИИ ПО МЕНЬШЕЙ МЕРЕ ДВУХ ЭЛЕКТРОДОВ МНОГОКАНАЛЬНОЙ МАТРИЦЫ ЭЛЕКТРОДОВ, СИСТЕМА КОХЛЕАРНОГО ИМПЛАНТАТА И МАШИНОЧИТАЕМЫЙ НОСИТЕЛЬ ИНФОРМАЦИИ**

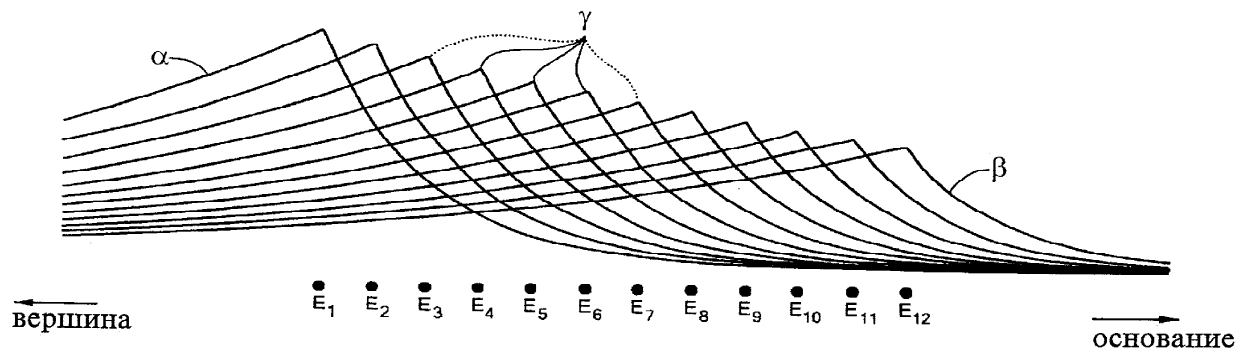
(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к системам для электрической стимуляции нерва и кохлеарным имплантатам. Способ одновременной активации электродов заключается в вычислении амплитуд импульсов электродов многоканальной матрицы с помощью

параметров пространственного взаимодействия каналов. Вычисление основано на пространственно независимых импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада первой стороны электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада второй стороны электрода. Вычисление амплитуд импульсов

для учета пространственно-зависимых импульсных откликов дополнительно проводят с помощью пространственно-зависимых весовых коэффициентов  $c_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ). Система кохлеарного имплантата включает многоканальную матрицу

электродов и стимулятор. Система содержит также машиночитаемый носитель для осуществления способа активации. Использование изобретения позволяет улучшить работу кохлеарного имплантата и восприятие речи. 3 н. и 20 з.п. ф-лы, 7 ил.



Фиг. 7

RU 2500440 C2

RU 2500440 C2



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.  
**A61N 1/36** (2006.01)  
**A61F 11/04** (2006.01)  
**H04R 25/00** (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2010114304/14, 11.09.2008**

(24) Effective date for property rights:  
**11.09.2008**

Priority:

(30) Convention priority:  
**11.09.2007 US 60/971.473**

(43) Application published: **20.10.2011 Bull. 29**

(45) Date of publication: **10.12.2013 Bull. 34**

(85) Commencement of national phase: **12.04.2010**

(86) PCT application:  
**US 2008/075984 (11.09.2008)**

(87) PCT publication:  
**WO 2009/036146 (19.03.2009)**

Mail address:

**190000, Sankt-Peterburg, VOKh 1125, OOO  
"Perfekt Assistant", pat.pov. M.I.Nilovoj,  
reg.№ 378**

(72) Inventor(s):

**TsIRKhOFER Klemens M. (AT)**

(73) Proprietor(s):

**MED-EhL' EhLEKTROMEDITsINIShE  
GEREhTE GMBKh (AT)**

(54) **METHOD FOR SIMULTANEOUS ACTIVATION OF AT LEAST TWO ELECTRODES OF MULTIPLE-CHANNEL ELECTRODE MATRIX, COCHLEAR IMPLANT SYSTEM AND MACHINE-READABLE INFORMATION CARRIER**

(57) Abstract:

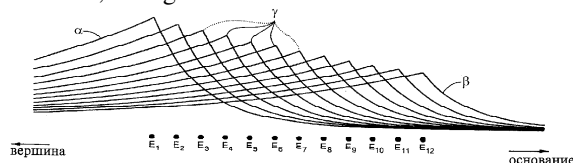
FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to medical equipment, namely systems for electrical nerve stimulation and to cochlear implants. A method for simultaneous electrode stimulation consists in calculating the electrode pulse amplitudes of the multiple-channel matrix using the parameters of spatial channel distribution. The calculation is based on the spatially independent pulse responses characterised by the first exponential decay of constant  $\alpha$  of the first side of the electrode and the second exponential decay of constant  $\beta$  of the second side of the electrode. The pulse amplitudes to record the spatially dependent pulse responses are

calculated additionally by the spatially dependent weight ratios  $c_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ). A cochlear implant system comprises the multiple-channel electrode matrix and a stimulator. The system also comprises a machine-readable carrier to implement a method for activation.

EFFECT: using the invention enables improving the cochlear implant operation and speech perception.

23 cl, 7 dwg



Фиг. 7

RU 2 500 440 C2

RU 2 500 440 C2

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится к электрической стимуляции нерва и, в частности, к одновременной электрической стимуляции нерва в кохлеарных имплантатах.

Уровень техники

5 Кохлеарные имплантаты и другие протезы внутреннего уха относятся к одному из средств помощи лицам с полной или значительной потерей слуха. В отличие от обычных слуховых аппаратов, которые просто вводят усиленный или обработанный звуковой сигнал, действие кохлеарного имплантата основано на непосредственной  
10 электрической стимуляции слухового нерва. Как правило, кохлеарный имплантат электрически стимулирует нервные структуры внутреннего уха так, что достигается слуховое восприятие, максимально приближенное к естественному.

На Фиг.1 представлен вид разреза уха с обычной системой кохлеарного имплантата. В обычном ухе звуки передаются через наружное ухо к барабанной  
15 перепонке, которая приводит в движение косточки среднего уха, которое, в свою очередь, возбуждает улитку. Улитка включает верхний канал или проток, известный под названием лестницы преддверия, и нижний канал под названием барабанной лестницы. Эти каналы соединены улитковым протоком. В ответ на полученные звуки,  
20 передаваемые средним ухом, заполненные текучей средой лестница преддверия и барабанная лестница передают звуковые волны для генерирования электрических импульсов, которые передаются к улитковому нерву и, наконец, к мозгу. Спектральная обработка звука, по-видимому, изменяется от базальной части улитки, где происходит восприятие самых высокочастотных компонентов звука, до  
25 вершинных (апикальных) частей улитки, где происходит анализ наиболее низкочастотных компонентов звука.

Некоторые лица страдают от частичной или полной потери нейросенсорного слухового восприятия. Были разработаны системы кохлеарных имплантатов, в  
30 которых эта потеря преодолевается путем прямой стимуляции улитки пользователя. Типичный кохлеарный протез по существу включает две части: процессор речевых сигналов и имплантированный стимулятор. Процессор речевых сигналов (не показан на Фиг.1) обычно включает микрофон, источник питания (батарею) для всего устройства и процессор, который используется для выполнения обработки звукового  
35 сигнала с целью выделения параметров стимуляции. В современных протезах процессор речевых сигналов представляет собой устанавливаемое за ухом устройство (BTE - от англ. behind the ear). Имплантированный стимулятор генерирует стимулирующие последовательности сигналов и вводит их в нервную ткань  
40 посредством матрицы электродов, которая обычно располагается в барабанной лестнице во внутреннем ухе. Связь между процессором речевых сигналов и стимулятором обычно устанавливается по радиолинии (RF - от англ. radio frequency). Следует отметить, что по радиолинии передаются как энергия стимуляции, так и информация стимуляции. Как правило, используются протоколы передачи цифровых  
45 данных со скоростью передачи порядка сотен кбит/с.

Примером типового решения задачи стимуляции кохлеарными имплантатами может служить использование "Стратегии обработки речи или стратегии высокочастотной непрерывной выборки (CIS)" (CIS - от англ. Continuous Interleaved  
50 Sampling), описанное в статье Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM "Улучшение распознавания речи при использовании кохлеарных имплантатов", Nature, vol.352, 236-238, июль 1991 г., которая полностью включена в настоящее описание посредством ссылки. Обработка сигналов для CIS в

процессоре речевых сигналов обычно включает следующие шаги:

1. Разбиение спектрального интервала звуковых сигналов на диапазоны посредством блока фильтров;
2. Детектирование огибающей сигнала на выходе каждого фильтра;
3. Синхронное нелинейное сжатие сигнала огибающей (по принципу обработки графических сигналов); и
4. Адаптация к порогам (THR - от англ. Threshold) и наиболее удобному уровню громкости (MCL - от англ. Most Comfortable Loudness Level).

