



МЕЖДУНАРОДНАЯ ЗАЯВКА, ОПУБЛИКОВАННАЯ В СООТВЕТСТВИИ
С ДОГОВОРом О ПАТЕНТНОЙ КООПЕРАЦИИ (PCT)

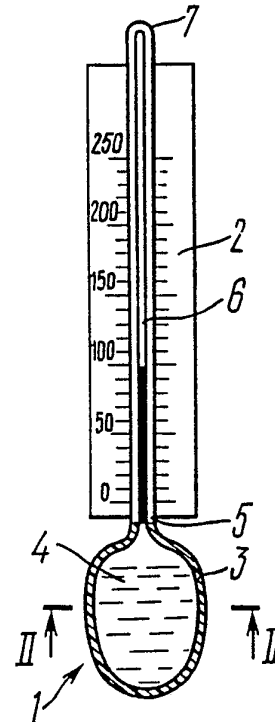
<p>(51) Международная классификация изобретения⁵: A61B 5/02</p>	<p>A1</p>	<p>(11) Номер международной публикации: WO 92/19152 (43) Дата международной публикации: 12 ноября 1992 (12.11.92)</p>
<p>(21) Номер международной заявки: PCT/SU91/00089 (22) Дата международной подачи: 8 мая 1991 (08.05.91) (71)(72) Заявитель и изобретатель: ОКУЛОВ Павел Дмитриевич [SU/SU]; Москва 117437, ул. Профсоюзная, д. 118, корп. 1, кв. 198 (SU) [OKULOV, Pavel Dmitrievich, Moscow (SU)]. (74) Агент: ВСЕСОЮЗНЫЙ ЦЕНТР ПАТЕНТНЫХ УСЛУГ «ПАТИС»; Москва 117279, ул. Миклухо-Маклая, д. 55а (SU) [ALL-UNION CENTRE OF PATENT SERVICES «PATIS», Moscow (SU)].</p>		<p>(81) Указанные государства: AT (европейский патент), AU, BE (европейский патент), BG, BR, CA, CH (европейский патент), DE (европейский патент), DK (европейский патент), ES (европейский патент), FI, FR (европейский патент), GB (европейский патент), GR (европейский патент), HU, IT (европейский патент), JP, KP, KR, LK, LU (европейский патент), MC, MC (европейский патент), NL (европейский патент), NO, OA, RO, SD, SE (европейский патент), SU, US. Опубликована С отчетом о международном поиске.</p>

(54) Title: DEVICE FOR MEASURING BLOOD PRESSURE

(54) Название изобретения: УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ

(57) Abstract

The proposed device comprises a sensitive element (1) consisting of at least one elastic chamber (3) filled with a working liquid and connected to a blind capillar tube (6) along which is mounted a measuring scale (2).



Предлагаемое устройство содержит чувствительный элемент /1/, представляющий собой по меньшей мере одну эластичную камеру /3/, заполненную рабочей жидкостью и сообщенную с глухой капиллярной трубкой /6/, вдоль которой расположена измерительная шкала /2/.

ИСКЛЮЧИТЕЛЬНО ДЛЯ ЦЕЛЕЙ ИНФОРМАЦИИ

Коды, используемые для обозначения стран-членов РСТ на титульных листах брошюр, в которых публикуются международные заявки в соответствии с РСТ.

AT	Австрия	ES	Испания	MG	Мадагаскар
AU	Австралия	FI	Финляндия	ML	Мали
BB	Барбадос	FR	Франция	MN	Монголия
BE	Бельгия	GA	Габон	MR	Мавритания
BF	Буркина Фасо	GB	Великобритания	MW	Малави
BG	Болгария	GN	Гвинея	NL	Нидерланды
BJ	Бенин	GR	Греция	NO	Норвегия
BR	Бразилия	HU	Венгрия	PL	Польша
CA	Канада	IT	Италия	RO	Румыния
CF	Центральноафриканская Республика	IE	Ирландия	RU	Российская Федерация
CG	Конго	JP	Япония	SD	Судан
CH	Швейцария	KP	Корейская Народно-Демократическая Республика	SE	Швеция
CI	Кот д'Ивуар	KR	Корейская Республика	SN	Сенегал
CM	Камерун	LI	Лихтенштейн	SU	Советский Союз
CS	Чехословакия	LK	Шри Ланка	TD	Чад
DE	Германия	LU	Люксембург	TG	Того
DK	Дания	MC	Монако	US	Соединенные Штаты Америки

