



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: 2011106284/14, 07.07.2009

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
07.07.2009

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
06.08.2008 **СН 1229/08**

(43) Дата публикации заявки: 27.10.2012 Бюл. № 30

(45) Опубликовано: 27.08.2014 Бюл. № 24

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 5579774 B1**, 03.12.1996. **US 2004111016 A1**, 10.06.2004. **EP 1149604 A1**, 06.03.2001. **US 5531673 B1**, 02.07.1996. **US 2006253007 A1**, 09.11.2006. **SU 1827793 A1**, 10.05.1995

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 09.03.2011

(86) Заявка РСТ:  
**СН 2009/000241** (07.07.2009)

(87) Публикация заявки РСТ:  
**WO 2010/015094** (11.02.2010)

Адрес для переписки:

197101, Санкт-Петербург, а/я 128, "АРС-ПАТЕНТ", пат. пов. М.В. Хмаре, рег. N 771

(72) Автор(ы):

**ЛИМАГЕР Куно (СН),  
БЕРНАРД Жером (СН),  
ХУММЕН Йорг (СН),  
МАННХАРТ Евгений (СН),  
ШТАЙНЕР Клаудио (СН)**

(73) Патентообладатель(и):

**КАРАГ АГ (СН)**

**(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ТОКА КРОВИ В ТКАНИ ТЕЛА**

(57) Реферат:

Изобретение относится к устройствам для измерения тока крови через ткань тела. Устройство содержит: катетер, имеющий головку для введения ее в ткань тела, и центральный компонент, имеющий поверхность для выведения излучения, к которой подведен световод, и отражающую поверхность, которая расположена напротив поверхности для выведения излучения и ориентирована по меньшей мере частично с наклоном по отношению к продольной оси световода. Световод установлен с возможностью направлять пучок излучения, испускаемый источником излучения, на отражающую

поверхность, с отклонением отражающей поверхностью указанного пучка излучения, который может быть направлен в ткань тела. При этом пучок излучения, отраженный тканью тела, может быть направлен отражающей поверхностью в световод. Головка катетера разделена на вводимый участок и примыкающий к нему соединительный участок, причем в поверхности вводимого участка выполнено несколько полостей. Диаметр вводимого участка увеличивается в направлении соединительного участка, а полости во вводимом участке выполнены с образованием между ними на

поверхности головки катетера перемычек, вытянутых в направлении соединительного участка. Использование изобретения позволяет снизить травматичность мозговой ткани при

проведении измерений тока крови и повысить эффективность измерений. 7 н. и 14 з.п. ф-лы, 17 ил.

RU 2 5 2 7 1 6 0 C 2

RU 2 5 2 7 1 6 0 C 2



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

**(12) ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2011106284/14, 07.07.2009**  
 (24) Effective date for property rights:  
**07.07.2009**  
 Priority:  
 (30) Convention priority:  
**06.08.2008 CH 1229/08**  
 (43) Application published: **27.10.2012** Bull. № 30  
 (45) Date of publication: **27.08.2014** Bull. № 24  
 (85) Commencement of national phase: **09.03.2011**  
 (86) PCT application:  
**CH 2009/000241 (07.07.2009)**  
 (87) PCT publication:  
**WO 2010/015094 (11.02.2010)**  
 Mail address:  
**197101, Sankt-Peterburg, a/ja 128, "ARS-PATENT",  
pat. pov. M.V. Khmare, reg. N 771**

(72) Inventor(s):  
**LIMAGER Kuno (CH),  
BERNARD Zherom (CH),  
KhUMMEN Jorg (CH),  
MANNKhART Evgenij (CH),  
ShTAJNER Klaudio (CH)**  
 (73) Proprietor(s):  
**KARAG AG (CH)**

**(54) DEVICE FOR MEASURING BLOOD FLOW IN BODY TISSUE**

(57) Abstract:  
 FIELD: medicine.  
 SUBSTANCE: invention relates to devices for measuring blood flow through body tissue. Device contains catheter, which has head for introduction into body tissue, and central component, which has surface for bringing out radiation, to which light guide, and reflecting surface, which is located opposite surface for bringing out radiation and is oriented at least partially with inclination with respect to longitudinal axis of light guide. Light guide is installed with possibility to direct beam of radiation, emitted by radiation source, onto reflecting surface, with deviation by reflecting surface of said radiation beam, which can be directed into body tissue. Radiation beam, reflected by body tissue, can

be directed by reflecting surface into light guide. Head of catheter is divided into introduced part and adjacent to it connecting part, with several cavities being made in surface of introduced part. Diameter of introduced part increases towards connecting part, and cavities in introduced part are made with formation between them on surface of catheter head of bridges, extended towards connecting part.

EFFECT: application of invention makes it possible to reduce trauma of brain tissue in the process of carrying out measurements of blood flow and increase effectiveness of measurements.

21 cl, 17 dwg

C 2  
0 9 1 7 2 5 2  
R U

R U  
2 5 2 7 1 6 0  
C 2

### Область техники

Изобретение относится к катетеру, к головке катетера и к устройству для измерения тока крови через ткань тела, особенно через мозговую ткань. Изобретение относится также к катетеру, к головке катетера и к устройству для диагностики и/или терапии

5 церебральных заболеваний.

### Уровень техники

Из уровня техники известны различные устройства для измерения тока крови через ткань тела. Чтобы измерить ток крови через мозговую ткань, используются измерительные устройства катетерного типа, у которых измерительные датчики

10 закреплены на конце катетера. Для проведения измерений тока крови через мозговую ткань такие катетерные зонды вводятся в эту ткань через выполненное в черепе отверстие. Известен ряд методов измерений, разработанных для этой цели, например термодиффузионные и ультразвуковые, а также спектроскопия в ближней инфракрасной (ИК) области при использовании соответствующего индикатора.

15 Так, в EP 1464276 A1 описано измерительное устройство для определения тока крови, при использовании которого на поверхность головы, на расстоянии друг от друга, помещают два октода. Один из них подключают к источнику излучения, испускающему излучение в ближней ИК области. Часть излучения, отраженного от мозговой ткани, падает на второй октод, так что интенсивность этого излучения может быть определена

20 аналитическим блоком. В качестве индикатора применяют индоцианин зеленый и используют излучение в интервале длин волн 780-910 нм. В этом варианте измерений методом спектроскопии в ближней ИК области необходимо учитывать большое количество внешних факторов, которые могут неблагоприятно влиять на измерение тока крови. Пучок излучения не может быть подан непосредственно в исследуемую

25 ткань, а должен сначала пройти через кожу, черепную коробку, твердую мозговую оболочку и другие слои прежде, чем достигнет исследуемой ткани. Как следствие, измерительный сигнал ослабляется и искажается, в частности из-за поглощения и рассеяния. По этой причине можно проводить измерения только в участках ткани вблизи поверхности головы. Области во внутренних частях мозга, например у дна

30 желудочка мозга, этим методом могут исследоваться только с очень низкой точностью.

В EP 1504715 описан катетер с излучающим и приемным световодами, концы которых расположены на заданном расстоянии друг от друга.

Другое устройство для измерения тока крови внутри черепа известно, например, из US 5579774. Катетерный зонд, вводимый внутрь мозга, содержит измерительный датчик

35 для осуществления лазерной доплеровской расходомерии. Световой пучок гелий-неонового лазера с длиной волны 632,8 нм направляют вдоль оси световода в исследуемую область, которая соответствует продолжению зонда в дистальном направлении. Часть падающего света поглощается и отражается окружающей тканью, а часть - циркулирующей кровью. Отраженный свет направляют через по меньшей

40 мере одно оптическое волокно в блок обработки. Свет, отраженный от движущихся красных кровяных телец, испытывает доплеровское смещение, по которому можно определить скорость потока. Головка катетерного зонда имеет закругленную оконечность, расширяющуюся на конус в дистальном направлении. Эта оконечность проводится через отверстие в черепе и через нижележащую ткань вплоть до исследуемого

45 участка внутри мозга. Вся поверхность закругленной оконечности зонда прижимается к мозговой ткани и оказывает на нее давление, которое может привести к перманентным повреждениям мозга.

### Раскрытие изобретения

Задача, решаемая изобретением, состоит в создании устройства для измерения тока крови через ткань тела, особенно через глубокую мозговую ткань, причем устройство должно быть простым и недорогим в производстве и не вносить искажений в результаты измерений.

5 Данная задача решена катетером с признаками согласно п.1 формулы изобретения.

Следующей задачей является создание устройства для измерения тока крови через ткань тела, особенно через глубокую мозговую ткань, которое имеет минимальную ширину и, соответственно, минимальную травматичность, т.е. его можно ввести в мозговую ткань с минимальными повреждениями ткани.

10 Данная задача решена катетером с признаками согласно п.15 формулы.

Еще одной задачей является создание устройства для измерения тока крови через ткань тела, особенно через глубокую мозговую ткань, которое позволяет вводить измерительное устройство в мозговую ткань с минимальной травматичностью.

Данная задача решена головкой катетера с признаками согласно п.20 формулы.

15 Дальнейшая задача изобретения состоит в создании устройства, способного измерять ток крови через ткань тела, особенно через глубокую мозговую ткань, с обеспечением высокой надежности измерений.

Данная задача решена устройством с признаками согласно п.31 формулы.

20 Следующей задачей является создание устройства для измерения тока крови через ткань тела, особенно через глубокую мозговую ткань, которое можно транспортировать вместе с пациентом.

Данная задача решена устройством с признаками согласно п.32 формулы.

25 В предпочтительном варианте катетера согласно изобретению в качестве световода для испускания излучения и для приема отраженного излучения использовано единственное оптическое волокно, причем в устройстве имеются приемник в виде фотодетектора и дренажный канал для осуществления дренирования.

30 В другом предпочтительном варианте катетера согласно изобретению имеются единственное оптическое волокно в качестве световода для испускания излучения, а также приемник в виде фотодетектора внутри катетера для приема отраженного излучения и дренажный канал для осуществления дренирования (выведения жидкости).

Еще в одном предпочтительном варианте катетер согласно изобретению содержит вышеупомянутую головку, а также датчик давления и дренажный канал для осуществления дренирования.

35 Этот дренажный канал может быть использован (дополнительно или альтернативно) как направляющий канал. В катетере, изготовленном, в основном, из гибкого материала, через направляющий канал может проходить жесткая проволока, наличие которой облегчает введение катетера в ткань тела.

40 Предпочтительный вариант изобретения соответствует устройству для измерения тока крови через ткань тела. Устройство содержит катетер, имеющий головку для введения ее внутрь ткани тела, световод, находящийся внутри катетера, источник излучения, например, в виде излучателя, для испускания пучка излучения в ткань тела посредством световода и аналитический блок для определения скорости потока крови с использованием пучка излучения, отраженного тканью тела. Согласно изобретению катетер содержит центральный компонент, имеющий углубление или вырез, обращенное  
45 (обращенный) внутрь центрального компонента и ориентированное (ориентированный) в поперечном направлении относительно продольной оси катетера. Данное углубление может формировать внутреннюю поверхность, имеющую в сечении круглую, овальную или параболическую форму. Альтернативно, можно использовать вырез, образующий

несколько стенок. Согласно изобретению углубление или вырез имеет участок поверхности, к которому подведен световод (и из которого соответственно испускается пучок излучения), и участок поверхности, противолежащий участку, к которому подведен световод, и ориентированный по меньшей мере частично с наклоном по отношению к продольной оси световода и (предпочтительно) к продольной оси катетера. Далее два названных участка поверхности именуется соответственно поверхностью для выведения излучения (или участком поверхности для выведения излучения) и отражающей поверхностью (или отражающим участком поверхности). Световод выводится на поверхность для выведения излучения таким образом, что пучок излучения, испускаемый источником излучения, направлен на отражающую поверхность, которая отклоняет его в окружающую ткань тела. То, как пучок излучения поглощается и отражается тканью тела, характеризует ток крови. Образующийся при этом отраженный пучок излучения отражается отражающей поверхностью и направляется ею в световод. При этом отраженный пучок излучения предпочтительно фокусируется отражающей поверхностью. Этот пучок проходит по световоду к аналитическому блоку, в котором, путем сравнения сигнала, соответствующего данному пучку, с опорным сигналом, соответствующим испущенному пучку излучения, может быть определена скорость потока крови.