Каждый из стимулирующих электродов в барабанной лестнице обычно связан с полосовым фильтром внешнего блока фильтров. В соответствии с "тонотопическим" принципом организации улитки, высокочастотные диапазоны связаны с электродами, размещенными ближе к основанию (базальной части), а низкочастотные диапазоны связаны с электродами, находящимися более глубоко в направлении вершины, как это описано в статье "Пространственно-частотная зависимость в улитке у нескольких видов - 29 лет спустя", Greenwood DD, J. Acoust. Soc. Am., 2593-2604, 1990, полностью включенной в настоящее описание посредством ссылки. Для стимуляции подаются импульсы тока с нейтральным зарядом, как правило, дипольные симметричные импульсы. Амплитуда стимулирующих импульсов определяется по выборке сигналов сжатой огибающей. В качестве характерного примера в случае CIS для стимуляции используются симметричные дипольные импульсы тока. Амплитуды стимулирующих импульсов определяются непосредственно по выборке сигналов сжатой огибающей (см. выше шаг (3)). Производится последовательная выборка по этим сигналам, и стимулирующие импульсы подаются в строго неперекрывающейся последовательности. Таким образом, как это свойственно CIS, в каждый момент времени действует только один канал стимуляции. Общая скорость стимуляции относительно велика. Например, принимая общую скорость стимуляции равной 18 тыс. импульсов в секунду, и используя 12-ти канальный блок фильтров, можно получить скорость стимуляции 1,5 тыс. импульсов в секунду. Такой скорости стимуляции на канал обычно достаточно для адекватного временного представления сигнала огибающей.

Проводилось исследование влияния различных параметров стратегии обработки речи или стратегии высокочастотной непрерывной выборки (CIS) на восприятие речи, например, числа каналов и скорости стимуляции на канал и др. (см., например, статью "Влияние изменений параметров процессоров кохлеарных имплантатов на понимание речи", Loizou PC, Poroy O, Dorman M, Acoust. Soc. Am. 108(2): 790-802, август 2000 г.; и Wilson B, Wolford R, Lawson D, "Процессоры звуковых сигналов для слуховых протезов - Седьмой кварталный отчет. NIH Project N01-DC-8-2105", которые целиком включены в настоящее описание посредством ссылки), и были предложены новые пути, направленные на дальнейшее улучшение. Например, в одном из подходов используется принцип стохастического резонанса (см. например, статьи "Теория стохастического резонанса", McNamara B и Wiesenfeld K, Phys. Rev. A, 39: 4854-4869; "Псевдоспонтанная активность: стохастическая независимость волокон слухового нерва при электрической стимуляции", Rubinstein JT, Wilson BS, Finley CC, Abbas PJ, Hear. Res. 127, 108-118, 1999; и "Аддитивный шум может улучшить временное кодирование в расчетной модели аналоговой стимуляции кохлеарного имплантата", Morse RP, Evans EF, Hear. Res. 133, 107-119, 1999, каждая из которых целиком включена в настоящее описание посредством ссылки). Основная идея подхода состоит в имитации спонтанной активности в нейронах для получения более естественного

представления сигналов огибающей в пиковых последовательностей. Этот и другие подходы не нашли пока применения в широкой клинической практике, главным образом, потому что не дают существенного улучшения работы кохлеарного имплантата по сравнению с CIS.

5 В настоящее время наиболее перспективным направлением дальнейшего усовершенствования CIS представляется введение так называемой "микроструктурой информации". Согласно Гильберту (см., Hilbert D, "Основы общей теории линейных интегральных уравнений", Teubner, Leipzig, 1912, полностью включенную в настоящее  
10 описание посредством ссылки), любой сигнал может быть представлен как произведение медленно меняющейся огибающей и быстроменяющегося сигнала, имеющего тонкую временную структуру. Существующая стратегия высокочастотной непрерывной выборки (CIS) использует только информацию об огибающей, а данные о тонкой структуре отбрасываются. В отклике полосового фильтра CIS данные о  
15 временной тонкой структуре представлены положением точки прохождения сигнала через нулевой уровень и отслеживают точное положение центра тяжести сигнала на частотной оси внутри его спектрального диапазона, включая временные перемещения таких центров тяжести. Например, временные перемещения формантных частот в  
20 спектре гласных звуков являются важными ориентирами для восприятия предшествующих взрывных согласных или других невокализованных фрагментов речи. Кроме того, внимательное изучение тонкой структуры выходного сигнала полосового фильтра явно показывает, что частота тона присутствует во временной структуре переходов через ноль. Относительная важность огибающей и данных о  
25 тонкой структуре исследована в эксперименте, описанном в статье "Химерные звуки обнаруживают дихотомию в звуковом восприятии", Smith ZM, Delgutte B, Oxenham AJ, Nature, vol.416, 87-90, март 2002 г., полностью включенной в настоящее описание посредством ссылки. Существует единое мнение, что для промежуточного количества  
30 каналов обработки, составляющего от 4 до 16, огибающая наиболее важна для восприятия речи, в то время как тонкая временная структура более важна для восприятия тонов (распознавание мелодии) и локализации звука.

С учетом сказанного, стандартная стратегия CIS представляет собой хороший вариант с точки зрения разборчивости речи (например, Американского английского).  
35 Однако для восприятия музыки и так называемых тональных языков (китайский, кантонский китайский, вьетнамский, тайский и др.) CIS может оказаться неоптимальным вариантом, и новые принципы стимуляции, использующие как огибающую, так и данные о тонкой временной структуре, могут быть полезны для  
40 улучшения работы кохлеарного имплантата). Это предположение находит подтверждение, например, в исследовании "Использование амплитудной и частотной модуляции в распознавании речи", FG Zeng, KB Nie, S Liu, GS Stickney, E Del Rio, YY Kong, HB Chen, опубликованном в Proc. Nat. Acad. of Science 102: 2293-2298, 2005,  
45 которое полностью включено в настоящее описание посредством ссылки, и в котором показано, что медленно меняющаяся частотная модуляция может восприниматься лицами с кохлеарными имплантатами, и поэтому рекомендуется для соответствующего внедрения в разрабатываемые принципы стимуляции.

Рассмотрение новых принципов стимуляции ясно показывает, что для увеличения  
50 потока информации потребуется увеличение частоты повторения импульсов в каждом канале. В рамках базового принципа CIS, когда стимуляция производится строго неперекрывающимися импульсами, увеличение частоты следования импульсов может быть достигнуто только за счет сокращения длительности импульсов. Сокращение

длительности импульсов не может быть, однако, произвольным, поскольку при более коротких импульсах необходимо увеличение их амплитуды для обеспечения достаточной громкости, а амплитуда импульсов ограничена различными практическими соображениями, например, максимальным напряжением питания имплантата. Кроме того, существует фундаментальная постоянная времени нерва, обусловленная свойствами перехватов Ранвье в покрытых миелиновой оболочкой нервных волокнах, составляющая в слуховом нерве примерно  $\tau=20-30$  мкс (см., например, статью "Модель миелинизированных нервных волокон для создания электрического протеза", Frijins J и ten Kate J, Med. Biol. Eng. Comput., vol 32, pp.391-398, 1994 г., полностью включенную в настоящее описание посредством ссылки). Несмотря на то, что скорость отклика трансмембранных потенциалов на стимулирующий импульс выше, чем отклик в простой системе первого порядка ("спектральное ускорение", см., например, статью "Анализ линейной модели для электрической стимуляции аксонов - критические замечания по поводу "концепции функции активации", Zierhofer SM, IEEE Trans. BME, vol.48, No.2, февраль 2001 г., полностью включенную в настоящее описание посредством ссылки), не следует использовать значительно более короткие импульсы, чтобы избежать замыканий токов на электрической емкости мембран.

#### Раскрытие изобретения

В соответствии с одним вариантом выполнения изобретения, предложен способ одновременной активации по крайней мере двух электродов в многоканальной матрице электродов. Способ включает вычисление амплитуды импульсов на электродах в многоканальной матрице с учетом параметров пространственного взаимодействия каналов, отражающих геометрическое перекрытие электрических полей каждого электрода. Вычисление основывается, по крайней мере отчасти, на не зависящих от места расположения импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада на первой стороне электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада на второй стороне электрода, причем первая постоянная  $\alpha$  экспоненциального спада одинакова для каждого электрода матрицы, и вторая постоянная  $\beta$  экспоненциального спада одинакова для каждого электрода матрицы.

В соответствии с родственными вариантами выполнения изобретения, вычисление может также включать использование зависящих от места расположения весовых коэффициентов для учета зависимости импульсных откликов от места расположения. При расчете могут использоваться свойства тридиагональной матрицы. Первая постоянная  $\alpha$  экспоненциального спада может быть не равна второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада. Способ может также включать одновременную активацию по крайней мере двух электродов с использованием знаково-коррелированных импульсов. Активацией двух электродов можно стимулировать слуховой нерв. В многоканальной матрице электродов может использоваться монополярная конфигурация с удаленным заземлением. Многоканальная матрица электродов может включать первый электрод в начале матрицы и второй электрод на конце матрицы, при этом способ вычисления включает введение фиктивного электрода в позиции, соседней к по крайней мере одному из первого и второго электродов.

В других вариантах осуществления изобретения, вычисление может включать определение необходимого потенциала для данной позиции относительно матрицы электродов, при этом необходимый потенциал определяется, по крайней мере частично, на основе стратегии высокочастотной непрерывной выборки. Амплитуды

одновременно действующих, знаково-коррелированных импульсов, ассоциированных с электродами, вычисляются путем суммирования результирующих потенциалов от каждого из знаково-коррелированных импульсов в данной позиции с тем, чтобы получить полный потенциал в данной позиции, по существу равный требуемому потенциалу.

В соответствии с другим вариантом выполнения изобретения, система кохлеарного имплантата включает многоканальную матрицу электродов, имеющую по крайней мере два электрода. Стимулятор производит вычисление амплитуд ассоциированных с электродами стимулирующих сигналов электродов, как функцию пространственного взаимодействия каналов, отражающую геометрическое взаимное перекрытие электрических полей каждого электрода. Вычисление основано, по крайней мере, отчасти, на не зависящих от места расположения импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада на первой стороне электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада на второй стороне электрода, причем первая постоянная  $\alpha$  экспоненциального спада одинакова для каждого электрода матрицы, и вторая постоянная  $\beta$  экспоненциального спада одинакова для каждого электрода матрицы.