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ

Область техники

Настоящее изобретение относится к медицинской технике, а более точно - к устройствам для измерения кровяного давления.

5

Предшествующий уровень техники

Общеизвестно устройство для измерения кровяного давления, содержащее манжету в виде замкнутой воздушной эластичной камеры, соединенной с насосом и манометром со шкалой для измерения давления воздуха в камере. Указанное устройство снабжено чувствительным элементом, например стетоскопом, позволяющим фиксировать по шкале уровень давления в моменты наступления и прекращения слышимой пульсации крови /звуки Короткова/ в артерии.

10

Недостатком известного устройства является его сравнительная сложность и трудность самостоятельного проведения измерений пациентом. Кроме того, использование такого устройства требует освобождения предплечья пациента от одежды, то есть затрудняет выполнение экспресс-анализа.

15

Также общеизвестно устройство для измерения кровяного давления, включающее манжету, насос, манометр механического или электронного типа и чувствительный элемент, выполненный в виде электрического датчика, регистрирующего пульсацию давления воздуха в манжете. Подобное устройство позволяет выполнять измерение давления пациентом самостоятельно, однако это устройство требует размещения манжеты на предплечьи пациента, что также затрудняет выполнение экспресс-анализа. Другим недостатком указанного устройства является его сложность, обусловленная необходимостью применения электронной схемы для фиксации момента возникновения звуков Короткова по пульсации воздушного давления в манжете. Для регистрации пульсации давления воздуха, ослабленных демпфированием самого воздушного пространства манжеты, требуются чувствительные элементы с усилителем уровня сигнала, что также усложняет конструкцию устройства.

20

25

30

35

Принцип действия указанных устройств основан на следующем.

Манжета в виде замкнутой воздушной камеры размещается

-2-

на предплечьи пациента /или на любой из конечностей/. Воздушным насосом в манжете создается избыточное давление, которое передается на тело пациента, сдавливая его. В момент, когда давление манжеты превышает давление крови в артерии, просвет последней закрывается. Так как давление крови в артерии является пульсирующим, то частичное /по времени/ перекрытие артерии наблюдается, когда давление, оказываемое на тело пациента манжетой превышает нижнее /диастолическое/ и ниже чем верхнее /систолическое/ давление крови в артерии. Именно в этом интервале давлений прослушиваются звуки Короткова, позволяющие определить по шкале манометра нижний и верхний уровни артериального давления крови.

15 После достижения давлением воздуха в манжете систолического давления крови, просвет артерии перекрывается полностью и звуки Короткова исчезают.

Раскрытие изобретения

В основу настоящего изобретения положена задача создать устройство для измерения кровяного давления, в котором конструктивное выполнение чувствительного элемента обеспечило бы удобство его использования в любых условиях.

Эта задача достигается посредством устройства для измерения кровяного давления, содержащего чувствительный элемент, связанный с телом пациента, и снабженного измерительной шкалой, в котором, согласно изобретению, чувствительный элемент представляет собой эластичную камеру, заполненную рабочей жидкостью и герметично соединенную с прозрачной капиллярной трубкой, имеющей глухой конец, а измерительная шкала расположена вдоль капиллярной трубки.

Наличие рабочей жидкости, заполняющей эластичную камеру /в отличие от воздуха, который является демпфером/ и соединение камеры с капиллярной трубкой позволяет повысить чувствительность столбика жидкости в капилляре к пульсации давления крови в артерии и тем самым облегчить визуальную регистрацию момента наступления пульсаций.