Таким образом, катетер представляет собой катетерный зонд для измерения тока крови через ткань тела. У катетера имеется специально сконструированная головка, которая будет подробно описана далее. Благодаря этой головке катетер особенно эффективен для измерений на мозговых тканях, особенно глубоких мозговых тканях. Световод может быть выполнен, например, как оптоволоконный кабель, который проходит через катетер до его центрального компонента, точнее до поверхности для выведения излучения, имеющейся в этом компоненте. Сама отражающая поверхность может иметь достаточно низкую шероховатость, предпочтительно соответствующую зеркальной поверхности, чтобы обеспечить отражение пучка излучения, выходящего из световода. Однако предпочтительно закрепить на наклонной поверхности отражатель (например зеркало), отражающий пучок излучения в окружающую ткань тела. Отражающий участок поверхности предпочтительно имеет криволинейный контур, чтобы отражать падающий пучок излучения в ткань, одновременно фокусируя его, и чтобы обеспечить подачу излучения, отраженного тканью, в световод. В конфигурации с использованием углубления, образующего соответствующие участки поверхности, расстояние между точкой выхода испускаемого пучка излучения из световода и противолежащей отражающей поверхностью известно, причем оно выбрано таким, что световод фокусирует испускаемый пучок в фокальной точке, лежащей на отражающей поверхности (если она является криволинейной). Испускаемый пучок излучения предпочтительно отражается в окружающую ткань под углом  $45^\circ$ . Однако допустимы и другие углы отражения, например выбранные в интервале  $30-60^\circ$ .

Углубление предпочтительно заполнено или загерметизировано материалом, прозрачным для излучения. Наружная поверхность материала-заполнителя предпочтительно является продолжением боковой поверхности примыкающей к ней части катетера, что обеспечивает гладкий переход между поверхностями. В качестве материала-заполнителя может быть использована, например, эпоксидная смола.

Заполнение полости позволяет избежать воздушных включений на траектории пучка.

Желательно применение источника когерентного излучения, т.е. лазера (например лазерного диода), испускающего излучение в ближней ИК области, в интервале 780-910 нм. Излучение в этом интервале длин волн способно проникать в биологическую

ткань. Предпочтительным является такой спектральный интервал, который соответствует выбранному методу измерений. Целесообразно использовать излучение с длиной волны у 785 нм, 850 нм и 905 нм, поскольку такое излучение поглощается и отражается оксигемоглобином и дезоксигемоглобином, а также веществом-маркером (индоцианином зеленым). Желательно также использовать пучок импульсного излучения или пучки импульсного излучения с различными частотами. Части падающего пучка излучения, отраженные тканью, преобразуются в аналитическом блоке посредством аналого-цифрового преобразователя (АЦП) в информативный сигнал, связанный с временным профилем присутствия оксигенированной и дезоксигенированной крови и вещества-маркера.

Допустимо и применение источника излучения, испускающего в широкой области спектра, например источника белого света. В этом случае интервалы длин волн, релевантные для измерения тока крови, могут быть выделены спектрометром. Однако преимуществом источников когерентного излучения является меньшее потребление энергии.

Катетерный зонд эффективен, в частности, для тканей, лежащих в глубоких слоях мозга. В связи с этим расстояние между головкой катетера и центральным компонентом целесообразно сделать варьировемым. В зависимости от желательного размера измеряемой области или желательной глубины проникновения в мозг можно использовать соединительный элемент, например в форме трубки, имеющий большую или меньшую длину. Головку катетера можно вводить в мозг, например, вплоть до дна желудочка мозга, которое в этом случае может служить исходной точкой для позиционирования центрального компонента. Таким образом, измерения тока крови в тканях тела, представляющих интерес, можно производить непосредственно *in situ*.

Устройство согласно изобретению для измерения тока крови через ткань тела предпочтительно содержит держатель, который для введения зонда устанавливают на поверхность головы, над отверстием в черепе, и который удерживает катетерный зонд в заданном положении. У держателя имеется, например, контактная поверхность, накладываемая на поверхность головы, и выступающая из контактной поверхности направляющая трубка для катетера. Держатель способен предотвратить попадание инфекционных веществ в мозг в процессе измерений, т.е. действует как барьер от патогенов и загрязнений. Направляющая трубка предпочтительно ориентирована перпендикулярно контактной поверхности, так что она направляет головку катетера перпендикулярно через отверстие в черепе и затем удерживает ее перпендикулярно в выбранной позиции. В этой позиции катетерный зонд можно поворачивать вокруг оси без изменения его положения и без повреждения окружающей ткани. Благодаря повороту зонда объем исследуемой области существенно увеличивается: она может охватывать сектор вокруг центрального компонента катетерного зонда, соответствующий 360°.

Катетерный зонд может также иметь по меньшей мере одну рентгеновскую метку, которая может служить указателем положения и ориентации зонда в ткани в момент, когда производятся рентгеновские измерения.

Если головка катетера и центральный компонент выполнены из металла, их положение может контролироваться рентгеновскими методами. Однако в принципе допустимо применение и других биосовместимых материалов. В этом случае возможность мониторинга рентгеновскими методами может быть обеспечена с помощью опалесцирующих добавок, электронных компонентов, установленных в катетер, или меток (маркеров). Кроме того, катетер может быть снабжен шкалой для определения

глубины проникновения в ткань тела, а также угломерной шкалой для определения углового положения центрального компонента. Эти приспособления обеспечивают точную локализацию исследуемой области внутри мозга.

Кроме того, катетерный зонд может быть снабжен дополнительными датчиками. Так, в центральном компоненте может находиться датчик температуры, например термистор или термопара. Альтернативно, этот датчик может находиться в наружной зоне центрального компонента, например в канале. Поскольку металл имеет отличный коэффициент теплопроводности, становится возможным измерять ток крови через ткань, окружающую центральный компонент, с одновременным детектированием температуры ткани. В этом случае контакт с тканью не является обязательным. Однако, если центральный компонент изготовлен из пластика, необходимо обеспечить контакт между датчиком и тканью. Провода, необходимые для проведения измерений, могут быть проложены через катетер и далее к аналитическому блоку, который осуществляет прием и преобразование температурного сигнала. Однако можно поместить датчик температуры и в трубке, находящейся между оконечностью зонда и центральным компонентом.

Головка катетера и его центральный компонент могут иметь проход или дренажный канал, который позволяет обеспечить дренирование окружающей ткани через катетер. С этой целью головка катетера может быть снабжена, например, по меньшей мере одним отверстием, которое открыто к окружающей ткани и сообщается с дренажным каналом, так что жидкость может отсасываться из ткани через данный канал. Вблизи дренажного отверстия предпочтительно находится по меньшей мере один датчик давления, выполненный с возможностью определять давление в окружающей ткани, а также в дренажном канале. В случае окклюзии и следующего за ней изменения давления в дренажном канале в аналитический блок может быть подан тревожный сигнал. В принципе, имеется также возможность подавать, т.е. инъецировать, через дренажное отверстие жидкость в ткань.

Согласно еще одному аспекту изобретения создана головка катетера для введения в ткань тела, которая разделена на вводимый участок и примыкающий к нему соединительный участок. В поверхности вводимого участка выполнено несколько углублений. При этом диаметр вводимого участка увеличивается в направлении соединительного участка. Углубления во вводимом участке выполнены с образованием между ними на поверхности головки катетера перемычек, вытянутых в направлении соединительного участка, начинающихся в области вводимого участка, имеющей малый диаметр, и заканчивающихся в области с большим диаметром.

Такая новая конструкция головки катетера позволяет осуществить мягкое и, по существу, атравматичное введение головки катетера в ткань или через ткань тела, особенно мозговую ткань. В процессе введения головки катетера ткань сначала разводится только самой передней частью головки и поверхностью перемычек, оставаясь еще не растянутой в зоне углублений между перемычками. После начального разведения головка катетера вводится в более глубокие области и ткань в зоне углублений дополнительно разводится боковой поверхностью соединительного участка. В этом процессе к ткани прикладывается только минимальное прямое давление.

Соединительный участок головки катетера предпочтительно имеет овальное или круглое сечение с постоянным диаметром, который предпочтительно не превышает 3 мм. Вводимый участок на самом переднем отрезке своей оконечности выполнен закрытым и имеющим сечение, например, в форме параболы, дуги окружности или усеченного конуса. Удлиненные углубления могут быть вытянуты в направлении от

вводимого участка к соединительному участку. В связи с увеличением диаметра вводимого участка перемычки между углублениями в продольном направлении катетера являются криволинейными. В результате на виде оконечности в плане перемычки образуют, в зависимости от их количества, крестообразную или звездообразную конфигурацию.

В одном варианте изобретения углубления снабжены отверстиями или предпочтительно выполнены, как отверстия. При этом кромки углублений или отверстий снабжены фасками или закруглены, чтобы обеспечить гладкий переход на примыкающие к ним поверхности. Внутри головки катетера может иметься канал, который вместе с дренажным каналом катетера может формировать дренажную линию, ориентированную в проксимальном направлении. Данный канал сообщается с отверстиями, образующими углубления. Это позволяет использовать отверстия как дренажные отверстия для удаления жидкости из окружающей ткани или ввода ее в ткань. Чтобы сформировать дренажный канал, к соединительному участку может примыкать в продольном направлении сопрягающая деталь, пригодная для прикрепления к соединительной трубке, предпочтительно в форме гибкой соединительной трубки катетера. Диаметр соединительной трубки у сопрягающей детали, по существу, соответствует диаметру соединительного участка, чтобы обеспечить гладкий переход между этими деталями.

Краткое описание чертежей

На чертежах представлен вариант изобретения. Показанные на чертежах детали и компоненты измерительного устройства должны интерпретироваться как имеющие иллюстративный характер и не накладывающие каких-либо ограничений на объем изобретения.

На фиг.1 представлен общий вид измерительного устройства согласно изобретению.

На фиг.2 представлено перспективное изображение головки катетера согласно изобретению.

На фиг.3 головка катетера по фиг.2 представлена на виде спереди.

На фиг.4 головка катетера по фиг.3 представлена в продольном разрезе.

На фиг.5 в перспективном изображении представлен первый вариант центрального компонента измерительного устройства согласно изобретению.

На фиг.6а измерительное устройство по фиг.1 представлено в продольном разрезе первой плоскостью.

На фиг.6б измерительное устройство по фиг.1 представлено в продольном разрезе второй плоскостью, перпендикулярной первой плоскости.

На фиг.7 в перспективном изображении представлен второй вариант центрального компонента измерительного устройства согласно изобретению.

На фиг.8 в продольном разрезе представлено измерительное устройство по фиг.1 согласно второму варианту.

На фиг.9 в перспективном изображении показан центральный компонент согласно изобретению.

На фиг.10 в перспективном изображении показана крышка центрального компонента по фиг.9.

На фиг.11 показан дистальный конец нижней части центрального компонента по фиг.9.

На фиг.12 показан проксимальный конец нижней части центрального компонента по фиг.9.

На фиг.13 нижняя часть, показанная на фиг.12, представлена в перспективном изображении.

На фиг.14 нижняя часть по фиг.12 представлена на виде сверху.

На фиг.15 нижняя часть по фиг.12 с установленными световодом и печатной платой показана в продольном разрезе.

На фиг.16 схематично изображено измерительное устройство по изобретению.

5 На фиг.17 в перспективном изображении представлен другой вариант головки катетера согласно изобретению.

Осуществление изобретения

В дальнейшем описании суженый конец катетера именуется дистальным концом зонда-катетера, а его противоположный конец - проксимальным концом.

10 На фиг.1 показано измерительное устройство согласно изобретению, содержащее концевой элемент 1 в качестве головки катетера, первую соединительную трубку, центральный компонент 3 и вторую соединительную трубку. Первая и вторая соединительные трубки предпочтительно являются гибкими соединительными трубками 2, 4. Должно быть ясно, что могут применяться и соединительные трубки иных типов, 15 позволяющие вводить катетер в ткань тела.

Концевой элемент 1 находится на дистальном конце измерительного устройства. На своем проксимальном конце измерительное устройство имеет штекерный соединитель (не изображен), альтернативно, оно непосредственно вводится в аналитический блок, служащий для преобразования и оценки измерительных сигналов. В концевом элементе 20 выполнено несколько удлиненных углублений (отверстий) 5, открытых с поверхности головки катетера. Отверстия 5 служат для отвода жидкости, содержащейся в окружающей ткани. Между двумя указанными отверстиями 5 имеется круглое отверстие 6, в которое может вводиться датчик давления. Однако этот датчик можно установить и смежно с дренирующими отверстиями 5, но не между ними. В качестве датчиков 25 давления могут применяться электронные или оптомеханические средства, например силиконовая микромембрана. Центральный компонент 3 имеет вырез или полость 16, в которую выходит световод и через которую излучение, прошедшее по световоду, может быть испущено в окружающую среду. Длину первой соединительной трубки 2 выбирают в зависимости от особенностей ожидаемого использования измерительного 30 устройства.