В соответствии с родственными вариантами осуществления изобретения, стимулятор использует зависящие от места расположения весовые коэффициенты для учета зависимости импульсных откликов от места расположения, при расчете амплитуд стимулирующих сигналов электродов. В системе имплантата могут использоваться свойства тридиагональной матрицы для определения амплитуд сигналов электродов. Первая постоянная  $\alpha$  экспоненциального спада может быть не равна второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада. В матрице электродов может использоваться монополярная конфигурация электродов с удаленным заземлением. Стимулятор может одновременно активировать по крайней мере два электрода с использованием знаково-коррелированных импульсов. Многоканальная матрица электродов может быть частью кохлеарного имплантата, предназначенного для стимуляции слухового нерва. Система также может включать процессор речевых сигналов, содержащий блок фильтров для приема акустического звукового сигнала, причем каждый фильтр в блоке фильтров ассоциирован с одним из электродов в многоканальной матрице электродов. Процессор речевых сигналов из ассоциированных с каналами фильтров вырабатывает весовые коэффициенты для каждого электрода многоканальной матрицы электродов.

В соответствии с другим вариантом выполнения изобретения, предложен машиночитаемый носитель информации для использования в компьютерной системе для стимуляции электродов в многоканальной матрице электродов. Каждый канал ассоциирован с электродом в матрице. Машиночитаемый носитель информации включает пригодный для использования компьютером носитель со считываемым компьютером программным кодом. Считываемый компьютером программный код включает программный код для вычисления амплитуды ассоциированных с электродами стимулирующих сигналов в виде функции пространственного взаимодействия каналов, отражающей геометрическое перекрытие электрических полей каждого электрода. Вычисление основано, по крайней мере отчасти, на не зависящих от места расположения импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада на первой стороне электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада на второй стороне электрода, причем первая постоянная  $\alpha$  экспоненциального спада одинакова для каждого электрода матрицы, и

вторая постоянная  $\beta$  экспоненциального спада одинакова для каждого электрода матрицы.

В соответствии с родственными вариантами выполнения изобретения, программный код для вычисления может также включать программный код для использования зависящих от пространственного расположения весовых коэффициентов для учета зависящих от места расположения импульсных откликов. Программный код для вычисления может включать использование свойств тридиагональной матрицы. Первая постоянная  $\alpha$  экспоненциального спада может быть не равна второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада. Компьютерный программный код может также включать программный код для одновременной стимуляции по крайней мере двух электродов с использованием знаково-коррелированных импульсов. Многоканальная матрица электродов может быть частью кохлеарного имплантата, предназначенного для стимуляции слухового нерва. В многоканальной матрице электродов может использоваться однополюсная конфигурация с удаленным заземлением. Многоканальная матрица электродов может включать первый электрод в начале матрицы и второй электрод в конце матрицы, при этом программный код для вычислений включает введение фиктивного электрода в позиции, соседней к по крайней мере одному из первого и второго электродов.

В других родственных вариантах выполнения изобретения, программный код для вычислений может включать программный код для определения необходимого потенциала для данной позиции относительно матрицы электродов, при этом необходимый потенциал определяется, по крайней мере частично, с использованием стратегии высокочастотной непрерывной выборки (CIS). Амплитуды одновременно действующих, знаково-коррелированных импульсов, ассоциированных с электродами, вычисляются путем суммирования результирующих потенциалов от каждого из знаково-коррелированных импульсов в данной позиции с тем, чтобы получить общий потенциал в данной позиции, по существу равный требуемому потенциалу.

Краткое описание чертежей

Описанные выше признаки изобретения могут быть лучше поняты при рассмотрении со ссылкой на приведенное ниже подробное описание и приложенные чертежи, на которых:

На Фиг.1 представлен вид сечения уха с типичной системой кохлеарного имплантата;

На Фиг.2 представлена одномерная модель улитки, включающая 12-канальную матрицу электродов, помещенную внутри барабанной лестницы, и возвратный электрод снаружи барабанной лестницы, в соответствии с вариантом выполнения изобретения;

На Фиг.3-5 качественно изображено распределение потенциалов в 12-канальной системе, причем импульсы подаются последовательно в электроды  $E_1$ ,  $E_5$ ,  $E_{10}$ ,  $E_{11}$  и  $E_{12}$ , в соответствии с одним вариантом выполнения изобретения;

На Фиг.6 показано распределение потенциалов в 12-канальной системе одновременной стимуляции, в соответствии с вариантом выполнения изобретения;

На Фиг.7 показаны зависящие от места расположения импульсные отклики в соответствии с вариантом выполнения изобретения.

Осуществление изобретения

На Фиг.1 представлен вид разреза уха с обычной системой кохлеарного имплантата. В обычном ухе звуки передаются через наружное ухо 101 к барабанной перепонке 102, которая приводит в движение косточки среднего уха 103, которое, в

5 свою очередь, возбуждает улитку 104. Улитка 104 включает верхний канал или проток, известный под названием лестницы 105 преддверия, и нижний канал под названием барабанной лестницы 106. Эти каналы соединены улитковым протоком 107. В ответ на полученные звуки, передаваемые средним ухом 103, заполненные текучей средой  
10 лестница 105 преддверия и барабанная лестница 106 передают звуковые волны для генерирования электрических импульсов, которые передаются к улитковому нерву 113 и, наконец, к мозгу. Спектральная обработка звука, по-видимому, изменяется от базальной части улитки, где происходит восприятие самых высокочастотных  
10 компонентов звука, до вершинных (апикальных) частей улитки, где происходит анализ наиболее низкочастотных компонентов звука.

15 Некоторые лица страдают от частичной или полной потери нейросенсорного слухового восприятия. Были разработаны системы кохлеарных имплантатов, в которых эта потеря преодолевается путем прямой стимуляции улитки 104 пользователя. Типичный кохлеарный протез по существу включает две части: процессор речевых сигналов и имплантированный стимулятор 108. Процессор речевых  
20 сигналов (не показан на Фиг.1) обычно включает микрофон, источник питания (батарею) для всего устройства и процессор, который используется для выполнения обработки звукового сигнала с целью выделения параметров стимуляции. В современных протезах процессор речевых сигналов представляет собой устанавливаемое за ухом устройство (BTE - от англ. behind the ear). Имплантированный стимулятор генерирует стимулирующие последовательности  
25 сигналов и вводит их в нервную ткань посредством матрицы 110 электродов, которая обычно располагается в барабанной лестнице во внутреннем ухе. Связь между процессором речевых сигналов и стимулятором обычно устанавливается по радиочастоте (RF - от англ. radio frequency). Следует отметить, что по радиочастоте передаются как энергия стимуляции, так и информация стимуляции. Как правило,  
30 используются протоколы передачи цифровых данных со скоростью передачи порядка сотен кбит/с.

В вариантах выполнения, использованных для иллюстрации изобретения, представлены способ одновременной стимуляции для кохлеарного имплантата и соответствующая система. Группа последовательных стимулирующих импульсов,  
35 которые воздействовали бы в течение промежутка времени, меньшего или примерно равного абсолютному значению рефракторного периода нейронов, заменяется группой последовательных импульсов, амплитуды которых адаптированы с учетом параметров пространственного взаимодействия каналов. Объем вычислений для  
40 адаптации амплитуд может быть значительно сокращен, если отклики на единичный импульс в отдельных электродах имеют экспоненциальный спад, характеризующийся двумя различными постоянными спада -  $\alpha$  (в сторону вершины) и  $\beta$  (в сторону базальной части-основания). В общем случае показано, что в этом случае обращенная матрица взаимодействия каналов является тридиагональной. Новый подход основан  
45 на использовании импульсов с технически приемлемой длительностью импульса. Теоретически, число импульсов в секунду в N-канальной системе может быть увеличено с N до  $N^2$ . Одновременно воздействующие стимулирующие импульсы при монополярной конфигурации электродов обычно знаково-коррелированы.  
50 Результаты, полученные на пациентах с кохлеарными имплантатами, демонстрируют по крайней мере одинаковое восприятие речи для стандартной последовательной схемы и для одновременной схемы, если в обоих подходах используются одинаковые частоты повторения импульсов.

## Одновременная стимуляция

## Знаково-коррелированные импульсы стимуляции

В различных вариантах выполнения изобретения, в системе используются  
 5 одновременно действующие, знаково-коррелированные импульсы стимуляции при  
 монополярной конфигурации электродов. Знаково-коррелированные импульсы  
 обычно определяются двумя условиями: (i) все импульсы по существу 100%  
 синхронизированы по времени, и (ii) все импульсы характеризуются по существу  
 одинаковым направлением тока (т.е., имеют одинаковый знак).

