



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2010152667/14, 18.05.2009

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
18.05.2009

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
23.05.2008 EP 08156802.4

(43) Дата публикации заявки: 27.06.2012 Бюл. № 18

(45) Опубликовано: 20.02.2014 Бюл. № 5

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 2004030258 A1, 12.02.2004. US 2007167859 A1, 19.07.2007. US 2004133092 A1, 08.07.2004. GB 2276326 A, 28.09.1994. US 7187961 B2, 06.03.2007. RU 2138192 C1, 27.09.1999.

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 23.12.2010

(86) Заявка РСТ:
IB 2009/052044 (18.05.2009)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2009/141780 (26.11.2009)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул.Б.Спасская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городской и
Партнеры", пат.поп. А.В.Мишу, рег.№ 364

(72) Автор(ы):

ПАДИЙ Александр (NL)

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)**

R U 2 5 0 6 8 9 0 C 2

(54) ПОДЛОЖКА ДЛЯ ОПОРЫ СЕНСОРОВ, ИСПОЛНИТЕЛЬНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ИЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине. Узел сенсора выполнен с возможностью прикрепления к поверхности тела человека или животного и с возможностью измерения внутренней температуры тела. Узел сенсора содержит многослойную структуру гибкой подложки и сенсоры, исполнительные элементы, электронные компоненты или их комбинацию, прикрепленные к структуре подложки или встроенные в эту структуру.

Поверхность каждого слоя структуры подложки представляет собой рельефную структуру с заданной геометрией, сформированной посредством прорезей. Эта геометрия выбрана так, чтобы растяжимость структуры подложки становилась адаптированной к геометрии лежащей под ней поверхности тела. Слои структуры разделены термоизолирующим, растяжимым и гибким слоем. При производстве узла сенсора обеспечивают многослойную структуру

R U 2 5 0 6 8 9 0 C 2

R U 2 5 0 6 9 0 C 2

подложки, формируют прорези с заданной геометрией в поверхности каждого слоя и размещают или закрепляют в каждом слое сенсоры, исполнительные элементы, электронные компоненты или их комбинации.

Применение изобретения позволит обеспечить гибкий и растяжимый узел медицинских сенсоров за счет обеспечения гибкой и растяжимой подложки для сенсоров. 2 н. и 5 з.п. ф-лы, 8 ил.

R U 2 5 0 6 8 9 0 C 2

R U 2 5 0 6 8 9 0 C 2

RUSSIAN FEDERATION



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(19) RU (11) 2 506 890⁽¹³⁾ C2

(51) Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: 2010152667/14, 18.05.2009

(24) Effective date for property rights:
18.05.2009

Priority:

(30) Convention priority:
23.05.2008 EP 08156802.4

(43) Application published: 27.06.2012 Bull. 18

(45) Date of publication: 20.02.2014 Bull. 5

(85) Commencement of national phase: 23.12.2010

(86) PCT application:
IB 2009/052044 (18.05.2009)

(87) PCT publication:
WO 2009/141780 (26.11.2009)

Mail address:

129090, Moskva, ul.B.Spasskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. A.V.Mitsu, reg.№ 364

(72) Inventor(s):

PADIJ Aleksandr (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS N.V.
(NL)

R U 2 5 0 6 8 9 0 C 2

(54) SUBSTRATE FOR SUPPORT OF SENSORS, EXECUTIVE ELEMENTS OR ELECTRIC COMPONENTS

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medicine. Sensor unit is made with possibility of attaching to human or animal body surface and with possibility of measuring internal body temperature. Sensor unit contains multi-layered structure of flexible substrate and sensors, executive elements, electronic components or their combination, attached to substrate structure or in-built into said structure. Surface of each layer of substrate structure represents relief structure with specified geometry, formed by means of slots. Said geometry is selected in such a way that expandability of substrate

structure becomes adapted to geometry of underlying body surface. Layers of structure are separated with thermo-isolating expandable and flexible layer. In the process of sensor unit production multi-layered structure of substrate is provided, slots with specified geometry are formed in surface of each layer and sensors, executive elements, electronic components or their combinations are placed or fixed in each layer.

EFFECT: application of the invention will make it possible to provide flexible and expandable unit of medical sensors due to provision of flexible and expandable substrate for sensors.

7 cl, 8 dwg

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение предлагает структуру подложки для опоры сенсоров, исполнительных элементов или электрических компонентов, выполненную с возможностью прикрепления к поверхности тела человека, животного.

⁵ Уровень техники изобретения

Многие различные медицинские процедуры требуют, чтобы пациенты ежедневно носили на себе медицинские сенсоры. Примером таких медицинских сенсоров являются сенсоры температуры тела, которые могут быть основаны либо на инвазивных сенсорах температуры тела (внутриартериальные катетеры, пищеводные/ректальные зонды и т.д.), либо на неинвазивных сенсорах, которые прикрепляют к поверхности тела субъекта, подлежащего мониторированию.