На фиг.2 представлено перспективное изображение головки катетера, выполненной в виде концевой элемента 1, который может быть изготовлен из пластика или металла. Концевой элемент разделен на дистальный (вводимый) участок и примыкающий к нему соединительный участок. У вводимого участка имеется оконечность 8, имеющая в 35 продольном сечении форму овала, параболы или дуги окружности. Диаметр вводимого участка увеличивается от оконечности 8 в направлении соединительного участка. Оконечность 8 выполнена сплошной в своей центральной части. В непосредственной близости от этой оконечности имеются одна или более удлиненных углублений (отверстий 5), которые распределены по боковой поверхности головки. В данном 40 варианте имеется четыре отверстия, два из которых показаны на фиг.2. Между удлиненными отверстиями 5 на боковой поверхности образованы перемычки 11, вытянутые от соединительного участка до сужающейся части оконечности 8 и поэтому слегка изогнутые. Кромки удлиненных отверстий 5 закруглены или снабжены фасками, чтобы обеспечить плавный переход от боковой поверхности головки катетера к краям 45 отверстий 5. Легкая криволинейность перемычек означает, что в области оконечности 8 они сближаются к центру или радиально по направлению одна к другой. Пространство между двумя смежными удлиненными отверстиями 5, образующее перемычки 11, имеет ширину, примерно равную ширине удлиненного отверстия. В связи с легкой

криволинейностью перемычек эта часть боковой поверхности сужается в направлении оконечности 8.

На своем проксимальном конце концевой элемент 1 имеет сопрягающую деталь 9, примыкающую к первой соединительной трубке 2. Сопрягающая деталь 9 является частью соединительного участка или расположена смежно с ним. Данная деталь имеет форму втулки, на которую с плотной посадкой по ее боковой поверхности может быть установлена трубчатая конструкция. В боковой стенке сопрягающей детали 9 выполнен канал 10, проходящий в продольном направлении от дистальной оконечности через вводимый участок. Канал 10 служит для обеспечения работы датчиков давления. Например, через канал 10 могут быть проведены электрические или оптические линии, доходящие до отверстия 6, в которое может быть помещен датчик давления.

Удлиненные отверстия 5 служат для дренирования окружающей ткани. Дренированная жидкость проходит по вытянутому в осевом направлении каналу 12, который заходит во вводимый участок головки катетера. В контексте изобретения желательно, чтобы датчик давления мог устанавливаться между удлиненными отверстиями 5 и благодаря этому обеспечивать возможность измерения давления на том же уровне окружающей ткани, на котором жидкость может отводиться через дренажное отверстие.

Если оконечность головки и центральный компонент изготовлены из пластика, оконечность предпочтительно снабжена рентгеновской меткой, чтобы обеспечить возможность контроля положения оконечности.

На фиг.3 концевой элемент 1 схематично представлен на виде спереди. В его центре видна оконечность 8, выглядящая как переднее закругление головки катетера. Вокруг центра расположены четыре углубления в форме удлиненных отверстий 5, которые на виде спереди образуют свободные пространства. Участки боковой поверхности между удлиненными отверстиями 5 образуют перемычки 11, которые проходят от оконечности 8 к наружной боковой поверхности соединительного участка и образуют подобие направляющей конструкции при введении концевого элемента 1 в мозговую ткань. На фиг.3 перемычки 11 имеют вид креста. Когда головка катетера введена в ткань, оконечность 8, диаметр которой меньше диаметра концевого элемента в целом, и поверхности перемычек 11 оказываются прижатыми к ткани. В зонах углублений к ткани сначала не прилагается никакого давления, поскольку в зонах удлиненных отверстий 5 ткань мягко распределяется и разделяется перемычками 11, так что головка катетера может проникать в ткань, в минимальной степени травмируя ее. Только после того как ткань на вводимом участке концевого элемента 1 будет разведена на первом этапе перемычками 11, она раскроется по всему диаметру соединительного участка. Благодаря такой конструкции головки катетера измерительного устройства становится возможным вводить измерительное устройство во внутренние области мозга практически без повреждений.

На фиг.4 концевой элемент 1 показан в разрезе плоскостью, проходящей через его продольную ось. Можно легко видеть, что концевой элемент 1 на вводимом участке, у оконечности 8, имеет наименьший диаметр, который увеличивается в проксимальном направлении вплоть до соединительного участка, к которому примыкает сопрягающая деталь 9. Канал 10 вытянут по прямой в продольном направлении, доходя до отверстия 6, предназначенного для размещения датчика давления. Во внутренней области четыре удлиненных отверстия 5 сообщаются с дренажным каналом 12, служащим для выведения дренируемой жидкости. На этом виде передний край оконечности 8 показан остроконечным. Такое выполнение гарантирует, что разведение ткани оптимизируется

без риска повреждений за счет царапания или разрезания. Оконечность 8 в продольных сечениях через перемычки 11 головки катетера имеет, по существу, параболический контур.

На фиг.17 показан вариант концевой элемента 1, альтернативный показанному на фиг.2. Идентичные части имеют идентичные обозначения. Оконечность 8 снова выполнена закругленной. Отверстия 5 расположены ближе одно к другому, чем в варианте по фиг.2, и разделены только короткими перемычками. Перемычки предпочтительно имеют ширину, в несколько раз меньшую, чем ширина каждого отверстия. Отводящий канал 12 параллелен продольной оси концевой элемента 1, но смещен с нее. Канал 10 для датчика давления или для других электрических линий в данном варианте является открытым. Датчик давления предпочтительно расположен вблизи краев отверстий 5, противоположных оконечности 8, или находится в центральном компоненте.

На фиг.5 представлен центральный компонент 3 согласно изобретению. Он снабжен дистальной и проксимальной сопрягающими деталями 13, 14. Сопрягающие детали 13 и 14 аналогичны сопрягающей детали 9. Они имеют форму втулки с центральным проходом, формирующим дренажный канал 12' для отведения жидкости. В их наружных стенках сформирован канал 10' для линий, связанных с датчиком давления, установленным в концевом элементе 1. Отводящий (дренажный) канал 12' в центральном компоненте 3 аналогичен каналу 12 в концевом элементе 1, продолжением которого он является.

В центральном компоненте 3 между дистальной и проксимальной сопрягающими деталями 13, 14 сформирован центральный участок 15. В варианте по фиг.5 в этом участке выполнен клиновидный вырез 16, который не доходит до дренажного канала 12', оставляя его закрытым. На своем проксимальном конце вырез 16 ограничен поверхностью 17 для вывода излучения, к которой подведен световод, ориентированный параллельно продольной оси. На своем дистальном конце вырез 16 ограничен отражающей поверхностью 18, которая предпочтительно расположена под углом 45° к продольной оси центрального компонента 3 и к поверхности 17. Канал 20 для вывода излучения из выреза 16, который заканчивается на поверхности 17, проходит сквозь боковую стенку проксимальной сопрягающей детали 14 и сквозь проксимальный конец центрального компонента 3 параллельно его продольной оси. Соответственно, отверстие канала 20, выходящее в вырез 16, расположено наклонно по отношению к поверхности 18. Канал 20 является направляющим для световода, который может выступать из поверхности для вывода излучения в вырез 16. Излучение, выходящее из световода, падает на противоположающую отражающую поверхность 18. Зеркало или отражатель иного типа, находящееся (находящийся) на отражающей поверхности 18, отражает излучение с выхода световода в ткань, окружающую центральный компонент 3. Отражатель может быть закреплен на отражающей поверхности 18 в качестве отдельного элемента. Альтернативно, сама отражающая поверхность 18 может быть сконфигурирована в виде поверхности отражателя. Например, она может представлять собой покрытие из золота. Можно также придать поверхности 18 или отражателю слегка криволинейный профиль, чтобы слегка расширить пучок излучения, падающий на эту поверхность. Вырез 16 заполнен эпоксидной смолой, так что поверхность центрального участка 15 является цилиндрической.

В качестве световода предпочтительно использовать единственное оптическое волокно, причем количество таких волокон предпочтительно не превышает пяти.

Можно использовать, например, только два или три волокна.

На фиг.6а и 6б первый вариант катетерного зонда согласно изобретению представлен в двух продольных разрезах плоскостями, взаимно развернутыми на 90°. На фиг.6а (аналогичной фиг.1) изображены, слева направо, концевой элемент 1, первая соединительная трубка 2, центральный компонент 3 и вторая соединительная трубка 4. Один конец первой соединительной трубки 2 надвинут на сопрягающую деталь 9 концевого элемента 1, а его другой конец - на сопрягающую деталь 13 центрального компонента 3. Внутри первой соединительной трубки, между концевым элементом 1 и центральным компонентом 3, имеется еще одна гибкая трубка 21, которая связывает каналы 12 и 12' концевого элемента и центрального компонента соответственно. Каналы 12 и 12' образуют, совместно с трубкой 21, дренажный канал для жидкости, поступившей через отверстия 5, которую требуется вывести из ткани, окружающей конец катетера. Длины соединительных трубок 4 и 21 можно варьировать, чтобы регулировать положение центрального компонента 3 в ткани, например устанавливая между концевым элементом и центральным компонентом соединительные трубки с различными длинами.

На центральном компоненте 3 виден клиновидный вырез 16, образующий поверхность 17 для выведения излучения и отражающую поверхность 18. На поверхности 17 для выведения излучения завершается канал 20. Поверхность 17 для выведения излучения, по существу, перпендикулярна продольной оси катетера, хотя она и может располагаться по отношению к ней наклонно. Световод, проведенный через канал 20, направляется во вторую соединительную трубку 4 для подведения к источнику излучения (не изображен).

В боковой стенке центрального компонента 3, на ее проксимальной стороне, образован канал 22 измерения температуры, который начинается со стороны второй соединительной трубки 4 и заканчивается в центральной части центрального компонента 3. Через канал 22 измерения температуры проводится датчик температуры, измеряющий температуру окружающей ткани. Этот датчик расположен у центра данного компонента, вблизи наружной поверхности катетера и, следовательно, способен измерять температуру в ткани без помех или искажений. Температурный сигнал передается в аналитический блок по проводам (не изображены), проходящим от датчика температуры через вторую соединительную трубку 4 к этому блоку.

На фиг.6б внутри концевого элемента 1 виден канал 10 для датчика давления, проходящий от проксимального конца концевого элемента 1 до отверстия 6, в котором закреплен датчик давления. Отходящие от этого датчика провода проложены в канале 10 и в пространстве между первой соединительной трубкой 2 и внутренней трубкой 21, доходя до канала 10' в центральном компоненте 3. На проксимальном конце центрального компонента эти провода выходят из канала 10' и проходят сквозь вторую соединительную трубку 4 к аналитическому блоку, который по этим проводам получает сигнал, соответствующий давлению в среде, окружающей концевой элемент 1, или в направляющем канале 12. Аналитический блок способен контролировать дренирование жидкости через дренажный канал в зависимости от сигнала давления от соответствующего датчика давления. Возможен и ручной режим дренирования.

Канал 12' в центральном компоненте 3 на своем дистальном конце выполнен расширяющимся на конус. Такой профиль канала облегчает введение направляющей проволоки, которая направляет катетерный зонд при его введении в ткань тела.

Световод и провода для датчиков давления и температуры могут быть свободно проложены внутри второй соединительной трубки 4. Однако в этот элемент может быть введена внутренняя трубка, чтобы провода проходили в пространстве между

наружной и внутренней трубками. Вторая соединительная трубка 4 может заканчиваться штекерным соединителем, к которому подсоединены концы проводов. Данный соединитель может вводиться непосредственно в аналитический блок или стыковаться с другим соединителем (коннектором), который, в свою очередь, связан с аналитическим блоком.

В процессе исследования ткани тела, например мозговой ткани во внутреннем объеме мозга, в черепе делается отверстие. Над отверстием устанавливается держатель катетера, который удерживает катетер в процессе его введения и во введенном положении, по возможности, перпендикулярно поверхности головы. Таким образом, держатель не только закрывает отверстие в черепе, но и предотвращает случайные отклонения катетера от заданной траектории в процессе его введения и проведения измерений. Это позволяет избежать загрязнений исследуемой области и невынужденных повреждений окружающей ткани.

Катетерный зонд осторожно проводится через ткань до достижения желательной позиции для проведения измерений, например до соприкосновения с дном желудочка мозга. Новая конструкция головки катетера обеспечивает минимизацию воздействия на мозговую ткань (которая благодаря этому будет избавлена от невынужденных повреждений) и отсутствие искажений результатов измерений.