На Фиг.2 показана одномерная модель улитки, которая представлена развернутой  
 10 проводящей трубкой и включает 12-канальную матрицу 260 электродов,  
 расположенную внутри барабанной лестницы, и возвратный электрод 240,  
 расположенный снаружи нее (обычно под височной мышцей), в соответствии с одним  
 вариантом выполнения изобретения. Такая схема электродов называется  
 15 монополярной конфигурацией. Предполагается, что матрица электродов,  
 обозначенная электродными контактами  $E_1$ - $E_{12}$  220-231, окружена текучими средами  
 и тканями, имеющими существенно более высокую электрическую проводимость, чем  
 костные стенки улитки (см., например, статью "Модель с сосредоточенными  
 20 параметрами стимуляции улитки *in vivo*", Suessermann MF, Spelman FA, IEEE Trans. BME,  
 vol.40, No.3, март 1993 г., полностью включенную в настоящее описание посредством  
 ссылки). Предполагается, что чувствительные к возбуждению нейроны расположены  
 снаружи барабанной лестницы в так называемом канале нервного волокна за  
 25 костными спиральными пластинами (см., например, Geisler CD, "Отзвука ксинапсу",  
 ISBN 0-19-510025-5, Oxford University Press, 1998 г., полностью включенную в  
 настоящее описание посредством ссылки). Стимулирующие импульсы генерируются в  
 источниках  $Q_1$ - $Q_{12}$  200-211 тока. Как показано на Фиг.2, двуполярные знаково-  
 коррелированные импульсы с различными амплитудами генерируются одновременно  
 30 в источниках  $Q_1$  200,  $Q_5$  204,  $Q_{10}$  209,  $Q_{12}$  211 тока так, что получаются двухфазные  
 колебания  $I_1(t)$  250,  $I_5(t)$  251,  $I_{10}(t)$  252,  $I_{15}(t)$  253. Все импульсы тока вместе проходят  
 через электрод сравнения, находящийся снаружи улитки. Однако, поскольку все  
 активные электроды находятся внутри общей проводящей среды, электрические  
 35 потенциалы, создаваемые отдельными активными электродами, отличаются  
 значительным геометрическим перекрытием в самой барабанной лестнице и в местах  
 расположения нейронов. Этот эффект известен как пространственное взаимодействие  
 каналов. Несмотря на взаимодействие каналов, благодаря знаковой корреляции в  
 комбинации с монополярной конфигурацией, все токи протекают сквозь удаленный  
 40 заземляющий электрод 240, т.е., 100% всех зарядов в обеих фазах импульса  
 вынуждены протекать сквозь область нейронов. Отметим, что эта особенность,  
 характерная для представленной конфигурации, несвойственна так называемым  
 биполярным или многополярным конфигурациям (см., например, статьи "Топография  
 45 пространственного распределения возбуждения одного волокна в электрически  
 стимулируемом слуховом нерве", Van den Honert C, Stypulkowski, Hear. Res. 29, 195-206,  
 1987 г.; и "Исследование метода триполярной электродной стимуляции для  
 кохлеарных имплантатов посредством численного анализа и экспериментов на  
 животных", Miyoshi S, Sakajiri M, Ifukube T, Matsushima J, Acta Otol. Suppl. 532: 123-5,  
 50 1997 г., которые полностью включены в настоящее описание посредством ссылки).  
 Например, в биполярной конфигурации, приемный и питающий электроды оба  
 находятся внутри барабанной лестницы и разделены обычно интервалом в 1-3 мм.  
 Удаленный заземляющий электрод отсутствует. Для осуществления стимуляции,

активные электроды работают одновременно, причем импульсы находятся в противофазе. Несмотря на то, что при этом достигается лучшая концентрация электрических полей вблизи электродов, что ослабляет взаимодействие каналов, имеются и серьезные недостатки. Из-за того, что высокая проводимость среды внутри улитки способствует образованию шунтов с низким импедансом между активированными электродами, большая часть тока протекает внутри барабанной лестницы и не достигает мест расположения нейронов. По сравнению с монополярной конфигурацией, требуются значительно большие амплитуды стимулирующих импульсов для сверхпороговой стимуляции, что ведет к значительному росту мощности потребления имплантата. Кроме того, на металлических поверхностях контактов электродов имеют место слишком большие плотности тока, что создает проблемы безопасности, как это описано в статье "Электрическая стимуляция с использованием платиновых электродов: II - оценка пределов максимального окислительно-восстановительного потенциала (теоретическая, без газовой выделенной)", Brummer SB, Turner MJ, IEEE Trans. BME, vol.24, сентябрь 1977 г., полностью включенной в настоящее описание посредством ссылки.

Компенсация взаимодействия каналов - основные принципы

Приведенное далее рассмотрение начинается со стратегии высокочастотной непрерывной выборки (CIS). Рассмотрим электрические потенциалы в барабанной лестнице, создаваемые последовательно прикладываемыми двуполярными импульсами тока. Далее учитываются только деполяризующие фазы импульсов стимуляции и, для удобства, положительный знак ассоциируется с соответствующими распределениями потенциала. Снова используется простая одномерная модель улитки, показанная на Фиг.2, и предполагается чисто омический характер проводимости тканей (см. статью "Пространственное разрешение кохлеарных имплантатов: электрическое поле и возбуждение центростремительных слуховых нервов", A Krai, R Hartmann, D Mortazavi, R Klinke, Hear. Res. 121, pp.11-28, июль 1998 г., полностью включенную в настоящее описание посредством ссылки). На Фиг.3-5 приведено качественное представление распределения потенциалов в 12-канальной системе, где импульсы последовательно прикладываются в электродах  $E_1$ ,  $E_5$ ,  $E_{10}$ ,  $E_{11}$  и  $E_{12}$ , согласно одному варианту выполнения изобретения. Первый импульс в  $E_1$  возникает, как это показано на Фиг.3. В соответствии с распределением  $u_1(x)$  напряжения при подаче первого импульса в электрод  $E_1$  (верхний ряд), будет активирована большая часть нейронов в непосредственной близости от электрода, и количество активированных нейронов будет падать с увеличением расстояния от  $E_1$ . Второй импульс в  $E_5$  возникает непосредственно за первым импульсом и создает потенциал  $u_5(x)$ , как показано на Фиг.4. Этот импульс, однако, активирует меньше новых нейронов, поскольку из-за пространственного взаимодействия каналов,  $u_5(x)$  частично маскируется  $u_1(x)$ , в результате чего многие нейроны в окрестностях  $E_5$  уже были возбуждены первым импульсом. Эти нейроны не могут быть повторно активированы, поскольку они находятся в рефракторном состоянии. Как показано на Фиг.4, новые нейроны могут быть активированы только в заштрихованной области ниже  $u_5(x)$ . По аналогии, каждый из следующих импульсов, может активировать только часть тех нейронов, которые могли бы быть активированы отдельно. Если все последовательные импульсы прикладываются в пределах интервала, примерно равного или меньшего абсолютному рефракторному периоду нейронов ( $\approx 1$  мс), рефракторные эффекты в комбинации с пространственным взаимодействием каналов будут формировать процесс вовлечения в состояние раздражения, профиль которого

примерно соответствует контуру потенциала отдельных последовательно создаваемых распределений потенциалов, как показано на Фиг.5. Импульс в электроде  $E_{11}$  маскируется его предшественниками и поэтому не вносит добавки в контур потенциала. Следует отметить, что в примерах на Фиг.3-5 импульс, поданный в электрод  $E_{11}$ , не в состоянии активировать нейроны, поскольку соответствующее распределение потенциала полностью маскируется потенциалами его предшественников.

В вариантах выполнения, использованных для иллюстрации изобретения, контурный потенциал группы последовательно приложенных импульсов аппроксимирован так называемым "результатирующим потенциалом", который создается группой знаково-коррелированных одновременно действующих импульсов. Контурный потенциал должен быть получен из последовательно действующих импульсов, которые прикладываются в течение интервала времени, более короткого, чем примерно один абсолютный рефракторный период нервных волокон. Оговаривается, что в этом случае результирующий потенциал и контурный потенциал создают существенно одинаковое распределение активации нейронов. Амплитуды одновременно действующих импульсов получают из последовательных амплитуд, но модифицируются с учетом пространственного взаимного наложения потенциалов. Результирующие потенциалы и контурные потенциалы должны быть одинаковы в местах расположения активных электродов. Этот принцип назван "стратегией внутриканального глубокого погружения (CIC - от англ. Channel Interaction Compensation)". Например, если амплитуды импульсов в электродах  $E_1$ ,  $E_5$ ,  $E_{10}$ ,  $E_{11}$  и  $E_{12}$  в примере на Фиг.2 соответственно скорректированы, и импульсы одновременно приложены, в результате они создают результирующий потенциал, показанный на Фиг.6. Согласно условию, результирующий потенциал (кружки) и контурные потенциалы (знаки +) совпадают в точках расположения электродов. Между этими позициями, результирующий потенциал менее резко выражен по сравнению с последовательным контуром.

#### Анализ

Общее пространственное распределение импульсных откликов

При условии одномерной модели улитки, и линейного и омического характера проводимости ткани, распределение  $u_n(x)$  напряжения, создаваемое единичной амплитудой  $I_{seqn,n}$  в электроде номер  $n$  в позиции  $x_n$ , дается выражением:

$$u_n(x) = I_{seqn,n} r_n(x - x_n), \quad (1)$$

где функция  $r_n(x)$  обозначает пространственный импульсный отклик, ассоциированный с электродом номер  $n$ . Как правило, каждый электрод имеет специфичный для него отклик  $r_n(x)$ , но общим для всех откликов является то, что максимальное значение они имеют при  $x=0$ , и то, что они имеют равномерный спад по обе стороны (см., например, статьи "Пространственное разрешение кохлеарных имплантатов: электрическое поле и возбуждение центростремительных слуховых нервов", A Krai, R Hartmann, D Mortazavi, R Klinke, *Hear. Res.* 121, pp.11-28, июль 1998 г.; и "Конструкция электронной части кохлеарного имплантата для многоканальной высокочастотной импульсной стимуляции", Zierhofer CM, Hochmair-Desoyer IL, Hochmair ES, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol.3, март 1995 г., каждая из которых полностью включена в настоящее описание посредством ссылки). Таким образом, пиковые значения потенциалов  $U_{max,n}$  в позициях  $x=x_n$  электродов описываются выражением:

$$U_{max,n} = I_{seqn,n} r_n(0), \quad (2)$$

Для описываемого принципа необходимо, чтобы одновременно действующие амплитуды  $I_n$  создавали результирующий потенциал, равный пиковым потенциалам в позициях активных электродов. Для удобства рассмотрения, предполагается расположение электродов с равными интервалами  $d=x_n-x_{n-1}$ . Если все электроды N-канальной системы активированы одновременно, получается следующая система уравнений:

$$U_{\max 1} = I_1 r_1(0) + I_2 r_2(-d) + I_3 r_3(-2d) + \dots + I_N r_N(-(N-1)d)$$

$$U_{\max 2} = I_1 r_1(d) + I_2 r_2(0) + I_3 r_3(-d) + \dots + I_N r_N(-(N-2)d)$$