Таким образом конструктивное выполнение чувствительного элемента позволяет зафиксировать пульсацию давления кро-

-3-

ви в артерии и тем самым произвести экспресс-замер давления по шкале.

Такая экспресс-методика позволяет пациенту в любой момент объективно контролировать свое состояние, и тем самым успокаивает его, снимает ложный страх и так далее.

Кроме того, предлагаемая конструкция устройства проста в изготовлении, и удобна в обращении и компактна.

С целью повышения точности определения диастолического /нижнего/ давления целесообразно, чтобы устройство содержало чувствительный элемент, состоящий из двух эластичных камер с рабочей жидкостью, герметично сообщенных каждая со своей капиллярной трубкой, которые размещены в непосредственной близости одна от другой, причем измерительная шкала является общей для обеих трубок.

Конструктивно целесообразно, чтобы устройство содержало основание, в котором были бы размещены чувствительный элемент и капиллярные трубки.

Можно эластичные камеры сообщить одну с другой.

Наличие сообщенных камер позволяет исключить погрешности измерения давления, связанные с неравномерным прижатием камер к телу пациента.

Целесообразно каждую капиллярную трубку выполнить зигзагообразной.

Выполнение капиллярной трубки /или трубок/ зигзагообразной обеспечивает ее портативность.

Целесообразно, чтобы зигзаг у глухого конца каждой трубки имел форму петли.

Наличие петли способствует более компактному конструктивному выполнению устройства.

Целесообразно, чтобы каждая капиллярная трубка имела сужающееся сечение в направлении ее глухого конца в пределах размещения измерительной шкалы.

Благодаря такой конструкции капиллярной трубки /или трубок/ повышается точность измерения.

Можно глухой конец каждой трубки выполнить с уширением поперечного сечения относительно поперечного сечения остальной части трубки.

-4-

Выполнение глухого конца трубки /или трубок/ с уширением делает конструкцию устройства более компактной и портативной.

5 С целью снижения температурной погрешности и, тем самым, повышения точности измерения, целесообразно глухой конец каждой трубки выполнить с возможностью упругого деформирования.

10 С целью корректирования нулевого отсчета измерительную шкалу можно выполнить с возможностью перемещения вдоль капиллярных трубок.

15 С целью облегчения использования и повышения точности измерения целесообразно, чтобы устройство содержало браслет, размещаемый на запястье пациента, с застежкой, снабженной натяжным приспособлением, и расположенным с внутренней стороны браслета, карманом, в котором размещен чувствительный элемент.

Краткое описание чертежей

20 Ниже приводится подробное описание конкретного примера его выполнения со ссылками на прилагаемые чертежи, на которых:

фиг.1 изображает общий вид устройства для измерения кровяного давления, содержащего чувствительный элемент, представляющий собой эластичную камеру с рабочей жидкостью, согласно изобретению, вид спереди;

фиг.2 - разрез по линии II-II на фиг.1;

30 фиг.3 - другой вариант устройства для измерения кровяного давления, содержащего чувствительный элемент, состоящий из двух эластичных камер рабочей жидкостью, согласно изобретению, вид спереди;

фиг.4 - разрез по линии IV-IV на фиг.3;

35 фиг.5 - еще один вариант устройства для измерения кровяного давления, в котором капиллярные трубки выполнены зигзагообразными, согласно изобретению, вид спереди с условно снятым основанием;

фиг.6 - разрез по линии VI-VI на фиг.5;

фиг.2 еще другой вариант устройства для измерения кровяного давления, содержащего браслет, размещенный на запястье

-5-

пациента, согласно изобретению, общий вид в аксонометрии;

5 фиг.8 - схему размещения чувствительного элемента в виде одной эластичной камеры на теле пациента, поперечный разрез;

 фиг.9 - то же в виде двух эластичных камер.