Чтобы измерить ток крови через мозговую ткань, через световод, находящийся в канале 20, подают излучение, лежащее в ближней ИК области, которое попадает на отражающую поверхность 18. Источник излучения может, например, находиться на аналитическом блоке. Пучок излучения, направляемый на поверхность 18, отражается ею и посылается в мозговую ткань. Здесь он поглощается и отражается, среди других компонентов, на оксигемоглобине и дезоксигемоглобине и, в случае его присутствия, на индоцианине зеленом. Часть отраженного излучения падает на отражающую поверхность 18 и, отразившись от нее, попадает в световод, находящийся в канале 20. Канал направляет отраженное излучение обратно к аналитическому блоку, в котором оно измеряется, например, с применением АЦП. Одновременно датчиком температуры, находящимся в канале 22, и датчиком давления могут быть измерены температура ткани и давление в области, окружающей оконечность зонда. При необходимости может быть сразу же проведен дренаж через каналы 12, 12'.

Благодаря тому, что измерительный зонд направляется посредством держателя, этот зонд может быть введен в позицию измерений без отклонений от нее и без повреждений окружающей ткани. Объем исследуемой области в ткани может быть значительно увеличен за счет поворачивания зонда. Соответственно, исследуемая область может охватывать  $360^\circ$  вокруг центрального компонента 3. Соединительные трубки между оконечностью зонда и центральным компонентом могут быть гибкими или жесткими.

На фиг.7 представлен второй вариант центрального компонента согласно изобретению. В этом варианте дренажный канал 12' расположен эксцентрично продольной оси. Это позволяет использовать центральный компонент меньшего диаметра. При этом предусмотренное изобретением углубление имеет в данном варианте вид полости 16' в центральном компоненте, которому придана криволинейная или закругленная форма. Сформированная таким образом внутренняя поверхность 23 содержит участок поверхности для выведения излучения из проксимальной зоны. Напротив этой зоны, т.е. в дистальной зоне, имеется отражающий участок поверхности. Функционально участок поверхности для выведения излучения соответствует поверхности 17 для выведения излучения в варианте по фиг. 1-6, а отражающий участок поверхности - отражающей поверхности 18. Канал 20 для световода открывается наружу

на участке поверхности для выведения излучения. Излучение, испускаемое световодом, находящимся в канале 20, падает на противоположащий отражающий участок поверхности, от которого оно отражается в окружающую ткань. Кривизна полости 16' выбрана такой, что излучение, отраженное тканью, фокусируется внутрь световода.

5 На фиг.8 в продольном разрезе показано измерительное устройство с центральным компонентом по фиг.7, но с дренажным каналом 12', расположенным по продольной оси. Полость 16' почти доходит до дренажного канала 12', который все же является закрытым. Кривизна полости 16' выбрана такой, что излучение из канала 20 собирается в фокальной точке. Другие элементы измерительного устройства в данном варианте  
10 аналогичны показанным на фиг.6а и 6б.

На фиг.9-14 проиллюстрирован предпочтительный вариант центрального компонента 3 согласно изобретению. Идентичные части имеют те же обозначения, что и раньше. Центральный компонент 3 изготовлен из пластика, предпочтительно методом литья под давлением. Он состоит по меньшей мере из двух частей, нижней части 31 и крышки  
15 30. Обе эти части сконфигурированы в виде половин трубки, как это показано на фиг.10 для крышки 30. Вместе они образуют трубку, имеющую центральный участок 15, дистальную сопрягающую деталь 13 и проксимальную сопрягающую деталь 14. В боковой поверхности двух сопрягающих деталей 13, 14 вырезаны радиальные канавки 130, 140 соответственно, облегчающие присоединение к смежным трубкам, в частности  
20 способствующие формированию соединения по плотной посадке. Аналогичная канавка показана и на фиг.17.

Вместо гибких трубок на одной стороне или на обеих сторонах могут иметься жесткие соединители.

В отличие от предыдущих вариантов, углубление, внутри которого находятся зеркало,  
25 концы волокон и любое измерительное средство, теперь закрыто крышкой 30. Крышка 30 может быть присоединена к нижней части с применением скользящей посадки и/или посадки с натягом и/или за счет использования адгезионно-когезионных свойств.

Крышка 30 и нижняя часть 31 предпочтительно изготовлены из одного материала. Однако по меньшей мере крышка 30 должна быть изготовлена из материала,  
30 прозрачного для используемого излучения. Предпочтительно изготовить эти части из полиамида или поликарбоната.

Как показано на фиг.9, нижняя часть 31 и крышка 30 совместно образуют внутренний дренажный канал 12' и кабельный канал 120 (см. также фиг.11, 12). Описанная выше дренажная линия и любые линии от датчиков проходят через дренажный канал 12',  
35 доходя до дистальной (головной) части катетера.

На фиг.11 показан дистальный конец центрального компонента 3, снабженного дренажным каналом 12'. На фиг.12 показан внутренний, проксимальный конец центрального компонента 3, который не виден на фиг.9. Световодный канал 20 проходит параллельно дренажному каналу 12', но смещен относительно него. В этом варианте  
40 в качестве световода предпочтительно применить только одно оптическое волокно, но можно использовать и до 5 оптических волокон, например два или три.

Дренажный канал 12' проходит под полостью 16 по всей длине центрального компонента 3.

На фиг.13-15 подробно иллюстрируется нижняя часть 31. У нее имеется полость 16,  
45 в которой находится приемная часть 150 для размещения электроники. На обоих концевых участках приемной части 150, заодно с ней образованы проксимальная и дистальная принимающие поверхности 151, 152. К этим плоским принимающим поверхностям 151, 152, например, с помощью приклеивания или привинчивания может

быть прикреплена печатная плата 24.

На печатной плате 24 может быть закреплен фотодетектор 25. Могут также иметься датчик 26 температуры и/или датчик 27 давления. Альтернативно, эти датчики могут быть установлены в другом месте. Как уже было упомянуто со ссылками на предыдущие

5 примеры, датчик давления предпочтительно установить в концевом элементе 1.

Наклонная поверхность 180 находится вне этой приемной части 150. Эта наклонная поверхность может служить отражающей поверхностью. Однако предпочтительно использовать ее в качестве держателя для зеркала 18, которое в данном варианте представляет собой плоскопараллельное зеркало. Соответственно, наклонная

10 поверхность 180 также является плоской. Предпочтительно ориентировать ее под углом 45° к продольному направлению центрального компонента 3.

Вдоль нижней части 31 проходит световодный канал 20, заканчиваясь у наклонной поверхности 180. На фиг. 15 показан световод 32. Можно видеть, что он заканчивается, не доходя до зеркала 18, так что излучение, испускаемое световодом 32, отклоняется

15 зеркалом 18 и направляется им радиально наружу.

В данном варианте излучение, отраженное от ткани, не возвращается обратно по световоду и затем оценивается. Вместо этого оно детектируется фотодетектором, а его электрический сигнал передается во внешний аналитический блок по сигнальной линии. Необходимые для этого кабели проложены в кабельном канале 120.

20 Описанный центральный компонент 3 может быть использован с одним из описанных вариантов концевого элемента 1. Однако возможно его применение и с другими концевыми элементами 1.

На фиг. 16 представлена система в целом. На конце дренажного канала катетера

(зонда) 40 имеется люэровский замок 41. Первая линия 42, которая содержит

25 электрические провода и по меньшей мере один световод, соединена своим дистальным концом с зондом 40. С проксимальным концом этой линии связан блок 43 калибровки, причем на этом конце имеется первый охватываемый (штекерный) соединитель 44.

Этот соединитель обеспечивает подключение к портативному электронному блоку 45.

30 Данный электронный блок предпочтительно содержит электрический изолятор, АЦП, предусилитель и источник излучения для ввода излучения в световод, который подведен к центральному компоненту 3 катетера.

Портативный электронный блок 45 подсоединен к аналитическому блоку 48 второй, электрической линией 46, которая снабжена вторым охватываемым соединителем 47.

Третья линия 49 является кабелем сетевого питания. Однако аналитический блок 48

35 может, разумеется, питаться и от батареи.

Достоинство такой системы состоит в том, что электронный блок 45 находится довольно близко к пациенту, так что чувствительные оптические линии могут быть соответственно выполнены короткими.

В описанных вариантах при работе в ближней ИК области предпочтительно

40 используется стеклянное оптоволокно, диаметр которого предпочтительно составляет примерно 0,6 мм с учетом оболочки и примерно 0,2 мм без ее учета. Длина центрального компонента 3 предпочтительно равняется 20-30 мм, а его диаметр предпочтительно равен 3 мм. Поверхность зеркала предпочтительно равна 1×1 мм. Дренажный канал предпочтительно имеет диаметр 0,9-1,5 мм, предпочтительно 1,0 или 1,2 мм. Ширина

45 печатной платы предпочтительно равна 1,4 мм. Внутри центрального компонента 3 предпочтительно используется 9- или 10-полюсный кабель, который подведен к соединителю 44.

Список цифровых обозначений

- 1 концевой элемент
- 2 первая соединительная трубка
- 3 центральный компонент
- 4 вторая соединительная трубка
- 5 5 удлиненное отверстие
- 6 круглое отверстие
- 8 оконечность
- 9 сопрягающая деталь
- 10, 10' канал датчика давления
- 10 11 перемычка
- 12, 12' дренажный канал
- 120 кабельный канал
- 13 сопрягающая деталь (дистальная)
- 130 дистальная соединительная канавка
- 15 14 сопрягающая деталь (проксимальная)
- 140 проксимальная соединительная канавка
- 15 центральный участок
- 150 приемная часть для электроники
- 151 проксимальная принимающая поверхность
- 20 152 дистальная принимающая поверхность
- 16, 16' вырез (полость)
- 17 поверхность для вывода излучения
- 18 отражающая поверхность
- 180 наклонная поверхность
- 25 20 световодный канал
- 21 внутренняя трубка
- 22 канал измерения температуры
- 23 внутренняя поверхность с участком для вывода излучения и отражающим участком
- 30 24 печатная плата
- 25 фотодетектор
- 26 датчик температуры
- 27 датчик давления
- 30 крышка
- 35 31 нижняя часть
- 32 световод
- 40 зонд
- 41 люэровский замок
- 42 первая линия (оптоэлектронная)
- 40 43 блок калибровки
- 44 первый охватываемый соединитель
- 45 портативный электронный блок
- 46 вторая линия (электрическая)
- 47 второй охватываемый соединитель
- 45 48 аналитический блок
- 49 третья линия.

Формула изобретения

1. Катетер для измерения тока крови через ткань тела, внутри которого установлены излучатель для испускания излучения в ткань тела и приемник излучения для приема излучения, отраженного тканью тела обратно в катетер, отличающийся тем, что содержит центральный компонент и первую и вторую соединительные трубки, при этом у центрального компонента имеются дистальная сопрягающая деталь для его прикрепления к первой соединительной трубке и проксимальная сопрягающая деталь для его прикрепления ко второй соединительной трубке, причем в центральном компоненте выполнено углубление, в котором размещены излучатель и приемник излучения, при этом
- а) центральный компонент снабжен крышкой, закрывающей указанное углубление, которая выполнена из материала, прозрачного для испускаемого излучения; или
  - б) указанное углубление заполнено материалом-заполнителем, прозрачным для излучения, а наружная поверхность материала-заполнителя образует гладкий переход к боковой поверхности примыкающей части центрального компонента.
2. Катетер по п.1, отличающийся тем, что центральный компонент является жестким.
3. Катетер по п.1, отличающийся тем, что дополнительно содержит жесткую головку, которая снабжена третьей сопрягающей деталью для прикрепления к первой соединительной трубке таким образом, чтобы головка находилась на расстоянии от центрального компонента.
4. Катетер по п.1, отличающийся тем, что по меньшей мере первая соединительная трубка является гибкой.
5. Катетер по п.1, отличающийся тем, что центральный компонент изготовлен из металла или пластика.
6. Катетер по п.1, отличающийся тем, что излучатель выполнен как световод, дистальная оконечность которого закреплена в центральном компоненте.
7. Катетер по п.1, отличающийся тем, что датчик давления и/или датчик температуры размещены в центральном компоненте.
8. Катетер по п.1, отличающийся тем, что приемником излучения является фотодетектор, размещенный в центральном компоненте.
9. Катетер по п.1, отличающийся тем, что приемник размещен в углублении, причем он содержит печатную плату, на которой закреплен по меньшей мере указанный фотодетектор.
10. Катетер по п.1, отличающийся тем, что в центральном компоненте имеется участок поверхности, например зеркало, отражающий излучение, расположенный напротив участка поверхности для выведения излучения из источника излучения и отклоняющий в ткань тела излучение, испускаемое источником излучения.
11. Катетер по п.10, отличающийся тем, что у центрального компонента имеется наклонная поверхность, на которой закреплено зеркало, образующее указанный участок поверхности, отражающий излучение.
12. Катетер по п.1, отличающийся тем, что снабжен дренажным каналом, проходящим сквозь центральный компонент.
13. Катетер для измерения тока крови через ткань тела, в частности, выполненный согласно любому из пп.1-12, причем излучатель для испускания излучения в ткань тела и приемник излучения для приема излучения, отраженного тканью тела обратно в катетер, размещены внутри катетера, при этом излучатель образован по меньшей мере одним оптическим волокном, отличающийся тем, что излучатель содержит не более пяти оптических волокон, которые только испускают свет, а приемником излучения является фотодетектор.