Опыт показывает, что одним из наиболее важных факторов для пациентов, носящих на себе такие неинвазивные медицинские сенсоры, является то

¹⁵ обстоятельство, чтобы они были достаточно гибкими и растяжимыми, что требуется как для качественного и надежного прикрепления к телу, так и для обеспечения высокой точности измерений, а также надежного исключения артефактов при измерениях. Это определенно относится к температурным сенсорам, поскольку для их правильной работы требуется хороший термический контакт между кожей и сенсором. В типичном случае при контакт между кожей и сенсором. В типичном случае при использовании температурного сенсора, обычно размещаемого на лбу, должен быть достигнут радиус кривизны сенсора порядка нескольких сантиметров (точная кривизна зависит от специфической телесной геометрии пациента в месте расположения сенсора). Если сенсор необходимо разместить в других местах тела, то может понадобиться даже меньшая кривизна, например, в субсантиметровом диапазоне. В большинстве случаев медицинские сенсоры необходимо размещать либо на объекте эллипсоидного типа, либо в углублении эллипсоидного типа.

²⁰ Следовательно, для сенсоров недостаточно обладать способностью изгиба в одном направлении, они также должны обладать способностью растягиваться.

Для достижения высокой продуктивности, высокой надежности продукции и низкой производственной себестоимостью необходимо применять производственные процессы индустриального стандарта. Это особенно важно в рассматриваемом случае расходуемых медицинских сенсоров, когда высоким приоритетом наделяются как низкая стоимость, так и высокая надежность. К сожалению, ни стандартные материалы для печатных плат (PCB), ни стандартные гибкие пленочные материалы, (например полиимидная пленка) не отвечают требованию растяжимости: подложки PCB являются жесткими (т.е., не обладают ни растяжимостью, ни гибкостью), а гибкие пленочные подложки являются гибкими, но не растяжимыми. Это делает их непригодными для рассматриваемого класса носимых на теле анатомически согласованных сенсоров.

²⁵ В принципе, также можно рассматривать применение альтернативных подложек (например, текстильных или резиновых прокладок), но соответствующие производственные процессы пока не могут конкурировать с процессами производства PCB и гибких пленок по продуктивности, надежности и себестоимости продукции. Следовательно, намного более предпочтительным остается применение PCB или гибких пленок (например, полиимидных), производимых в соответствии с индустриальными стандартами.

Патентный документ US 2007/0167859 A1 раскрывает гибкую электродную матрицу с подложкой, которая включает множество вырезов или перфораций, сквозных или в

подложке, расположенных по внешнему периметру каждого печатного электрода. Гибкую электродную матрицу размещают на спине пациента, таким образом каждый электрод прилипает к коже спины пациента. По мере движений пациента в разные положения печатные электроды продолжают работать, двигаясь относительно друг друга в ответ на растяжение или сокращение спинных мышц пациента.

Дополнительные параллельные перфорации или прорези в подложке группируются во множество наборов, которые распространяются по всей длине подложки. Эти параллельные перфорации позволяют подложке растягиваться в одном или более направлений при движениях спины пациента. Наряду с перфорациями вокруг отдельных электродов, эти параллельные перфорации дополнительно позволяют гибкой электродной матрице растягиваться или гибко отвечать на движения спинных мышц, не давая отдельным электродам отрываться из их первоначального расположения на спине пациента.

Патентный документ US 2004/0133092 A1 раскрывает емкостный сенсор с гибкой подложкой с прорезями, которые прорезаны через подложку между пальцами встречно-гребенчатого конденсатора. Емкостный сенсор может быть обернут вокруг кровеносного сосуда и соответствующим образом закреплен. Прорези позволяют отдельным пальцам конденсатора двигаться по мере растяжения и сокращения кровеносного сосуда. Когда пальцы отделяются друг от друга или приближаются друг к другу, общая емкость системы изменяется.

Патентный документ GB 2276326 A раскрывает гибкую электроизолирующую подложку, имеющую уложенный на ней электропроводящий слой, формирующий и электродный сенсор и провода для сенсора, которая подлежит использованию на пациенте. Часть подложки, несущая сенсор, формируется рельефно для улучшения электрического контакта с кожей. Часть подложки, которая окружает провода, может быть вырезана или удалена иным образом, чтобы освободить пальцы подложки, на которых расположены провода. Обеспечение пальцев позволяет элементам сенсора двигаться относительно концов соединительного элемента и тем самым приспособливаться к движениям субъекта, например, при дыхании.

Патентный документ US 2004/0030258 A1 раскрывает гибкий податливый узел сенсора, включающий электродную матрицу для записи электроэнцефалографических (EEG) сигналов от

недоношенного или новорожденного младенца в отделении интенсивной терапии. Ряд кожных электродов фиксирован ниже поддерживающей поверхности, состоящей из гибкого и, предпочтительно, также мягкого непроводящего материала, так, что относительное положение каждого электрода относительно других предопределено по отношению к наиболее вероятному месту основного повреждения. Подложка изготовлена из мягкого материала, который эластичен и может изгибаться между электродами, по меньшей мере, в одной плоскости. Сужения в подложке также предназначены для того, чтобы обеспечить возможность большего скручивания основания, имитируя искривление более чем в одной плоскости лучше, чем это было бы возможно в других случаях.

