



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**(21)(22) Заявка: **2009138043/14, 15.02.2008**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
**15.02.2008**

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
**15.03.2007 US 60/894,916**(43) Дата публикации заявки: **20.04.2011** Бюл. № 11(45) Опубликовано: **20.11.2012** Бюл. № 32(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **CA 2538940 A1, 22.06.2006. RU 2256397 C1, 20.07.2005. US 2006189884 A1, 24.08.2006. SU 118660 A1, 01.01.1959. US 3933045 A, 20.01.1976. US 2002191675 A1, 19.12.2002. WO 2004001373 A2, 31.12.2003. RU 40864 U1, 10.10.2004. US 5816706 A, 06.10.1998.**(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **15.10.2009**(86) Заявка РСТ:  
**IB 2008/050567 (15.02.2008)**(87) Публикация заявки РСТ:  
**WO 2008/110949 (18.09.2008)**

Адрес для переписки:

**129090, Москва, ул.Б.Спасская, 25, стр.3,  
ООО "Юридическая фирма Городисский и  
Партнеры", пат.пов. Ю.Д.Кузнецову,  
рег.№ 595**

(72) Автор(ы):

**ПАДИЙ Александр В. (NL)**

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС  
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)****(54) СПОСОБЫ И УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к устройствам для медицинской диагностики. Устройство для измерения внутренней температуры тела содержит, по меньшей мере, один электронный датчик температуры, включающий два разделенных изолирующим материалом проводящих тела, и контроллер показаний, включающий корректор температуры, для снятия входных показаний

температуры от указанного датчика и получения из нее внутренней температуры тела. Датчик соединен с поверхностью, температура которой приблизительно равна внутренней температуре тела. Корректор увеличивает входные показания температуры для учета разности температуры между входным показанием и внутренней температурой тела и содержит измеритель емкости для измерения взаимной емкости

проводящих тел. При этом разность температур выводится из взаимного сопротивления и одного или нескольких показаний температуры с датчика. Также устройство может содержать датчик уровня кислорода в крови с оптическим источником для создания регулируемого нагрева, на основании которого корректор температуры выводит величину увеличения входного показания температуры. Также проводящие тела могут быть разнесены так, что одно из

них находится в тепловом контакте с указанной поверхностью, а контроллер оценивает поток тепла между проводящими телами и корректирует снятое показание температуры. Применение группы изобретений позволит повысить точность неинвазивного измерения внутренней температуры тела при относительной нечувствительности к точности расположения устройства. 3 н. и 11 з.п. ф-лы, 16 ил.

R U 2 4 6 6 6 7 6 C 2

R U 2 4 6 6 6 7 6 C 2



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.  
**A61B 5/01** (2006.01)  
**G01K 5/20** (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2009138043/14, 15.02.2008**

(24) Effective date for property rights:  
**15.02.2008**

Priority:

(30) Convention priority:  
**15.03.2007 US 60/894,916**

(43) Application published: **20.04.2011 Bull. 11**

(45) Date of publication: **20.11.2012 Bull. 32**

(85) Commencement of national phase: **15.10.2009**

(86) PCT application:  
**IB 2008/050567 (15.02.2008)**

(87) PCT publication:  
**WO 2008/110949 (18.09.2008)**

Mail address:

**129090, Moskva, ul.B.Spaskaja, 25, str.3, OOO  
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",  
pat.pov. Ju.D.Kuznetsovu, reg.№ 595**

(72) Inventor(s):

**PADIJ Aleksandr V. (NL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS N.V.  
(NL)**

(54) **METHODS AND DEVICES FOR CORE TEMPERATURE MEASUREMENT**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: device for core temperature measurement comprises at least one electron temperature probe containing two conductive bodies separated by an insulating material, and a readout controller consisting of a temperature corrector for input temperature reading from said probe and core temperature deriving. The probe is connected with a surface temperature of which is approximately equal to core temperature. The corrector increases input temperature readouts for calculation of a temperature difference of the input readout and core temperature, and comprises a capacity metre for measuring mutual capacity of the conductive bodies. The temperature

difference is derived from mutual resistance and one or more temperature readouts of the probe. Also, the device may comprise blood oxygen detector with an optical source for controlled heat generation on the basis of which the temperature corrector derives an input temperature gain. Also the conductive bodies may be separated so that one of them is found in heat contact with said surface, while the controller evaluates a heat flow between the conductive bodies and corrects the temperature readout.

EFFECT: application of the group of inventions enables higher accuracy of non-invasive measurement of core temperature with relative non-sensibility to positional accuracy of the device.

14 cl, 16 dwg

RU 2 466 676 C2

RU 2 466 676 C2

Нижеприведенное изобретение относится к области медицины. В частности, его можно применять для измерения внутренней температуры тела, и оно описано в отношении этого применения. Однако нижеописанное изобретение находит более общее применение для измерения значений, связанных с внутренней температурой тела, которые можно использовать в медицинской диагностике, при контроле эффективности лечения и связанных с этим медицинских применениях.

Внутренняя температура тела является важным медицинским показателем жизнедеятельности. В отличие от других показателей жизнедеятельности, таких как частота сердечных сокращений или кровяное давление, внутренняя температура тела относительно нечувствительна к изменениям, связанным с психологическим или эмоциональным состоянием. Таким образом, внутренняя температура тела может быть хорошим индикатором проблемы медицинского характера. Кроме того, изменение внутренней температуры тела всего на несколько градусов Цельсия от типичного диапазона значений может само по себе быть опасным для жизни, что еще более побуждает контролировать этот важный показатель жизнедеятельности.

К сожалению, внутреннюю температуру тела до сих пор было измерять труднее, чем другие показатели жизнедеятельности, такие как частота сердечных сокращений или кровяное давление. Внутренняя температура тела определяется как температура крови, протекающей через сердце. Однако в клинических целях в качестве внутренней температуры тела обычно принимается температура головного мозга, так как эта величина обычно близка к сердечной внутренней температуре, и повышенная температура головного мозга является клинически серьезным состоянием, которое было бы полезно контролировать в клинических условиях. В настоящей заявке принимается, что внутренняя температура тела соответствует температуре головного мозга. Для измерения внутренней температуры тела также иногда используется ректальный термометр, при этом исходят из предположения, что ректальная температура является подходящей заменой внутренней температуры тела. Однако ректальная температура может существенно отличаться от внутренней температуры тела для сердца или головного мозга. Кроме того, установка ректального термометра неудобна для пациента, и ректальная термометрия не подходит при продолжительном контроле в течение нескольких часов, дней или более длительного срока.

Для точного измерения внутренней температуры тела температурный датчик может быть вставлен в сосудистую сеть мозга при помощи подходящего катетерного инструмента. Хотя этот подход обеспечивает точность, его применение в клинической практике проблематично, потому что он является инвазивным и может привести к неблагоприятным побочным эффектам, таким как инфекция, образование тромбов и т.д.

Внутреннюю температуру тела можно также оценить посредством измерения температуры лба. Это основной метод домашней диагностики - положить руку на лоб пациента, чтобы определить, нет ли у него жара. Для измерения внутренней температуры тела эта методика в лучшем случае неточна. Более точную оценку внутренней температуры тела можно получить, поместив на лоб термопару, термистор или другой электронный датчик температуры. Однако температура, полученная такими датчиками, может существенно отличаться от внутренней температуры тела из-за падения температуры на коже и других промежуточных тканях. Это падение температуры непостоянно, но значительно изменяется в зависимости от наличия пота, температуры помещения и других факторов. Снятая температура может также меняться в зависимости от того, на какое место лба

помещен датчик.

Внутреннюю температуру тела иногда также оценивают при помощи орального термометра. Известно, что помещение термометра в заднем подъязычном кармане обеспечивает относительно точную оценку внутренней температуры тела, поскольку эта область находится вблизи крупной артериальной структуры. Однако даже небольшие ошибки в расположении орального термометра могут привести к существенной ошибке в показании температуры. Дыхание, глотание или другие движения во рту могут также неблагоприятно влиять на показание температуры.

Известны также термометры, которые вставляются в ушной канал для соединения с барабанной перепонкой. Барабанная перепонка расположена в непосредственной близости от головного мозга и относительно точно отражает внутреннюю температуру тела. Однако форма ушного канала меняется от человека к человеку, и в некоторых случаях доступ к барабанной перепонке может быть затруднен или перекрыт. Другой потенциальный источник ошибки - это скопление серы в ушном канале. Физический контакт термометра с барабанной перепонкой может также способствовать ушной инфекции, которая может оказаться серьезным медицинским заболеванием. Измерение внутренней температуры тела через барабанную перепонку не подходит при длительном контроле в течение нескольких часов, дней или более длительного срока.

Abreu в опубликованной патентной заявке США 2004/0059212 раскрывает недавно разработанную методику измерения внутренней температуры тела, которая преодолевает некоторые из этих трудностей. Подход Abreu основан на обнаружении теплопроводящего пути к головному мозгу, названного в US 2004/0059212 "мозговым туннелем", который расположен между глазами вблизи глазной орбиты, или глазницы. Посредством применения контактной термометрии в месте нахождения этого "мозгового туннеля" можно неинвазивным способом получить относительно точное показание внутренней температуры тела. К сожалению, обнаруженный мозговой туннель имеет маленькое наружное поперечное сечение вблизи глазной орбиты, что ставит точность измерения внутренней температуры тела в сильную зависимость от точности размещения температурного датчика. Отклонение положения всего на один-два миллиметра могут отрицательно сказаться на измерении внутренней температуры тела через мозговой туннель.