Лучший вариант осуществления изобретения

Предлагаемое устройство для измерения кровяного давления, изображенное на фиг.1, содержит чувствительный элемент I, связанный с телом пациента /на фиг. не показан/, и снабженное измерительной шкалой 2. Согласно изобретению, чувствительный элемент I представляет собой по меньшей мере одну эластичную камеру 3 /фиг.2/, заполненную рабочей жидкостью 4 и герметично сообщенную с концом 5 /фиг.1/ прозрачной капиллярной трубки 6, противоположный конец 7 которой выполнен глухим. При этом измерительная шкала 2 расположена вдоль капиллярной трубки 6. Материалом для эластичной камеры может быть, например **резина**, а в качестве прозрачного материала для капиллярной трубки может быть использовано, 20 например стекло.

Другой вариант устройства для измерения кровяного давления, изображенный на фиг.3, содержит основание 8, на котором размещены чувствительный элемент I, состоящий из двух эластичных камер 9 и 10, заполненных рабочей жидкостью 4, 25 и двух капиллярных трубок 11 и 12, находящихся в непосредственной близости друг от друга. При этом камеры 9 и 10 герметично сообщены каждая со своей капиллярной трубкой 11 и 12, а измерительная шкала 2 является общей для обеих трубок 11 и 12. Причем градуировка на шкале 2 может быть нанесена как по бокам от капиллярных трубок 11, 12, так и между ними.

Эластичные камеры 9 и 10 сообщены одна с другой. Это сообщение выполнено в виде суженного прохода 13, как это представлено на фиг.4.

35 На фиг.5 представлен еще один вариант выполнения устройства для измерения кровяного давления. Этот вариант, также как и предыдущий, характеризуется тем, что чувствительный элемент I состоит из двух сообщенных одна с другой

-6-

эластичных камер I4 и I5 с рабочей жидкостью 4, герметично
сообщенных каждая со своей капиллярной трубкой I6 и I7, ко-
торые размещены в непосредственной близости одна от другой,
5 а измерительная шкала является общей для обеих трубок I6
и I7. При этом каждая капиллярная трубка I6 и I7, выполне-
на зигзагообразной и зигзаг у глухого конца I6', I7' каждой
трубки I6, I7 имеет форму петли. Кроме того, капиллярные
трубки I6 и I7 /фиг.6/ имеют каждая в направлении глухого
10 конца I6', I7' в пределах размещения измерительной шкалы 2
сужающееся поперечное сечение. При этом глухой конец I6',
I7' каждой трубки I6, I7 выполнен с уширением в поперечном
сечении по сравнению с поперечным сечением остальной час-
ти трубки I6, I7, что сокращает общую длину каждой трубки
15 I6, I7 и обеспечивает портативность устройства.

Трубки I6, I7 в месте соединения с эластичными камера-
ми I4, I5 имеют каждая изогнутый участок, соответственно,
I6'', I7''.

Для снижения температурной погрешности, которая влияет
20 на точность измерения, глухой конец I6', I7' каждой трубки
I6, I7 выполнен с возможностью упругого деформирования, на-
пример в виде замкнутой камеры с тонкими эластичными стен-
ками, прилегающими друг к другу. Возможен также вариант,
когда стенки подпружинены снаружи или изнутри.

25 Для повышения точности измерения, с целью компенсации
температурной погрешности, связанной с перемещением столби-
ка жидкости в капиллярной трубке I6, I7 до начала измерений,
измерительная шкала 2 выполнена с возможностью перемещения
вдоль капиллярных трубок I6 и I7. Такая возможность реали-
30 зуется посредством выступов I8, выполненных на шкале 2,
свободно обхватывающих трубки I6 и I7.

На фиг.7 изображен вариант выполнения устройства для
измерения кровяного давления, который содержит размещенный
на запястье пациента браслет I9, имеющий застежку 20 с
35 натяжным приспособлением 21, и карман 22, расположенный с
внутренней стороны браслета I9. В кармане 22 размещен чув-
ствительный элемент 2, состоящий из двух эластичных камер
I4 и I5, сообщенных с капиллярными трубками I6 и I7. Под-

-7-

обный браслет может быть предназначен для чувствительного элемента, состоящего из одной эластичной камеры, сообщенной со своей капиллярной трубкой.