Краткое описание изобретения

Предметом настоящего изобретения является преодоление вышеупомянутых недостатков посредством обеспечения гибкой и растяжимой подложки, которая способна быть опорой для различных электронных устройств, формируя таким образом гибкий и растяжимый узел медицинских устройств/сенсоров, но в то же время основываясь на испытанных субстратных материалах и производственных процессах,

соответствующих индустриальным стандартам.

В соответствии с одним из аспектов настоящего изобретение относится к узлу сенсора, выполненному с возможностью прикрепления к поверхности тела человека, животного, и выполненному с возможностью измерения внутренней температуры тела. Узел сенсора включает в себя:

многослойную структуру гибкой подложки, в которой поверхность каждого слоя многослойной структуры гибкой подложки представляет собой рельефную структуру с заданной геометрией, сформированной посредством одной или более прорезей, и эта геометрия выбрана так, чтобы растяжимость структуры подложки становилась адаптированной к геометрии лежащей под ней поверхности тела, причем слои многослойной структуры разделены термоизолирующим, растяжимым и гибким слоем, и сенсоры, исполнительные элементы, электронные компоненты или их комбинацию, прикрепленные к структуре подложки или встроенные в эту структуру.

Таким образом, геометрию, сформированную одной или более прорезями, можно адаптировать к условиям применения структуры подложки. Так, например, если требуется вариант осуществления подложки с растяжимостью только в одном направлении, можно изготовить геометрию с множеством параллельных прорезей, если требуется двухмерная геометрия в плоскости слоистой структуры, такую геометрию можно сформировать посредством параллельных S-образных прорезей, а если требуется вариант осуществления подложки с трехмерной растяжимостью можно применить единственную прорезь, которая образует спираль. В соответствии с этим предлагается усовершенствованный "растяжимый электронный" контур/сенсор.

В одном из вариантов осуществления изобретения структура подложки изготовлена из материала печатной платы (PCB) по индустриальному стандарту.

Преимущество использования материалов по индустриальному стандарту для монтажа электронных компонентов заключается в том, что можно достичь высокой производительности и высокой надежности продукта, одновременно сохраняя низкую производственную себестоимость. Примерами такого материала для PCB являются полиимидная пленка, FR-2 (фенольная хлопковая бумага), FR-3 (хлопковая бумага и эпоксидная смола), FR-4 (стекловолокно и эпоксидная смола), FR-5 (стекловолокно и эпоксидная смола), FR-6 (матовое стекло и полиэфир), G-10 (стекловолокно и эпоксидная смола), CEM-1 (хлопковая бумага и эпоксидная смола), CEM-2 (хлопковая бумага и эпоксидная смола), CEM-3 (стекловолокно и эпоксидная смола), CEM-4 (стекловолокно и эпоксидная смола), CEM-5 (стекловолокно и полиэфир), тefлон, керамический материал.

В одном из вариантов осуществления изобретения одна или более прорезей и, следовательно, рельефная структура заданной геометрии сформированы посредством вырезания прорезей в поверхности структуры подложки.

Таким образом, желательный уровень растяжимости и гибкости достигается посредством формирования прорезей в подложке, например, прорезь спирального вида можно использовать для придания подложке растяжимости в боковом направлении из плоскости, например, для подгонки к эллиптическому или коническому объекту. К тому же, так называемые "гнездовые" прорези можно использовать для того, чтобы разделить структуру подложки на несколько подплоскостей, что позволяет, например, протягивать одну из спиралей наверх, а другую спираль вниз. После этого объект можно разместить между спиральными. Например, палец или руку можно расположить между спиральными, если принцип измерений требует, чтобы электронные компоненты были выгодно расположены по

обеим сторонам объекта, с которого считаются показания (например, пальца или руки). В альтернативе "гнездовые" прорези по типу "сдвоенной спирали" можно использовать для создания многоплоскостных подложек типа "сэндвича", в которых разные плоскости отделены друг от друга определенным материалом. В случае применения сенсора внутренней температуры тела, между "плоскостями сэндвича" можно включить строго очерченный термоизолирующий слой, что позволяет измерять тепловыделение в боковом направлении из плоскости. Если выбирается изолирующий слой, обладающий как гибкостью, так и растяжимостью, то сохраняется гибкость всей системы в целом. Следует отметить, что такой же "сэндвич" можно создать, используя несколько раздельных подложек.

В одном из вариантов осуществления изобретения структура подложки представляет собой структуру типа сэндвича, образованную двумя или более рельефными структурами PCB.