Хотя снятие точной внутренней температуры тела является трудной задачей, продолжительный контроль этого важного показателя жизнедеятельности является еще более трудным. Как указано выше, подходящие места для измерения внутренней температуры тела, такие как задний подъязычный карман и "мозговой туннель", обнаруженный Abreu, обычно имеют небольшой размер. В результате при продолжительном контроле проблемой является смещение или перемещение температурного датчика по прошествии времени.

Нижеописанное изобретение обеспечивает новые и усовершенствованные устройства и способы, которые преодолевают вышеуказанные и иные проблемы.

В соответствии с одним аспектом устройство для измерения внутренней температуры тела включает в себя множество электронных датчиков температуры, функционально соединенных с поверхностью или находящихся вблизи поверхности, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела, и контроллер показаний, включающий в себя селектор максимального показания температуры. Контроллер показаний выполнен с возможностью снятия показаний температуры при помощи множества температурных датчиков и выдачи

внутренней температуры тела на основании самого высокого пригодного показания температуры из снятых показаний температуры, определяемого селектором максимального показания температуры, а также с дополнительным учетом поправки на падение температуры через кожу, как более подробно описано ниже.

5 В соответствии с другим аспектом устройство для измерения внутренней температуры тела включает в себя по меньшей мере один электронный датчик температуры, функционально соединенный с поверхностью или находящийся вблизи поверхности, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней  
10 температуре тела, и контроллер показаний, выполненный с возможностью снятия показаний входной температуры по меньшей мере от одного электронного датчика температуры и получения из нее внутренней температуры тела. Контроллер показаний включает в себя корректор температуры, который увеличивает входное показание  
15 температуры для учета разности температуры между входным показанием температуры и внутренней температурой тела.

В соответствии с еще одним аспектом способ измерения внутренней температуры тела включает в себя: снятие множества показаний температуры на и вблизи  
20 поверхности, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела; создание наибольшего пригодного показания температуры из снятых показаний температуры и выдачу внутренней температуры тела на основе наибольшей пригодной температуры.

Одно преимущество состоит в обеспечении точного неинвазивного измерения  
внутренней температуры тела.

25 Другое преимущество состоит в обеспечении неинвазивного измерения внутренней температуры тела, которое является относительно нечувствительным к точности расположения устройства измерения температуры.

Еще одно преимущество состоит в обеспечении неинвазивного измерения  
30 внутренней температуры тела, которое корректируется на разность температуры между поверхностью, на которой измеряется температура, и внутренней областью тела.

Другие преимущества настоящего изобретения станут ясны специалистам в данной области техники после прочтения и понимания нижеприведенного подробного  
35 описания.

На фиг.1 схематически показан вид сбоку головы человека, у которой удалена кожа и другие наружные ткани, чтобы стали видны артерии на правой стороне лица и черепа, а также показаны предпочтительные места для выполнения неинвазивных  
40 измерений внутренней температуры тела.

На фиг.2 схематически показан вид сбоку шеи человека, поддерживающей частично повернутую голову человека, у которой частично удалены кожа и другие наружные  
ткани, чтобы стали видны артерии на правой стороне шеи и головы, и дополнительно  
45 показаны предпочтительные места для выполнения неинвазивных измерений внутренней температуры тела.

На фиг.3 схематически показан контроллер показаний устройства измерения  
внутренней температуры тела.

На фиг.4 схематически показан селектор максимального показания температуры.

50 На фиг.5 схематически показана матрица температурных датчиков, охватывающих место мозгового туннеля.

На фиг.6 схематически показано показание интерполированной температуры, снятое с поверхности матрицей температурных датчиков, расположенных, как

показано на фиг.5.

На фиг.7 схематически показана матрица температурных датчиков слева от места мозгового туннеля.

На фиг.8 схематически показано показание интерполированной температуры, снятой с поверхности матрицей температурных датчиков, расположенных, как показано на фиг.8.

На фиг.9 схематически показан комбинированный датчик температуры/теплового потока.

На фиг.10 схематически показано устройство для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде оправы для очков.

На фиг.11 схематически показано устройство для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде подушки под голову, имеющую удлинения для захвата левой и правой ушных раковин.

На фиг.12 схематически показано устройство для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде наголовного устройства без ободка, включающего в себя заушную петлю, расположенную вокруг ближней ушной раковины.

На фиг.13 схематически показано устройство для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде круглого ободка.

На фиг.14 схематически показано устройство для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде в целом полукруглого ободка.

На фиг.15 схематически показано устройство для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде клейкой подушечки.

На фиг.16 схематически показан оральный термометр, включающий в себя множество электронных датчиков температуры.

В настоящей заявке, как следует из фиг.1 и 2, под внутренней температурой тела понимается температура, соответствующая температуре головного мозга. Было бы удобно измерять внутреннюю температуру тела на поверхности в том месте, где температура поверхности приблизительно равна внутренней температуре тела. Например, Abreu в патентной заявке США 2004/0059212 раскрывает измерение внутренней температуры тела на теплопроводящем канале, ведущем к мозгу, который в US 2004/0059212 называется "мозговым туннелем" и который расположен между глазами вблизи глазной орбиты, или глазницы. Это место обозначено на фиг.1 и 2 как "межглазное" место ВТТ. Другая поверхность, о которой заранее известно, что ее температура приблизительно равна внутренней температуре тела, - это подъязычный карман (не виден на фиг.1 и 2), расположенный в полости рта. Было установлено, что у заднего подъязычного кармана температура поверхности приблизительно равна внутренней температуре тела.

Продолжая рассматривать фиг.1 и 2, в настоящей заявке установлено, что кожа, покрывающая богатые артериальной кровью поверхностные области, расположенные вблизи ушной раковины, служит примером других поверхностей, поверхностная температура которых приблизительно равна внутренней температуре тела. Ушная раковина, называемая также наружным ухом, является наружной, выступающей частью уха, то есть видимой частью уха, которая расположена снаружи головы. Впереди ушной раковины находится поверхностная височная артерия, которая переносит артериальную кровь от наружной сонной артерии наружу к поверхности черепа перед ушной раковинной. Соответственно, устройство для измерения

температуры может быть функционально соединено с кожей, расположенной поверх участка поверхностной височной артерии (СТА), расположенной перед ушной раковиной, например, в области СТА, обозначенной в фиг.1 и 2. В качестве другого примера можно привести артериальные сосуды, расположенные позади ушной раковины, такие как задняя ушная артерия (РАА), которые переносят артериальную кровь от наружной сонной артерии наружу к поверхности черепа позади уха. Соответственно, устройство для измерения температуры может быть функционально соединено с кожей, расположенной поверх участка артерии, восходящей позади ушной раковины, например, в области РАА, обозначенной на фиг.1 и 2.

Хотя на фиг.1 и 2 показана конфигурация вышеупомянутых артерий, ушной раковины и других анатомических элементов для правой ушной раковины, должно быть понятно, что имеет место свойство двусторонней симметрии, и аналогичные положения для измерения внутренней температуры тела существуют также и для левой ушной раковины. Действительно, в некоторых вариантах осуществления измерения внутренней температуры тела снимаются с областей, расположенных вблизи обеих, левой и правой, ушных раковин.

Со ссылкой на фиг.3 описан подходящий контроллер 10 показаний для устройства для измерения внутренней температуры тела. Контроллер 10 показаний снимает измеренные показания температуры при помощи электронного датчика температуры или, в некоторых вариантах осуществления, множества электронных датчиков 12 температуры, которые имеют тепловую связь с поверхностью, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела. Например, электронные датчики 12 температуры могут быть соединены с областью СТА на фиг.1 и 2, областью РАА на фиг.1 и 2, областью ВТТ на фиг.1 и 2, подъязычным карманом в полости рта (на фиг.1 и 2 не показан), или с каким-либо сочетанием этих мест. Преимущество наличия множества датчиков 12 температуры вместо одного датчика температуры состоит в том, что множество датчиков 12 температуры могут снимать показания с различных участков кожи или иной поверхности. Точное местоположение области СТА, области РАА, области ВТТ, подъязычного кармана и т.д. может меняться от человека к человеку и может представлять трудность при точном определении у данного лица.

Применение множества датчиков 12 температуры позволяет приспособиться к таким индивидуальным изменениям. Селектор 14 максимального показания выбирает наибольшее показание температуры, снятое множеством датчиков 12 температуры в качестве наибольшего пригодного показателя 15 температуры для определения внутренней температуры тела. Этот подход основан на раскрытом в настоящей заявке понимании того факта, что измеренная температура должна быть наибольшей в той точке, где температура кожи в наибольшей степени приближена к внутренней температуре тела. Более низкие показания температуры обычно характеризуют более высокие тепловые потери по сравнению с поверхностью, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела. Более низкие показания температуры могут также характеризовать неточность снятия показаний температуры вследствие плохого теплового контакта датчика температуры с кожей и другие ошибки измерения. Таким образом, можно уменьшить такие трудности, если использовать множество датчиков 12 температуры и применить селектор 14 максимального показания для выбора наибольшей измеренной температуры.

