



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

*A61B 3/0025 (2020.08); A61B 5/6821 (2020.08); A61F 9/00 (2020.08)*

(21)(22) Заявка: 2020124501, 14.07.2020

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
14.07.2020Дата регистрации:  
11.12.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 14.07.2020

(45) Опубликовано: 11.12.2020 Бюл. № 35

Адрес для переписки:

450008, г. Уфа, ул. Ленина, 3,  
БАШГОСМЕДУНИВЕРСИТЕТ,  
ПАТЕНТНЫЙ ОТДЕЛ

(72) Автор(ы):

Азнабаев Булат Маратович (RU),  
Ахмадеев Рустем Раисович (RU),  
Ямгутдинов Ринат Радикович (RU),  
Мухамадеев Тимур Рафаэльевич (RU),  
Ямлиханов Айдар Гаязович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего  
образования "БАШКИРСКИЙ  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ"  
Министерства здравоохранения Российской  
Федерации (RU)(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 35208 U1, 10.01.2004. RU 169012  
U1, 01.03.2017. RU 153483 U1, 20.07.2015.

(54) Электрод для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки

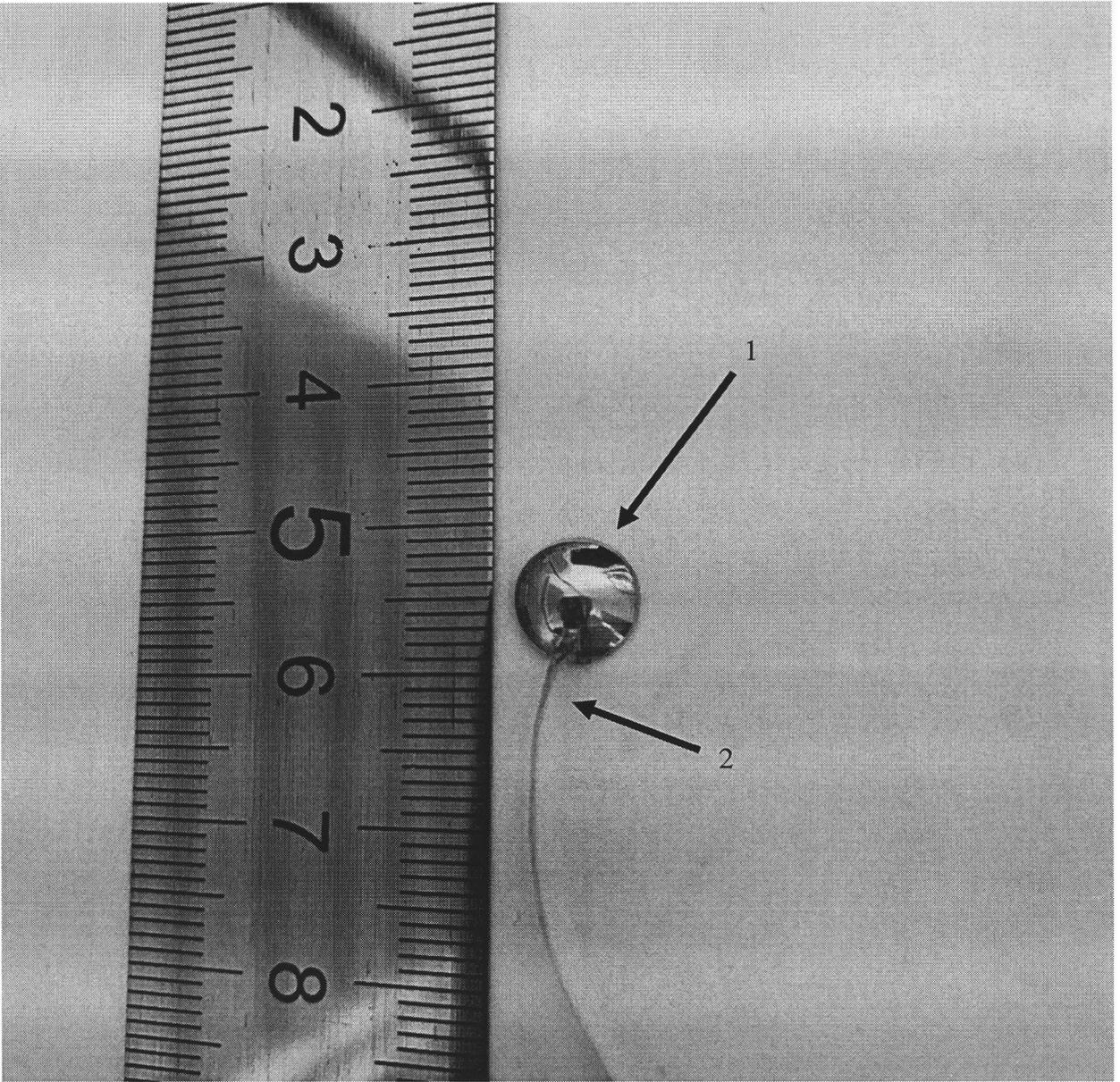
(57) Реферат:

Полезная модель относится к медицине, а именно к офтальмологии и физиологии и может быть использована для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки глаз. Электрод выполнен чашеобразной формы из золота 585 пробы, диаметром 8 мм, радиусом кривизны 9 мм, толщиной 0,3 мм, а контактный (отводящий) провод выполнен диаметром 0,07

мм и расположен под углом 30 градусов на наружной стороне электрода на расстоянии 1,5 мм от края. Использование полезной модели повышает точность измерений за счет оптимальных параметров электрода для введения его в ретробульбарное пространство и контакта с сетчаткой, предотвращает повреждения глаза во время проведения исследования. 2 ил., 1 пр.

RU 201357 U1

RU 201357 U1



Фиг. 1

Полезная модель относится к медицине, а именно к офтальмологии и физиологии, и может быть использована для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки глаз.

5 Электрофизиологические исследования (электроретинография, электроокулография) позволяют оценить морфофункциональное состояние сетчатки, как в клинической практике, так и в экспериментах на биологических моделях.

Несмотря на достаточно большое техническое и дизайнерское разнообразие устройств для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки глаза, все они имеют единую принципиальную схему и состоят из неполяризующихся (слабополяризующихся) 10 биоэлектрических электродов, усилителя биопотенциалов (УБП), источника питания, устройства ввода и устройства вывода (монитор, осциллограф, аналого-цифровой преобразователь, компьютер, телеметрические системы и т.д.).

Существуют накожные, внутрикожные, роговичные и полостные электроды для регистрации биоэлектрических процессов.

15 В составе оборудования для проведения электрофизиологических исследований (ЭФИ) применяют, как минимум, два электрода, устанавливаемые в непосредственной близости от исследуемого объекта.

На сегодняшний день для проведения ЭФИ, как правило, применяются слабополяризующиеся контактные накожные электроды, устанавливающиеся у виска 20 и в область переносицы. Однако у людей применению данного типа электродов для регистрации ранних морфофункциональных изменений препятствует высокое сопротивление кожи и относительно большое удаление от исследуемого органа, а именно глаза. Проведение подобных исследований у животных осложняется тем, что кожа животных покрыта шерстью, что делает невозможным их наложение.

25 Наиболее целесообразно с целью минимизации потерь биоэлектрического сигнала размещение электродов максимально близко к исследуемому органу, в данном случае к глазу.

Наиболее подходящими под заявленные требования являются роговичные электроды с золотым покрытием, позволяющие регистрировать, протекающие в глазу 30 биоэлектрические процессы [<https://fabrinal.ch/en/products/erg-jet/>].

К недостаткам электродов такого типа можно отнести:

- 1) высокую вероятность потери электрического контакта в связи с отсутствием фиксации и, следовательно, высокой мобильностью;
- 2) одноразовость, что значительно повышает расходы на исследование и, 35 соответственно, конечную стоимость исследования для пациента;
- 3) необходимость в постоянном смачивании с целью избежать потери электрического контакта.

Наиболее близким аналогом полезной модели является электрод для электроретинографических исследований, содержащий посеребренный проводник с 40 пайкой, причем проводник выполнен из гибкого многожильного микропровода, один конец которого сформирован в виде петли, причем петля образована за счет пайки, закрытой изоляционной трубкой, имеющей возможность перемещения вдоль проводника с незначительным трением [патент RU №35208, 2004 г.].

Задачей полезной модели является разработка устройства для регистрации 45 биоэлектрических процессов сетчатки глаза с возможностью интраоперационного применения.

Технический результат при использовании полезной модели - повышение точности измерений за счет оптимальных параметров электрода для введения его в

ретробульбарное пространство и максимально близкого расстояния до сетчатки, предотвращение повреждения глаза во время проведения исследования.

Полезная модель иллюстрируется следующими фигурами: на фиг. 1 изображен предлагаемый электрод, общий вид; на фиг. 2 - увеличение постоянного потенциала глаза на фоне эндовитреального светового воздействия во время экспериментальной операции.

Предлагаемый электрод 1 для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки глаза имеет чашеобразную форму, весом 0,4 грамма, изготовлен из золота 585 пробы, диаметром 8 мм, радиус кривизны 9 мм, толщина 0,3 мм. Контактный (отводящий) провод 2 выполнен диаметром 0,07 мм и расположен под углом 30 градусов на наружной (противоположной контактной) стороне электрода на расстоянии 1,5 мм от края (фиг. 1).