14. Катетер по п.13, отличающийся тем, что излучатель содержит не более двух или трех волокон.

15. Катетер по п.13, отличающийся тем, что излучатель содержит единственное оптическое волокно.

5 16. Катетер по п.13, отличающийся тем, что единственное или по меньшей мере одно из указанных оптических волокон испускает излучение в ткань тела, принимает излучение, отраженное от приемника излучения, и направляет его на детектор.

17. Устройство для измерения тока крови через ткань тела, содержащее:

- катетер, имеющий головку (1) для введения ее в ткань тела,
- 10 - световод, находящийся внутри катетера,
- источник излучения для испускания пучка излучения в ткань тела посредством световода и
- аналитический блок для определения скорости потока крови по характеристикам пучка излучения, отраженного тканью тела,
- 15 отличающееся тем, что

- катетер содержит центральный компонент (3), имеющий углубление (16, 16'), образующее участок (17) поверхности для выведения излучения, к которому подведен световод, и отражающий участок (18) поверхности, который расположен напротив участка (17) поверхности для выведения излучения и ориентирован по меньшей мере

20 частично с наклоном по отношению к продольной оси световода,

- световод, установленный с возможностью направлять пучок излучения, испускаемый источником излучения, на отражающий участок (18) поверхности, с отклонением отражающим участком (18) поверхности указанного пучка излучения, который может быть направлен в ткань тела, а пучок излучения, отраженный тканью
- 25 тела, может быть направлен отражающим участком (18) поверхности в световод,
- расстояние между головкой катетера и центральным компонентом варьируемо.

18. Катетер для измерения тока крови через ткань тела, внутри которого установлены излучатель для испускания излучения в ткань тела и приемник излучения для приема излучения, отраженного тканью тела обратно в катетер, отличающийся тем, что

30 содержит центральный компонент, а также первую и вторую соединительные трубки, при этом у центрального компонента имеются дистальная сопрягающая деталь для его прикрепления к первой соединительной трубке и проксимальная сопрягающая деталь для его прикрепления ко второй соединительной трубке; и тем, что источник и приемник излучения размещены в центральном компоненте, при этом датчик давления

35 и/или датчик температуры также размещены в центральном компоненте.

19. Катетер для измерения тока крови через ткань тела, внутри которого установлены излучатель для испускания излучения в ткань тела и приемник излучения для приема излучения, отраженного тканью тела обратно в катетер, отличающийся тем, что

40 содержит центральный компонент и первую и вторую соединительные трубки, при этом у центрального компонента имеются дистальная сопрягающая деталь для его прикрепления к первой соединительной трубке и проксимальная сопрягающая деталь для его прикрепления ко второй соединительной трубке, причем в центральном компоненте выполнено углубление, в котором размещены излучатель излучения и приемник излучения, содержащий печатную плату, на которой закреплен по меньшей

45 мере фотодетектор.

20. Катетер для измерения тока крови через ткань тела, внутри которого установлены излучатель для испускания излучения в ткань тела и приемник излучения для приема излучения, отраженного тканью тела обратно в катетер, отличающийся тем, что

содержит центральный компонент и первую и вторую соединительные трубки, при этом у центрального компонента имеются дистальная сопрягающая деталь для его прикрепления к первой соединительной трубке и проксимальная сопрягающая деталь для его прикрепления ко второй соединительной трубке, причем в центральном компоненте выполнено углубление, в котором размещены излучатель излучения и приемник излучения, а катетер снабжен дренажным каналом, проходящим сквозь центральный компонент.

21. Катетер для измерения тока крови через ткань тела, в частности, выполненный согласно любому из пп.1-12, причем излучатель для испускания излучения в ткань тела и приемник излучения для приема излучения, отраженного тканью тела обратно в катетер, размещены внутри катетера, при этом излучатель образован оптическими волокнами, отличающийся тем, что излучатель содержит не более пяти оптических волокон, а катетер снабжен дренажным каналом, проходящим сквозь центральный компонент.