Если вкратце охарактеризовать фиг.4-6, то в некоторых вариантах осуществления селектор 14 максимального показания температуры использует более сложный



алгоритм для определения наибольшей пригодной температуры, на основании которой определяется внутренняя температура тела. На фиг.4 приведен вариант осуществления селектора 14 максимального показания, который включает в себя интерполятор 14а для пространственной интерполяции снятых показаний температуры и пиковый детектор 14b для идентификации пика интерполированной температуры в качестве наибольшего пригодного показателя 15 температуры.

Фиг.5 и 6 являются дальнейшей иллюстрацией этого подхода. На фиг.5 показан пример теплового профиля поверхности для поверхности кожи на и вблизи "мозгового туннеля" ВТТ. На фиг.5 тепловой профиль поверхности обозначен полутонным затемнением, причем более темное затемнение соответствует более высокой температуре. Темный центр на тепловом профиле поверхности соответствует центру "мозгового туннеля" ВТТ, где температура поверхности наиболее близка к внутренней температуре тела. В местах, расположенных все дальше и дальше от "мозгового туннеля" ВТТ, тепловые потери в целом возрастают при прохождении через промежуточную ткань, такую как кожа или жир, что приводит к более низкой температуре поверхности. Множество датчиков 12 температуры на фиг.5 включает в себя прямоугольную матрицу размером 6x7, причем на фиг.5 каждый датчик температуры схематически обозначен темным кружком. Возможны также матрицы с другим числом датчиков и, как вариант, имеющие другое взаимное расположение.

На фиг.6 приведен график двумерной поверхности  $T_S(x,y)$  интерполированных температур, созданный интерполятором 14а на основании показаний температуры, снятых множеством датчиков 12 температуры, расположенных относительно положения мозгового туннеля ВТТ, как показано на фиг.5. Интерполяция может быть выполнена при помощи алгоритма кусочно-постоянной интерполяции, алгоритма кусочно-линейной интерполяции, алгоритма кусочно-квадратичной интерполяции, алгоритма интерполяции более высокого порядка и т.д. Пиковый детектор 14b определяет соответствующим образом наибольшую пригодную температуру  $T_{max}$  как значение поверхности  $T_S(x,y)$  интерполированных температур, при котором градиент  $\nabla T_S$  двумерной температурной поверхности стремится к нулю. Таким образом, пиковый детектор 14b определяет  $T_{max}=T_S(x_0,y_0)$ , где  $\nabla T_S(x_0,y_0)=0$ .

Если вернуться к фиг.4 и обратиться к фиг.7 и 8, то на них показано, что если пиковому детектору 14b не удастся распознать пик, в котором производная или градиент стремится к нулю, это может указывать на то, что множество датчиков 12 температуры не покрывают "мозговой туннель" ВТТ или другую точку с максимальной температурой на поверхности, где температура поверхности наиболее приближена к внутренней температуре тела. На фиг.7 множество датчиков 12 температуры размещены слишком далеко влево от мозгового туннеля ВТТ, так что они не покрывают мозговой туннель ВТТ. На фиг.8 показана соответствующая поверхность  $T_S(x,y)$  интерполированных температур, которая в этом случае не имеет пика, где  $\nabla T_S$  стремится к нулю. Таким образом, пиковый детектор 14b выдает результат 14с "пика нет", который соответственно используется для выдачи предупреждения 14d об ошибке. В одном из вариантов результат 14с "пика нет" включает в себя указание места наибольшей температуры на поверхности  $T_S(x,y)$  интерполированных температур, а предупреждение 14d об ошибке включает в себя предложение переместить устройство для измерения температуры в направлении положения наибольшей температуры. В иллюстративном примере, приведенном на фиг.7 и 8, наибольшая температура находится справа от матрицы датчиков 12 температуры, и, таким образом, предупреждение 14d об ошибке предложило бы

переместить устройство для измерения температуры вправо.

С другой стороны, если обнаружено множество пиков (то есть, если  $\nabla T_S=0$  более чем в одной точке), то наибольшая интерполированная температура из множества пиков считается равной  $T_{max}$ . Например, если  $\nabla T_S(x_1, y_1)=0$  и  $T_S(x_1, y_1)=37,4^\circ\text{C}$ , а  $\nabla T_S(x_2, y_2)=0$  и  $T_S(x_2, y_2)=37,1^\circ\text{C}$ , то следует выбрать  $T_{max}=37,4^\circ\text{C}$ .

В вариантах осуществления, описанных со ссылкой на фиг.5-8, множество датчиков 12 температуры расположены двумерным образом. В других вариантах осуществления множество датчиков 12 температуры может иметь линейное, криволинейное или иное одномерное расположение. В таких вариантах осуществления интерполятор 14а соответственно создает интерполированные одномерные кривые зависимости температуры от положения (например,  $T_S(x)$ ), вместо двумерной поверхности  $T_S(x, y)$ , и градиент  $\nabla T_S$  для такой одномерной кривой имеет форму одномерной производной (например,  $\nabla T_S=dT_S/dx$ ).

Кроме того, селектор 14а, 14b максимального показания, приведенный на фиг.4, является одним из примеров. В другом подходящем варианте осуществления селектор 14 максимального показания определяет максимальную пригодную температуру как максимальное показание температуры, снятое любым из датчиков 12 температуры, но при этом отбрасывается температура, превышающая порог отклонения. Например, порог отклонения может быть установлен равным  $43^\circ\text{C}$ , поскольку столь высокая температура вряд ли может быть физически правильной для живого человека. Такой подход позволяет исключить из рассмотрения любые нереалистичные или нефизические показания температуры, которые, например, могут являться следствием неисправности датчика температуры из множества датчиков 12 температуры. Такое исключение выброса можно также применять в сочетании с селектором 14а, 14b максимального показания температуры, показанного на фиг.4. Хотя это подход с применением множества датчиков 12 температуры обладает преимуществами, возможен также вариант, в котором применяется один датчик температуры для снятия одного показания температуры и исключается селектор 14 максимального показания.

Вернемся к рассмотрению фиг.3, где корректор 16 температуры факультативно увеличивает максимальное пригодное показание 15 температуры для учета падения температуры через кожу с тем, чтобы более точно определить внутреннюю температуру тела. В альтернативном варианте такая коррекция может быть проведена в отношении показаний температуры, снятых множеством датчиков 12 температуры, перед их подачей на селектор 14 максимального показания температуры. В одном подходе эта коррекция выполняется посредством добавления фиксированной величины, например  $1^\circ\text{C}$ , к наибольшему пригодному показателю 15 температуры для обеспечения оцениваемой коррекции падения температуры вследствие тепловых потерь в коже. Этот подход прост в вычислительном отношении, но может привести к некоторым ошибкам, поскольку фактическое падение температуры на коже меняется в зависимости от таких факторов, как увлажнение (например, пот), температура окружающей среды, воздушная конвекция и т.д. Можно применять более сложные в вычислительном смысле варианты коррекции падения температуры, которые описаны ниже в настоящей заявке. Кроме того, корректор 16 температуры может осуществлять коррекцию других факторов, которые могут влиять на точность измерения внутренней температуры тела. Например, если электронные датчики 12 температуры представляют собой термопары, то корректор 16 температуры может включать в себя коррекцию нелинейности характеристики зависимости напряжения на термопаре от

температуры. Выходным значением корректора 16 температуры является внутренняя температура тела.

Устройство для измерения температуры факультативно включает в себя датчики для снятия, помимо температуры, других физиологических параметров. Например, датчик 20 уровня кислорода в крови, такой как датчик SpO<sub>2</sub> или датчик StO<sub>2</sub>, снимает измерение (в случае датчика SpO<sub>2</sub> или StO<sub>2</sub> это обычно оптические измерения), которое преобразуется в показание уровня кислорода/кислорода. Могут использоваться различные или дополнительные датчики, такие как датчик кровяного давления.

Полученная в результате информация, включающая в себя внутреннюю температуру тела и необязательные другие показания, такие как кислородонасыщение крови и пульс, выводятся по подходящему пути вывода, такому как встроенный дисплей (не показан на фиг.3), проводное соединение, проиллюстрированный беспроводный передатчик 24 или приемопередатчик, который выдает беспроводный сигнал 26 данных, и т.д. Устройство для измерения внутренней температуры тела факультативно включает в себя другие особенности. Например, если данные о внутренней температуре тела выгружаются из устройства для измерения температуры при помощи проводного соединения, то это проводное соединение может включать в себя проводник для подвода питания для питания датчиков 12, 20 и процессора 10. В альтернативном варианте, если используется проиллюстрированный беспроводной передатчик 24 или приемопередатчик, так что устройство для измерения внутренней температуры тела является беспроводным устройством, то соответственно имеется встроенная батарея 28, силовой конденсатор или иной встроенный источник электропитания.

Как указано выше, факультативный корректор 16 температуры на коже использует в некоторых вариантах осуществления оцениваемую коррекцию падения температуры на коже, например коррекцию падения температуры на 1°C. Этот подход является наиболее простым в вычислительном отношении, но может привести к ошибкам, поскольку фактическое падение температуры на коже меняется в зависимости от таких факторов, как увлажнение (например, пот), температура окружающей среды, воздушная конвекция и т.д. Для учета таких факторов в некоторых вариантах осуществления корректор 16 температуры на коже использует более сложный подход к коррекции на основе обратной связи. Некоторые подходящие алгоритмы коррекции температуры раскрыты у Fox и др., патент США № 3933045, который включен в настоящую заявку посредством ссылки; у Heikkila и др., патент США № 5816706, который включен в настоящую заявку посредством ссылки; и у Tokita и др., патент США № 6886978, который включен в настоящую заявку посредством ссылки.