Отличительные признаки полезной модели обеспечивают следующее:

1) Электрод изготовлен из золота 585 пробы, что повышает необходимые прочностные и технические характеристики и, при условии совместного использования с роговичным электродом, позволяет минимизировать влияние на точность результатов межэлектродного сопротивления.

2) Электрод имеет форму чаши диаметром 8 мм, с радиусом кривизны 9 мм и толщиной 0,3 мм, данные параметры рассчитаны с учетом анатомии глаза и являются оптимальными для введения в ретробульбарное пространство и минимизируют риск повреждения глаза во время проведения исследования. Диаметр 8 мм удобен для заведения в ретробульбарное пространство и обеспечивает оптимальный контакт с исследуемым органом. Меньший диаметр не позволяет достичь оптимального контакта и приводит к искажению результатов. Больше 8 мм - сложно заводить в ретробульбарное пространство, требует создания большего разреза, что увеличивает операционную травму. Опытным путем установлено, что электрод толщиной 0,3 мм имеет оптимальные прочностные и технические характеристики, электрод меньшей толщины подвержен изгибам, зацепляется за теноновую капсулу при заведении. При большей толщине электрод сложно завести в ретробульбарное пространство. Радиус кривизны 9 мм обусловлен анатомическими особенностями исследуемых глаз.

3) Контактный (отводящий) провод выполнен диаметром 0,07 мм и расположен под углом 30 градусов на наружной стороне электрода на расстоянии 1,5 мм от края. Подобное расположение выбрано с учетом особенностей техники заведения электрода в ретробульбарное пространство и минимизирует риск интраоперационной травмы, а также повреждения самого электрода во время исследования.

4) Электрод является многоразовым, так как позволяет проводить его дезинфекционную обработку.

Предлагаемый электрод используется для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки глаза совместно с роговичным электродом, например, Fabrial ERG-jet (Швейцария). Подключаются к оборудованию для электрофизиологических исследований.

Под местной анестезией (эпibuльбарное закапывание 0,4% раствора инокаина, ретробульбарное введение раствора лидокаина) в 6-10 мм от лимба выполняется разрез конъюнктивы в нижне-наружном квадранте глазного яблока. Производится отсепаровка конъюнктивы и теноновой оболочки на 10-12 мм в направлении заднего полюса глаза. Далее атравматичным пинцетом в область заднего полюса глаза вводится предлагаемый электрод. На роговицу исследуемого глаза с использованием контактного геля устанавливается роговичный электрод. Оба электрода подсоединяются к биоусилителю,

подключенному к источнику питания и устройству вывода. Далее производится подача световых стимулов и регистрация изменений биоэлектрических процессов.

Сущность полезной модели поясняется следующим примером.

5 Кролику массой 2,5 кг проведена электроокулография с использованием предлагаемого электрода. На глаз кролика установлен блефаростат, под местной анестезией (эпibuльбарное закапывание 0,4% раствора инокаина, ретробульбарное введение раствора лидокаина) в 6-10 мм от лимба выполнен разрез конъюнктивы 8 мм в нижне-наружном квадранте глазного яблока. Произведена отсепаровка конъюнктивы и теноновой оболочки на 10-12 мм в направлении заднего полюса глаза. Далее  
10 атравматичным пинцетом в область заднего полюса глаза введен предлагаемый электрод. На роговицу исследуемого глаза с использованием контактного геля установлен роговичный электрод. Оба электрода подсоединены к биоусилителю, подключенному к источнику питания и устройству вывода. Далее на расстоянии 4 мм от лимба установлен порт 25G, в который установлен световод системы для  
15 эндовитреальной иллюминации (ксенон, 16 кд/м<sup>2</sup>). Длительность освещения - 16 минут. Наблюдалось увеличение постоянного потенциала глаза на фоне эндовитреального светового воздействия во время экспериментальной операции, зарегистрированное с использованием предлагаемого электрода (фиг. 2).

20 (57) Формула полезной модели

Электрод для регистрации биоэлектрических процессов сетчатки, содержащий проводник, выполненный из драгоценного металла, и контактный провод, выполненный из меди, отличающийся тем, что проводник выполнен чашеобразной формы из золота 585 пробы, диаметром 8 мм, радиусом кривизны 9 мм, толщиной 0,3 мм, а контактный  
25 провод выполнен диаметром 0,07 мм и расположен под углом 30 градусов на наружной стороне электрода на расстоянии 1,5 мм от края.