5 Работа устройства для измерения кровяного давления осуществляется следующим образом.

Чувствительный элемент I /фиг.8/, состоящий из одной эластичной камеры 3, заполненной рабочей жидкостью 4, помещают над артерией 23 и прижимают его к телу 24 пациента, создавая при этом местное давление "P". При этом жидкость 4 равномерно распределяет давление P по поверхности контакта чувствительного элемента I с телом 24 пациента. В результате создается избыточное давление жидкости 4 в эластичной камере 3. Столбик жидкости 4 перемещается по капиллярной трубке 6 /фиг.1/ в сторону ее глухого конца 7. При этом объем воздуха /газа/, находящегося в трубке 6 между столбиком жидкости 4 и ее глухим концом 7, сжимается, уравновешивая тем самым избыточное давление жидкости 4 в камере 3.

20 Перемещение столбика жидкости 4 в капиллярной трубке 6 показывает величину избыточного давления внутри камеры 3, соответствующего давлению камеры 3 на тело 24 пациента и артерию 23. Величина давления определяется по шкале 2. При создании давления "P" камеры 3 на артерию 23 пациента, прерывающего уровень нижнего кровяного давления, просвет артерии 23 начинает периодически перекрываться, а при достижении давления "P" камерой 3 уровня верхнего давления крови, просвет артерии 23 перекрывается полностью. При этом столбик жидкости 4 пульсирует до момента полного перекрытия просвета артерии 23. В момент прекращения пульсации столбика производят замер по шкале 2 величины верхнего кровяного давления.

35 Устройство, изображенное на фиг.2, работает аналогично предыдущему варианту. Однако в момент достижения давлением "P" обеими камерами 9 /фиг.9/ и 10 уровня нижнего давления крови, просвет артерии 23 начинает периодически и последовательно / за счет некоторой задержки, возникающей при проталкивании крови по артерии 23/, перекрываться под

обеими камерами 9 и 10. Таким образом пульсация столбиков жидкости 4 в обеих капиллярных трубках 11 и 12 происходит несинхронно. В момент начала несинхронных колебаний столбиков жидкости осуществляют замер по шкале 2 нижнего кровяного давления. При достижении избыточным давлением "Р" уровня нормального давления крови в артерии 23 просвет артерии 23 под обеими камерами 9 и 10 перекрывается полностью и пульсация столбиков жидкости 4 прекращается.

10 Капиллярные трубки 16,17 /фиг.5/ с изогнутыми участками 16",17" позволяют сократить габариты устройства. В частности изгиб трубок 16,17 вблизи камер 14,15 позволяют удлинить участок капиллярной трубки 16,17 со шкалой 2 для определения давления крови в возможном интервале его изменения
15 /для взрослого человека 50-250 мм рт.ст./. При этом для корректировки температурной погрешности путем передвижения шкалы 2 относительно капиллярных трубок 16,17, последние имеют линейный участок в зоне нулевого отсчета.

Глухой конец 16',17' каждой трубки 16,17 выполняют либо 20 бо недеформируемым, либо упруго деформируемым. В последнем случае сокращение внутреннего объема трубок 16,17 у их глухих концов 16',17' позволяет существенно снизить температурную погрешность устройства, так как объем газа при изменении температуры меняется и вызывает ложные перемещения столбиков жидкости 4 в каждой капиллярной трубке 16,17.
25

В случае выполнения глухого конца 16',17' трубки 16,17 зигзагообразным в виде петли, внутренняя, глухая, часть имеет большее поперечное сечение для сокращения общей длины трубки.