Один подходящий алгоритм коррекции температуры действует в сочетании с одним или несколькими датчиками 12 температуры кожи, каждый из которых выполнен таким образом, что включает в себя параллельные проводящие пластины или пленки, отстоящие друг от друга на расстоянии, которое можно регулировать при помощи гусеничных приводных механизмов, приводных механизмов микроэлектромеханической системы или подобных. Эти датчики температуры по сути представляют собой сочетание датчиков температуры и теплового потока, поскольку посредством снятия показаний измерения температуры на двух пластинах, отделенных друг от друга, можно определить тепловой поток, из которого можно, в свою очередь, оценить падение температуры на коже. Если обозначить температуры двух проводящих пластин соответственно как T<sub>1</sub> и T<sub>2</sub>, а внутреннюю температуру тела

как  $T_{core}$ , получаем следующее выражение

$$\frac{dT}{dt} = \alpha \frac{d^2T}{dx^2} \tag{1}$$

5

где  $\alpha = \lambda / \rho c_p$ ,  $\lambda$  обозначает теплопроводность,  $\rho$  обозначает плотность, а  $c_p$  обозначает удельную теплоемкость. В подходящей системе координат  $x$  обозначает глубину, причем  $x=0$  соответствует точке внутри тела с температурой  $T_{core}$ , а  $x=h_s$  соответствует поверхности кожи. Граничными условиями для уравнения (1) являются внутренняя температура тела  $T_{core}$  (подлежащая определению) в точке  $x=0$ , и измеренная температура  $T_s$  в точке  $x=h_s$ , то есть на поверхности кожи. Если проводящая пластина, находящаяся при температуре  $T_2$ , контактирует или иным образом находится в хорошей тепловой связи с кожей, то с хорошим приближением  $T_s = T_2$ . Тепловой поток из кожи обозначается в настоящей заявке как  $q_s$ .

10

15

Предположим, что кожу 33 можно представить в виде плоскости толщиной  $h_s$  и теплопроводностью  $\lambda_s$ , тепловой поток из кожи  $q_s$  (то есть скорость переноса тепла через единицу площади) можно записать в виде:

20

$$q_s = -\lambda \frac{dT}{dx} \text{ при } x=h_s \tag{2}$$

25

и решение уравнения (1) может быть приближенно представлено в виде:

$$T_{core} = T_s + \frac{h_s}{\lambda_s} q_s + \frac{h_s^2}{2\alpha_s} \frac{dT_s}{dt} \tag{3}$$

30

В равновесном состоянии формула (3) сводится к формуле:

$$T_{core} = T_s + \frac{h_s}{\lambda_s} q_s \tag{4}$$

35

которая показывает, что внутренняя температура тела  $T_{core}$  выше температуры кожи на величину падения температуры кожи, соответствующего  $(h_s/\lambda_s) \cdot q_s$ .

При использовании управления приводными механизмами с использованием обратной связи, разделяющим параллельные проводящие пластины или пленки, значения величин  $T_s$ ,  $q_s$  и  $dT_s/dt$  можно измерить для разных моментов времени  $t_i = \{t_1, \dots, t_n\}$  для получения матрицы связанных уравнений:

40

45

$$\begin{bmatrix} 1 & -\xi_1 & -\eta_1 \\ \dots & \dots & \dots \\ 1 & -\xi_n & -\eta_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{core} \\ \frac{h_s}{\lambda_s} \\ \frac{h_s^2}{2\alpha_s} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_s(t_1) \\ \vdots \\ T_s(t_n) \end{bmatrix} \tag{5}$$

50

в которой неизвестными величинами являются  $T_{core}$ ,  $h_s/\lambda_s$  и  $h_s^2/2\alpha_s$ , и где

$$\xi \equiv q_s(t_i) \tag{6}$$

и

$$\eta \equiv \frac{dT_s}{dt}(t_i) \quad (7)$$

5

Здесь предполагается, что  $T_{core}$ ,  $h_s/\lambda_s$  и  $h_s^2/2\alpha_s$  не зависят от времени на временном интервале  $\{t_1, \dots, t_n\}$ , на котором снимался набор измерений. Система уравнений (5) может быть решена корректором 16 температуры с использованием процедуры минимизации по методу наименьших квадратов или другого подходящего метода решения связанных уравнений для получения внутренней температуры тела  $T_{core}$ , а также теплового потока  $q_s$  через поверхность кожи. Моменты снятия отсчетов  $t_i$  выбираются таким образом, чтобы обеспечивать хорошую обусловленность системы уравнений (5).

10

15

В некоторых вариантах осуществления тепловой поток через параллельные проводящие пластины датчика температуры/теплового потока с параллельными пластинами определяет сочетание тепловых и электрических измерений. В этом подходе используется формальное соответствие, установленное в настоящей заявке, между распределением электростатического потенциала, даваемое уравнением Пуассона ( $\epsilon \cdot \nabla^2 \varphi = 0$ ), и выражением для температурного распределения ( $k \cdot \nabla^2 T = 0$ ). Сравнивая эти уравнения и используя граничные условия  $\varphi|_{\Omega_1} = \varphi_1$  и  $T|_{\Omega_1} = T_1$  на проводящей пластине, расположенной удаленно от кожи и имеющей поверхность, обозначаемую  $\Omega_1$ , и  $\varphi|_{\Omega_2} = \varphi_2$  и  $T|_{\Omega_2} = T_2$  на проводящей пластине, контактирующей с кожей и имеющей поверхность, обозначаемую  $\Omega_2$ , можно показать, что  $\eta_T = (k/\epsilon) \cdot C$ , где  $\eta_T$  - теплопроводность между двумя разнесенными проводящими пластинами,  $C$  - взаимная емкость двух разнесенных проводящих пластин,  $k$  - коэффициент теплопроводности диэлектрического материала, разделяющего проводящие пластины, и  $\epsilon$  - диэлектрическая постоянная диэлектрического материала, разделяющего проводящие пластины. При выводе соотношения между теплопроводностью  $\eta_T$  и взаимной емкостью  $C$  предполагается, что отношение  $k/\epsilon$  является константой. Это предположение в достаточной степени справедливо для воздуха, пены, полиэтилена и многих других распространенных диэлектрических прокладок. Диэлектрическая постоянная или диэлектрическая проницаемость  $\epsilon$  диэлектрической прокладки связана с диэлектрической проницаемостью вакуума  $\epsilon_0 \approx 8,8542 \times 10^{-12}$  Ф/м относительной диэлектрической проницаемостью  $\epsilon_r$  в соответствии с соотношением  $\epsilon = \epsilon_r \cdot \epsilon_0$ .

20

25

30

35

40

45

50

На фиг.9 приведен подходящий датчик температуры/теплового потока, использующий это соотношение емкости и теплопроводности. Две проводящие пластины 30, 31 отделены друг от друга диэлектрическим материалом 32. Проводящая пластина 31 находится в тепловом контакте с кожей 33. Приводные механизмы 34, такие как пьезоэлектрические элементы, гусеничные элементы и т.д. обеспечивают электроуправление расстоянием между проводящими пластинами 30, 31. В этом варианте осуществления температуры  $T_1$ ,  $T_2$  соответствующих проводящих пластин 30, 31 измеряются соответствующими термopарами 35, 36 или другими подходящими датчиками температуры, а взаимная емкость  $C$  пластин 30, 31 измеряется измерителем 37 емкости. Температуры  $T_1$ ,  $T_2$  и взаимная емкость  $C$  для каждого из датчиков 12 температуры подаются на контроллер 10, в котором корректор 16 температуры выполнен с возможностью осуществлять коррекцию температуры, определяемую на основе формул (1)-(7) и с использованием теплового

потока  $f=(T_1-T_2)\cdot\eta_T=(T_1-T_2)\cdot(k/\epsilon)\cdot C$ . Соотношение  $\eta_T=(k/\epsilon)\cdot C$  позволяет определить тепловой поток  $f$  через параллельные пластины 30, 31 для известных (измеренных)  $T_1$  и  $T_2$  при помощи простого измерения взаимной емкости при помощи измерителя

5 емкости, на основании которого можно оценить тепловой поток на коже. Преимущественно, геометрические допущения, использованные для вывода соотношения  $\eta_T=(k/\epsilon)\cdot C$ , являются ограниченными - например, можно использовать разнесенные проводящие тела, которые не являются параллельными пластинами. Например, в комбинированном датчике температуры/теплого потока на фиг.9

10 проводящая пластина 30 содержит штырек или другой выступ 38, который уменьшает расстояние разделения пластин и повышает чувствительность измерения. В альтернативном варианте на пластине 31 или на обеих пластинах 30, 31 может иметься один или несколько таких штырьков или выступов.

15 При другом подходе корректор 16 температуры может выполнять коррекцию на падение температуры на коже, определяемую на основе физиологических измерений, таких как температура окружающей среды (соответствующим образом снятая при помощи датчика температуры, который не находится в контакте с кожей или вблизи нее), поверхностное сопротивление кожи или проводимость (которую можно измерить

20 при помощи первой пары электродов, создающих небольшой ток, и второй пары электродов, измеряющих напряжение, созданное вызванным током) и т.д. Справочная таблица или эмпирическая формула соответствующим образом связывает поправку на падение температуры на коже с измеренной температурой окружающей среды, поверхностным сопротивлением кожи или другими параметрами.