15

20

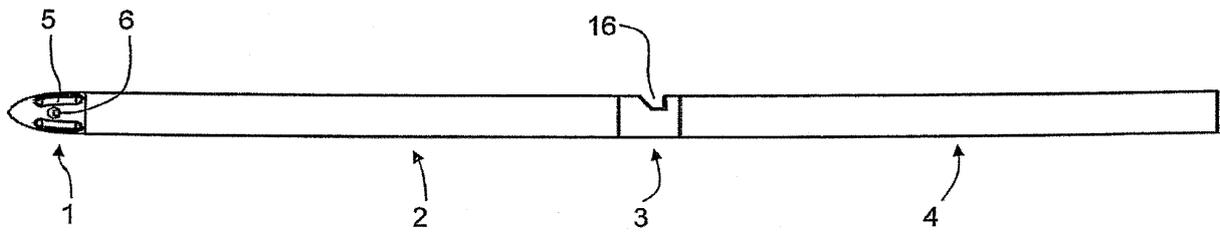
25

30

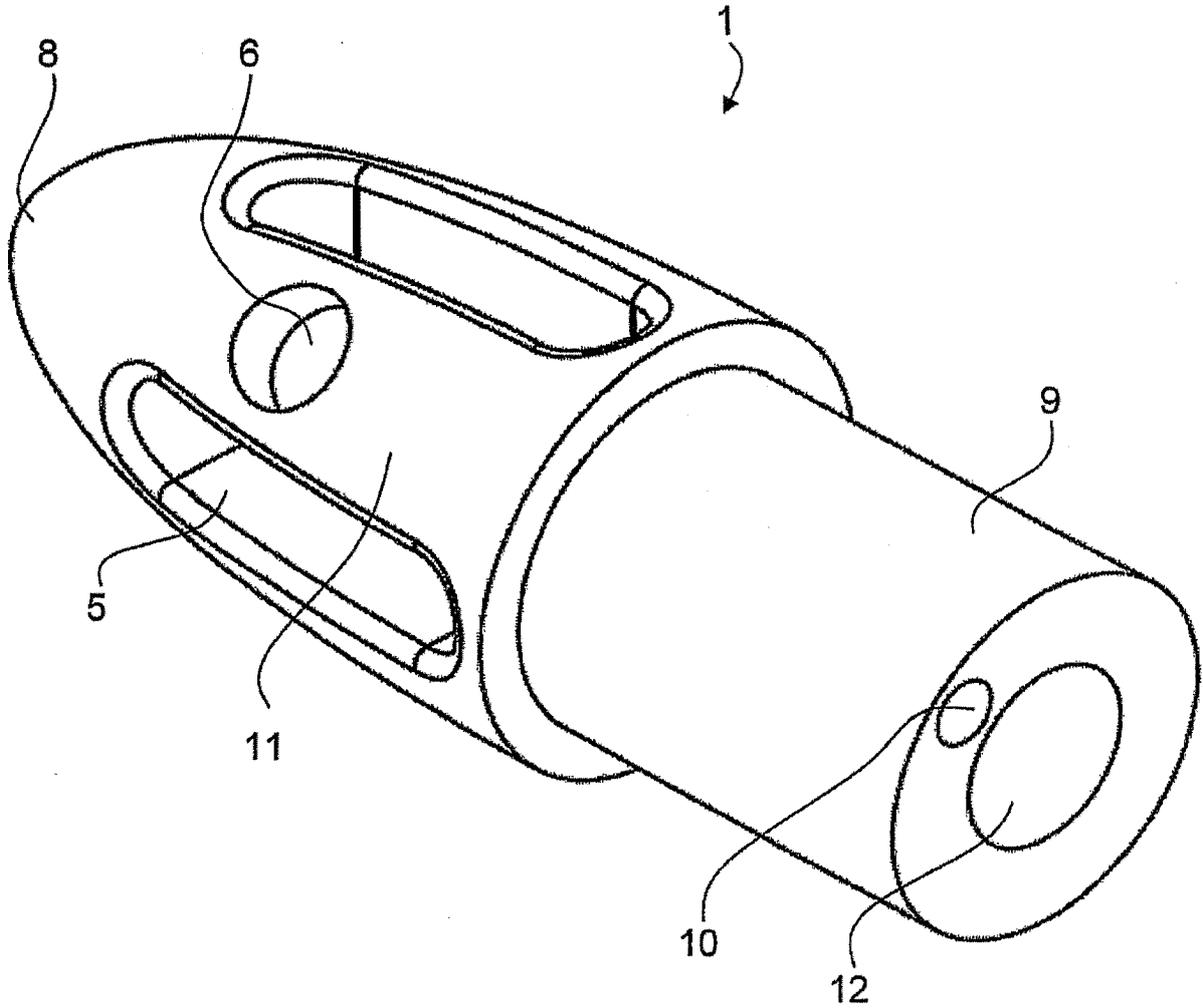
35

40

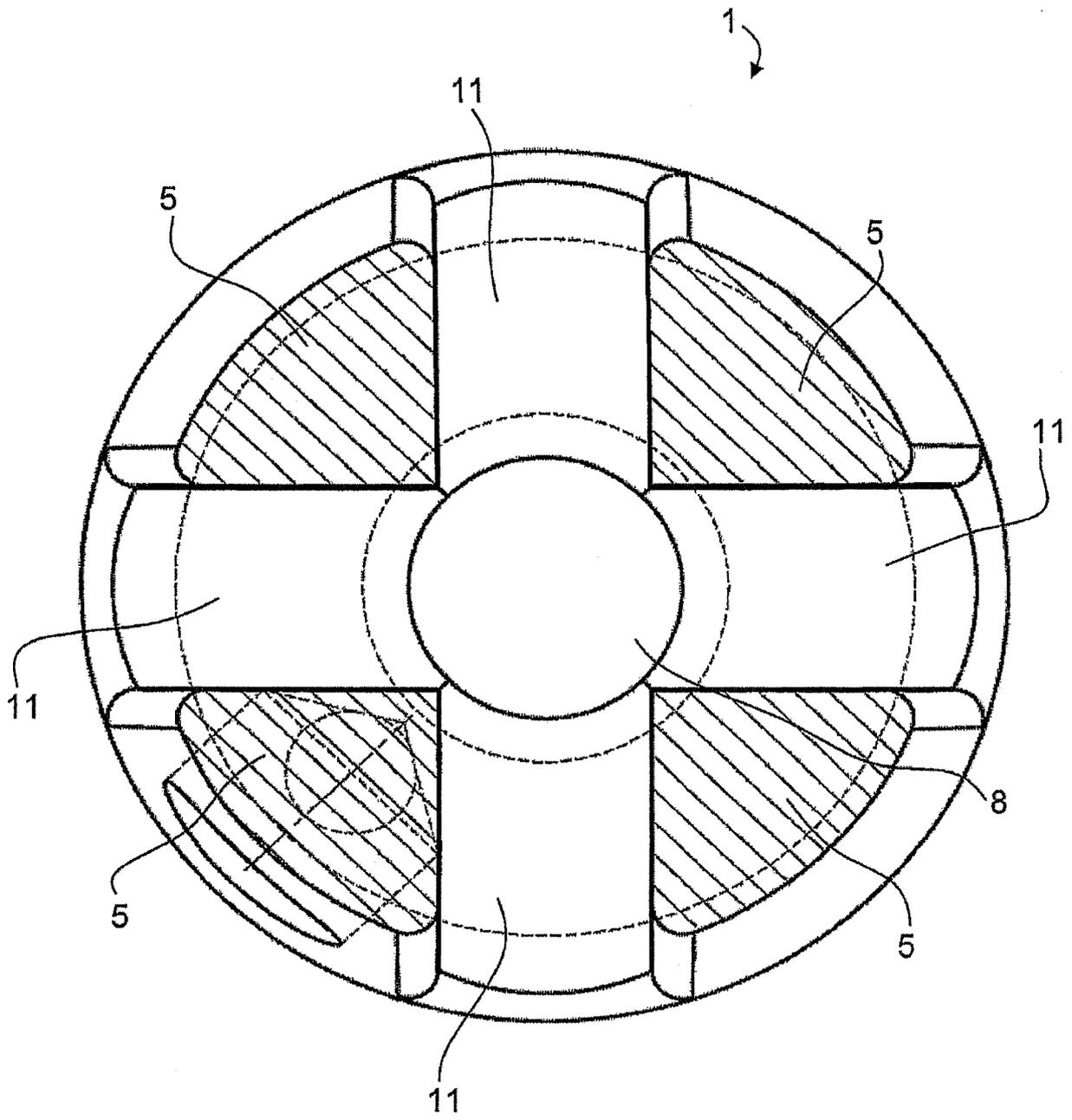
45



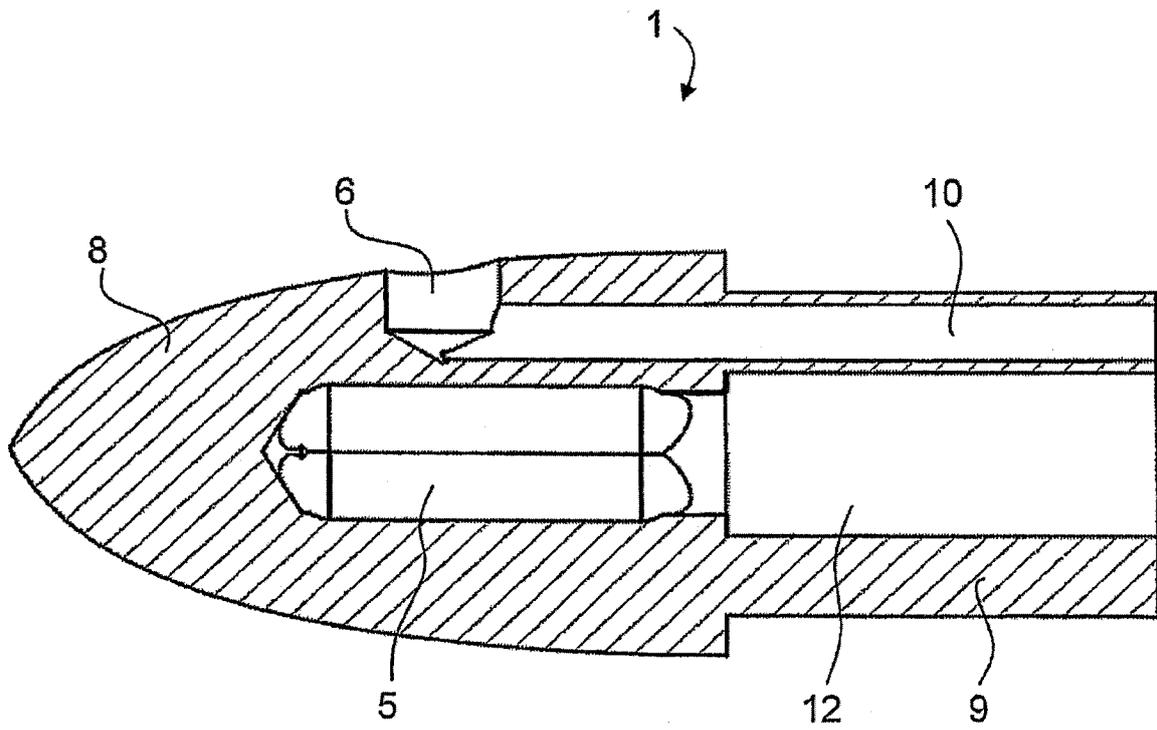
ФИГ. 1



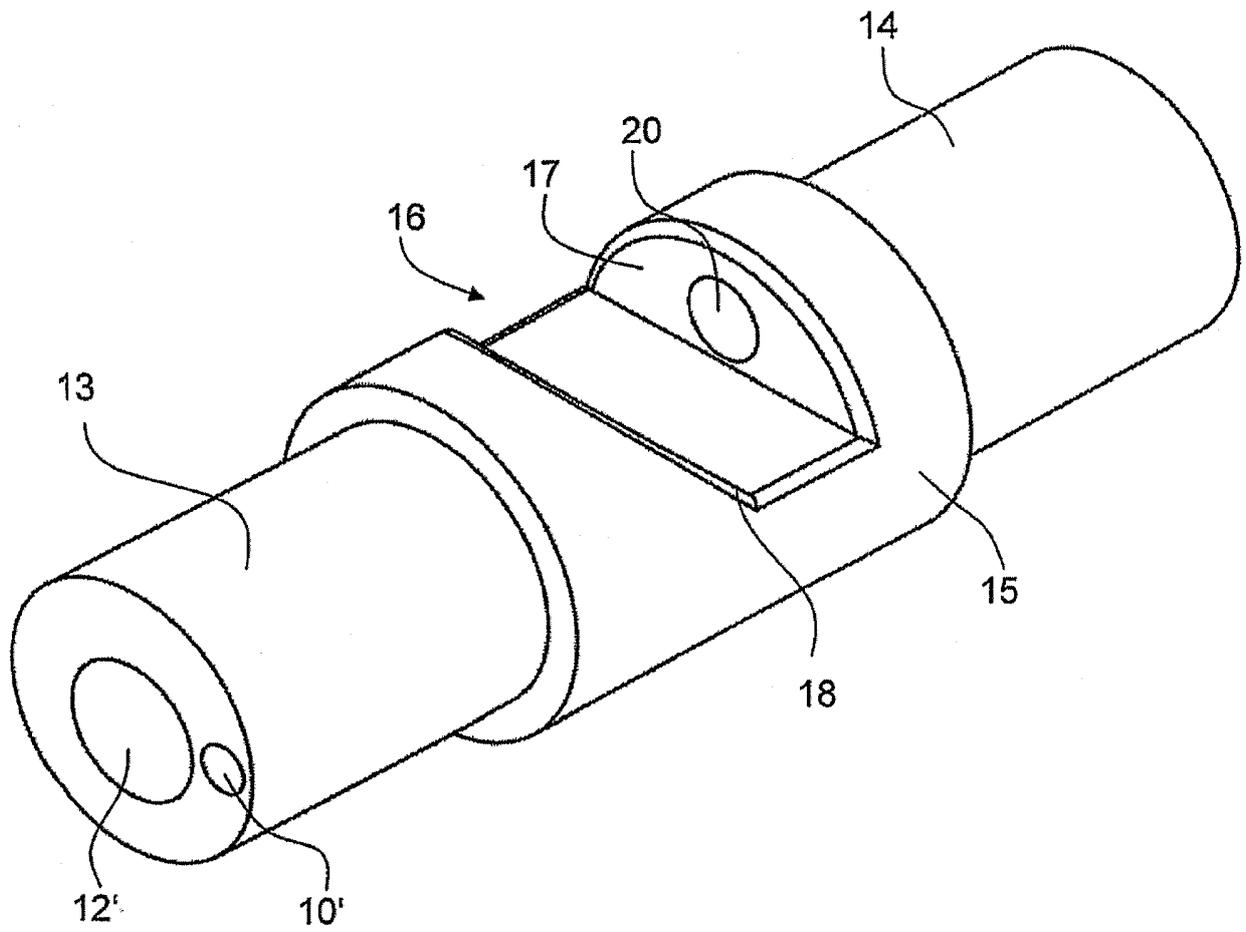
ФИГ. 2



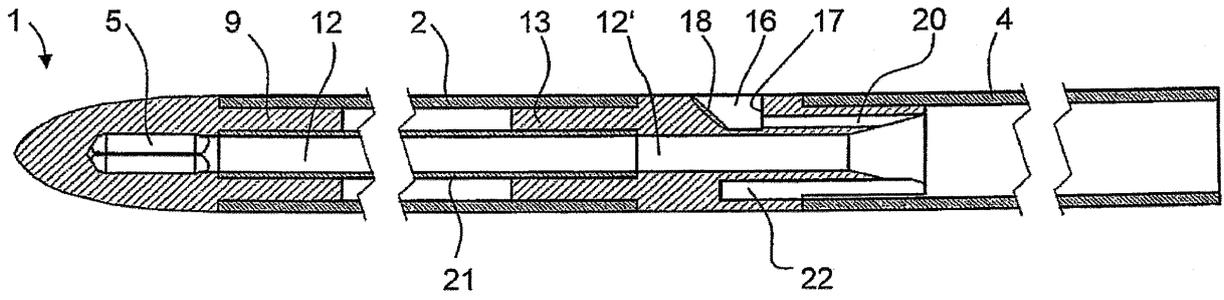
ФИГ. 3



