



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61N 1/05 (2019.02)

(21)(22) Заявка: 2016151490, 18.05.2015

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
18.05.2015

Дата регистрации:
22.07.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
28.05.2014 EP 14170341.3

(43) Дата публикации заявки: 28.06.2018 Бюл. № 19

(45) Опубликовано: 22.07.2019 Бюл. № 21

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 28.12.2016

(86) Заявка РСТ:
EP 2015/060869 (18.05.2015)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2015/180988 (03.12.2015)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ФАМ Хоа (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

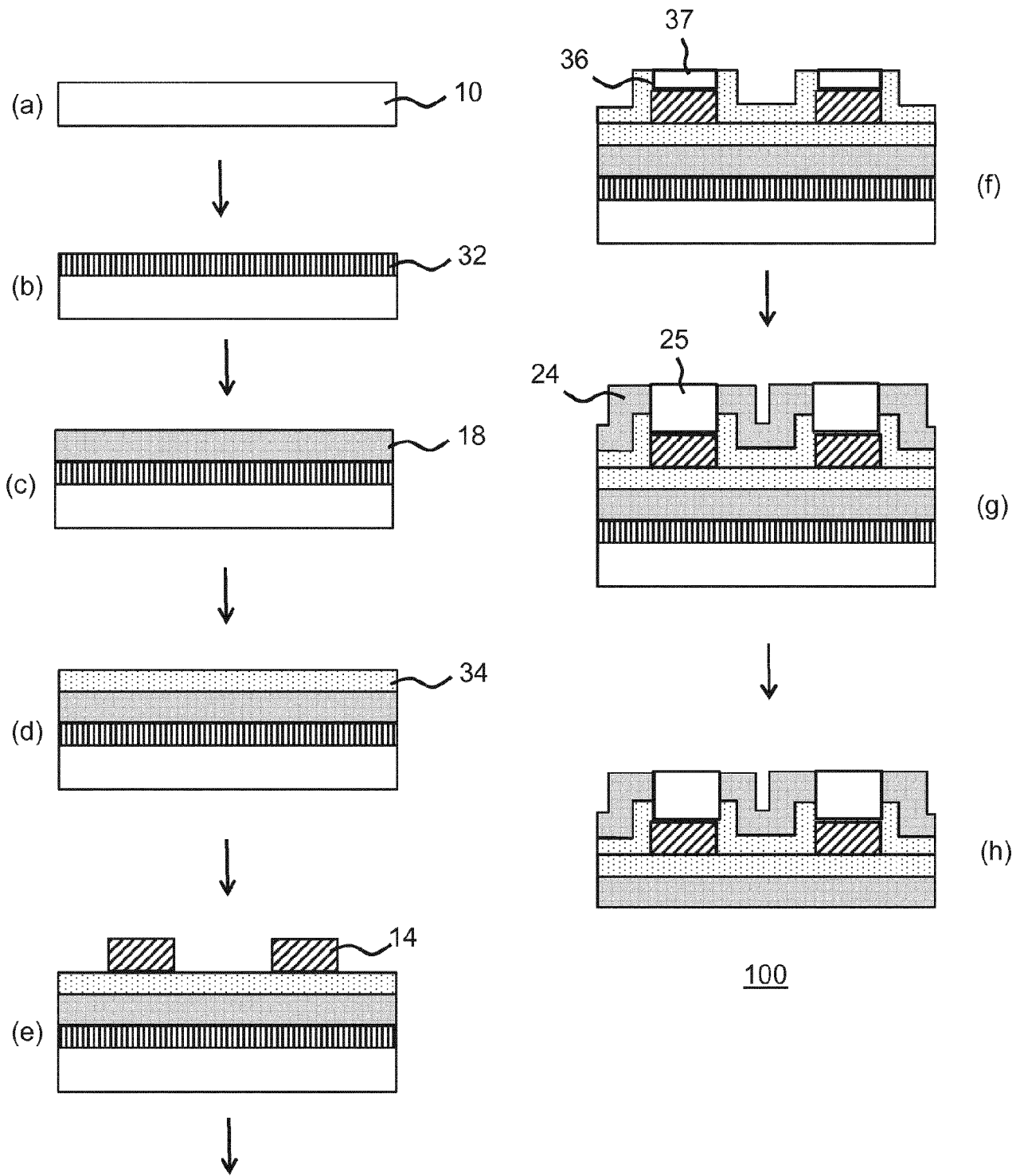
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: EP 2626110 A1, 14.08.2013. US
2013204318 A1, 08.08.2013. US 2012310258 A1,
06.12.2012. RU 2463088 C2, 10.10.2012.

(54) СПОСОБ ИЗГОТОВЛЕНИЯ УСТРОЙСТВА НА ОСНОВЕ ГИБКИХ ТОКОПРОВОДЯЩИХ
ДОРОЖЕК, УСТРОЙСТВО НА ОСНОВЕ ГИБКИХ ТОКОПРОВОДЯЩИХ ДОРОЖЕК И СИСТЕМА
НЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике. Раскрыт способ изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек для системы нейростимуляции, такого как устройство кохлеарного имплантата. Способ обеспечивает возможность изготовления устройства без необходимости в транспортировочной подложке за счет внедрения металлических структур

устройства в керамический диэлектрический материал, сформированный в процессе атомно-слоевого осаждения, который можно выполнять при температуре, которая совместима с этапами обработки полимеров такого устройства. Также раскрыты устройство на основе гибких токопроводящих дорожек и система нейростимуляции. 5 н. и 12 з.п. ф-лы, 5 ил.



ФИГ. 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61N 1/05 (2019.02)(21)(22) Application: **2016151490, 18.05.2015**(24) Effective date for property rights:
18.05.2015Registration date:
22.07.2019

Priority:

(30) Convention priority:
28.05.2014 EP 14170341.3(43) Application published: **28.06.2018 Bull. № 19**(45) Date of publication: **22.07.2019 Bull. № 21**(85) Commencement of national phase: **28.12.2016**(86) PCT application:
EP 2015/060869 (18.05.2015)(87) PCT publication:
WO 2015/180988 (03.12.2015)Mail address:
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

PHAM, Hoa (NL)

(73) Proprietor(s):

Koninklijke Philips N.V. (NL)**(54) METHOD FOR MANUFACTURING DEVICE BASED ON FLEXIBLE CONDUCTOR PATHS, DEVICE BASED ON FLEXIBLE CONDUCTOR PATHS AND NEUROSTIMULATION SYSTEM**

(57) Abstract:

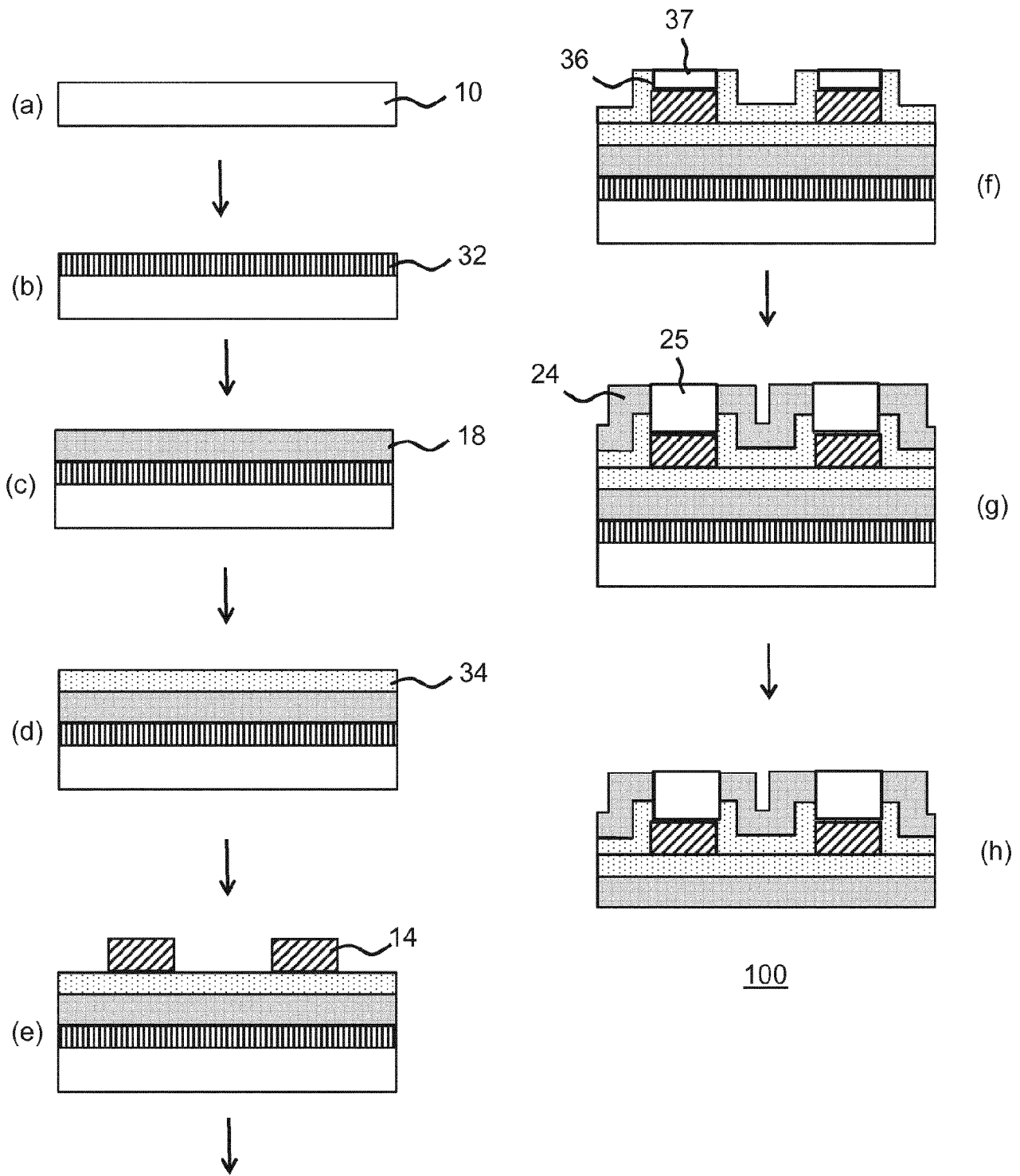
FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment. Disclosed is a method for manufacturing a device based on flexible conductive paths for a neurostimulation system, such as a cochlear implant device. Also disclosed are a device based on flexible conductive paths and a neurostimulation system.