В соответствии с этим получают многослойные структуры, которые часто требуются для медицинских сенсоров, таких как температурный сенсор, например, температурный сенсор так называемого типа нулевого потока, который состоит из двух или более термочувствительных элементов, разделенных одним (или более) термоизолирующих слоев. К тому же, каждую из рельефных структур PCB можно подогнать к другому устройству. В зависимости от целевого назначения многослойные структуры можно разделять изолирующим материалом, например, в том случае, если структура подложки адаптирована к применению в качестве температурного сенсора, или не изолирующим (например, полупроводящим) материалом.

В одном из вариантов осуществления изобретения рельефная структура с заданной геометрией сформирована посредством:

- одной или более по существу параллельных прямолинейных прорезей, или
- одной или более по существу параллельных S-образных прорезей, или
- спиралевидной прорези, или
- прорези в виде двойной спирали, или
- прорези в виде многовитковой спирали, или
- прорези, формирующими структуру кулачкового типа, или
- комбинации двух или более спиралевидных прорезей,
- комбинации, по меньшей мере, из одной S-образной прорези и, по меньшей мере, из одной прорези, формирующей структуру кулачкового типа,
- комбинации из двух или более из перечисленного выше.

В соответствии с этим, варьируя геометрию прорези (прорезей), можно полностью контролировать ориентацию растяжимости. Как упоминалось выше в качестве примера, параллельные прорези увеличивают растяжимость в одном направлении, S-образные прорези обеспечивают растяжимость в двух направлениях так же, как спиралевидная прорезь, и т.д.

В одном из вариантов осуществления изобретения электронное устройство представляет собой электрические компоненты или схему или то и другое вместе.

В соответствии еще с одним аспектом настоящее изобретение относится к способу производства узла подложки. Способ включает в себя этапы, на которых:

- обеспечивают упомянутую многослойную структуру подложки, в которой слои многослойной структуры разделены термически посредством растяжимого и гибкого изолирующего слоя,

- формируют одну или более упомянутых прорезей с заданной геометрией в

поверхности каждого слоя многослойной структуры подложки, и

- размещают или закрепляют упомянутые сенсоры, исполнительные элементы, электронные компоненты или их комбинации в каждом слое многослойной структуры (100) подложки.

5 Следует отметить, что вырезы/прорези можно делать как до, так и после размещения упомянутого электронного устройства или компонентов, или электромеханических, или электрохимических сенсоров. Проделывание прорезей, как таковых, является стандартной и хорошо известной процедурой, так же, как и "выделение" индивидуальных устройств из общего пласта подложки (типовой размер устройства составляет несколько сантиметров, в то время как размер подложек обычно составляет приблизительно 30 см на 60 см - в зависимости от производственного оборудования и предпочтений производителя).

10 Настоящее изобретение относится к узлу сенсора, включающему в себя упомянутую структуру подложки и электронное устройство или компоненты, или электромеханические, или электрохимические сенсоры, или их комбинацию, прикрепленные к структуре подложки или встроенные в нее.

15 Каждый из аспектов настоящего изобретения можно комбинировать с любыми другими аспектами. Эти и другие аспекты изобретения будут очевидными, исходя из подробных разъяснений, приведенных далее в описанных в этом документе вариантах осуществления изобретения.

Краткое описание чертежей

20 Возможности осуществления изобретения будут описаны только посредством примера со ссылками на чертежи, на которых

25 на фигурах 1-7 показаны семь разных вариантов структуры подложки, выполненной с возможностью служить опорой для электронного устройства и выполненной с возможностью прикрепления к поверхности тела человека, животного или особи биологического вида, и

30 на фигуре 8 показан один пример узла температурного сенсора, выгодно отличающегося от аналогов за счет использования такой структуры подложки.

Описание вариантов осуществления изобретения

35 Для достижения высокой производительности, высокой надежности и низкой производственной себестоимости продукции важно применять производственные процессы в соответствии с индустриальным стандартом. Это особенно важно в рассматриваемом случае расходуемых медицинских сенсоров, когда высоким приоритетом наделяются как низкая стоимость, так и высокая надежность.

40 Если устройство состоит из множества взаимосвязанных электрических компонентов, то в качестве подложки для удержания компонентов и обеспечения между ними требуемой электрической взаимосвязи в производстве широко используются жесткие печатные платы (PCB) или гибкие пленки. Такие проводящие слои обычно изготавливают из тонкой медной фольги. Фабрики по производству PCB часто используют так называемые препреги (сокращение от слова "предварительно импрегнированные"), то есть разделительные диэлектрические слои, которые представляют собой комбинацию стекловолоконной матрицы, нетканого материала и смолы. Медную фольгу и препрег обычно ламинируют вместе, применяя для этого эпоксидную смолу. Хорошо известными материалами препрегов, применяемыми в производстве PCB, являются полиимидная пленка, FR-2 (фенольная хлопковая бумага), FR-3 (хлопковая бумага и эпоксидная смола), FR-4 (стекловолокно и эпоксидная смола), FR-5 (стекловолокно и эпоксидная смола), FR-6 (матовое стекло и