...

$$U_{\max N} = I_1 r_1((N-1)d) + I_2 r_2((N-2)d) + I_3 r_3((N-3)d) + \dots + I_N r_N(0) \quad (3)$$

Используя векторную форму и вводя (2) в (3), получаем соотношение между последовательными и одновременными амплитудами:

$$\begin{pmatrix} I_{\text{sequ},1} \\ I_{\text{sequ},2} \\ \dots \\ I_{\text{sequ},N} \end{pmatrix} = H_0 \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \dots \\ I_N \end{pmatrix}, \quad (4)$$

где  $H_0$  обозначает так называемую "матрицу взаимодействия каналов":

$$H_0 = \begin{pmatrix} 1 & \frac{r_2(-d)}{r_1(0)} & \dots & \frac{r_N(-(N-1)d)}{r_1(0)} \\ \frac{r_1(d)}{r_2(0)} & 1 & \dots & \frac{r_N(-(N-1)d)}{r_2(0)} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{r_1((N-1)d)}{r_N(0)} & \frac{r_2((N-2)d)}{r_N(0)} & \dots & 1 \end{pmatrix}. \quad (5)$$

Одновременные амплитуды могут быть вычислены с помощью выражения:

$$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \dots \\ I_N \end{pmatrix} = H_0^{-1} \begin{pmatrix} I_{\text{sequ},1} \\ I_{\text{sequ},2} \\ \dots \\ I_{\text{sequ},N} \end{pmatrix}, \quad (6)$$

где  $H_0^{-1}$  представляет собой обращенную матрицу  $H_0$ . В различных применениях стратегии внутриканального глубокого погружения (СІС), не все электроды, а только подгруппа электродов могут использоваться для одновременной активации.

Система (4) уравнений упрощена исключением неиспользуемых амплитуд тока из векторов амплитуд (как последовательных, так и одновременных), и вычеркиванием соответствующих строк и столбцов из матрицы  $H_0$ . Эта процедура называется "приведение СІС системы".

Вообще, одновременные амплитуды, полученные в результате процедуры СІС, могут иметь отрицательные решения. Отрицательные амплитуды означают, что для получения необходимого результирующего потенциала требуются импульсы с противоположной фазой. Использование таких импульсов, однако, противоречит принципу знаковой корреляции и поэтому неприменимо и должно быть исключено. Это требует следующей процедуры приведения СІС системы и пересчета оставшихся амплитуд с использованием преобразованной матрицы взаимодействия. Теоретически, новое решение может снова включать отрицательные амплитуды и, поэтому, процедура пересчета повторяется, пока не будет получен вектор только с

положительными значениями амплитуд. В предельном случае, остается только одна амплитуда и, в этом случае, "одновременные" и "последовательные" амплитуды заведомо равны.

5 Что касается практической реализации в системе кохлеарного имплантата с ограниченными возможностями в части габаритов и энергоснабжения, итеративная СИС-процедура отличается вычислительными сложностями. В частности, вызывают трудности операции обращения матрицы. Стандартная процедура операции обращения матрицы, например, алгоритм Гаусса-Жордана, сложна для осуществления  
10 в реальном масштабе времени. С другой стороны, хранение коэффициентов обращенных матриц требует больших объемов памяти. Легко показать, что для СИС системы с K одновременными амплитудами должны храниться  $2^K$  различных

15 
$$\sum_{i=0}^K \binom{K}{i} (K-i)^2 \cdot$$

Для K=12, получается 4096 матриц и 159744 коэффициентов.

Пространственные импульсные отклики с экспоненциальным спадом

Не зависящие от места расположения импульсные отклики

20 В варианте выполнения, использованном для иллюстрации изобретения, вычислительные затраты для СИС могут быть существенно сокращены, если импульсные отклики  $r_n(x)$  считать независящими от места расположения функциями, состоящими из двух экспоненциально спадающих ветвей, т.е.,

25 
$$r_n(x) = r(x) = \begin{cases} r_0 \exp\left(\frac{x}{\lambda_{apex}}\right) & \text{для } x < 0, \text{ и} \\ r_0 \exp\left(-\frac{x}{\lambda_{base}}\right) & \text{для } x \geq 0, \end{cases} \quad (7)$$

30 где  $r_0$  является постоянным параметром, а  $\lambda_{apex}$  и  $\lambda_{base}$ , соответственно, постоянные экспоненциального спада в направлении к вершине и к базальной части улитки. Надо отметить, что отклики (7) являются довольно грубым приближением реальных процессов. Однако, как будет показано в следующих разделах, разработанные здесь  
35 матричные операции могут быть использованы для более реальных случаев экспоненциально спадающих импульсных откликов, зависящих от места расположения электродов. Предполагая, что электроды расположены с равными интервалами d, можно следующим образом определить две константы  $\alpha$  и  $\beta$ :

40 
$$\alpha = \exp\left(\frac{d}{\lambda_{apex}}\right), \text{ и}$$

$$\beta = \exp\left(\frac{d}{\lambda_{base}}\right). \quad (8)$$

45 Используя  $\alpha$  и  $\beta$ , и подставляя (7) в (5), получаем матрицу взаимосвязи

50 
$$H = \begin{pmatrix} 1 & \alpha & \alpha^2 & \dots & \alpha^{N-1} \\ \beta & 1 & \alpha & \dots & \alpha^{N-2} \\ \beta^2 & \beta & 1 & \dots & \alpha^{N-3} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \beta^{N-1} & \beta^{N-2} & \beta^{N-3} & \dots & 1 \end{pmatrix}. \quad (9)$$

К счастью, эта матрица H обладает чрезвычайно полезными свойствами, как это

будет показано далее. Во-первых, что важно, матрица  $\mathbf{H}$  является невырожденной матрицей, если постоянные спада находятся в пределах интервалов  $[0 \leq \alpha < 1]$  и  $[0 \leq \beta < 1]$ , Это хорошо видно, поскольку отдельные строки и столбцы определенно не связаны друг с другом линейной зависимостью. С учетом (9), система (4) может быть записана

$$\begin{aligned} I_{sequ,1} &= I_1 + \alpha I_2 + \alpha^2 I_3 + \alpha^3 I_4 + \dots + \alpha^{N-1} I_N \\ I_{sequ,2} &= \beta I_1 + I_2 + \alpha I_3 + \alpha^2 I_4 + \dots + \alpha^{N-2} I_N \\ I_{sequ,3} &= \beta^2 I_1 + \beta I_2 + I_3 + \alpha I_4 + \dots + \alpha^{N-3} I_N \\ &\dots \\ I_{sequ,N} &= \beta^{N-1} I_1 + \beta^{N-2} I_2 + \beta^{N-3} I_3 + \beta^{N-4} I_4 + \dots + I_N. \end{aligned} \quad (10)$$

Для следующего рассмотрения, в соответствии с Фиг.3, предполагается, что индексы электродов нарастают от вершины к базальной части, т.е., слева направо. В процедуре приведения СИС обычно выбирается подгруппа электродов, а уравнения для неиспользуемых последовательных амплитуд исключаются и неиспользуемые одновременные амплитуды приравняются нулю. Рассмотрим, например, 12-канальную систему, в которой электроды с индексами 3, 5, 8, 9 и 11 выбраны для одновременной стимуляции. Электрод 3 является крайним слева, следующим справа от него расположен электрод 5, а электрод 11 является крайним справа и следующим слева от него расположен электрод 9. У электродов 5, 8 и 9 имеется по два соседа, то есть, 3 и 8, 5 и 9, и 8 и 11, соответственно. Вообще, если электроды с индексом  $k$  имеют двух соседей с индексами  $k-L_1$  и  $k+L_2$  ( $L_1 \geq 1$ ,  $L_2 \geq 1$ ), соответствующие амплитуды равны  $I_{sequ,k}$ ,  $I_{sequ,k-L_1}$ ,  $I_{sequ,k+L_2}$ . Определив полиномы  $\sigma_n$  и  $\rho_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ) как:

$$\begin{aligned} \sigma_n &= \sum_{i=1}^n \beta^{n-i} I_i = \beta^{n-1} I_1 + \beta^{n-2} I_2 + \dots + I_n \\ \rho_n &= \sum_{i=1}^N \alpha^{n-i} I_i = I_n + \alpha I_{n+1} + \dots + \alpha^{N-n} I_N \end{aligned} \quad (11)$$

можно выразить амплитуду  $I_{sequ,k}$  и две соседние амплитуды  $I_{sequ,k-L_1}$  и  $I_{sequ,k+L_2}$  в виде:

$$\begin{aligned} I_{sequ,k-L_2} &= \sigma_{k-L_1} + \rho_{k-L_1} - I_{k-L_1} \\ I_{sequ,k} &= \sigma_k + \rho_k - I_k \\ I_{sequ,k+L_2} &= \sigma_{k+L_1} + \rho_{k+L_1} - I_{k+L_1}. \end{aligned} \quad (12)$$

Внимательное рассмотрение (10) позволяет получить следующие тождественные соотношения:

$$\begin{aligned} \sigma_{k-L_1} &= \frac{1}{\beta^{L_1}} (\sigma_k - I_k) \\ \rho_{k-L_1} - I_{k-L_1} &= \alpha^{L_1} \rho_k, \end{aligned} \quad (13)$$