EFFECT: method makes it possible to manufacture

a device without the need for a transporting substrate by introducing metal structures of the device into the ceramic dielectric material, formed during atomic layer deposition, which can be carried out at temperature which is compatible with processing steps of polymers of such a device.

17 cl, 5 dwg



ФИГ. 2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Настоящее изобретение относится к способу изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек, содержащего дистальный участок, содержащий множество электродов, проксимальный участок, содержащий множество контактов, и полосу между дистальным участком и проксимальным участком, содержащую множество токопроводящих дорожек, соединяющих, каждая, электрод с контактом.

Настоящее изобретение дополнительно относится к такому устройству на основе гибких токопроводящих дорожек.

Настоящее изобретение дополнительно относится также к системе нейростимуляции, включающей в себя упомянутое устройство на основе гибких токопроводящих дорожек.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Медицинские имплантируемые устройства нейростимуляции и/или детектирования получают все более широкое распространение по мере того, как процессы изготовления допускают получение данных устройств с достаточно небольшими геометрическими формами (форм-факторами), чтобы облегчать имплантацию. Такие устройства могут содержать, например, токопроводящие дорожки, плотно намотанные на держатель, например, корпус концевых выводов или что-то подобное. Токопроводящие дорожки требуются, например, для передачи сигналов между датчиком или электродным устройством внутри корпуса и схемой обработки данных за пределами корпуса.

Имплантируемая часть устройства должна обладать определенными размерами, которые, например, могут зависеть от конкретной реализации. Один конкретный пример предназначен для глубокой стимуляции головного мозга, и другой пример предназначен для кохлеарных (улитковых) имплантатов.

Например, улитка человеческого уха содержит волосковые сенсорные клетки, которые важны для восприятия звука. Звуковые колебания деформируют некоторые структуры улитки, которые, в свою очередь, деформируют волосковые сенсорные клетки. Это порождает электрические импульсы в волосковых сенсорных клетках, которые передаются в волокна слухового нерва и, в конечном счете, в головной мозг.

Некоторые случаи потери слуха человеком относят к крупномасштабному разрушению волосковых сенсорных клеток. Когда такое происходит, то, хотя структуры улитки могут быть неповрежденными в других отношениях, а слуховой нерв может быть частично или полностью неповрежденным, слуховая реакция значительно ухудшается или отсутствует.

Кохлеарные имплантаты непосредственно стимулируют слуховые нервы внутри внутреннего уха. В традиционной системе кохлеарного имплантата звук из окружающей среды получает микрофон. Затем звук селективно фильтруется процессором речевых сигналов с использованием различных стратегий наборов фильтров, таких как быстрые преобразования Фурье, чтобы разделить сигнал по разным частотным диапазонам. После обработки, сигнал передается в передатчик, катушку, удерживаемую в рабочем положении магнитом, помещенным позади внешнего уха. Данный передатчик посылает обработанный сигнал во внутреннее устройство посредством электромагнитной индукции.

Приемник, который преобразует сигнал в электрические импульсы и посылает их по внутреннему кабелю в электроды, встроен в череп за ухом. Традиционные кохлеарные имплантаты выполняют из нескольких платиновых электродов или аналогичного проводящего материала, подсоединенных к платиновому проводу и встроенных в силиконовый корпус. Затем данные электроды выполняют функцию стимуляции волокон слухового нерва посредством генерации электрического поля, когда в них направляется

электрический ток.

Имплантат должен иметь небольшую площадь введения с тем, чтобы установка кохлеарного имплантата не повреждала тонкие кохлеарные структуры в ухе.

Имплантаты для глубокой стимуляции головного мозга или стимуляции других нервов могут или имеют аналогичные ограничения по размерам кабеля и площади введения. Одна известная конструкция основана на длинной полосе электродов, которые, в данном случае, наматывают на держатель с образованием спирального полоскового кохлеарного имплантата. Это обеспечивает требуемую трубчатую форму для введения в улитку. Пример устройства данного типа раскрыт в документе US 2012/0310258.

Типичный приемлемый процесс изготовления такой полосы показан на фиг. 1. Процесс начинается на этапе (а) с обеспечения кремниевой подложки 10, на которую наносят керамический диэлектрический слой или пакет 12 слоев с использованием усиленного плазмой химического осаждения из паровой фазы (УП-ХОПФ). Такой керамический диэлектрический слой обычно содержит SiO_x ($x > 1$) и, необязательно, дополнительно содержит слой нитрида кремния (Si_3N_4). На этапе (с) на керамическом диэлектрическом слое (пакете) 12 формируют металлические электроды 14, например, посредством нанесения или формирования рисунка из одного или более металлических слоев.

Дополнительный керамический диэлектрический слой (пакет) 16, который можно выполнить из такого же диэлектрического материала(ов), как керамический диэлектрический слой (пакет) 12, наносят с использованием УП-ХОПФ на этапе (d) таким образом, что электроды 14 заключены в оболочку керамическим диэлектрическим слоем (пакетом) 12 и дополнительным керамическим диэлектрическим слоем (пакетом) 16, после чего на этапе (е) дополнительный керамический диэлектрический слой (пакет) 16 покрывают слоем 18 биосовместимого электроизолирующего полимера, таким как слой парилена, например, методами нанесения покрытия центрифугированием или нанесения покрытия погружением.

Затем на слой 18 биосовместимого электроизолирующего полимера приклеивают стеклянную транспортировочную подложку 20 с помощью адгезива 22 на этапе (f), с последующим удалением кремниевой подложки 10, например, посредством травления или посредством удаления жертвенного разделительного слоя (не показанного) между кремниевой подложкой 10 и керамическим диэлектрическим слоем (пакетом) 12 на этапе (g). На данной стадии керамический диэлектрический слой или пакет 12 слоев можно структурировать (наносить рисунок) с образованием канавок 13, обеспечивающих доступ к электродам 14.

На этапе (h) наносят дополнительный слой 24 биосовместимого электроизолирующего полимера, такой как другой слой парилена, например, методами нанесения покрытия центрифугированием или нанесения покрытия погружением, на керамический диэлектрический слой (пакет) 12 таким образом, что полоса оказывается смонтированной в слой 18 биосовместимого электроизолирующего полимера и дополнительный слой 24 биосовместимого электроизолирующего полимера. На данной стадии дополнительный слой 24 биосовместимого электроизолирующего полимера можно структурировать с образованием канавок 25, обеспечивающих доступ к электродам 14 через канавки 13. Полосу окончательно дорабатывают на этапе (i) посредством удаления стеклянной транспортировочной подложки 20, например, посредством растворения адгезива 22.

Этот процесс включает этапы обработки как керамики, так и полимера, которые обычно требуют разных температурных режимов. В частности, этапы УП-ХОПФ

обычно выполняют при температуре выше 120°C с использованием тетраэтилортосиликата (ТЭОС) в качестве предшественника оксида кремния, но при данных температурах большинство биосовместимых электроизолирующих полимеров, таких как парилен, теряет качество или даже разлагается.

Документ EP 2 626 110 A1 раскрывает тонкую пленку для концевых выводов для применений на головном мозге с по меньшей мере одной секцией, содержащей высокопроводящий металл и низкопроводящий металл, при этом низкопроводящий металл по меньшей мере частично инкапсулирует высокопроводящий металл и является биосовместимым.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Хотя вышеописанный процесс известного уровня техники осуществим практически, он дает в результате конструкцию гибкого пакета слоев, которую относительно трудно изгибать или наматывать до диаметров намотки, достаточно плотных, чтобы надежно использовать пакет, например, в кохлеарном имплантате или других имплантатах, которые требуют электродных вставок с небольшими диаметрами. Это в частности так, когда пакет включает в себя слои неорганической или металлической природы.