полиэфир), G-10 (стекловолокно и эпоксидная смола), СЕМ-1 (хлопковая бумага и эпоксидная смола), СЕМ-2 (хлопковая бумага и эпоксидная смола), СЕМ-3 (стекловолокно и эпоксидная смола), СЕМ-4 (стекловолокно и эпоксидная смола), СЕМ-5 (стекловолокно и полиэфир). Другими широко используемыми материалами являются полиимид, тефлон и некоторые керамические материалы. В принципе, также можно рассматривать применение альтернативных подложек, таких как текстильные или резиновые прокладки, но соответствующие производственные процессы пока не могут конкурировать с процессами производства PCB и гибких пленок по 5 продуктивности, надежности и себестоимости продукции. Поэтому предпочтительно использовать PCB или подложки из гибких пленок.

Как обсуждалось выше, гибкость и растяжимость очень важны для физиологических сенсоров, которые для правильной работы нуждаются в хорошей 10 анатомической подгонке к поверхности тела. Это определенно относится к температурным сенсорам. Например, при использовании любого температурного сенсора необходимо достичь кривизны сенсора, радиус которой составляет несколько 15 сантиметров (точная кривизна индивидуально специфична). Если сенсор надо разместить на теле в таких местах, как, например, заушный карман, подмышечная 20 впадина, носовая полость, ушная раковина/наружный слуховой проход, межпалцевые промежутки на руках и ногах или в любом другом желательном месте, то может потребоваться даже меньшая кривизна в субсантиметровом диапазоне.

Следует отметить, что в обоих случаях, описанных выше, сенсоры следует 25 размещать либо на эллипсовидном объекте, либо в эллипсовидном углублении. Следовательно, для сенсоров недостаточно обладать способностью изгиба в одном направлении, они также должны обладать способностью растягиваться.

К сожалению, ни стандартные материалы для PCB, ни стандартные гибкие 30 пленочные материалы, (например полиимидная пленка) не отвечают требованию растяжимости: подложки являются PCB жесткими (т.е., не обладают ни 35 растяжимостью, ни гибкостью), а гибкие пленочные подложки являются гибкими, но не растяжимыми. Это делает их непригодными для рассматриваемого класса носимых на теле анатомически согласованных сенсоров.

На фигурах 1-7 показаны семь разных вариантов структур подложек для опоры 35 электронного устройства, выполненных с возможностью прикрепления к поверхности тела человека, животного или особи биологического вида. Поверхность гибких структур подложки включает рельефную структуру с заданной геометрией, которую можно сформировать посредством одной или более прорезей или посредством 40 вырезания заданной геометрии с формированием так называемой заданной "гнездовой" геометрии (например, спирали), при этом геометрию выбирают так, чтобы адаптировать растяжимость структуры подложки к расположенной под ней поверхности тела.

Прорези могут быть проделаны хорошо известными способами, такими как 45 простое вырезание в подложке или стандартные способы травления, или любые другие средства, которые доступны квалифицированному специалисту. Далее, растяжимость можно дополнительно контролировать, варьируя глубину прорезей, но обычно глубина лишь частично распространяется внутрь подложки, хотя ее и можно 50 увеличивать в зависимости от целевого назначения подложки.

На фигуре 1 показана структура 100 подложки, причем рельефная структура состоит, по существу, из прямых линий, обеспечивающих повышенную гибкость в направлении x (см. систему координат). Как изображено, прорези сформированы

травлением/вырезанием прорезей в структуре подложки, которая может представлять собой жесткую печатную плату (PCB), гибкую пленку или деформируемый материал. Затем электронное устройство или устройства, например, термочувствительный элемент, могут быть прикреплены, припаяны, смонтированы на 5 рельефной структуре, например, в прорезях 101 или на структуре 100 подложки. В частном варианте осуществления изобретения термочувствительные элементы (например, термисторы) могут быть смонтированы между прорезями. Такой сенсор может быть полезен для измерения множества температур, например, на пальце или 10 на руке в области сустава.

На фигуре 2 показана структура 100 подложки, причем рельефная структура состоит, по существу, из параллельных S-образных прорезей. Таким образом, в дополнение к улучшенной гибкости в направлении x одновременно достигается 15 гибкость в направлении y, что приводит к улучшению "растяжимости". И вновь, электронное устройство или устройства могут быть прикреплены к рельефной структуре, например, в S-образных прорезях 201, или в структуре 100.

На фигуре 3 показана структура 100 подложки, причем рельефная структура состоит из одной прорези 301, имеющей спиральную форму. Такой спиральный разрез 20 придает высокую растяжимость в обоих направлениях (x и y), особенно на внутреннем конце спирали. В дополнение к этому такая спиралевидная структура обеспечивает значительную растяжимость в направлении z (в внеплоскостном направлении), например, для того, чтобы лучше приспособиться к эллиптическому или коническому 25 объекту.