25 В некоторых возможных вариантах осуществления корректора 16 температуры используется подход коррекции, предложенный Tokita и др. в патенте США 6886978, в котором регулируемый нагреватель обеспечивает возбуждение распределения температуры, из которого можно оценить внутреннюю температуру тела. В этом

30 подходе распределение температуры для датчика на фиг.9 может быть записано в виде:  $(dT_2/dx)=a\cdot(T_{core}-T_2)-b\cdot(T_2-T_1)$ , где  $a$  и  $b$  - константы, а  $T_{core}$  - внутренняя температура тела. Это соотношение выведено Tokita (заметим, что у Tokita  $T_1$  и  $T_2$  имеют противоположные значения по сравнению с фиг.9). Датчик на фиг.9

35 используется для снятия набора данных ( $T_1$ ,  $T_2$ ,  $dT_2/dx$ ) для нескольких различных уровней нагрева, обеспечиваемых регулируемым нагревателем, что дает набор уравнений, которые можно решить одновременно для получения параметров  $a$ ,  $b$  и  $T_{core}$ . В некоторых подходящих вариантах осуществления для этой цели оптический источник датчика 20 уровня кислорода в крови обеспечивает регулируемый нагрев.

40 Например, датчик  $SpO_2$  обычно включает в себя полупроводниковый лазер, светодиод или иной оптический источник для снятия показания  $SpO_2$  - оптический источник может также работать при различных уровнях мощности для обеспечения регулируемого нагрева для измерений внутренней температуры тела при помощи

45 датчика на фиг.9 и внесения поправки на падение температуры на коже по способу, предложенному Tokita. В некоторых таких вариантах осуществления датчик на фиг.9 изменен с исключением из него штырька 38 с тем, чтобы обеспечить строгую плоскую геометрию. В других вариантах осуществления штырек сохранен 38 вместе с измерителем 37 емкости, и используется соотношение  $\eta_T=(k/\epsilon)\cdot C$  для вывода теплового

50 потока между пластинами 30, 31, из которых наряду с  $T_1$  и  $T_2$  определяется производная  $dT_2/dx$ . Кроме того, приводные механизмы 34 могут быть исключены в этих вариантах осуществления, где вместо механического возмущения используется тепловое (то есть нагревательное) возмущение. При исключении приводных

механизмов 34 промежутков между проводящими слоями или пластинами 30, 31 не может быть изменен.

На фиг.10-15 приведены несколько устанавливаемых на голове механических рамок в качестве иллюстративных примеров способов установки матриц датчиков температуры на одной или обеих поверхностях STA, PAA, показанных на фиг.1 и 2 и имеющих температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела. Применение устанавливаемой на голове механической рамки упрощает продолжительное контролирование внутренней температуры тела.

На фиг.10 схематически показано устройство 40 для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде оправы 42 для очков. Оправа 42 для очков может содержать прописанные врачом линзы для коррекции зрения, или может содержать некорректирующие линзы, или может быть вообще без линз. Первый набор датчиков 12f температуры установлен близи левой и правой дужек рамки и функционально соединен с покрытыми кожей участками левой и правой поверхностных височных артерий перед левой и правой ушными раковинами. Второй набор датчиков 12b температуры установлен вблизи левой и правой дужек и функционально соединен с покрытыми кожей участками левой и правой артерий, проходящих за левой и правой ушными раковинами. Датчики 12f, 12b температуры установлены на опорах 44, каждая из которых включает в себя прижимную пружину 46, соединяющую опору с оправой для очков и прижимающую поддерживаемые датчики температуры к коже, покрывающей целевую поверхностную область, богатую артериальной кровью. Контроллер показаний соответствующим образом реализован в виде микрочипов 48, расположенных на оправе 42 для очков, как показано на чертеже. Проводные соединения 50 обеспечивают подачу питания к микрочипам 48 и датчикам 12f, 12b и обеспечивают канал передачи снятых измерений внутренней температуры тела и факультативных измерений уровня насыщения крови кислородом и других измерений. Возможна также беспроводная реализация описанного решения.

На фиг.11 схематически изображено устройство 60 для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде подголовной подушки 62, имеющей удлинения 64, выполненные с возможностью цепляться за левую и правую ушные раковины (на фиг.11 видно только удлинение 64 на правой стороне). Один или несколько датчиков температуры установлены на одной или нескольких опорах 66, расположенных на одном или обоих удлинениях 64. Факультативно на подголовной подушке 62 или внутри нее расположен микрочип 68, содержащий контроллер 10 показаний, который функционально соединен с датчиками температуры на опорах 66 при помощи проводов (не показаны), проходящих внутри или вдоль удлинений 64.

На фиг.12 схематически показано устройство 70 для измерения внутренней температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде наушников, включающих в себя дужку 72, расположенную вокруг ближней ушной раковины и не имеющих ободка. Проиллюстрированный вариант осуществления включает в себя первую опору 74 для датчиков температуры, расположенную перед правой ушной раковинкой и соединяющую один или несколько датчиков температуры с кожей, покрывающей участок правой поверхностной височной артерии, и вторую опору 76 для датчиков температуры, расположенную позади правой ушной раковины и соединяющую один или несколько датчиков температуры с кожей, покрывающей участок артерии, проходящей позади правой ушной раковины. Изображенное

устройство 70 для измерения внутренней температуры тела является беспроводным устройством и, соответственно, включает в себя контроллер 10 показаний (Фиг.3) со встроенной батареей 28 или другим встроенным источником питания и беспроводным передатчиком 24 или приемопередатчиком, установленным на дужке 72. Некоторые  
5 подходящие встроенные устройства подачи питания и передатчики известны и используются в существующих беспроводных наушниках Bluetooth, которые иногда реализуются в виде дужек.

На фиг.13 схематически изображено устройство 80 для измерения внутренней  
10 температуры тела, включающее в себя механическую рамку в форме круглого ободка 82 с одной или несколькими опорами для одного или нескольких датчиков температуры, расположенными на круглом ободке вблизи одной или обеих ушных раковин и контактирующих с кожей, покрывающей один или несколько  
15 поверхностных участков, богатых артериальной кровью, расположенных вблизи ушной раковины или ушных раковин. В изображенном варианте осуществления передняя опора 84 расположена перед правой ушной раковиной и соединяет один или несколько датчиков температуры с кожей, покрывающей участок правой  
20 поверхностной височной артерии, а задняя опора 86 для температурных датчиков расположена позади правой ушной раковины и соединяет один или несколько датчиков температуры с кожей, показывающей участок артерии, проходящей позади правой ушной раковины. Факультативно соответствующие опоры для датчиков температуры установлены также вблизи левой ушной раковины. Проводное  
25 соединение 88 проходит от расположенного под подбородком контроллера 90 показаний для передачи измерений внутренней температуры тела и, факультативно, других измерений и для подачи электропитания к устройству 80. Расположенный под подбородком контроллер 90 показаний имеет подходящую конфигурацию, аналогичную конфигурации контроллера на фиг.3.

На фиг.14 схематически изображено устройство 100 для измерения внутренней  
30 температуры тела, включающее в себя механическую рамку в виде полукруглого ободка 102, имеющего конец с опорой 104 для датчиков температуры, расположенной перед правой ушной раковиной и соединяющей один или несколько температурных датчиков с кожей, покрывающей участок правой поверхностной височной артерии.  
35 Контроллер показаний соответствующим образом установлен на вершине полукруглого ободка 102 (не показанный на перспективном виде на фиг.14) и факультативно включает в себя беспроводный передатчик 24 или приемопередатчик.

На фиг.15 схематически изображено устройство 110 для измерения внутренней  
40 температуры тела, включающее в себя механическую рамку в форме клейкой подушечки 112, приклеенной для обеспечения контакта с кожей, покрывающей участок правой поверхностной височной артерии. Один или несколько датчиков температуры расположены соответствующим образом на, под или в клейкой  
45 подушечке 112 и находятся в тепловом сообщении с кожей. В изображенном варианте осуществления жесткий диск 114 содержит один или несколько датчиков температуры, а также контроллер показаний, соответствующий контроллеру 10 показаний на фиг.3.

Механические рамки, изображенные на фиг.10-15, служат лишь примерами. Могут применяться другие устанавливаемые на голове механические рамки, которые  
50 выполнены с возможностью функционального соединения одного или нескольких датчиков температуры с поверхностью, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела. Например, некоторые из механических рамок, приведенных Abreu в патентной заявке США 2004/0059212 и



предназначенных для соединения датчика температуры с "мозговым туннелем" ВТТ, раскрытым Abreu, можно легко приспособить в качестве опор для матриц или иного множества датчиков температуры.