Изобретение предназначено для обеспечения устройства на основе гибких токопроводящих дорожек с конструкцией пакета слоев, которая по меньшей мере частично решает проблему плотной намотки, и в то же самое время может быть изготовлено с улучшенной практичностью (например, упрощенным способом и/или дешевле). Изобретение соответственно также предлагает способ изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек.

Изобретение характеризуется независимыми пунктами формулы изобретения. Зависимые пункты формулы изобретения предлагают предпочтительные варианты осуществления.

Улучшенные свойства изгиба или наматывания устройства на основе гибких токопроводящих дорожек по изобретению основаны на признании того, что изгибание или намотка сравнимого пакета слоев по известному уровню техники улучшаются при снабжении его по меньшей мере одной по существу плоской внешней поверхностью и обеспечением более тонкого пакета слоев. Плоская поверхность допускает более ровную намотку на центральный держатель токопроводящих дорожек или стержень. Это становится все более важным для меньших диаметров намотки. Кроме того, часть толщины конструкции пакета слоев по известному уровню техники обусловлена толщиной керамического диэлектрического слоя, которая должна быть порядка 500 нм, чтобы обеспечивать надежную электрическую и/или механическую изоляцию, и/или изоляцию материалов для встроенного металлического слоя. Такая толщина ограничивает гибкость полосы, что может препятствовать использованию полосы в областях применения, где требуется особенно плотная намотка полосы на держатель. Данное устройство по изобретению сейчас обладает преимуществом в том, что его можно выполнять с использованием одного и того же способа изготовления. Таким образом, как плоскую поверхность, так и более тонкий слой можно приготовить с использованием одного и того же способа. Способ является также технически более простым и более удобным на практике, чем способ известного уровня техники.

Следует отметить, что, при использовании способа известного уровня техники нельзя непосредственно приготовить конструкцию более тонкого пакета слоев. Например, уменьшение толщины слоя керамического диэлектрика ниже приблизительно 500 нм в общем дает в результате керамические диэлектрические слои недостаточного качества, поскольку более тонкие слои могут страдать от деградации электроизолирующих

свойств из-за плотности дефектов в таких керамических слоях, полученных методом УП-ХОПФ. Это особенно характерно в случаях, когда слой оксида кремния, получаемые методом УП-ХОПФ, формируются из тетраэтилортосиликата (ТЭОС), поскольку само по себе общеизвестно, что такие оксидные слои имеют относительно высокую плотность

5 дефектов.

В данном изобретении пакет диэлектрических слоев может иметь толщину или максимальную толщину меньше, чем любое число, выбранное из группы: 500 нм, 400 нм, 300 нм, 250 нм, 200 нм, 150 нм, 100 нм и 50 нм. Предпочтительно толщина или максимальная толщина меньше 300 нм или даже более предпочтительно меньше 200

10 нм. Такие значения дают устройство на основе гибких токопроводящих дорожек, в котором напряжения изгиба при изгибании устройства ослабляются. Поэтому такое решение обеспечивает устройство на основе гибких токопроводящих дорожек, которое можно плотно наматывать на держатель, такой как корпус с концевыми выводами для вставки в тело человека, например, имплантации в улитку или головной мозг. В

15 частности, при управлении толщиной диэлектрических слоев и/или пакета диэлектрических слоев, сформированного первым, и дополнительных диэлектрических слоев или пакетов диэлектрических слоев можно регулировать напряжение во всем пакете диэлектрических слоев, например, настраивать на основании ожидаемой кривизны устройства.

Гибкость или способность к изгибанию устройства на основе гибких токопроводящих дорожек дополнительно улучшается благодаря тому, что слой биосовместимого полимера имеет основную поверхность, которая является по существу плоской. С использованием способа по изобретению один из слоев биосовместимого полимера формируют непосредственно на подложке или разделительном слое на подложке, в то

25 время как в способе известного уровня техники по фиг. 1 слои биосовместимого полимера всегда формируют поверх ступенчатой структуры, что дает компоновку слоев биосовместимого полимера, в которой основные поверхности имеют ступенчатые профили. По существу плоская основная поверхность слоя биосовместимого полимера устройства на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с

30 вышеприведенным вариантом осуществления облегчает более плотную намотку устройства на основе гибких токопроводящих дорожек на такой держатель, как корпус с концевыми выводами, такой как, например, центральный круглый или овальный стержень.

Устройство на основе гибких токопроводящих дорожек может иметь меньшую

35 площадь введения, благодаря более плотной намотке устройства на основе гибких токопроводящих дорожек, допускаемой складками в нем. Таким образом, один или более из размеров поперечного сечения намотанной дорожки (например, диаметр, если она имеет трубчатую форму) может быть меньше 1 мм или, как предпочтительно для кохлеарных устройств, меньше 0,5 мм или даже 0,4 мм, или 0,3 мм. Держатель может

40 иметь ряд форм в зависимости от желания. Примерные формы включают в себя трубчатую или цилиндрическую с прямоугольным, овальным или круглым поперечным сечением или даже другими поперечными сечениями. Предпочтительно поперечное сечение является овальным или круглым. Держатель может иметь меньшее поперечное сечение в одном местоположении, чем в другом местоположении. Следовательно, он

45 может быть коническим или иметь секции разного, но постоянного диаметра, при этом наименьшие размеры могут быть меньше 1 мм или даже меньше 0,5 мм. В качестве альтернативы, держатель может иметь стержневую форму с несколько скругленными краями, продолжающимися в направлении протяженности стержня.

Диэлектрический слой может содержать любой подходящий диэлектрический материал, т.е. электроизолирующий материал или комбинацию диэлектрических материалов, например, несколько пакетированных слоев из разных диэлектрических материалов. Такие материалы предпочтительно являются неорганическими оксидными материалами, поскольку они обладают хорошей адгезией к металлам и обеспечивают хорошие электрические, механические свойства и свойства изоляции материалов. Например, пакет диэлектрических слоев может содержать слои, по-отдельности или совместно содержащие по меньшей мере одно из оксида кремния, нитрида кремния и оксида алюминия. Другие диэлектрические материалы включают в себя оксиды с высокой диэлектрической проницаемостью, такие как оксид циркония или оксид гафния, и/или можно также предположить использование других нитридов, обладающих подходящими барьерными свойствами, например, нитрида титана или нитрида тантала.

Диэлектрический слой проводящего пакета может быть получен или получаемым посредством атомно-слоевого осаждения. Такие слои имеют очень хорошие изолирующие свойства. Таким образом, устройство на основе гибких токопроводящих дорожек можно изготавливать с помощью одного или более вариантов осуществления способа по настоящему изобретению. Такое устройство на основе гибких токопроводящих дорожек получает преимущества благодаря присущей ему низкой плотности дефектов, которая характерна для диэлектрических слоев атомно-слоевого осаждения (АСО), что облегчает обеспечение устройства на основе гибких токопроводящих дорожек, имеющего улучшенные свойства по сравнению с устройствами известного уровня техники, которые, например, описаны выше. Такие слои могут быть тоньше, чем слои, получаемые вышеописанным способом известного уровня техники, при том, что они имеют аналогичные или лучшие электрические, механические изолирующие свойства и свойства материалов.

В соответствии с изобретением предлагается также нейростимулирующее и/или нейросенсорное устройство, содержащее устройство на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с по меньшей мере одним вариантом осуществления настоящего изобретения и нейростимулирующий/сенсорный блок с множеством дополнительных контактов для контактирования с соответствующими контактами проксимального участка устройства на основе гибких токопроводящих дорожек. Такое нейростимулирующее и/или сенсорное устройство получает преимущества благодаря наличию устройства на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, благодаря тому факту, что такое устройство на основе гибких токопроводящих дорожек может иметь улучшенные свойства по сравнению с устройствами известного уровня техники, такие как повышенную гибкость, как объяснено выше.

Устройство на основе гибких токопроводящих дорожек и/или нейростимулирующее и/или нейросенсорное устройство можно с преимуществом использовать в областях применения, требующих небольших электродных вставок. Примерами такого использования являются кохлеарные устройства, включающие в себя имплантируемые кохлеарные устройства.

В соответствии с изобретением предлагается также способ изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек.

Способ допускает изготовление вышеуказанного устройства по изобретению. Кроме того, недостаток известного процесса состоит в том, что он является сравнительно сложным процессом, требующим процесс с транспортировочной подложкой, в котором этапы обработки полимера выполняют после окончания этапов обработки керамики.

Такой процесс необходим, поскольку он исключает подвергание воздействию опасных температур на нанесенные полимеры.