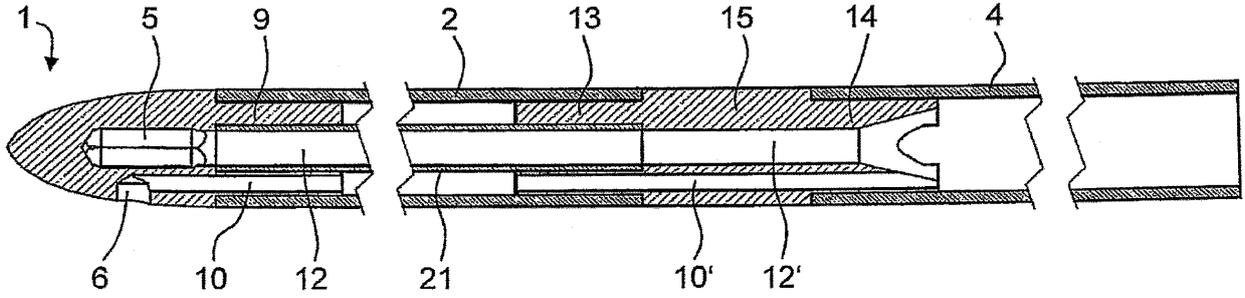
ФИГ. 4



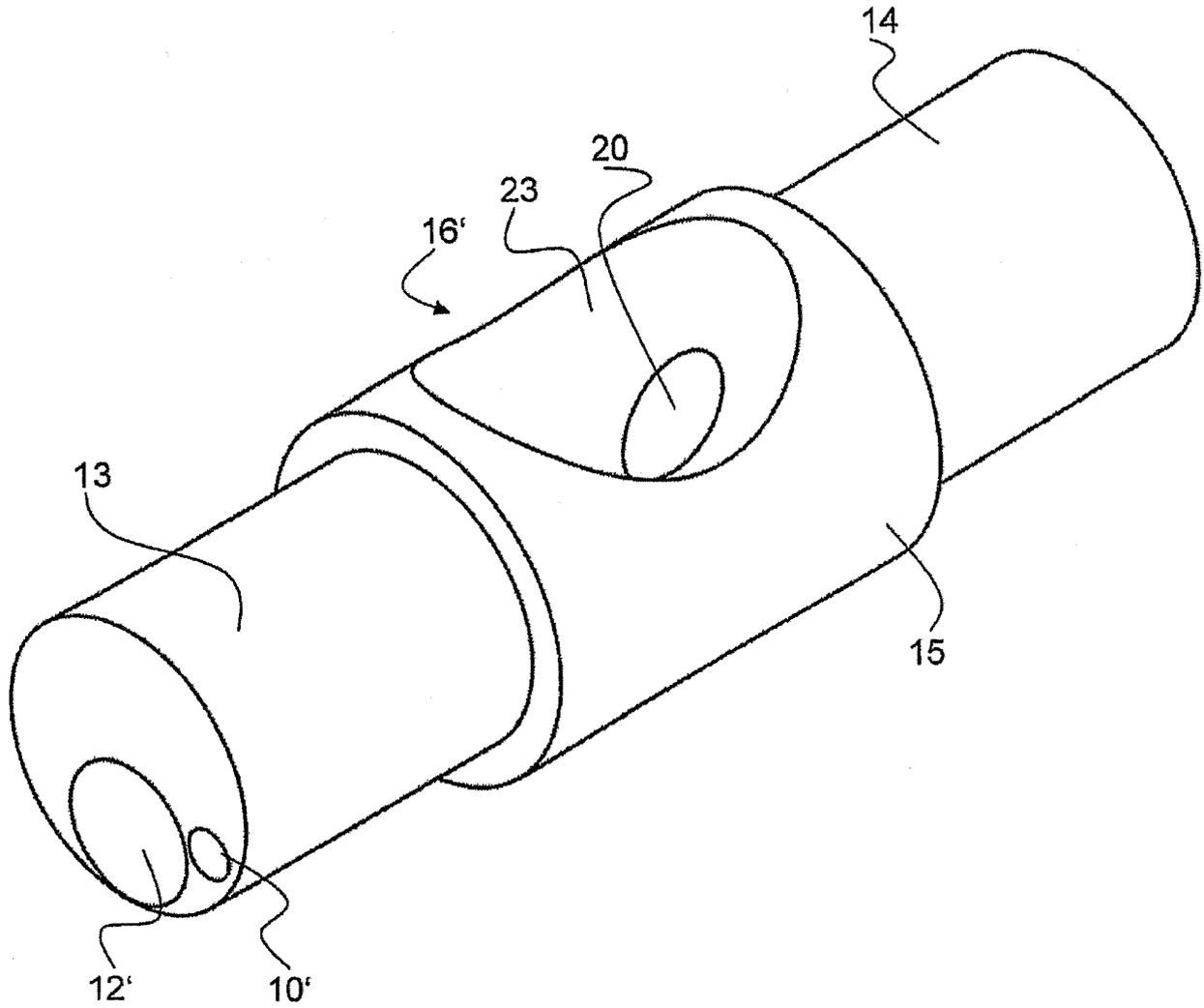
ФИГ. 5



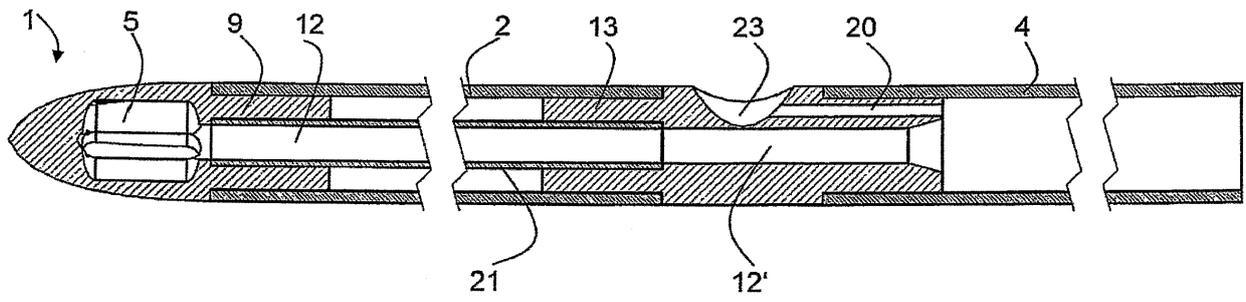
ФИГ. 6а



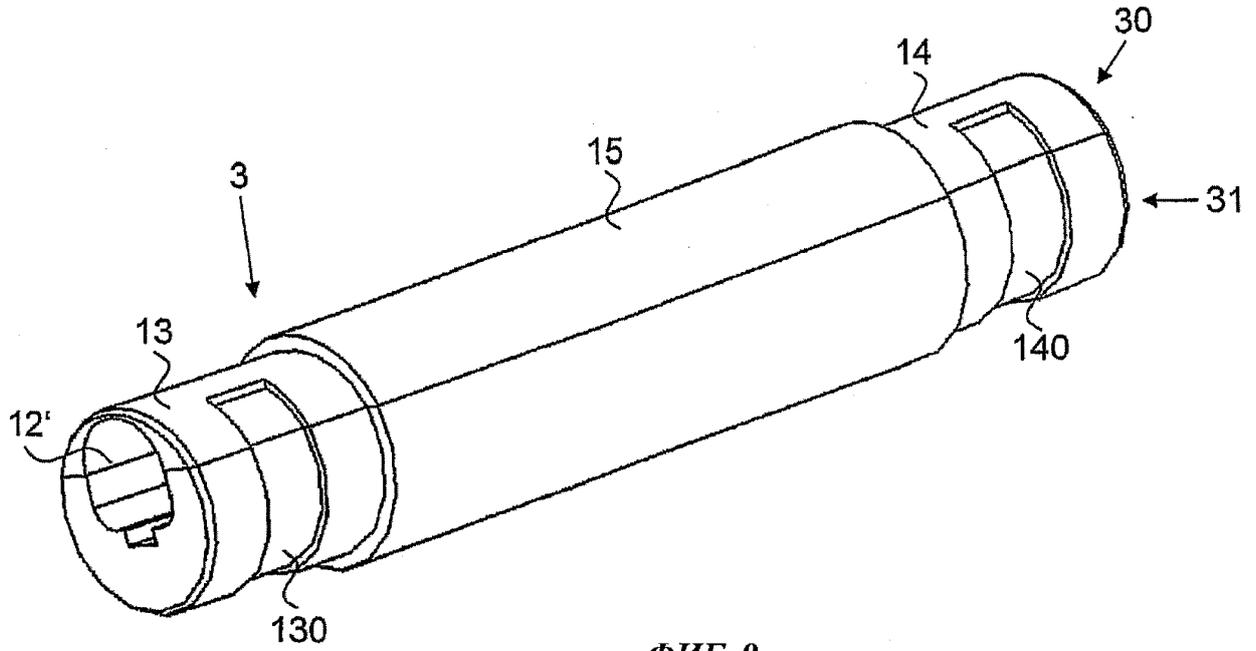
ФИГ. 6б



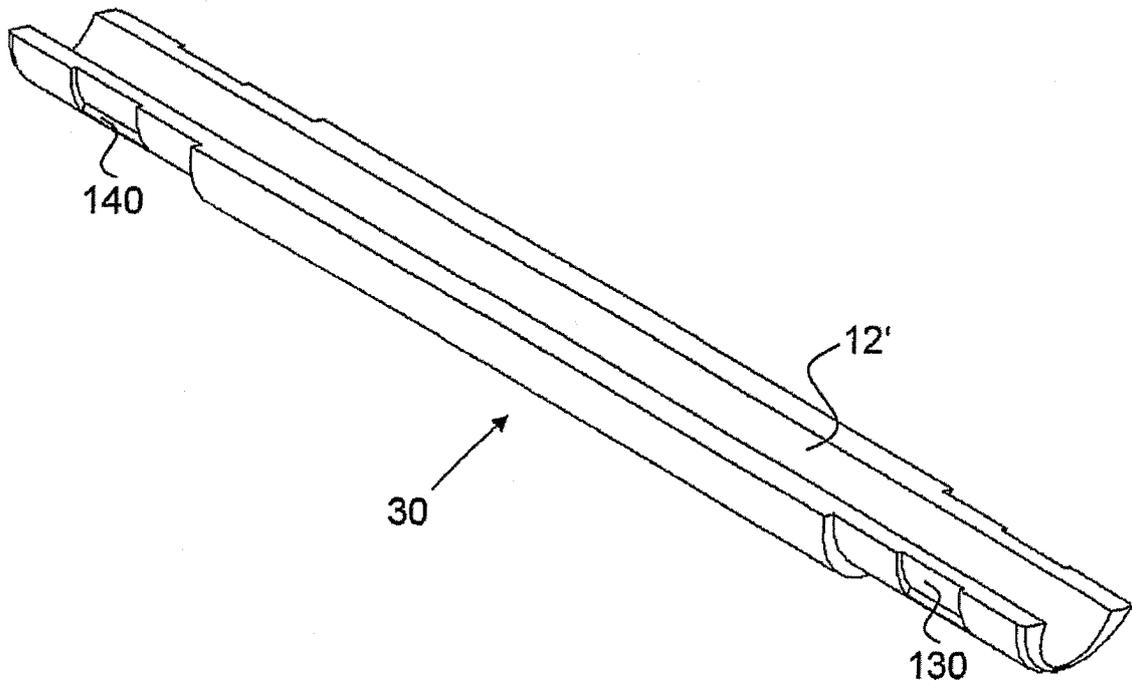
ФИГ. 7



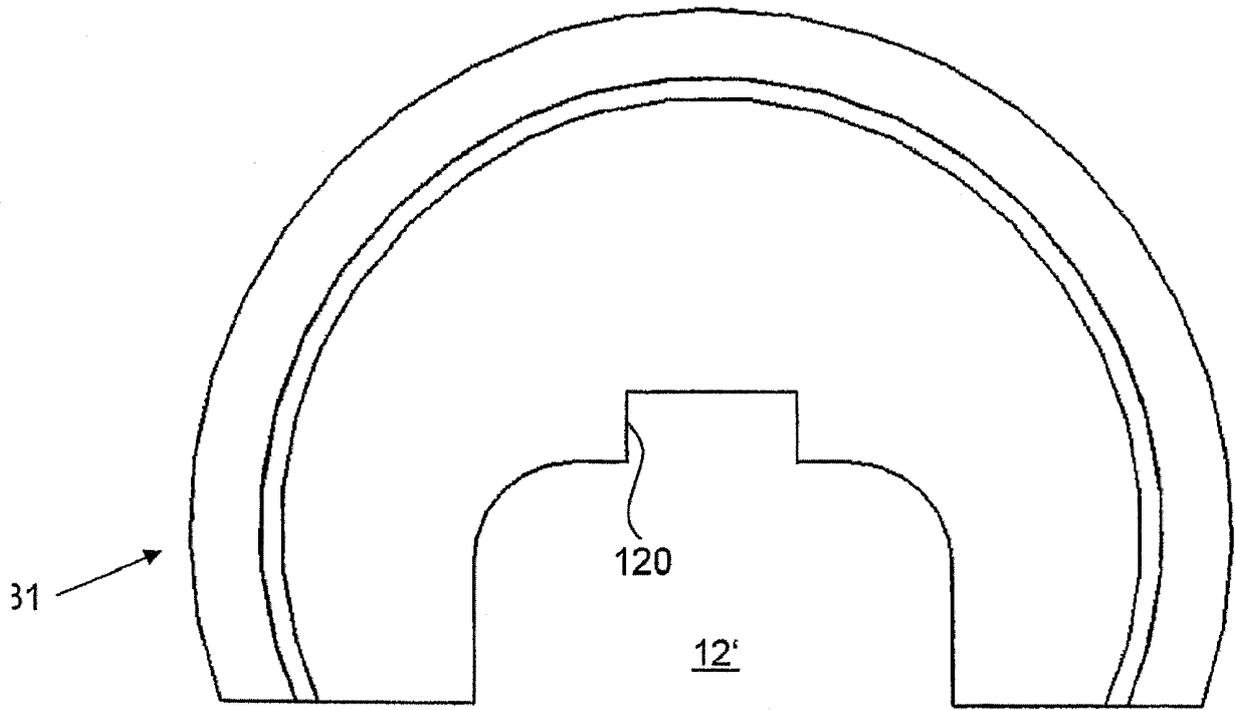
ФИГ. 8



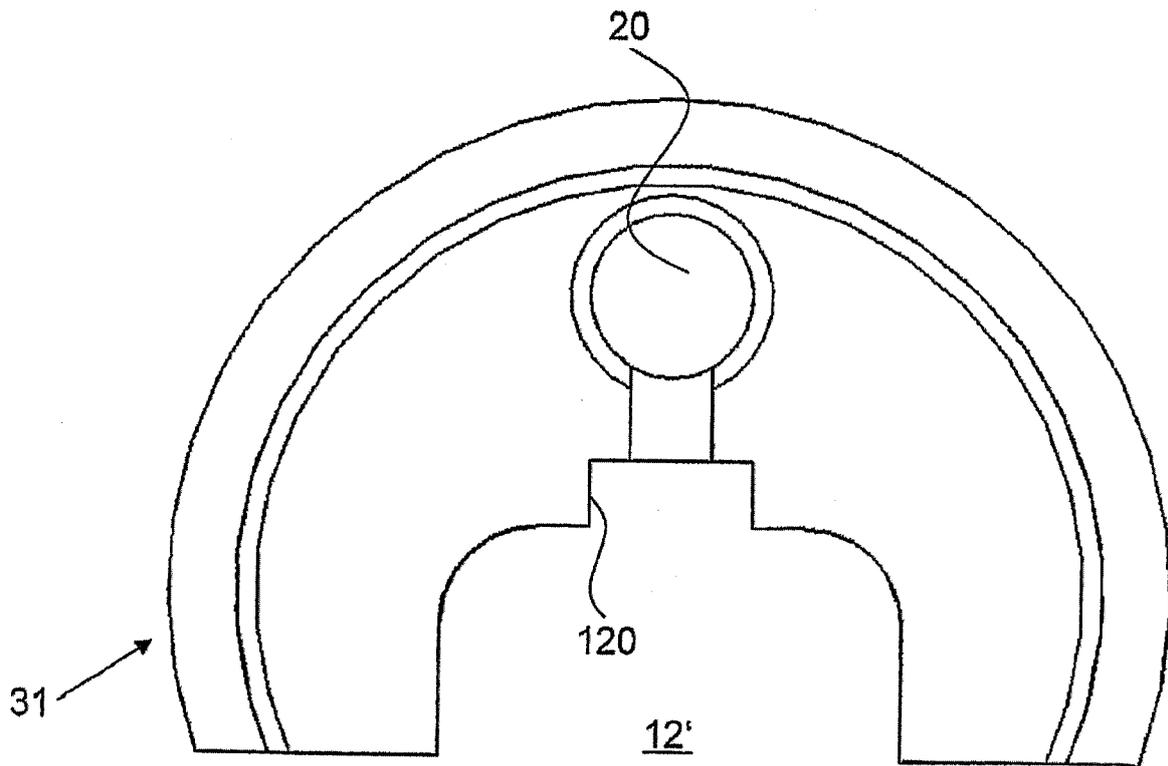