и

$$\begin{aligned} \sigma_{k+L_1} &= \frac{1}{\alpha^{L_2}} (\rho_k - I_k) \\ \rho_{k+L_2} - I_{k+L_2} &= \beta^{L_2} \sigma_k, \end{aligned} \quad (14)$$

Подставляя (13) и (14) в (12), получаем:

$$\begin{aligned} I_{sequ,k-L_1} &= \frac{1}{\beta^{L_1}} \sigma_k + \alpha^{L_1} \rho_k - \frac{1}{\beta^{L_1}} I_k \\ I_{sequ,k} &= \sigma_k + \rho_k - I_k \\ I_{sequ,k+L_2} &= \beta^{L_2} \sigma_k + \frac{1}{\alpha^{L_2}} \rho_k - \frac{1}{\alpha^{L_2}} I_k. \end{aligned} \quad (15)$$

Эта система состоит из трех уравнений с тремя неизвестными переменными  $\sigma_k$ ,  $\rho_k$  и  $I_k$ . Выделение  $I_k$  дает выражение:

$$I_k = a(L_1)I_{\text{sequ},k-L_1} + b(L_1, L_2)I_{\text{sequ},k} + c(L_2)I_{\text{sequ},k+L_2}, \quad (16)$$

где

$$\begin{aligned} a(L_1) &= \frac{-\beta^{L_1}}{1 - (\alpha\beta)^{L_1}} \\ b(L_1, L_2) &= \frac{1 - (\alpha\beta)^{L_1+L_2}}{(1 - (\alpha\beta)^{L_1})(1 - (\alpha\beta)^{L_2})} \\ c(L_2) &= \frac{-\alpha^{L_2}}{1 - (\alpha\beta)^{L_2}}. \end{aligned} \quad (17)$$

Таким образом, одновременная амплитуда  $I_k$  может быть полностью определена последовательной амплитудой  $I_{\text{sequ},k}$  в том же электроде, и двумя последовательными амплитудами  $I_{\text{sequ},k-L_1}$  и  $I_{\text{sequ},k+L_2}$  в соседних активных электродах. Весовые коэффициенты  $a(L_1)$ ,  $b(L_1, L_2)$  и  $c(L_2)$  зависят от расстояний  $L_1$  до нижнего, и  $L_2$  до верхнего активных электродов.

Самый левый и самый правый активные электроды могут потребовать специального рассмотрения. У самого левого активного электрода нет соседа в позициях с более низкими индексами. Однако результирующий потенциал в направлении более низкого адреса электрода уменьшается экспоненциально, в соответствии с параметром эспада. Таким образом, если  $I_{\text{sequ},k}$  представляет амплитуду самого левого электрода, может быть введен (фиктивный) соседний электрод в позиции  $k-1$  ( $L_1=1$ ) с амплитудой  $\alpha I_{\text{sequ},k}$ . Вводя в (16), получаем:

$$\begin{aligned} I_k &= a(1)\alpha I_{\text{sequ},k} + b(1, L_2)I_{\text{sequ},k} + c(L_2)I_{\text{sequ},k+L_2} = \\ &= (\alpha a(1) + b(1, L_2))I_{\text{sequ},k} + c(L_2)I_{\text{sequ},k+L_2} = \\ &= b_0(L_2)I_{\text{sequ},k} + c(L_2)I_{\text{sequ},k+L_2}. \end{aligned} \quad (18)$$

С учетом (17) коэффициент  $b_0(L_2)$  получает вид:

$$b_0(L_2) = \alpha a(1) + b(1, L_2) = \frac{1}{1 - (\alpha\beta)^{L_2}}. \quad (19)$$

Аналогично, у самого правого активного электрода отсутствует сосед в верхней позиции электрода. В этой области, результирующий потенциал экспоненциально спадает в соответствии с величиной константы  $\beta$ . Если  $I_{\text{sequ},k}$  представляет амплитуду самого правого электрода, может быть введен (фиктивный) соседний электрод в позиции  $k+1$  ( $L_2=1$ ) с результирующей амплитудой  $\beta I_{\text{sequ},k}$ . Вводя в (16), получаем:

$$\begin{aligned} I_k &= a(L_1)I_{\text{sequ},k-L_1} + b(L_1, 1)I_{\text{sequ},k} + c(1)\beta I_{\text{sequ},k} = \\ &= a(L_1)I_{\text{sequ},k-L_1} + (b(L_1, 1) + \beta c(1))I_{\text{sequ},k} = \\ &= a(L_1)I_{\text{sequ},k-L_1} + b_0(L_1)I_{\text{sequ},k} \end{aligned} \quad (20)$$

С учетом (17) коэффициент  $b_0(L_1)$  получает вид:

$$b_0(L_1) = b(L_1, 1) + \beta c(1) = \frac{1}{1 - (\alpha\beta)^{L_1}}. \quad (21)$$

С учетом выражений (17), (19) и (21) обращенная матрица  $H^{-1}$  из выражения (9) может быть записана как:

$$5 \quad H^{-1} = \begin{pmatrix} b_0(1) & c(1) & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ a(1) & b(1,1) & c(1) & \dots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a(1) & b(1,1) & \dots & 0 & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & b(1,1) & c(1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \dots & a(1) & b(1,1) & c(1) \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & a(1) & b_0(1) \end{pmatrix} \quad (22)$$

10 Матрица  $H^{-1}$  является тридиагональной матрицей с ненулевыми коэффициентами только в трех главных диагоналях. В случае приведения системы, строки и столбцы  $H$  удаляются, в результате чего получается приведенная матрица  $H'$ . Как было показано ранее, результирующая обращенная матрица  $H'^{-1}$  также представляет собой  
 15 тридиагональную матрицу и, кроме различия в размерах матриц, имеют место "локальные изменения" коэффициентов. Так, если был вычислен вектор одновременных амплитуд, и если он содержал отрицательные решения, эти отрицательные решения должны быть удалены. Пересчету подлежат только те амплитуды, которые соседствовали с отрицательными амплитудами. Этот признак  
 20 крайне важен для итеративной процедуры СИС.

Рассмотрим, например, 12-канальную систему с одновременной стимуляцией электродов  $E_1, E_5, E_{10}, E_{11}$  и  $E_{12}$ . Результирующая приведенная система описывается выражением:

$$25 \quad \begin{pmatrix} I_1 \\ I_5 \\ I_{10} \\ I_{11} \\ I_{12} \end{pmatrix} = H'^{-1} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,11} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_0(4) & c(4) & 0 & 0 & 0 \\ a(4) & b(4,5) & c(5) & 0 & 0 \\ 0 & a(5) & b(5,1) & c(1) & 0 \\ 0 & 0 & a(1) & b(1,1) & c(1) \\ 0 & 0 & 0 & a(1) & b_0(1) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,11} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix} \quad (23)$$

Расстояния между активными электродами в явной форме отражены в коэффициентах матрицы  $H'^{-1}$ . В предположении, что вычисление одновременных амплитуд приводит к отрицательному значению  $I_{11}$ , требуется дальнейшее приведение  
 35 системы. Амплитуды  $I_{sequ,11}$  и  $I_{11}$  удаляются из векторов амплитуд и четвертых строки и столбца в матрице  $H'^{-1}$ . Получившаяся в результате новая система имеет вид:

$$40 \quad \begin{pmatrix} I_1 \\ I_5 \\ I_{10} \\ I_{12} \end{pmatrix} = H''^{-1} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_0(4) & c(4) & 0 & 0 \\ a(4) & b(4,5) & c(5) & 0 \\ 0 & a(5) & b(5,2) & c(2) \\ 0 & 0 & a(2) & b_0(2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,5} \\ I_{sequ,10} \\ I_{sequ,12} \end{pmatrix} \quad (24)$$

Отметим, что коэффициенты в строках 1 и 2 матриц  $H'^{-1}$  и  $H''^{-1}$  не изменились, и, значит, амплитуды  $I_1$  и  $I_5$  не должны пересчитываться. Изменения коэффициентов  
 45 влияет только на строки (и столбцы) 3 и 4 матрицы  $H''^{-1}$ , и поэтому только электроды 10 и 12, которые ранее соседствовали с электродом 11, изменяют свои амплитуды благодаря новым интервалам между ними.

Объем памяти, необходимой для хранения коэффициентов  $a(L_1), b(L_1, L_2), c(L_2), b_0(L_2), b_0(L_1)$  всех возможных обращенных матриц  $K$ -канальной системы СИС, очень невелик по сравнению с тем, что необходимо для СИС системы с произвольными откликами. Используя соотношение  $b(L_1, L_2) = b(L_2, L_1)$ , можно коротким расчетом  
 50 показать, что общее число возможных коэффициентов равно

$$\frac{1}{4}K(K+2)+2K-3 \quad \text{для четных } K, \quad \frac{1}{4}(K+1)^2+2K-3 \quad \text{для нечетных } K. \quad \text{Для } K=12$$

получается 63 коэффициента, что существенно меньше, чем 159744 коэффициента для обобщенной системы.