Настоящий способ использует существенную информацию о том, что керамические диэлектрические слои устройства на основе гибких токопроводящих дорожек можно наносить с использованием методов атомно-слоевого осаждения (АСО), которые обеспечивают преимущество в том, что керамические диэлектрические слои можно формировать при температурах, которые совместимы с этапами необходимой обработки полимеров в процессе изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек, так что данные этапы обработки полимеров не должны выполняться после окончания формирования керамических диэлектрических слоев, заключающих в оболочку металлические структуры устройства на основе гибких токопроводящих дорожек. Следовательно, это устраняет необходимость в использовании транспортировочной подложки, что, таким образом, значительно упрощает способ изготовления по сравнению со способом известного уровня техники, показанным на фиг. 1. Эта замена способа нанесения вместе с регулированием и исключением некоторых из этапов способа известного уровня техники дает в результате способ по изобретению, который способен обеспечить усовершенствованное устройство и проще, чем известный способ. Здесь упоминается, что способ можно применять для приготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек по изобретению, имеющего плоскую внешнюю поверхность, когда подложка имеет плоскую поверхность нанесения, и/или для нанесения слоев уменьшенной толщины менее 500 нм, как указано выше, и способ можно также применять для приготовления устройств, которые все еще имеют неплоские внешние поверхности, когда поверхности нанесения подложек, используемые с данным способом, являются неплоскими, в то время, когда уменьшают толщины слоев.

Этапы атомно-слоевого осаждения можно выполнять при более низких температурах, чтобы сберечь уже присутствующие незащищенные слои наполовину изготовленного устройства. Например, этапы атомно-слоевого осаждения можно выполнять при температурах ниже 120°C, при которых такие полимерные материалы, как парилен или полиимид, не разрушаются или не разлагаются.

Этап нанесения по меньшей мере одного диэлектрического слоя на первый слой биосовместимого полимера посредством атомно-слоевого осаждения может содержать нанесение первого диэлектрического слоя на первый слой биосовместимого полимера и нанесение второго диэлектрического слоя на первый диэлектрический слой; и/или этап нанесения по меньшей мере одного дополнительного диэлектрического слоя на структурированный слой металла посредством атомно-слоевого осаждения содержит нанесение первого дополнительного диэлектрического слоя на структурированный слой металла и нанесение второго дополнительного диэлектрического слоя на первый дополнительный диэлектрический слой. Одно из преимуществ атомно-слоевого осаждения заключается в том, что можно формировать относительно тонкие диэлектрические слои, имеющие низкую плотность дефектов, что облегчает формирование пакетов диэлектрических слоев, которые имеют ограниченную толщину, но высокую прочность благодаря низкой плотности дефектов, которая характерна для процессов АСО.

Толщины, описанные для вышеупомянутого устройства, можно осаждать с использованием АСО. В особенно предпочтительном варианте осуществления упомянутый по меньшей мере один диэлектрический слой и упомянутый по меньшей мере один дополнительный диэлектрический слой осаждают, каждый, до толщины менее 100 нм. Это обеспечивает возможность формирования в частности устройства

на основе гибких токопроводящих дорожек, поскольку пакет диэлектрических слоев, в котором встроены металлические структуры, можно получать имеющим общую максимальную толщину менее 200 нм, например, менее 100 нм, например, около 50 нм, без ухудшения в данном относительно тонком пакете диэлектрических слоев электроизолирующих и барьерных свойств пакета диэлектрических слоев, благодаря 5 присущей ему низкой плотности дефектов в диэлектрических слоях, полученных методом АСО.

Химический состав материала(ов) диэлектрических слоев, осаждаемого) посредством процесса АСО, особым образом не ограничен; можно рассматривать любой подходящий 10 диэлектрический материал, т.е. электроизолирующий материал. В варианте осуществления упомянутый по меньшей мере один диэлектрический слой и/или упомянутый по меньшей мере один дополнительный диэлектрический слой выбирают по-отдельности из по меньшей мере одного из оксида кремния, нитрида кремния или оксида алюминия, хотя можно также предусматривать альтернативные диэлектрические 15 материалы, например, оксиды с высокой диэлектрической проницаемостью, такие как оксид циркония или оксид гафния, и/или другие нитриды, обладающие подходящими барьерными свойствами, например, нитрид титана или нитрид тантала.

Первый слой биосовместимого полимера и второй слой биосовместимого полимера могут состоять, каждый, из электроизолирующего полимера. Использовать можно 20 любой биосовместимый полимер, который является электроизолирующим; например, электроизолирующий полимер можно выбирать из парилена и полиимида.

В варианте осуществления способ дополнительно содержит обеспечение разделительного слоя на подложке перед формированием первого слоя биосовместимого полимера, и при этом этап удаления упомянутой подложки содержит растворение 25 упомянутого разделительного слоя. Это дает преимущество в том, что подложку можно удалять таким образом, который минимизирует риск повреждения устройства на основе гибких токопроводящих дорожек, например, при устранении необходимости в этапах механической полировки или этапах травления, разрушающих подложку, при этом такие этапы могут повредить гибкую токопроводящую дорожку, если не заканчиваются 30 вовремя. Использование разделительного слоя дает дополнительное преимущество в том, что подложку можно использовать многократно, снижая, тем самым, стоимость материалов в способе изготовления, что может снизить общую стоимость процесса изготовления.

В дорожке и способе по изобретению подложка может быть полимерной подложкой 35 или неорганической подложкой. Предпочтительно применяют подложку типа полупроводниковой пластины или стеклянную подложку. В частности, применяют полупроводниковую пластину, содержащую кремний, такую как структуру кремний-на-изоляторе (SOI) или обычную кремниевую полупроводниковую пластину.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

40 Варианты осуществления изобретения подробно описаны с использованием неограничивающих примеров, со ссылкой на прилагаемые схематичные чертежи, на которых:

Фиг. 1 схематично представляет способ изготовления по известному уровню техники устройства на основе гибких токопроводящих дорожек для имплантируемого 45 устройства;

Фиг. 2 схематично представляет способ изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек для имплантируемого устройства в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения;

Фиг. 3 схематично представляет вид сверху устройства на основе гибких токопроводящих дорожек для имплантируемого устройства в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения;

Фиг. 4 схематично представляет поперечное сечение устройства на основе гибких токопроводящих дорожек для имплантируемого устройства в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения; и

Фиг. 5 схематично представляет систему нейростимуляции в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

На фигурах одинаковые ссылочные обозначения используют для обозначения одинаковых или сходных частей.

Фиг. 2 схематично представляет способ изготовления устройства на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с примерным вариантом осуществления настоящего изобретения. Способ начинается на этапе (а) с обеспечения подложки 10, на которой надлежит формировать устройство на основе гибких токопроводящих дорожек. Для этой цели можно использовать любую подходящую подложку 10, например, если устройство на основе гибких токопроводящих дорожек надлежит формировать с использованием этапов обработки полупроводника, то подложка 10 может быть кремниевой полупроводниковой пластиной. Однако, следует понимать, что можно также предусматривать применение других подложек, например, стеклянных подложек.

На необязательном этапе (b) на подложке 10 может быть сформирован разделительный слой 32. Такой разделительный слой 32 обычно является слоем, который можно удалить растворением разделительного слоя 32 в подходящем растворителе, как подробнее поясняется в дальнейшем. В варианте осуществления разделительный слой 32 является слоем фоторезиста, поскольку такие слои широко известны и обычно удаляются с использованием подходящих растворителей. Разделительный слой 32 можно формировать с любой подходящей толщиной, такой как толщина, находящаяся в диапазоне от 2-3 микронметров. Затем способ переходит к этапу (с), на котором на подложке 10 или на разделительном слое 32 формируют первый слой 18 биосовместимого полимера. Первый слой 18 биосовместимого полимера может быть сформирован любым подходящим методом, таким как метод нанесения покрытия центрифугированием или метод нанесения покрытия погружением, или химическим осаждением из паровой фазы, и до любой подходящей толщины. Предпочтительно, толщину первого слоя 18 биосовместимого полимера выбирают таким образом, чтобы общая толщина внешней полимерной оболочки устройства на основе гибких токопроводящих дорожек не препятствовала требуемым характеристикам изгиба или намотки устройства. В варианте осуществления толщину первого слоя биосовместимого полимера выбирают в диапазоне 2-5 микронметров.

Может быть выбран любой подходящий биосовместимый полимер, при этом полимер предпочтительно является электроизолирующим полимером таким образом, чтобы часть тела, в которую имплантируют устройство на основе гибких токопроводящих дорожек, была экранирована от электрических токов, протекающих через устройство на основе гибких токопроводящих дорожек во время использования. Например, биосовместимый полимер может быть париленом или полиимидом.

Затем, на первом слое 18 биосовместимого полимера формируют один или более диэлектрических слоев 34 атомно-слоевым осаждением на этапе (d). Такие диэлектрические слои защищают металлические структуры в устройстве на основе

гибких токопроводящих дорожек от воздействия потенциально вредных составляющих в окружающей среде устройства на основе гибких токопроводящих дорожек, таких как коррозионно-активные составляющие в телесных жидкостях. Диэлектрические слои действуют как барьерные слои для данных составляющих. Этап АСО обычно выполняют при температуре ниже 120°C, чтобы нижележащий первый слой 18 биосовместимого полимера не разрушался или не разлагался под действием температурного режима этапа АСО. В варианте осуществления этап АСО выполняют при температуре ниже 100°C.