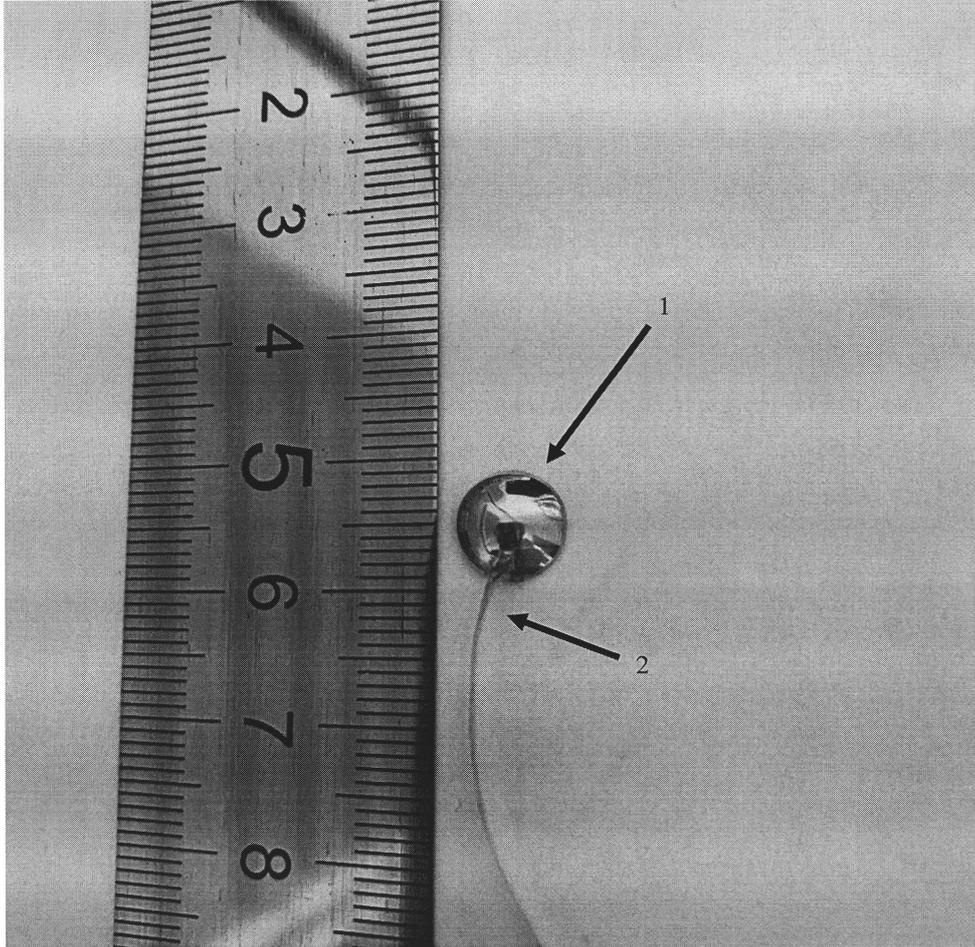
30

35

40

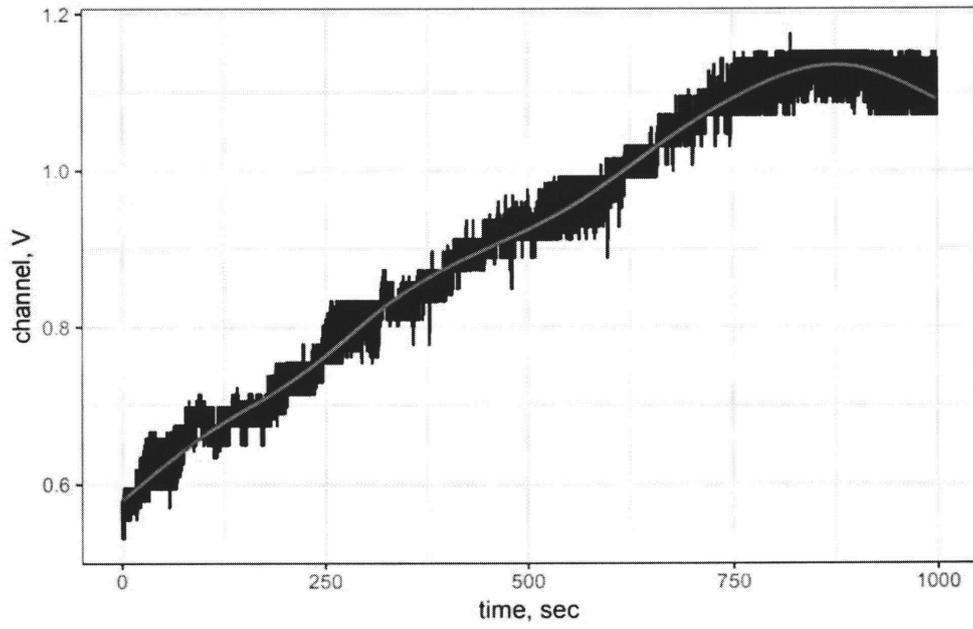
45

1



Фиг. 1

2



Фиг. 2