5 Зависящий от места расположения импульсный отклик

Вообще, пространственные параметры импульсных откликов зависят от позиции электрода. Этому способствуют ряд факторов, например, изменяющийся диаметр барабанной лестницы и также изменяющийся диаметр внутриулитковой матрицы электродов. Например, измеренные импульсные отклики демонстрируют примерно экспоненциальный спад во всех электродах, в то время как наклоны в направлении к вершине более пологи, чем в направлении к базальной части (т.е.,  $\alpha > \beta$ ), а максимальное значение в целом больше в вершинной части, нежели в базальной части (см. статью "Пространственное разрешение кохлеарных имплантатов: электрические поля и возбуждение центростремительного слухового нерва", A Karl, R Hartmann, D Mortazavi, R Klinke, *Hear. Res.* 121, pp.11-28, июль 1998 г., полностью включенной в настоящее описание посредством ссылки). Такие импульсные отклики могут быть аппроксимированы умножением  $r(x)$  в (7) на весовые коэффициенты  $c_n$  каждого электрода ( $n=1, 2, \dots, N$ ), т.е.,

$$r_n(x) = \begin{cases} c_n r_0 \exp\left(\frac{x}{\lambda_{apex}}\right) & \text{для } x < 0, \text{ и} \\ c_n r_0 \exp\left(-\frac{x}{\lambda_{base}}\right) & \text{для } x \geq 0. \end{cases} \quad (25)$$

Подставляя (25) в (5), и используя определения (8) для  $\alpha$  и  $\beta$ , можно окончательно получить матрицу взаимодействия:

$$H_c = \begin{pmatrix} 1 & \frac{c_2}{c_1} \alpha & \frac{c_3}{c_1} \alpha^2 & \dots & \frac{c_N}{c_1} \alpha^{N-1} \\ \frac{c_1}{c_2} \beta & 1 & \frac{c_3}{c_2} \alpha & \dots & \frac{c_N}{c_1} \alpha^{N-2} \\ \frac{c_1}{c_3} \beta^2 & \frac{c_2}{c_3} \beta & 1 & \dots & \frac{c_N}{c_1} \alpha^{N-3} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{c_1}{c_N} \beta^{N-1} & \frac{c_2}{c_N} \beta^{N-2} & \frac{c_3}{c_N} \beta^{N-3} & \dots & 1 \end{pmatrix}. \quad (26)$$

Можно легко показать, что матрица  $H_c$  может быть представлена как матричное произведение

$$H_c = C^{-1} H C, \quad (27)$$

где  $C$  является диагональной матрицей, содержащей коэффициенты  $c_n$ , т.е.,

$$C = \begin{pmatrix} c_1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & c_2 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & c_3 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & c_N \end{pmatrix}. \quad (28)$$

С учетом соотношения (27), обращенная матрица взаимодействия получается простым путем:

$$H_c^{-1} = C^{-1} H^{-1} C \quad (29)$$

Подставляя  $H_c^{-1}$  в выражение (5), получаем соотношение:

$$\begin{matrix} 5 \\ \\ \\ \\ \end{matrix}
 \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \dots \\ I_N \end{pmatrix} = C^{-1}H^{-1}C \begin{pmatrix} I_{sequ,1} \\ I_{sequ,2} \\ I_{sequ,3} \\ \dots \\ I_{sequ,N} \end{pmatrix}, \quad (30)$$

которое может быть записано в форме:

$$\begin{matrix} 10 \\ \\ \\ \\ \end{matrix}
 \begin{pmatrix} C_1 I_1 \\ C_2 I_2 \\ C_3 I_3 \\ \dots \\ C_N I_N \end{pmatrix} = H^{-1} \begin{pmatrix} C_1 I_{sequ,1} \\ C_2 I_{sequ,2} \\ C_3 I_{sequ,3} \\ \dots \\ C_N I_{sequ,N} \end{pmatrix}. \quad (31)$$

15 Это соотношение представляет систему, основанную на матрице  $H$ , используемой с откликами, не зависящими от места расположения. Зависимость от места расположения вводится путем умножения последовательных амплитуд на соответствующие им весовые коэффициенты, и делением результатов компенсации  
20 взаимодействия каналов на соответствующие им весовые коэффициенты. Что касается практической реализации СИС системы, объем вычислений возрастает незначительно по сравнению со случаем использования откликов  $r(x)$ , не зависящих от места расположения. Тем не менее, все вычислительные преимущества, присущие матрице  $H$ , относящиеся к итеративным СИС процедурам и обращению матриц, могут быть  
25 использованы в полной мере.

Импульсные отклики с экспоненциально распределенными весовыми коэффициентами, зависящие от места расположения электродов

30 Математически изящное решение может быть получено отдельном случае, когда предполагается, что веса  $c_n$  в (25) распределены экспоненциально, т.е.,  $c_n = \gamma^n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ), где  $\gamma$  - константа. Например, на Фиг.7 показаны зависящие от места расположения импульсные отклики, в соответствии с одним вариантом выполнения изобретения. Каждый импульсный отклик имеет постоянную  $\alpha$  спада (в направлении к вершине) и  $\beta$   
35 спада (в направлении к базальной части-основанию). Весовой коэффициент, зависящий от места расположения, находится на экспоненциальной кривой, определяемой параметром  $\gamma$ .

Импульсные отклики  $r_n(x)$  равны:

$$\begin{matrix} 40 \\ \\ \\ \end{matrix}
 r_n(x) = \begin{cases} \gamma^n r_0 \exp\left(\frac{x}{\lambda_{apex}}\right) & \text{для } x < 0, \text{ и} \\ \gamma^n r_0 \exp\left(-\frac{x}{\lambda_{base}}\right) & \text{для } x \geq 0. \end{cases} \quad (32)$$

45 и матрица  $H_c$  в (26) может быть непосредственно выражена как:

50

$$\begin{matrix}
 5 \\
 10
 \end{matrix}
 H_c = \begin{pmatrix}
 1 & \gamma\alpha & (\gamma\alpha)^2 & \dots & (\gamma\alpha)^{N-1} \\
 \frac{\beta}{\gamma} & 1 & \gamma\alpha & \dots & (\gamma\alpha)^{N-2} \\
 \left(\frac{\beta}{\gamma}\right)^2 & \frac{\beta}{\gamma} & 1 & \dots & (\gamma\alpha)^{N-3} \\
 \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\
 \left(\frac{\beta}{\gamma}\right)^{N-1} & \left(\frac{\beta}{\gamma}\right)^{N-2} & \left(\frac{\beta}{\gamma}\right)^{N-3} & \dots & 1
 \end{pmatrix} \quad (33)$$

Эта матрица  $H_c$  идентична матрице  $H$  в (9), когда константы  $\alpha$  и  $\beta$  просто заменены на  $\alpha'$  и  $\beta'$ , где

$$\alpha' = \gamma\alpha \text{ и}$$

$$\begin{matrix}
 15
 \end{matrix}
 \beta' = \frac{\beta}{\gamma}. \quad (34)$$

Таким образом, в различных вариантах выполнения изобретения, каждая СИС система, описанная параметрами  $\alpha$ ,  $\beta$  и  $\gamma$ , может быть трансформирована в эквивалентную СИС систему с параметрами  $\alpha'$  и  $\beta'$ , с сохранением всех преимуществ СИС в отношении проведения вычислений, основанных на не зависящих от места расположения импульсных откликах. Заметим, что системы  $\{\alpha, \beta, \gamma\}$  и  $\{\alpha', \beta'\}$  представляют различные системы, чьи (непрерывные) результирующие потенциалы совпадают в позициях активных электродов, но отличаются в других местах.

Краткое заключение

Представленный выше принцип стимуляции основан на использовании знаково-коррелированных одновременных импульсов. По сравнению со стимуляцией последовательными импульсами, амплитуды одновременно действующих импульсов модифицируются с учетом параметров распределения внутриулиткового потенциала. Представленный здесь принцип одновременной стимуляции может послужить основой для разработки методов стимуляции, поскольку он обеспечивает весьма значительное увеличение общей частоты стимуляции без снижения длительности импульсов до физиологически неприемлемых значений. В частности, становится возможным лучшее представление тонкой временной структуры информации. Теоретически, в N-канальной последовательной системе, частота повторения импульсов может быть увеличена в N раз.

Эффективное осуществление СИС стратегии возможно, если для каждого стимулирующего электрода пространственное распределение импульсного отклика может быть аппроксимировано двумя экспоненциально спадающими ветвями, с постоянной  $\alpha$  спада для ветви, направленной к вершине улитки, и постоянной  $\beta$  спада, направленной в сторону базальной части. Это также справедливо для случая, когда импульсные отклики зависят от места расположения и отличаются на постоянную величину. В частности, могут быть использованы свойства тридиагональной обращенной матрицы взаимодействия.

Если для увеличения общей частоты повторения стимуляции не используется принцип одновременной стимуляции, но вместо этого, общая частота стимуляции поддерживается постоянной, могут быть использованы одновременно действующие импульсы большей длительности и с сокращенной амплитудой импульса. Преимуществом такого подхода является существенное сокращение мощности потребления.

Альтернативные варианты выполнения изобретения могут быть использованы в

качестве машиночитаемого носителя информации, или включать его, для использования с компьютерной системой. Подобные применения могут включать ряд машинных команд, зафиксированных на материальном носителе, например, машиночитаемом носителе (например, дискетке, компакт-диске, ПЗУ или жестком диске), либо зафиксированных в компьютерном информационном сигнале, заключенном в несущем колебании, которое может быть передано в компьютерную систему посредством модема или иного сопрягающего устройства, например, адаптера линий связи, подсоединенного к сети через канал передачи. Канал передачи может представлять собой материальную среду (например, оптические или аналоговые линии связи), либо канал, осуществленный посредством беспроводных технологий (например, СВЧ, инфракрасной или иной технологии передачи). Ряд машинных команд включает все или часть описанных выше функций применительно к системе. Для специалиста должно быть понятно, что такие компьютерные команды могут быть написаны с применением нескольких языков программирования для использования с компьютерами различной архитектуры или различными операционными системами. Кроме того, такие команды могут храниться в любом запоминающем устройстве, например, полупроводниковом, магнитном, оптическом или иных устройствах памяти, и могут передаваться с использованием любых технических средств связи, например, оптических, инфракрасных, СВЧ или иных средств связи. Предполагается, что такой машиночитаемый носитель информации может распространяться на съемном носителе с соответствующей документацией в печатной или электронной форме, предварительно загруженных в компьютерную систему (например, ПЗУ системы или жесткий диск), либо распространяться с сервера или электронной службы обновлений по сети (например, Интернету или Всемирной Сети).