Процессом АСО может получать высококонформные слои, имеющие очень низкую плотность дефектов. Сообщалось, что для тонких диэлектрических слоев, полученных методом АСО, плотности дефектов были меньше, чем 100/см² и даже меньше, чем 50/см²; например, авторы Y. Zhang (И. Жанг) et al. in Thin Solid Films, 517 (2009), стр. 3269-3272 раскрывают плотность дефектов всего лишь 38/см² для Al₂O₃ слоя, полученного методом АСО, толщиной 25 нм. Следовательно, диэлектрический слой или пакет 34 диэлектрических слоев, полученный методом АСО, по изобретению можно выращивать до толщины менее 100 нм, например, толщины 50 нм, 40 нм, 30 нм или даже 20 нм, без снижения требуемых свойств диэлектрического слоя или пакета 34 диэлектрических слоев, полученного методом АСО. Если пакет 34 диэлектрических слоев формируют на этапе (d), то отдельные слои данного пакета слоев можно формировать с еще меньшими толщинами с тем, чтобы объединенная толщина пакета 34 диэлектрических слоев была менее 100 нм, например, имела толщину 50 нм, 40 нм, 30 нм или даже 20 нм. Это значительно улучшает гибкость устройства на основе гибких токопроводящих дорожек.

Для формирования диэлектрического слоя или пакета 34 диэлектрических слоев, полученного методом АСО, можно использовать любой подходящий диэлектрический материал. Например, можно наносить слой оксида кремния, можно наносить пакет из слоев оксида кремния и нитрида кремния и так далее. Применение альтернативных оксидов и нитридов, таких как Al₂O₃, HfO₂, ZrO₂, TiN, TaN и так далее, также можно предполагать возможным. Для специалиста будут очевидны другие подходящие оксиды и нитриды. Можно предположить применимость любой подходящей комбинации слоев из таких оксидов и нитридов, например, пакета слоев, содержащего слой нитрида на первом слое 18 биосовместимого полимера и слой оксида на этом слое нитрида, или пакета слоев, содержащего слой оксида на первом слое 18 биосовместимого полимера и слой нитрида на этом слое оксида.

Затем на первом диэлектрическом слое или пакете 34 слоев на этапе (e) формируют металлические структуры 14, например, посредством нанесения и структурирования одного или более слоев металла. Формирование таких металлических структур само по себе широко известно и не будет дополнительно подробно поясняться для краткости. Металлы, из которых выполняют металлические структуры, предпочтительно являются биосовместимыми металлами, такими как титан. По меньшей мере некоторые из электродов, токопроводящих дорожек и/или контактов устройства на основе гибких токопроводящих дорожек могут быть сформированы в виде биметалла, например, имеющими сердцевину из первого металла и покрытие из второго металла. Первый металл может иметь высокую удельную проводимость, например, выше, чем у второго металла, в то время как второй металл может быть дешевле, чем первый металл и/или может быть биосовместимым. Например, первый металл может быть благородным металлом, таким как золото, а второй металл может быть таким металлом, как титан.

Формирование таких биметаллических структур особенно подходит для формирования токопроводящих дорожек в устройстве на основе гибких токопроводящих дорожек, поскольку высокопроводящая сердцевина обеспечивает возможность ограничения общей толщины токопроводящих дорожек, с улучшением, тем самым, гибкости устройства на основе гибких токопроводящих дорожек. В варианте осуществления толщина токопроводящих дорожек находится в диапазоне 4-13 микрон. Толщину токопроводящих дорожек обычно выбирают на основе выбранной толщины биосовместимого полимера, электродов и/или контактов и диэлектрических слоев в устройстве. Можно предположить возможность любой подходящей толщины, например, толщин за пределами раскрытого выше диапазона.

После формирования металлических структур 14 на этапе (e), способ переходит к этапу (f), на котором формируют дополнительный диэлектрический слой или пакет 36 диэлектрических слоев поверх структуры, полученной с использованием АСО, таким образом, что металлические структуры 14 оказываются встроенными в пакет диэлектрических слоев, сформированный первым диэлектрическим слоем или пакетом 34 диэлектрических слоев и дополнительным диэлектрическим слоем или пакетом 36 диэлектрических слоев. Дополнительный диэлектрический слой или пакет 36 диэлектрических слоев можно формировать с такой же толщиной с использованием таких же материалов, как первый диэлектрический слой или пакет 34 диэлектрических слоев, что уже описано выше и, поэтому, не поясняется в дальнейшем еще раз исключительно для краткости. Однако, следует понимать, что дополнительный диэлектрический слой или пакет 36 диэлектрических слоев может содержать материалы, отличающиеся от материалов первого диэлектрического слоя или пакета 34 диэлектрических слоев, и/или может быть сформирован с толщиной, отличающейся от толщины первого диэлектрического слоя или пакета 34 диэлектрических слоев. Дополнительный диэлектрический слой или пакет 36 диэлектрических слоев обычно структурируют, например, с помощью подходящих способов травления, с образованием канавок 37 в дополнительном диэлектрическом слое или пакете 36 диэлектрических слоев, которые открывают электроды и контакты на проксимальном и дистальном участках устройства.

На этапе (g) формируют дополнительный слой 24 биосовместимого полимера поверх дополнительного диэлектрического слоя или пакета 36 диэлектрических слоев, например, методом нанесения покрытия центрифугированием или методом нанесения покрытия погружением или химическим осаждением из паровой фазы, так что пакет диэлектрических слоев, сформированный первым диэлектрическим слоем или пакетом 34 диэлектрических слоев и дополнительным диэлектрическим слоем или пакетом 36 диэлектрических слоев, заключают в оболочку из слоя биосовместимого полимера, сформированную первым слоем 18 биосовместимого полимера и дополнительным слоем 24 биосовместимого полимера. Дополнительный слой 24 можно формировать с использованием такого же полимера и/или с такой же толщиной, как первый слой 18, что уже описано выше и, поэтому, не поясняется в дальнейшем еще раз исключительно для краткости. Дополнительный слой 24 обычно структурируют, например, с помощью подходящего способа травления или растворителя, с образованием канавок 25 в дополнительном слое 24, которые открывают электроды и контакты на проксимальных и дистальных участках устройства через канавки 37.

На последнем этапе (h) подложка 10 удаляется для получения устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек. Подложку 10 можно удалять любым подходящим методом, например, травлением, полировкой или шлифовкой, или, в случае

наличия разделительного слоя 32, посредством растворения разделительного слоя 32 в подходящем растворителе, который не растворяет или не ухудшает свойства слоев 18 и 24 биосовместимого полимера.

Здесь следует отметить, что, поскольку первый слой 18 биосовместимого полимера сформирован на (планарной) подложке 10 или на (планарном) разделительном слое 32, то, после удаления подложки 10, получают устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек, которое имеет полимерную оболочку с по существу плоской или планарной основной поверхностью на внешней стороне устройства, т.е. поверхностью первого слоя 18 биосовместимого полимера. Это имеет преимущество, поскольку такая плоская или планарная поверхность облегчает плотную намотку устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек на держатель, такой как корпус с концевыми выводами или центральный стержень, как подробно поясняется в дальнейшем.

Фиг. 3 схематично представляет вид сверху устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с примерным вариантом осуществления настоящего изобретения. Устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек содержит дистальный участок 110, содержащий один или более электродов 112 для контактирования с площадью, подлежащей стимуляции в субъекте, таком как человек или животное. Площадь, подлежащая стимуляции, может находиться, например, в улитке или в головном мозге. Устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек дополнительно содержит проксимальный участок 130, содержащий один или более контактов 132, которые соединены с соответствующими электродами 112 посредством токопроводящих дорожек 122 в полосе 120, соединяющей проксимальный участок 130 с дистальным участком 110. Полоса 120 обычно намотана на держатель, такой как корпус с концевыми выводами, как подробно поясняется в дальнейшем. Полоса 120 может иметь любые подходящие размеры; в частности, полоса 120 может иметь длину несколько десятков см, например, 10 см, 20 см, 30 см или даже 50 см и больше.

Контакты 132 облегчают для источника сигнала, такого как нейростимулирующее или сенсорное устройство, управление одним или более электродами 112, например, при подключении к одному или более контактам 132 и подаче электрических сигналов в один или более электродов 112 через один или более контактов 132. Например, в случае, если устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек является устройством кохлеарного имплантата, нейростимулирующее устройство может включать в себя микрофон для сбора окружающих звуков, фильтр для фильтрации окружающих звуков и генератор сигналов, включенный между фильтром и контактами 132 для преобразования фильтрованных окружающих звуков в стимулы, которые можно подавать в улитку посредством одного или более электродов 112.

Альтернативно, нейростимулирующее и/или нейросенсорное устройство может включать в себя нейростимулирующий блок, который включает в себя генератор сигналов для генерации предварительно заданных сигналов, подлежащих подведению к области головного мозга для противодействия симптомам неврологических заболеваний, таких как болезнь Паркинсона, и в данном случае дистальный участок 110 устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек обычно подсоединен к соответствующей области головного мозга с помощью одного или более электродов 112.

Фиг. 4 схематично представляет поперечное сечение в направлении по длине устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения и изготовленного способом по изобретению.