5 Как показано на фиг.16, раскрытые в настоящей заявке подходы к измерению  
внутренней температуры тела могут быть осуществлены иными способами, нежели  
применение устанавливаемой на голове механической рамки. Например, на фиг.16  
изображен ручной оральный термометр 120, имеющий корпус, который включает в  
себя ручку 122, содержащую микрочип 124 или другой элемент или сочетание  
10 элементов, реализующих контроллер 10 (см. фиг.3), шейку 126 и в целом сферическую  
головку 128 датчиков, поддерживающую матрицу или иное множество датчиков 132.  
Ручка 122 и шейка 126 позволяют врачу, медсестре или иному лицу вставить в целом  
сферическую головку 128 датчиков в рот пациента, предпочтительно в подъязычный  
15 карман в полости рта, и более предпочтительно в заднюю область подъязычного  
кармана в полости рта. Показание температуры, поступающее от контроллера 10,  
соответствующим образом отображается на встроенном светодиодном дисплее 134  
или может передаваться от термометра 120 по беспроводному или проводному  
соединению (на фиг.16 не показано).

20 Наличие множества датчиков 132 температуры (изображенных сплошными  
кружками на фиг.16), распределенных в сферической в целом головке 128 датчиков,  
вместе с соответствующей реализацией селектора 14 максимального показания  
температуры в контроллере 10 существенно повышает вероятность получения  
точного показания температуры даже при существенно неправильном положении в  
25 целом сферической головки 128 датчиков в подъязычном кармане. Сочетание  
множества датчиков 132 температуры и селектора 14 максимального показания  
температуры также обеспечивает устойчивость показаний к индивидуальным  
анатомическим особенностям, которые могут вызвать необычную для данного лица  
30 конфигурацию артерий вблизи подъязычного кармана или необычную для данного  
лица геометрию подъязычного кармана. С целью интерполяции температуры  
пространственное расположение множества датчиков 132 температуры  
соответствующим образом представлено в виде поверхности в сферической системе  
координат, либо в виде декартовой поверхности, приблизительно обернутой вокруг в  
35 целом сферической головки 128 датчиков, или подобного. Поскольку часть  
сферической области занята соединением шейки 126 со сферической в целом  
головкой 128 датчиков, множество датчиков 132 температуры обычно не покрывают  
всю сферу. Кроме того, предусмотрено, что в целом сферическая головка 128 датчиков  
40 может иметь форму эллипсоида или иную форму.

Изобретение было описано в отношении предпочтительных вариантов  
осуществления. По прочтении и понимании вышеприведенного подробного описания  
могут прийти в голову различные модификации и видоизменения. Предполагается, что  
изобретение включает в себя все такие модификации и видоизменения в той степени, в  
45 какой они не выходят за пределы объема прилагаемой формулы и ее эквивалентов.

### Формула изобретения

1. Устройство для измерения внутренней температуры тела, содержащее по  
50 меньшей мере один электронный датчик температуры, функционально соединенный с  
поверхностью или расположенный вблизи поверхности, имеющей температуру  
поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела, причем по  
меньшей мере один электронный датчик температуры включает в себя два

проводящих тела, разделенных изолирующим материалом, и

контроллер показаний, выполненный с возможностью снятия входных показаний температуры от по меньшей мере одного электронного датчика температуры и получения из нее внутренней температуры тела, причем контроллер показаний  
5 включает в себя корректор температуры, который увеличивает входные показания температуры для учета разности температуры между входным показанием температуры и внутренней температурой тела, причем корректор температуры содержит:

10 измеритель емкости, выполненный с возможностью измерять взаимную емкость двух проводящих тел, разделенных изолирующим материалом, причем разность температур выводится из взаимного сопротивления и одного или нескольких показаний температуры, снятых по меньшей мере одним электронным датчиком температуры.

15 2. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.1, в котором контроллер показаний выполнен с возможностью определения падения температуры изоляционного материала.

3. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.1, в котором по  
20 меньшей мере один датчик температуры включает в себя множество электронных датчиков температуры; и в котором контроллер показаний дополнительно включает в себя селектор максимального показания температуры, причем контроллер показаний выполнен с возможностью снятия показаний температуры при помощи множества датчиков температуры и выдачи внутренней температуры тела на основе  
25 наибольшего пригодного показателя температуры из снятых показаний температуры, определенного селектором максимального показания температуры.

4. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.3, в котором  
30 множество электронных датчиков температуры функционально соединены с указанной поверхностью или находятся вблизи указанной поверхности, выбранной из группы, состоящей из: (i) кожи, покрывающей участок поверхностной височной артерии, расположенный перед ушной раковиной, (ii) кожи, покрывающей участок поверхностной височной артерии, проходящей позади ушной раковины, мозговой туннель между глазами; и (iv) подъязычный карман в полости рта.

35 5. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.1, дополнительно содержащее:

устанавливаемую на голове механическую рамку или подушечку, выполненную с  
40 возможностью функционального соединения электронных датчиков температуры с указанной поверхностью или расположения вблизи указанной поверхности, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела.

6. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.3, в котором селектор максимального показания температуры содержит:

45 интерполятор, который осуществляет пространственную интерполяцию показаний температуры множества электронных датчиков температуры для создания интерполяции, и

пиковый детектор, который определяет наибольшее пригодное показание температуры из снятых показаний температуры в качестве пика интерполяции.

50 7. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.6, в котором интерполяция представляет собой одну из (i) двумерной поверхности с интерполированной температурой и (ii) одномерной кривой зависимости интерполированной температуры от положения.

8. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.3, в котором селектор максимального показания температуры выбирает наибольшее пригодное показание температуры в качестве наибольшего показания температуры, снятого множеством электронных датчиков температуры.

5 9. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.1, дополнительно содержащее:

корпус орального термометра, содержащий контроллер показаний и имеющий шейку, заканчивающуюся в целом сферической головкой датчиков, поддерживающей множество датчиков.

10. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.1, в котором корректор температуры содержит:

15 датчик теплового потока, связанный по меньшей мере с одним электронным датчиком температуры, причем датчик теплового потока снимает измеряемый показатель, используемый для определения теплового потока, при этом разность температур определяется на основе теплового потока.

11. Устройство для измерения внутренней температуры тела, содержащее по меньшей мере один электронный датчик температуры, функционально соединенный с 20 поверхностью или расположенный вблизи поверхности, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела, причем по меньшей мере один электронный датчик температуры включает в себя два проводящих тела, разделенных изолирующим материалом,

25 контроллер показаний, выполненный с возможностью снятия входных показаний температуры от по меньшей мере одного электронного датчика температуры и получения из нее внутренней температуры тела, причем контроллер показаний включает в себя корректор температуры, который увеличивает входные показания температуры для учета разности температуры между входным показанием 30 температуры и внутренней температурой тела, и

датчик уровня кислорода в крови, выполненный с возможностью измерения кислородонасыщения крови, оптический источник датчика уровня кислорода в крови, дополнительно используемый для создания регулируемого нагрева, на основании которого корректор температуры выводит величину увеличения входного показания 35 температуры.

12. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.11, в котором: оптический источник датчика уровня кислорода крови работает при различных уровнях мощности, причем датчик уровня кислорода крови выполнен с 40 возможностью обеспечения регулируемого нагрева.

13. Устройство для измерения внутренней температуры тела, содержащее:

45 разнесенные проводящие тела, причем одно проводящее тело находится в тепловом контакте на или вблизи поверхности, имеющей температуру поверхности, приблизительно равную внутренней температуре тела, и диэлектрический материал между проводящими телами;

датчик температуры, измеряющий температуру одного проводящего тела;

контроллер, выполненный с возможностью:

снятия температуры, измеренной датчиком температуры;

50 измерения взаимной емкости разнесенных проводящих тел;

оценки потока тепла между проводящими телами на основе взаимной емкости,

коррекции снятого показания температуры в соответствии с оцененным потоком тепла для создания внутренней температуры тела.

14. Устройство для измерения внутренней температуры тела по п.13, дополнительно содержащее:

приводные механизмы, изменяющие расстояние между разнесенными проводящими телами.