Описанные варианты выполнения изобретения представлены только в качестве примера, и для специалиста будут очевидны их многочисленные вариации и модификации. Предполагается, что все эти вариации и модификации должны находиться в пределах области притязаний настоящего изобретения, определяемой приложенной формулой.

#### Формула изобретения

1. Способ одновременной активации по меньшей мере двух электродов многоканальной матрицы электродов, имеющей  $N$  каналов, включающий вычисление амплитуд импульсов электродов многоканальной матрицы посредством параметров пространственного взаимодействия каналов, отражающего геометрическое перекрытие электрических полей от каждого электрода, основанное, по меньшей мере частично, на пространственно-независимых импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада первой стороны электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада второй стороны электрода, которые являются одинаковыми для каждого электрода матрицы, и дополнительно посредством пространственно-зависимых весовых коэффициентов  $C_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ) для учета пространственно-зависимых импульсных откликов.
2. Способ по п.1, в котором при вычислении используют свойства тридиагональной матрицы.
3. Способ по п.1, в котором первая постоянная  $\alpha$  является другой в сравнении со второй постоянной  $\beta$ .
4. Способ по п.1, в котором при вычислении определяют требуемый потенциал для

данной позиции относительно матрицы электродов, по крайней мере частично, посредством стратегии высокочастотной непрерывной выборки, определяют амплитуды одновременных знаково-коррелированных импульсов, ассоциированных с электродами, посредством сложения результирующих потенциалов от каждого знаково-коррелированного импульса в данной позиции и получают полный потенциал в данной позиции, по существу равный требуемому потенциалу.

5. Способ по п.1, который дополнительно включает стимулирование слухового нерва посредством одновременной активации по крайней мере двух электродов с использованием знаково-коррелированных импульсов.

6. Способ по п.1, в котором в многоканальной матрице электродов используют монополярную конфигурацию с удаленным заземлением.

7. Способ по п.1, в котором при вычислении в многоканальную матрицу электродов, содержащую первый электрод, расположенный в начале, и второй электрод, расположенный в конце матрицы, вводят фиктивный электрод, соседний к по меньшей мере одному из первого и второго электродов.

8. Способ по п.1, в котором весовые коэффициенты  $c_n$  распределены экспоненциально, в виде  $c_n = \gamma^n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ).

9. Система кохлеарного имплантата, включающая многоканальную матрицу электродов, имеющую  $N$  каналов и содержащую по меньшей мере два электрода, и стимулятор, выполненный с возможностью вычисления амплитуды сигналов стимуляции электродов посредством пространственного взаимодействия каналов, отражающего геометрическое перекрытие электрических полей от каждого электрода, основанного, по меньшей мере частично, на пространственно-независимых импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада первой стороны электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада второй стороны электрода, которые одинаковы для каждого электрода матрицы, и дополнительно с использованием пространственно-зависимых весовых коэффициентов  $c_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ) для учета пространственно-зависимых импульсных откликов.

10. Система по п.9, в которой первая постоянная  $\alpha$  является другой в сравнении со второй постоянной  $\beta$ .

11. Система по п.9, в которой стимулятор выполнен с возможностью использования свойств тридиагональной матрицы для определения амплитуд сигналов электродов.

12. Система по п.9, в которой матрица электродов имеет монополярную конфигурацию электродов с удаленным заземлением.

13. Система по п.9, в которой стимулятор выполнен с возможностью одновременной активации по крайней мере двух электродов посредством знаково-коррелированных импульсов.

14. Система по п.9, которая дополнительно включает процессор речевых сигналов, содержащий блок фильтров для приема акустического звукового сигнала, каждый фильтр которого ассоциирован с одним из электродов многоканальной матрицы электродов, а процессор выполнен с возможностью вырабатывания из ассоциированных с каналами фильтров весовых коэффициентов для каждого электрода матрицы.

15. Система по п.9, в которой многоканальная матрица электродов содержит первый электрод, расположенный в начале матрицы, и второй электрод, расположенный в конце матрицы, а стимулятор выполнен с возможностью введения фиктивного электрода, соседнего к по меньшей мере одному из первого и второго

электродов, при вычислении амплитуд.

16. Система по п.9, в которой весовые коэффициенты  $c_n$  распределены экспоненциально, в виде  $c_n = \gamma^n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ).

5 17. Машиночитаемый носитель информации компьютерной системы для осуществления способа активации по меньшей двух электродов многоканальной матрицы электродов, имеющей  $N$  каналов, каждый из которых ассоциирован с электродом матрицы, включающий программный код для вычисления амплитуды ассоциированных с электродами матрицы стимулирующих сигналов в виде функции  
10 пространственного взаимодействия каналов, отражающего геометрическое перекрытие электрических полей каждого электрода, основанное, по меньшей мере частично, на пространственно-независимых импульсных откликах, характеризующихся первой постоянной  $\alpha$  экспоненциального спада первой стороны  
15 электрода и второй постоянной  $\beta$  экспоненциального спада второй стороны электрода, которые являются одинаковыми для каждого электрода матрицы, и с использованием пространственно-зависимых весовых коэффициентов  $c_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ) для учета пространственно-зависимых импульсных откликов.

18. Машиночитаемый носитель по п.17, в котором программный код для  
20 вычисления дополнительно содержит программный код для использования свойств тридиагональной матрицы.

19. Машиночитаемый носитель по п.17, в котором первая постоянная  $\alpha$  является другой в сравнении со второй постоянной  $\beta$ .

25 20. Машиночитаемый носитель по п.17, в котором программный код для вычисления дополнительно содержит программный код для определения требуемого потенциала для данной позиции относительно матрицы, по меньшей мере частично, с использованием стратегии высокочастотной непрерывной выборки, программный код для определения амплитуд одновременных знаково-коррелированных импульсов,  
30 ассоциированных с по меньшей мере двумя электродами многоканальной матрицы, посредством сложения результирующих потенциалов от каждого знаково-коррелированного импульса в данной позиции для получения полного потенциала в данной позиции, по существу равного требуемому потенциалу.

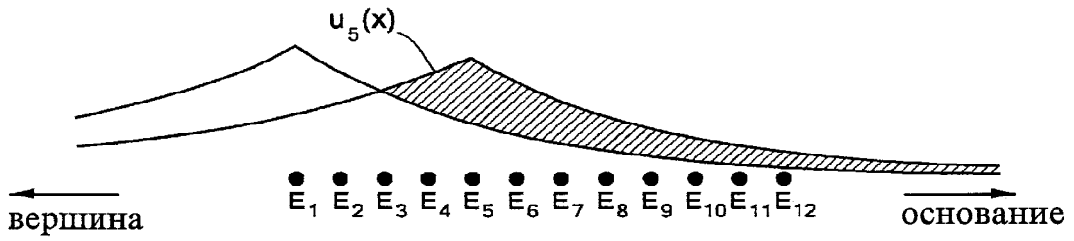
35 21. Машиночитаемый носитель по п.17, который дополнительно включает программный код для одновременного стимулирования по крайней мере двух электродов с использованием знаково-коррелированных импульсов.

22. Машиночитаемый носитель по п.17, в котором программный код для вычисления дополнительно содержит программный код для введения фиктивного  
40 электрода многоканальной матрицы электродов, содержащей первый электрод, расположенный в начале матрицы и второй электрод, расположенный в конце матрицы, соседний к по меньшей мере одному из первого и второго электродов.

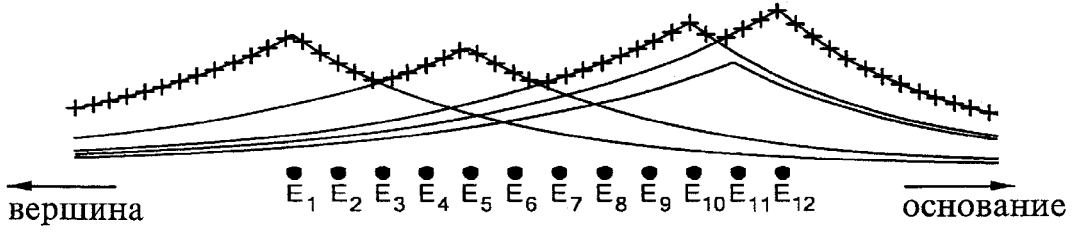
45 23. Машиночитаемый носитель по п.17, в котором весовые коэффициенты  $c_n$  распределены экспоненциально, в виде  $c_n = \gamma^n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ ).

50

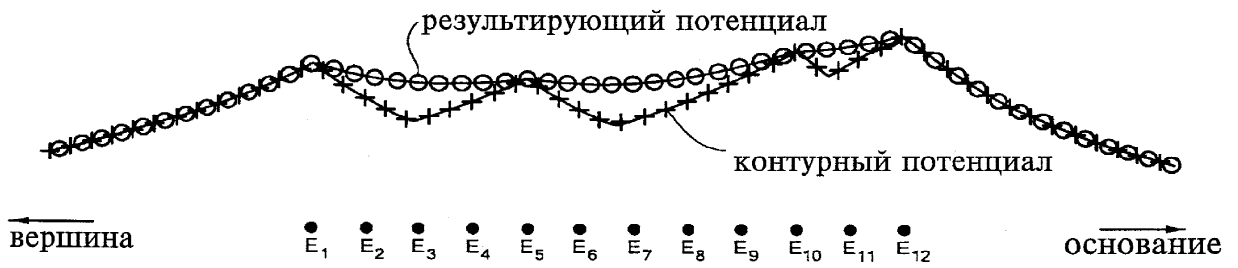




**Фиг. 4**



**Фиг. 5**



**Фиг. 6**