Возможно наличие ряда металлических структур, например, электродов, сформированных посредством одиночной металлической структуры 14, например, титанового электрода, и/или электродов, сформированных посредством биметаллической металлической структуры с металлической сердцевинной 14', например, сердцевинной из золота, и металлической оболочкой 14, например, оболочкой из титана. Металлические структуры встроены в пакет керамических диэлектрических слоев, полученный методом АСО, сформированный первым диэлектрическим слоем или пакетом 34 диэлектрических слоев и дополнительным диэлектрическим слоем или пакетом 36 диэлектрических слоев, при этом данный пакет диэлектрических слоев, полученный методом АСО, характеризуется низкой плотностью дефектов, которая обычно, на несколько порядков ниже, чем плотность дефектов пакета диэлектрических слоев, полученного методом УП-ХОПФ, такой же толщины. В по меньшей мере некоторых вариантах осуществления пакет керамических диэлектрических слоев, полученный методом АСО, имеет максимальную толщину менее 200 нм, такую как максимальная толщина примерно 100 нм, или менее примерно 100 нм, например, примерно 50 нм. Пакет керамических диэлектрических слоев, полученный методом АСО, встроен в полимерное покрытие, сформированное первым слоем 18 биосовместимого полимера и дополнительным слоем 24 биосовместимого полимера. Следует напомнить, что первый слой 18 биосовместимого полимера обычно имеет по существу плоскую или планарную поверхность, что облегчает плотную намотку устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек на держатель, поскольку упомянутая по существу плоская или планарная поверхность первого слоя 18 биосовместимого полимера в комбинации с относительно тонким керамическим пакетом диэлектрических слоев, полученным методом АСО, обеспечивает лучшее управление (механическим) напряжением, т.е. уменьшение напряжений при изгибании устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек. По меньшей мере одна из внешних поверхностей слоя 18 биосовместимого полимера является по существу плоской, что облегчает намотку всего пакета 100 на центральный стержень. Плоская поверхность обусловлена применением способа по изобретению.

Доступ к электродам 112, подлежащим приведению в контакт с площадью, подлежащей стимуляции, и доступ к контактам 132 можно обеспечить формированием канавок или межслойных соединений 40 в устройстве 100 на основе гибких токопроводящих дорожек. Поскольку формирование таких канавок или межслойных соединений само по себе широко известно, данный вопрос подробно не поясняется исключительно для краткости. Альтернативно, несколько электродов 112 и/или контактов 132 можно открыть при удалении полимерного покрытия и пакета керамических диэлектрических слоев с выбранных площадей дистального участка 110 и/или проксимального участка 130. Здесь следует отметить, что дистальный участок 110 и проксимальный участок 130 показаны имеющими квадратную форму только в неограничивающем примере; следует понимать, что дистальный участок 110 и проксимальный участок 130 могут иметь любую подходящую форму.

Фиг. 5 схематично представляет систему 1 нейростимуляции, включающую в себя устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, и нейростимулирующее устройство 200. Полосу 120 устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек обычно наматывают на держатель 300, например, корпус с концевыми выводами, с тем, чтобы проксимальный участок 130, содержащий контакты 132, можно было приводить в контакт с дополнительными контактами 202 нейростимулирующего устройства 200, в то время

как дистальный участок 110, содержащий электроды 112, можно было приводить в контакт с площадью ткани, подлежащей стимуляции, такой как часть улитки или часть головного мозга субъекта, который может быть человеком или животным. По этой причине, целью конструкции является минимизация диаметра держателя 300, чтобы
 5 ослабить физический дискомфорт для субъекта или действительно облегчить имплантацию держателя 300, включающего в себя вышеупомянутую часть устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек. Достижимый диаметр держателя 300 обычно определяется тем, насколько плотно можно наматывать полосу 120 устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек на данный держатель 300; т.е. диаметром
 10 одиночного витка или шагом полосы 120.

Благодаря применению диэлектрических слоев, полученных методом АСО, в устройстве 100 на основе гибких токопроводящих дорожек, можно обеспечить устройство 100 на основе гибких токопроводящих дорожек, которое можно наматывать плотнее на такой держатель 300, чем устройства известного уровня техники. В частности,
 15 поскольку применение диэлектрических слоев, полученных методом АСО, облегчает внедрение пакета керамических диэлектрических слоев в металлические структуры с уменьшенной толщиной, например, максимальной толщины менее 100 нм, как объяснено ранее, то внутри устройства 100 на основе гибких токопроводящих дорожек при изгибании устройства генерируются меньшие напряжения, что способствует виткам
 20 небольших диаметров и, в результате, держателю 300 небольшого диаметра. В то же время барьерные свойства керамических слоев не ухудшаются благодаря увеличенному числу мелких отверстий или дефектов в таком слое. По существу плоская основная поверхность полимерного покрытия, т.е. по существу плоская или планарная основная поверхность первого слоя 18 биосовместимого полимера дополнительно уменьшает
 25 напряжение в устройстве 100 на основе гибких токопроводящих дорожек при изгибании устройства таким образом, что это способствует дополнительному уменьшению диаметра держателя 300.

Держатель 300 обычно выполняют из биосовместимого материала, такого как биосовместимый полимер или биосовместимый металл. Такие материалы сами по себе
 30 общеизвестны и стоит просто отметить для целей краткости, что для держателя 300 можно использовать любой подходящий биосовместимый материал.

Возможно применение любого подходящего нейростимулирующего устройства 200, такого как устройство для стимуляции устройства кохлеарного имплантата или устройства для имплантации в головной мозг, как объяснено ранее. Кроме того, с
 35 помощью устройства по изобретению можно стимулировать другие нервные системы.

Следует отметить, что вышеупомянутые варианты осуществления иллюстрируют, а не ограничивают изобретение, и специалисты в данной области техники смогут спроектировать множество альтернативных вариантов осуществления, не выходя за рамки объема прилагаемой формулы изобретения. В формуле изобретения никакие
 40 ссылочные позиции, помещенные в круглые скобки, не должны быть истолкованы как ограничивающие пункт формулы изобретения. Слово «содержащий» не исключает присутствия других элементов или этапов, чем те, которые перечислены в пункте формулы изобретения. Признак единственного числа не исключает наличия множества таких элементов. Изобретение может быть реализовано посредством аппаратного
 45 обеспечения, содержащего несколько отдельных элементов. В пункте формулы изобретения на устройство, перечисляющем несколько средств, несколько из этих средств могут быть осуществлены одним и тем же элементом аппаратного обеспечения. Лишь тот факт, что некоторые меры перечислены во взаимно различных зависимых

пунктах формулы изобретения, не указывает на то, что комбинация этих мер не может быть использована с выгодой.

(57) Формула изобретения

- 5 1. Устройство (100) на основе гибких токопроводящих дорожек, содержащее:
 - дистальный участок (110), содержащий электроды (112);
 - проксимальный участок (130), содержащий контакты (132); и
 - полосу (120) между дистальным участком и проксимальным участком, содержащую токопроводящие дорожки (122), каждая из которых соединяет электрод с контактом,
- 10 причем по меньшей мере токопроводящие дорожки встроены в диэлектрический слой (34, 36), при этом упомянутый диэлектрический слой встроен в слой (18, 24) биосовместимого полимера, при этом слой биосовместимого полимера имеет по меньшей мере одну внешнюю поверхность полимера, которая является, по существу, плоской, и при этом диэлектрический слой имеет толщину менее 500 нм.
- 15 2. Устройство (100) на основе гибких токопроводящих дорожек по п. 1, в котором пакет (34, 36) диэлектрических слоев имеет толщину менее 300 нм или даже менее 250 нм.
3. Устройство (100) на основе гибких токопроводящих дорожек по п. 1 или 2, в котором пакет (34, 36) диэлектрических слоев содержит по меньшей мере один из оксида кремния, нитрида кремния и оксида алюминия или другого неорганического оксида.
- 20 4. Устройство (100) на основе гибких токопроводящих дорожек по любому из предшествующих пунктов, дополнительно содержащее центральный стержень, при этом гибкая токопроводящая дорожка спирально намотана на центральный стержень с, по существу, плоской поверхностью, обращенной к центральному стержню.
- 25 5. Нейростимулирующее и/или нейросенсорное устройство (1), содержащее устройство (100) на основе гибких токопроводящих дорожек по любому из пп. 1-4, при этом электроды выполнены с возможностью подачи сигналов к нервам и/или приема сигналов от нервов, и дополнительно содержащее нейростимулирующий и/или сенсорный блок (200) и имеющее дополнительные контакты (202) для контактирования с
- 30 соответствующими контактами (132) проксимального участка (130) устройства на основе гибких токопроводящих дорожек.
6. Слуховой аппарат, содержащий нейростимулирующее и/или нейросенсорное устройство (1) по п. 5.
7. Способ изготовления устройства (100) на основе гибких токопроводящих дорожек,
- 35 содержащего дистальный участок (110), содержащий электроды (112), проксимальный участок (130), содержащий контакты (132), и полосу (120) между дистальным участком и проксимальным участком, содержащую токопроводящие дорожки (122), каждая из которых соединяет электрод с контактом, причем способ содержит:
 - обеспечение подложки (10);
 - 40 формирование первого слоя (18) биосовместимого полимера на подложке;
 - нанесение по меньшей мере одного диэлектрического слоя (34) на первый слой биосовместимого полимера посредством атомно-слоевого осаждения при температуре ниже температуры разложения первого биосовместимого полимера;
 - формирование по меньшей мере одного структурированного слоя (14, 14') металла
 - 45 на упомянутом по меньшей мере одном диэлектрическом слое, причем упомянутый структурированный слой металла образует по меньшей мере часть упомянутых электродов, контактов и токопроводящих дорожек;
 - нанесение по меньшей мере одного дополнительного диэлектрического слоя (36) на

структурированный слой металла посредством атомно-слоевого осаждения при температуре ниже температуры разложения первого биосовместимого полимера и структурирование этого дополнительного диэлектрического слоя для открытия электродов и контактов;

- 5 5. формирование второго слоя (24) биосовместимого полимера на втором диэлектрическом слое и структурирование второго слоя биосовместимого полимера для открытия электродов и контактов и

удаление подложки.