5

10

15

20

25

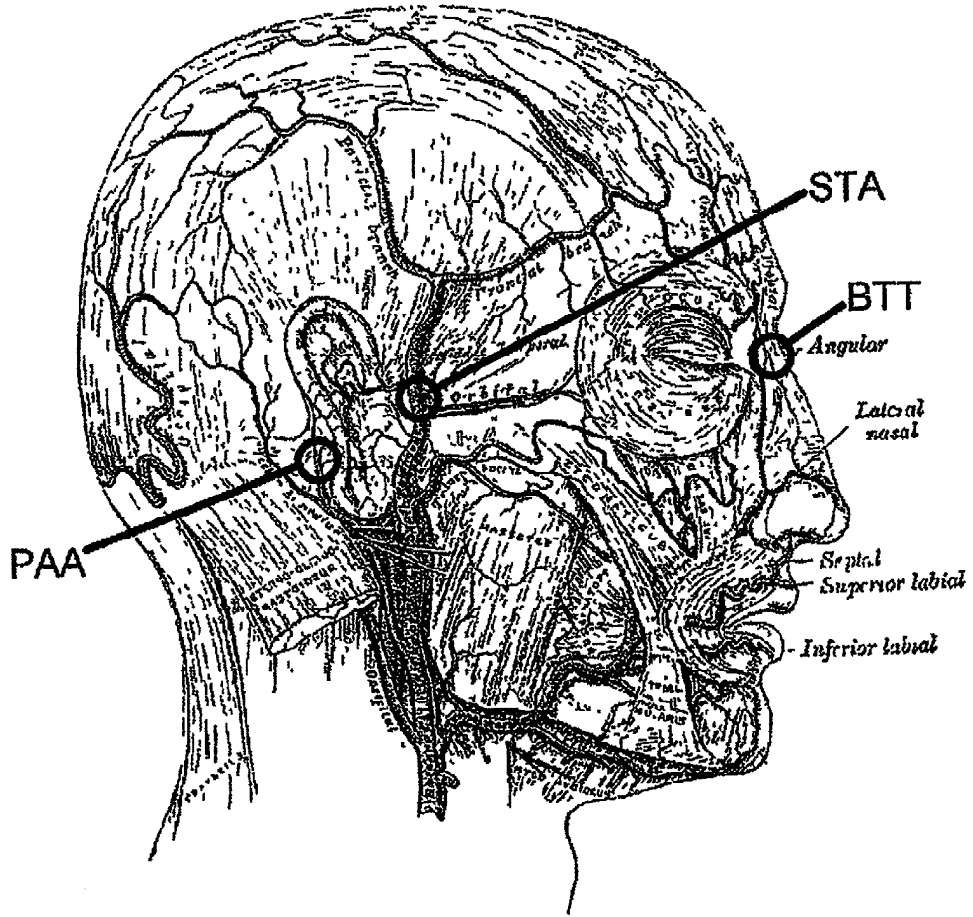
30

35

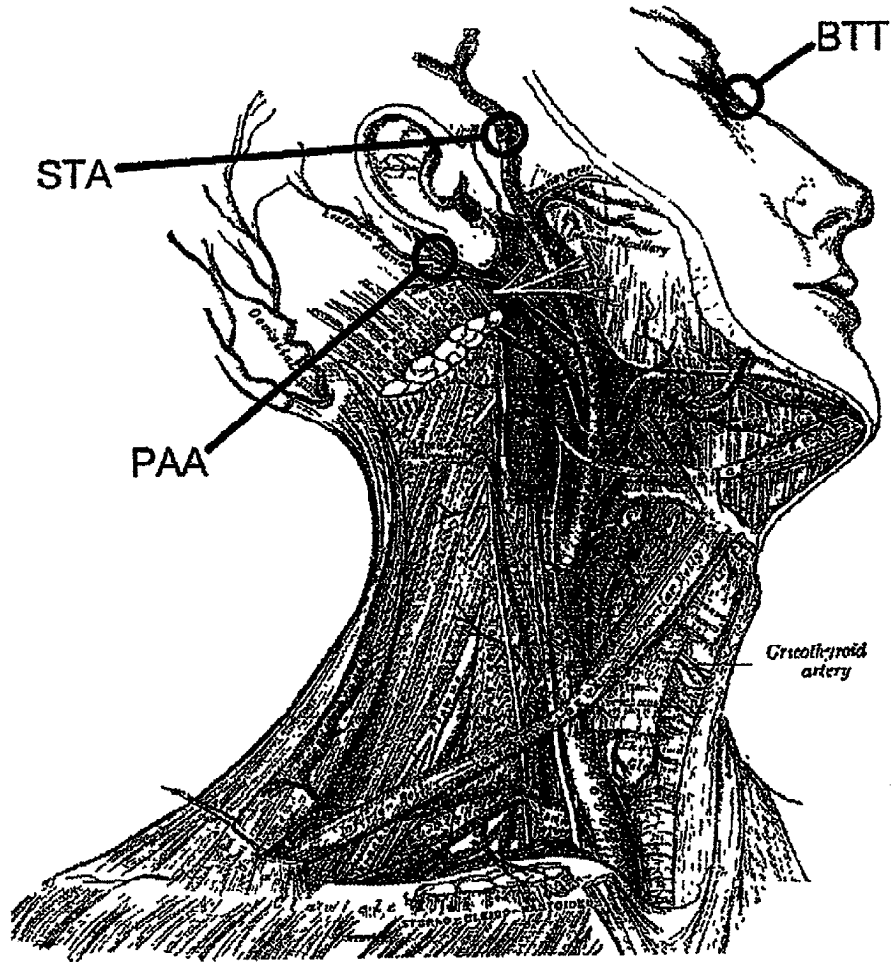
40

45

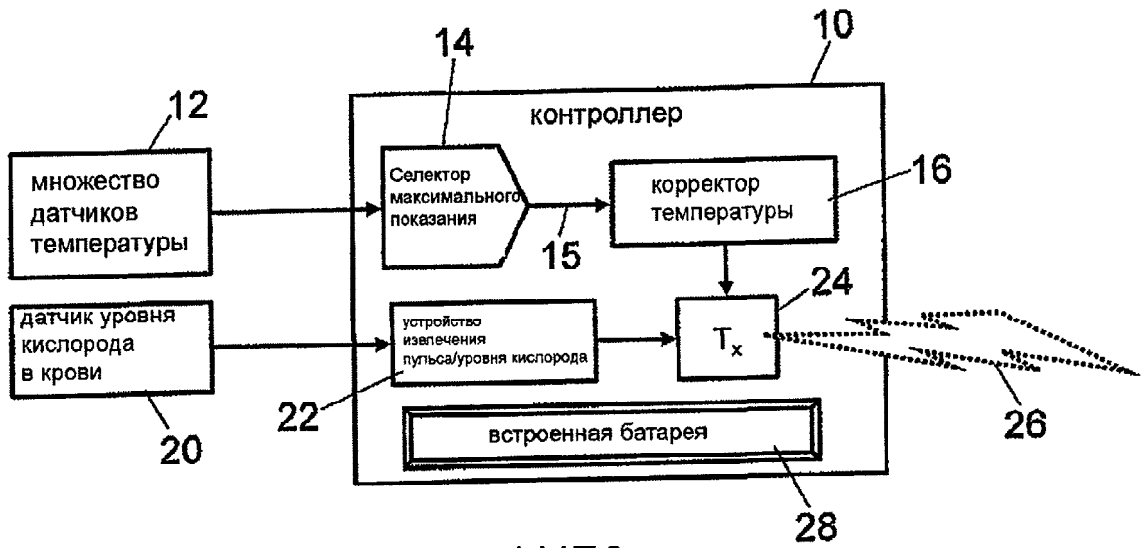
50



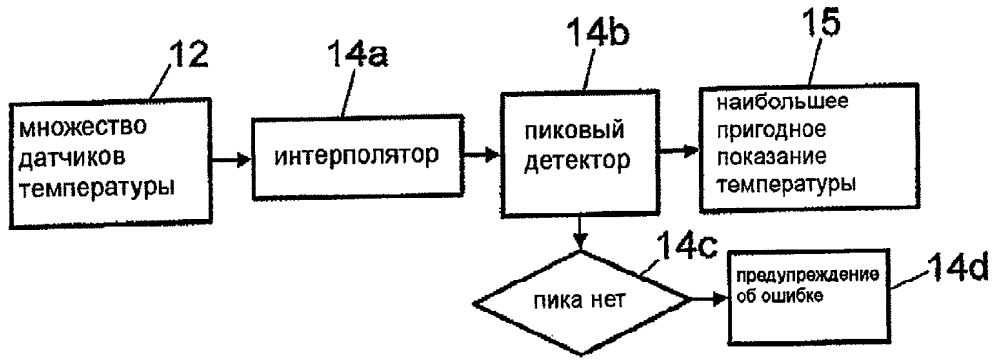
ФИГ.1



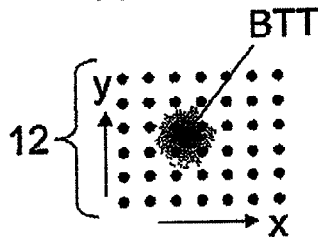
ФИГ.2



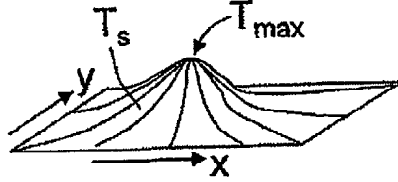
ФИГ.3



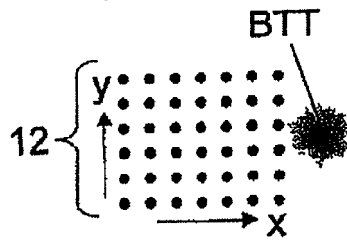
ФИГ.4



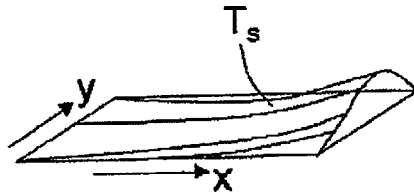
ФИГ.5