На фигуре 4 показаны двойные спиральные или "гнездовые" прорези 4 01, которые размещены на структуре 100 подложки, формируя тем самым ее верхний слой 401. Применение такой двойной спиральной прорези позволяет, в качестве примера, легко 30 внедрить двухслойные сенсорные структуры, которые являются исключительно гибкими и самовыравнивающимися. Такая структура может быть очень полезной в создании многослойных структур, например, сенсоров типа так называемого нулевого теплового потока (или родственных им) (см. фигуру 8), которые состоят из двух или 35 более термочувствительных элементов (термисторов, термопар и т.д.), разделенных слоем термоизоляции, когда внутреннюю температуру тела оценивают, комбинируя множество считываний температуры. Для этой оценки в особенности используется разница между температурами на противоположных сторонах слоя изоляции (которая 40 пропорциональна тепловому потоку из тела, температуру которого измеряют, и из окружающей среды). В некоторых вариантах осуществления изобретения для повышения точности оценки можно по желанию модулировать тепловой поток из 45 тела в окружающую среду, применяя нагревательные элементы, испарители, слои с разной эффективностью теплопроводности и т.п. Таким образом, применение "гнездовых" прорезей позволяет снизить производственную себестоимость многослойных структур по сравнению с одинарным пластом подложки и дополнительно упрощает проблему выравнивания разных слоев.

На фигурах 5-7 показаны три варианта осуществления прорезей, формирующих кулачковидные структуры. На фигуре 5 структуры 5 01 и 502 имеют разную глубину внедрения в структуру 100 подложки, позволяя тем самым создать двухслойные 50 сенсорные структуры, которые являются гибкими и растяжимыми в направлениях x и y, т.е. электронное устройство (устройства) можно поместить в каждую соответствующую структуру 501, 502.

На фигуре 6 показана "гнездовая" кулачковидная структура, которая

сформирована в верхней части структуры 100 подложки. На Фигуре 7 показана комбинация кулачковидных и S-образных прорезей 701, 702, позволяющих достичь дополнительной гибкости и растяжимости. Под термином "гнездовой" просто подразумевается возможность создавать множество "подплоскостей".

На фигуре 8 показан один пример гибкого и растяжимого сенсорного узла, который формирует температурный сенсор. Подложка 100 представляет собой "гнездовую" спираль с прикрепленными к ней множеством температурных сенсоров (термисторов) 802. Другая часть спирали также содержит термисторы 804, которые расположены между изолирующим слоем 801a и 801b (темный разделитель между верхом 801b и низом 801a). Обе части спирали связаны с несколькими деталями управляющей электроники.

Следует отметить, что любой медицинский сенсор, содержащий электронные компоненты, получил бы существенную пользу от использования прорезей, предположительно, улучшающих анатомическую подгонку. Некоторые специфические детали раскрытых в этом документе вариантов осуществления изобретения приведены скорее в целях разъяснения, нежели ограничения, чтобы обеспечить четкое и всестороннее понимание настоящего изобретения. Однако компетентному в данной области специалисту следует понимать, что настоящее изобретение можно было бы воплотить на практике в других вариантах осуществления, которые не полностью соответствуют приведенным в этом документе подробностям, но, по существу, не отклоняются от сущности и объема изобретения, представленного в данном описании. Далее в этом контексте, а также в целях краткости и ясности, было опущено подробное описание хорошо известных аппаратов, схем и методологий во избежание ненужных подробностей и возможной путаницы.

В пункты формулы изобретения включены знаки ссылок, однако включение знаков ссылок произведено только по соображениям ясности и не должно восприниматься как ограничение объема формулы изобретения.

Формула изобретения

1. Узел сенсора, выполненный с возможностью прикрепления к поверхности тела человека или животного и выполненный с возможностью измерения внутренней температуры тела, при этом узел сенсора включает в себя:

многослойную структуру (100) гибкой подложки, в которой поверхность каждого слоя многослойной структуры гибкой подложки представляет собой рельефную структуру с заданной геометрией, сформированной посредством одной или более прорезей (101-701, 502-702), и эта геометрия выбрана так, чтобы растяжимость структуры (100) подложки становилась адаптированной к геометрии лежащей под ней поверхности тела, причем слои многослойной структуры разделены термоизолирующими, растяжимым и гибким слоем, и

45 сенсоры, исполнительные элементы, электронные компоненты или их комбинацию (802, 804), прикрепленные к структуре (100) подложки или встроенные в эту структуру.

2. Узел сенсора по п.1, в котором структура (100) подложки изготовлена из материала печатной платы по индустриальному стандарту.

50 3. Узел сенсора по п.1, в котором многослойная структура (100) подложки сформирована двумя или более рельефными структурами печатной платы.

4. Узел сенсора по п.1, в котором прорези лишь частично распространяются в

каждый слой многослойной структуры подложки и в котором глубина прорезей для каждого слоя многослойной структуры варьируется для дополнительного контроля над растяжимостью структуры (100) подложки.