- 10 8. Способ по п. 7, в котором этапы атомно-слоевого осаждения выполняют при температуре ниже 120°C.

9. Способ по п. 7 или 8, в котором:

- 15 - этап нанесения по меньшей мере одного диэлектрического слоя (34) на первый слой (18) биосовместимого полимера посредством атомно-слоевого осаждения содержит нанесение первого диэлектрического слоя на первый слой биосовместимого полимера и нанесение второго диэлектрического слоя на первый диэлектрический слой и/или

- 20 - этап нанесения по меньшей мере одного дополнительного диэлектрического слоя (36) на структурированный слой (14, 14') металла посредством атомно-слоевого осаждения содержит нанесение первого дополнительного диэлектрического слоя на структурированный слой металла и нанесение второго дополнительного диэлектрического слоя на первый дополнительный диэлектрический слой.

- 25 10. Способ по любому из пп. 7-9, в котором упомянутый по меньшей мере один диэлектрический слой (34) и/или упомянутый по меньшей мере один дополнительный диэлектрический слой (36) выбираются отдельно из по меньшей мере одного из оксида кремния, нитрида кремния, оксида алюминия или другого неорганического оксида.

- 30 11. Способ по любому из пп. 7-10, в котором каждый из упомянутого по меньшей мере одного диэлектрического слоя (34) и упомянутого по меньшей мере одного дополнительного диэлектрического слоя (36) осаждают до толщины менее 100 нм.

- 35 12. Способ по любому из пп. 7-11, в котором каждый из первого слоя (18) биосовместимого полимера и второго слоя (24) биосовместимого полимера состоит из электроизолирующего полимера.

13. Способ по п. 12, в котором электроизолирующий полимер выбирается из парилена и полиимида.

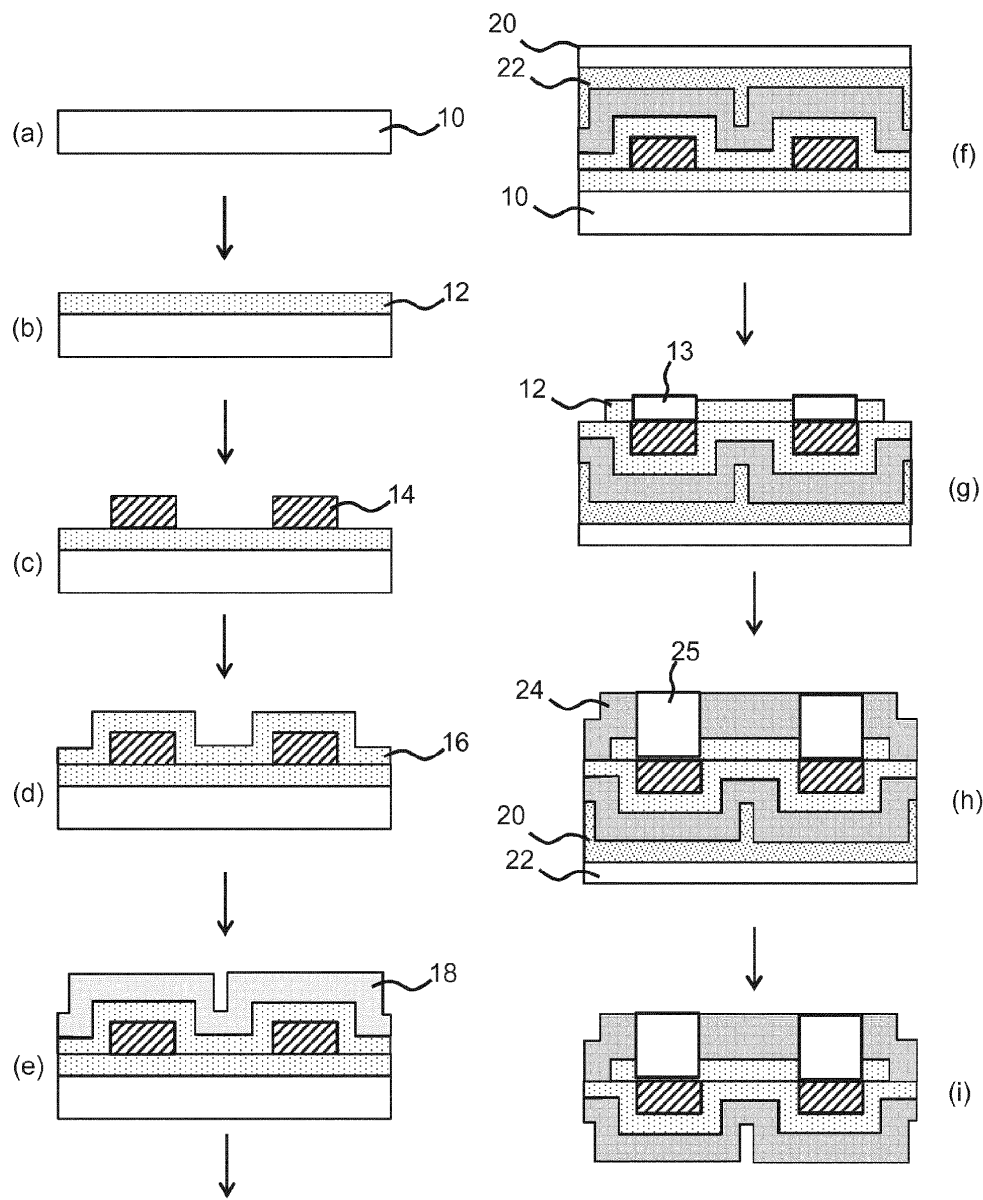
- 40 14. Способ по любому из пп. 7-13, дополнительно содержащий обеспечение разделительного слоя (32) на подложке (10) до формирования первого слоя (18) биосовместимого полимера, и при этом этап удаления подложки содержит растворение упомянутого разделительного слоя.

- 45 15. Способ по любому из пп. 7-14, при этом способ дополнительно содержит удаление подложки после формирования второго слоя (24) биосовместимого полимера на втором диэлектрическом слое таким образом, чтобы оставить первый биосовместимый слой с, по существу, плоской поверхностью.

16. Способ по любому из пп. 7-15, содержащий дополнительные этапы обеспечения центрального удлиненного стержня и спиральной намотки гибкой токопроводящей дорожки на центральный стержень с, по существу, плоской поверхностью, обращенной к центральному стержню.