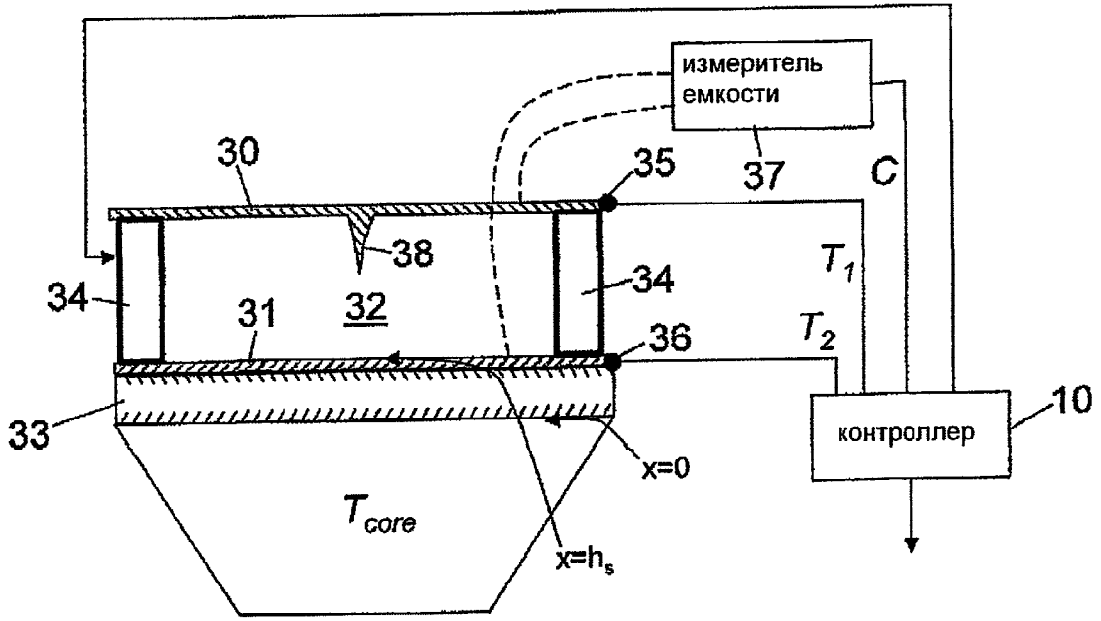
ФИГ.6



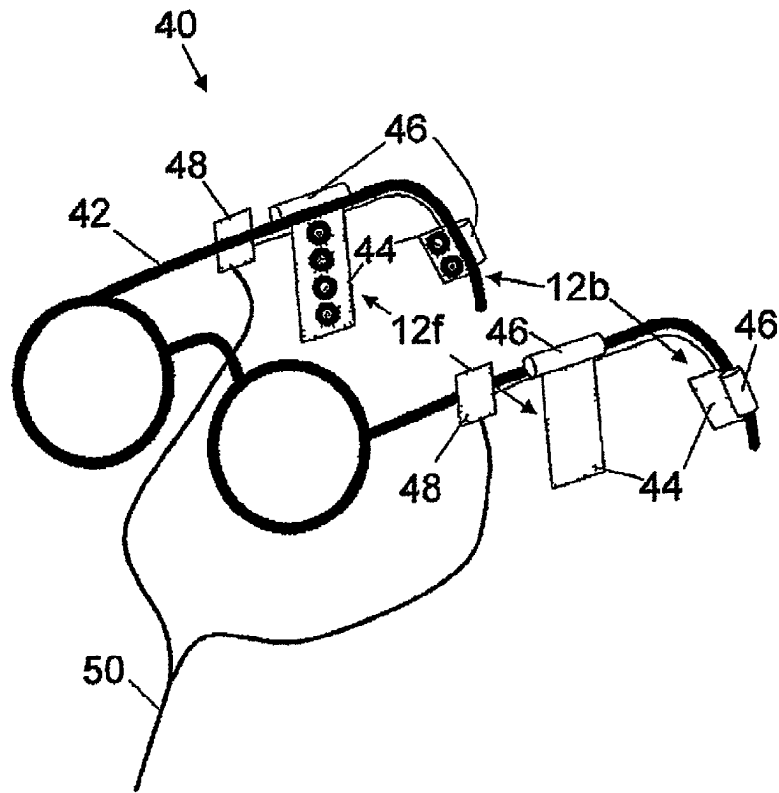
ФИГ.7



ФИГ.8

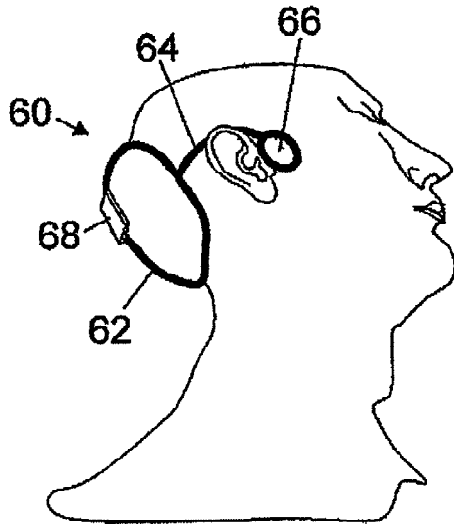


ФИГ.9

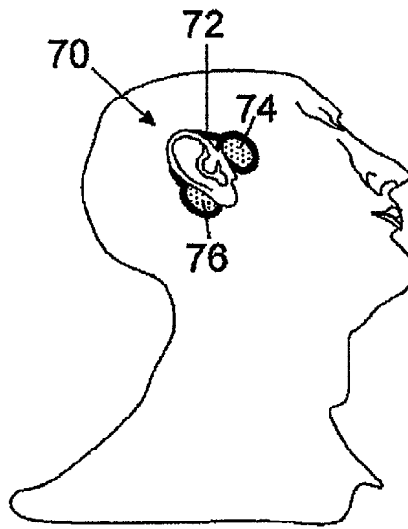


ФИГ.10

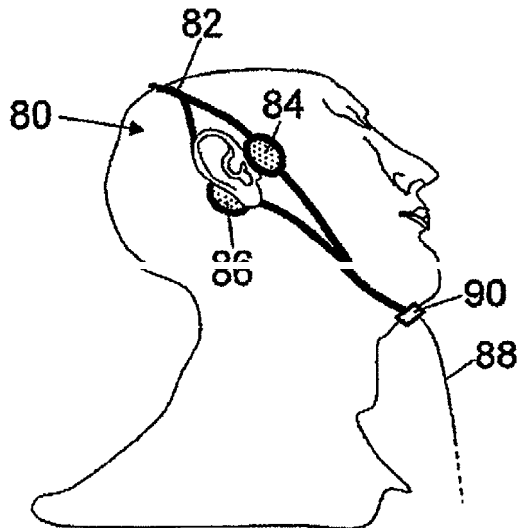




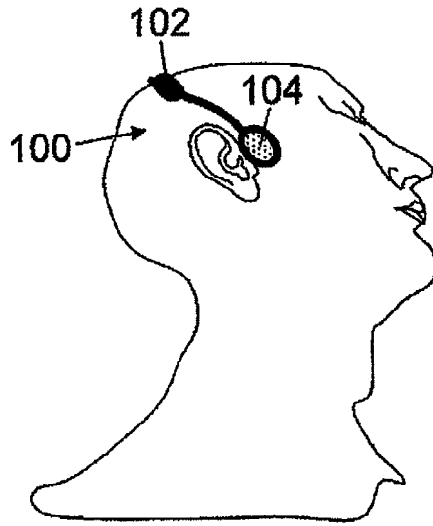
ФИГ.11



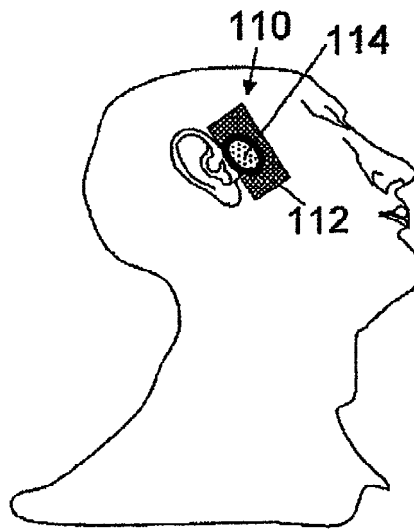
ФИГ.12



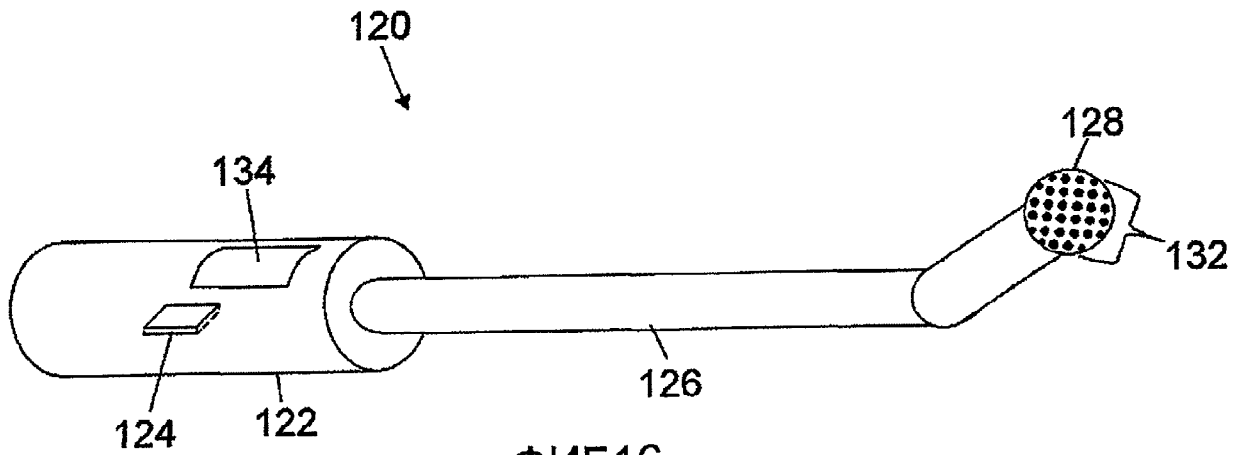
ФИГ.13



ФИГ.14



ФИГ.15



ФИГ.16