5. Узел сенсора по п.1, в котором рельефная структура с заданной геометрией сформирована посредством:

- одной или более, по существу, параллельных прямолинейных прорезей (101), или
- одной или более, по существу, параллельных S-образных прорезей (201), или
- спиралевидной прорези (301), или
- 10 - прорези в виде двойной спирали (401), или
- прорези в виде многовитковой спирали, или
- прорези, формирующую структуру кулачкового типа (501-502, 601-602), или
- комбинации двух или более спиралевидных прорезей,
- комбинации, по меньшей мере, из одной 3-образной прорези и, по меньшей мере, 15 одной прорези, формирующую структуру (701-702) кулачкового типа,
- комбинации из двух или более из перечисленного выше.

6. Узел сенсора по п.1, в котором структура (100) подложки представляет собой двухслойную структуру, причем каждый слой включает рельефную структуру с 20 заданной геометрией, которая формируется посредством спиралевидной прорези и множества температурных сенсоров (802, 804).

7. Способ производства узла сенсора по п.1, включающий в себя этапы, на которых:

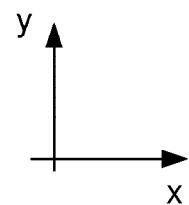
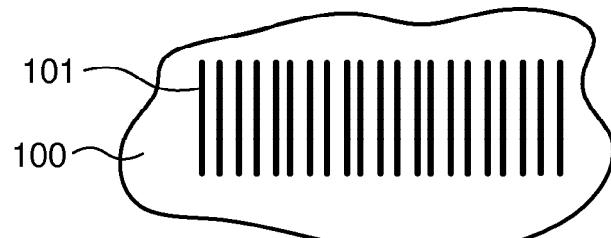
- обеспечивают упомянутую многослойную структуру (100) подложки, в которой слои многослойной структуры разделены термически посредством растяжимого и 25 гибкого изолирующего слоя,
- формируют одну или более упомянутых прорезей (101-701, 502-702) с заданной геометрией в поверхности каждого слоя многослойной структуры подложки, и
- размещают или закрепляют упомянутые сенсоры, исполнительные элементы, 30 электронные компоненты или их комбинации (802, 804) в каждом слое многослойной структуры (100) подложки.

35

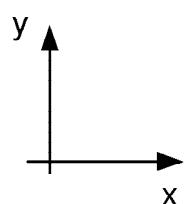
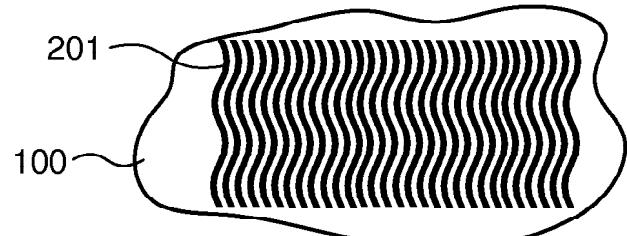
40

45

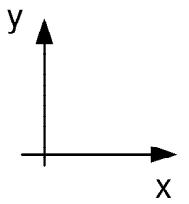
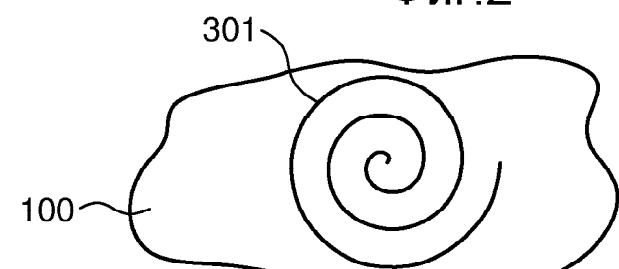
50



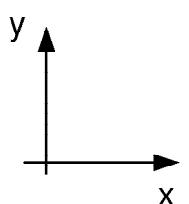
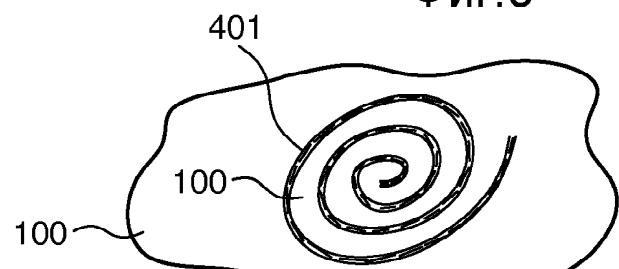
Фиг.1