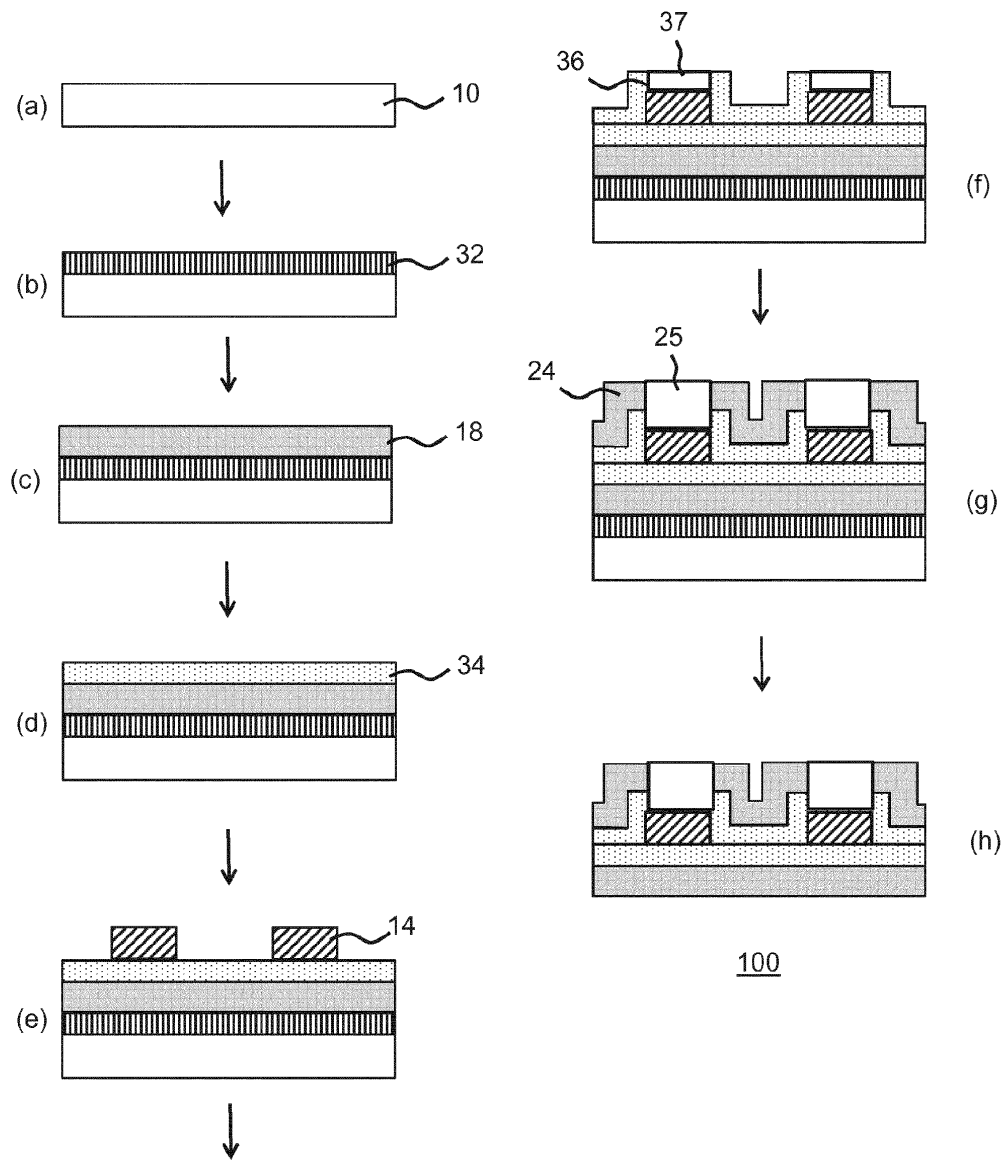
- 50 17. Устройство (100) на основе гибких токопроводящих дорожек по любому из пп. 1-4, при этом устройство на основе гибких токопроводящих дорожек изготовлено способом по любому из пп. 7-16.

1/5



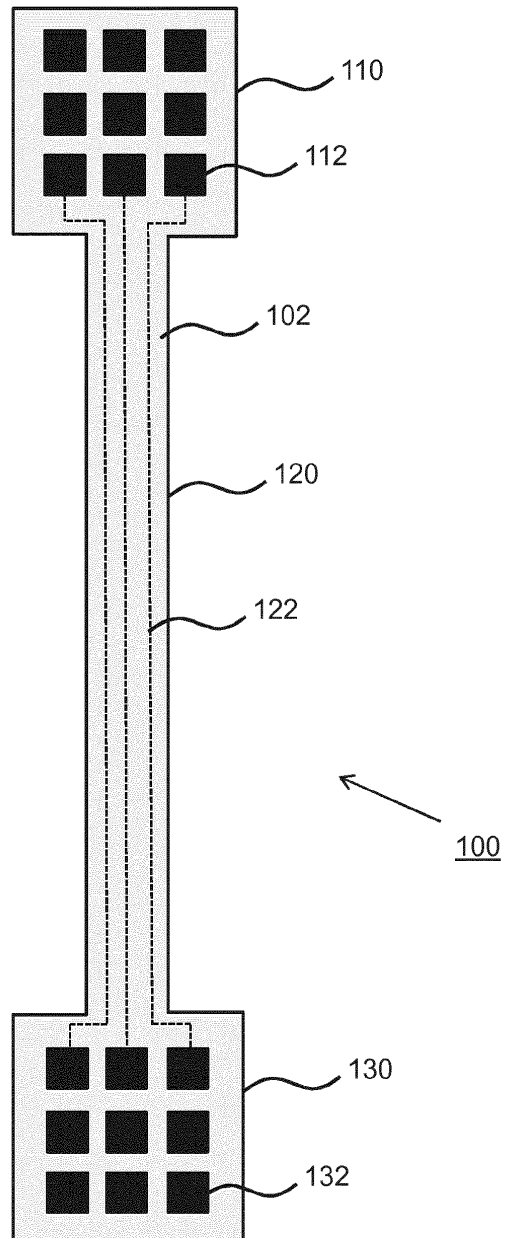
ФИГ. 1
(Известный уровень техники)

2/5



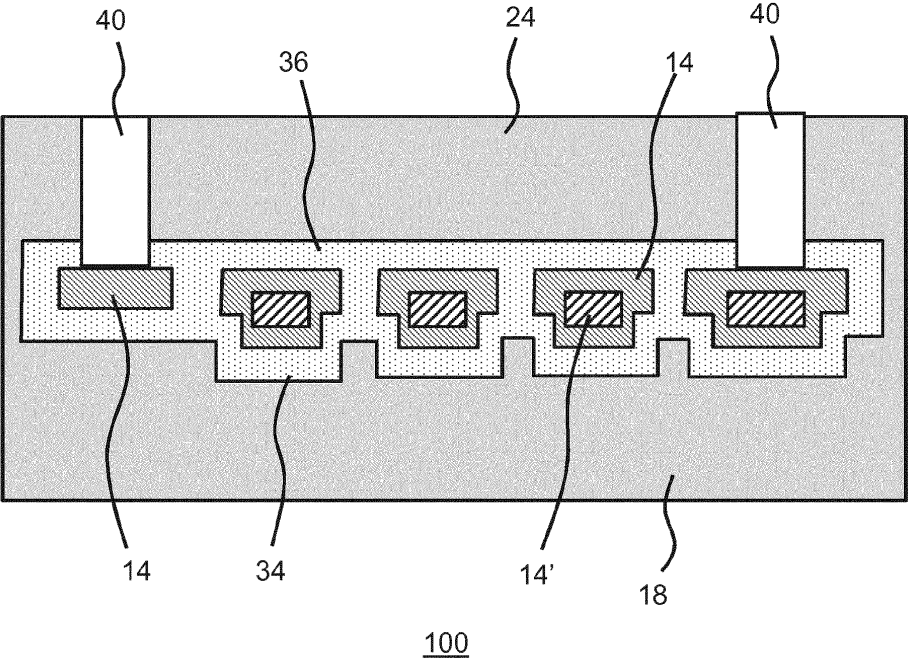
ФИГ. 2

3/5



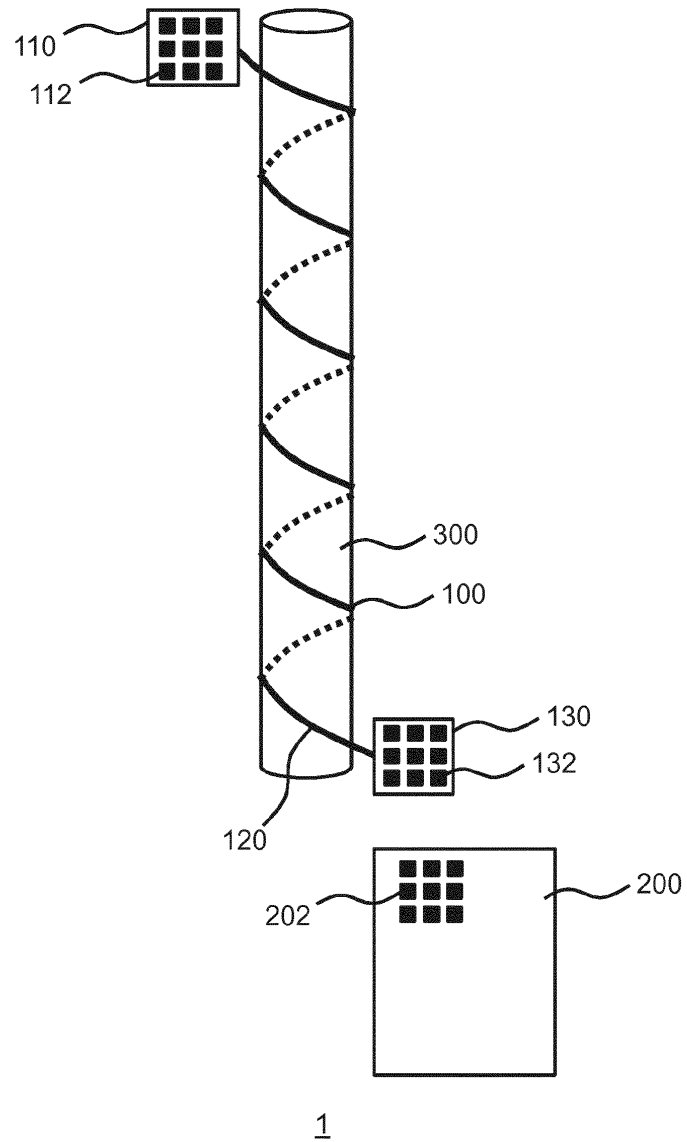
ФИГ. 3

4/5



ФИГ. 4

5/5



ФИГ. 5