ФИГ. 9



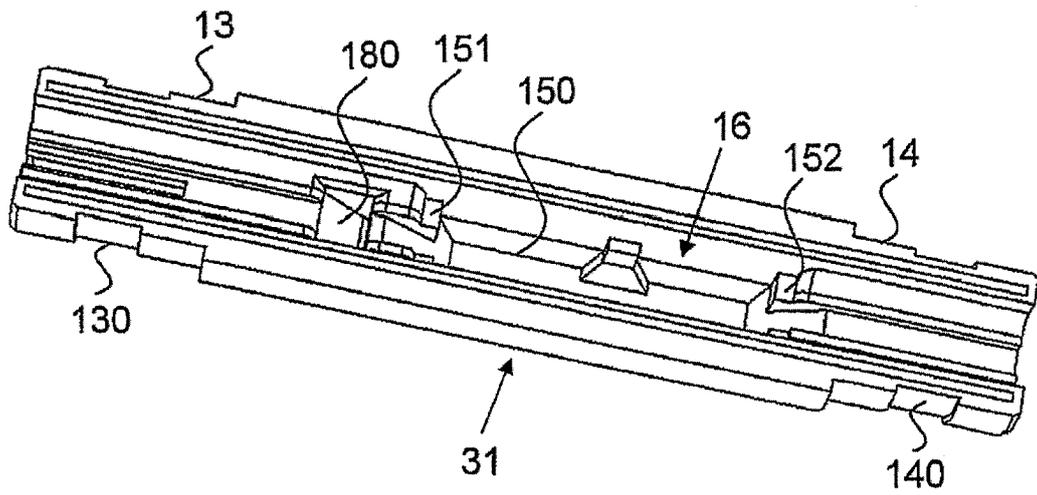
ФИГ. 10



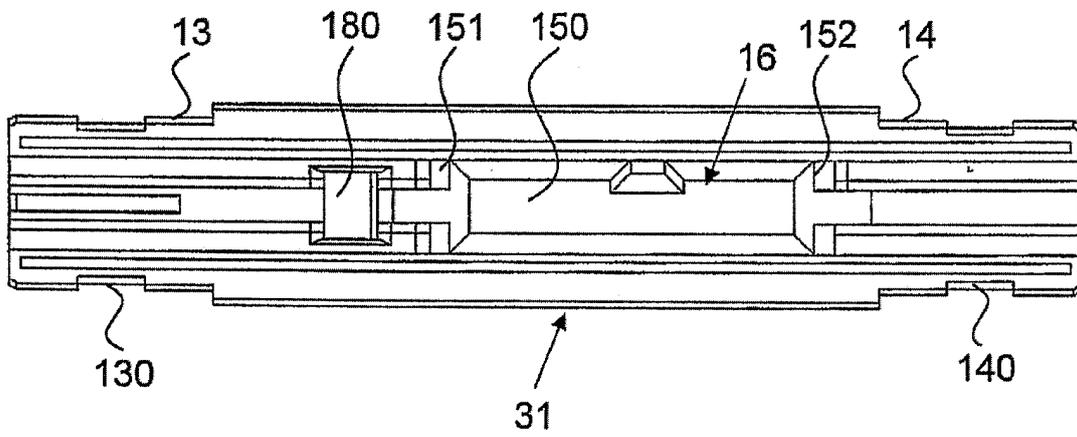
*ФИГ. 11*



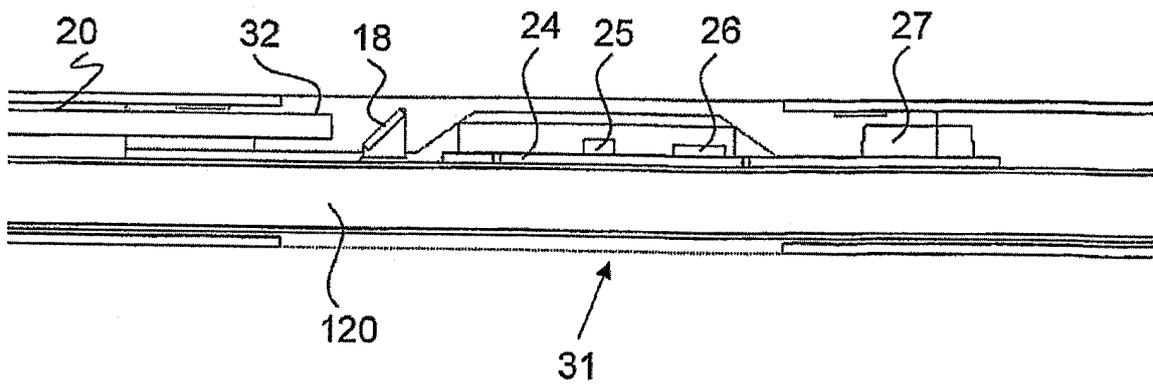
*ФИГ. 12*



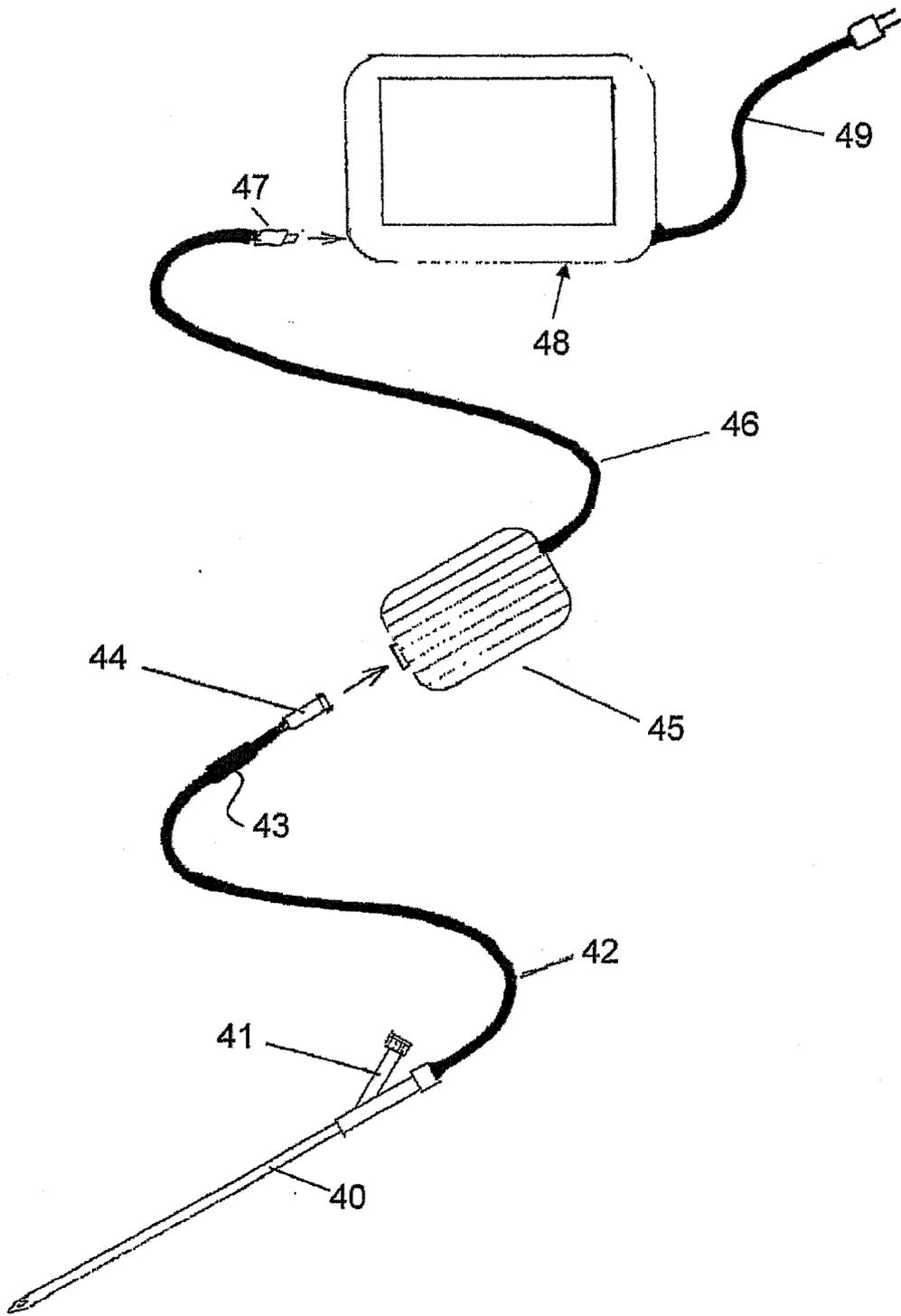
ФИГ. 13



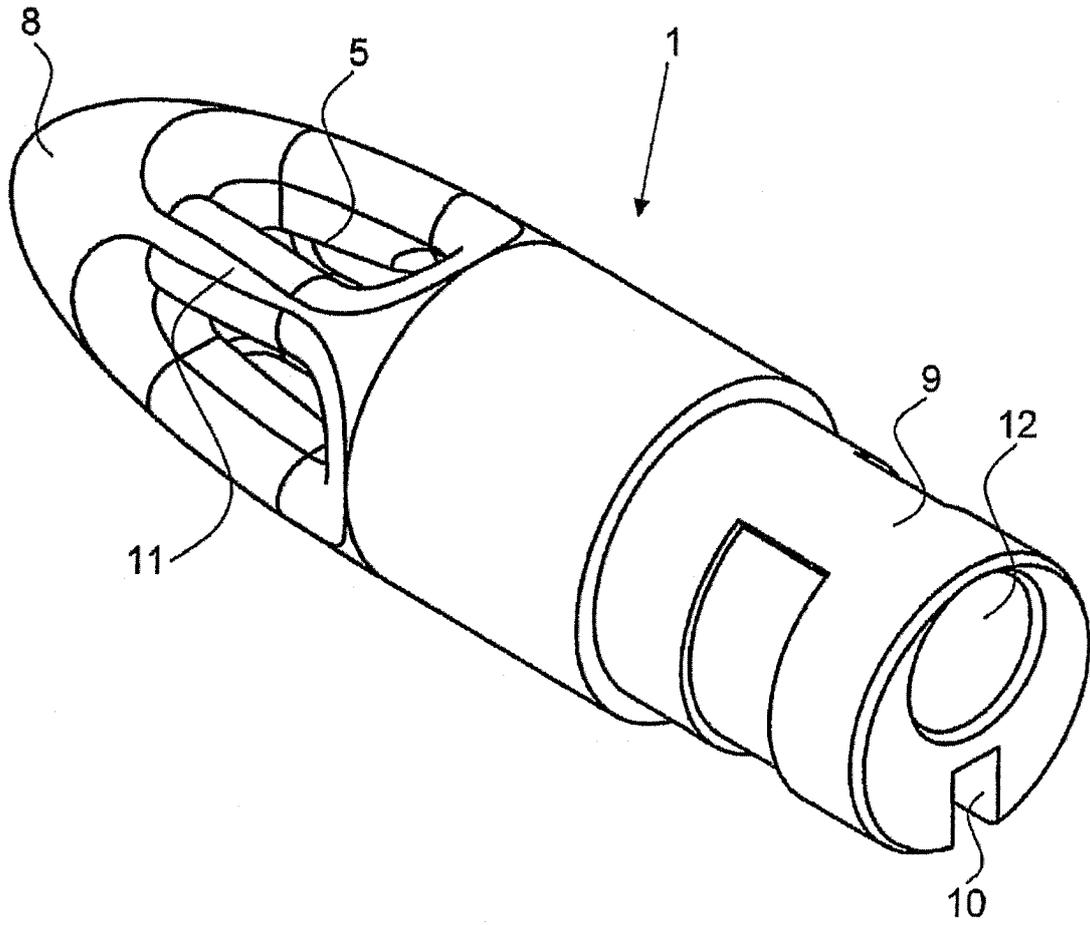
ФИГ. 14



ФИГ. 15



ФИГ. 16



ФИГ. 17