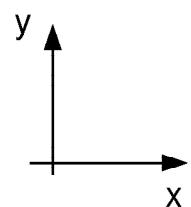
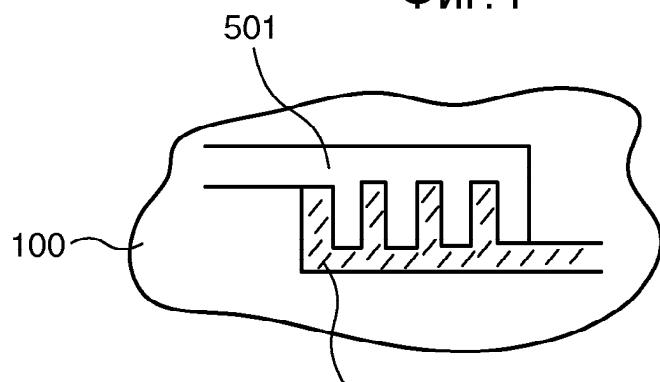
Фиг.2



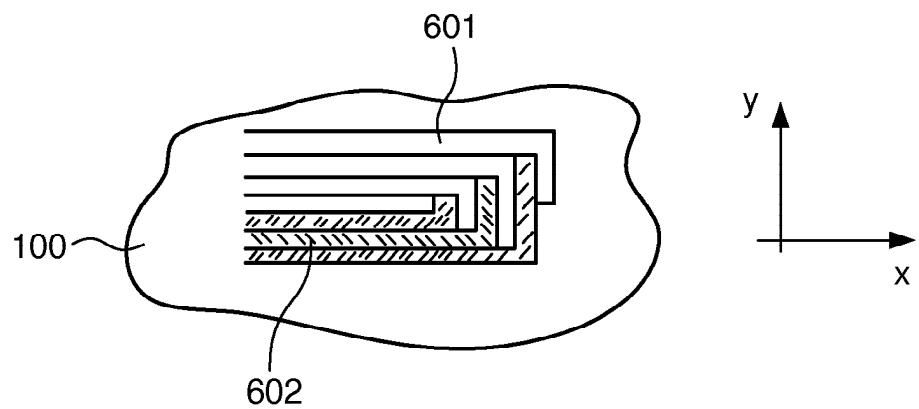
Фиг.3



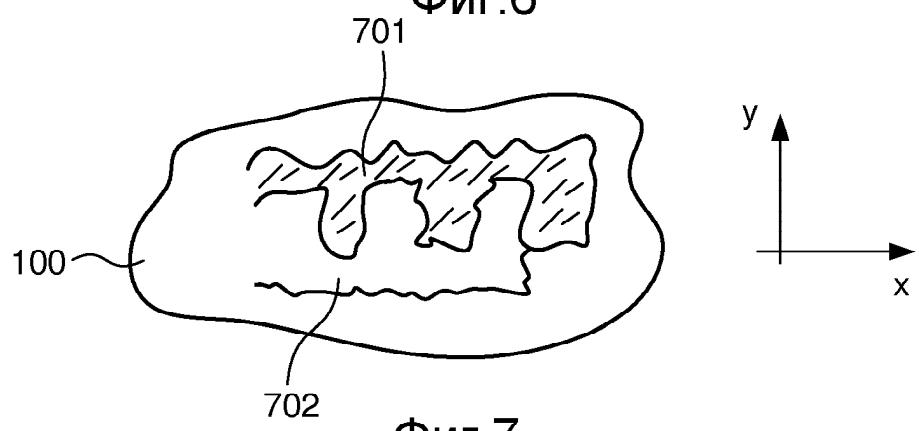
Фиг.4



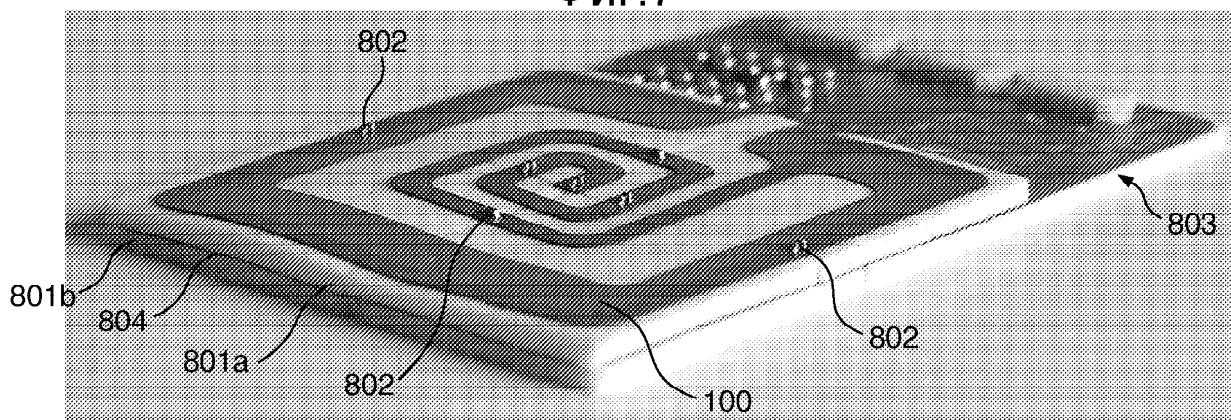
Фиг.5



Фиг.6



Фиг.7



Фиг.8