30 Переход между камерами 14,15 позволяет уравновесить давление внутри них и тем самым избавить пациента от необходимости следить за тем, чтобы обе камеры 14,15 нагружались равномерно, а малое суженное поперечное сечение перехода 13 позволяет ему демпфировать пульсационную составляющую
35 давления в камерах 14,13 и визуально выделить несинхронность колебания столбиков жидкости 4 в камерах 14,15 для фиксации нижнего артериального давления.

Для обеспечения линейности шкалы 2, поперечное сечение

-9-

капиллярных трубок I6, I7 выполнено сужающимся в сторону их глухого конца I6', I7'. Таким образом единичному перемещению столбика жидкости в каждой капиллярной трубке I6, I7
5 будет соответствовать единичное увеличение давления в уменьшаемом объеме газа, расположенного в глухом конце I6', I7' соответственно трубки I6, I7.

Прижатие камер I4, I5 к телу 24 пациента можно осуществлять пальцем 25 /фиг. 8, 9/. Однако для исключения погрешностей, связанных с его возможным дрожанием, предназначено устройство, снабженное браслетом I9 с застежкой 20 и натяжным устройством 21, обеспечивающим плавность прижатия камер I4, I5 к телу 24 пациента. Сами камеры I4, I5 при этом располагаются с внутренней стороны браслета I9 в эластичном кармане 22.
10 I5

Предлагаемое устройство отличается простотой, компактностью и универсальностью применения. Простота конструкции обеспечивает доступность в изготовлении и в применении. Возможность использования устройства практически незаметно для окружающих, позволяет пациенту производить самодиагностику в любой требуемый момент времени. Сокращение времени проведения замера и наличие непосредственной обратной связи между объективными показаниями устройства и субъективными ощущениями пациента позволяют последнему контролировать
20 и регулировать свое психоэмоциональное состояние, что делает возможным получение терапевтического эффекта от использования устройства.

Промышленная применимость

С наибольшим успехом изобретение может быть применено
30 для индивидуальной диагностики физического состояния пациентов, страдающих различными формами сердечно-сосудистых и нервно-вегетативных заболеваний, связанных с отклонением артериального давления от нормы.

Кроме того, изобретение может быть использовано для
35 комплектации аптечек первой медицинской помощи, а также в экипировке спортсменов, путешественников, туристов и т.п. С применением соответствующей методики устройство может использоваться в качестве средства психоэмоциональной регуляции состояния пациента.

- 10 -

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Устройство для измерения кровяного давления, содержащее чувствительный элемент /1/, связанный с телом пациента, и снабженное измерительной шкалой /2/, отличающееся тем, что чувствительный элемент /1/ представляет собой по меньшей мере одну эластичную камеру /3/, заполненную рабочей жидкостью /4/ и герметично сообщенную с прозрачной капиллярной трубкой /6/, имеющей глухой конец /7/, а измерительная шкала /2/ расположена вдоль капиллярной трубки /6/.
- 10 2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что оно содержит чувствительный элемент /1/, состоящий из двух эластичных камер /9,10/ с рабочей жидкостью /4/, герметично сообщенных каждая со своей капиллярной трубкой /11,12/, которые размещены в непосредственной близости одна от другой, причем измерительная шкала /2/ является общей для обеих трубок /11,12/.
- 15 3. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся тем, что оно содержит основание /8/, в котором размещены чувствительный элемент /1/ и капиллярные трубки /11,12/.
- 20 4. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся тем, что эластичные камеры /9,10/ сообщены одна с другой.
- 25 5. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся тем, что каждая капиллярная трубка /16,17/ выполнена зигзагообразной.
6. Устройство по п.5, отличающееся тем, что зигзаг у глухого конца /16', 17'/ каждой трубки /16,17/ имеет форму петли.
- 30 7. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся тем, что каждая капиллярная трубка /16,17/ имеет сужающееся сечение в направлении ее глухого конца /16',17'/ в пределах размещения измерительной шкалы /2/.
- 35 8. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся тем, что глухой конец /16', 17'/ каждой трубки /16,17/ выполнен с уширением в поперечном сечении относительно поперечного сечения остальной части трубки /16,17/.

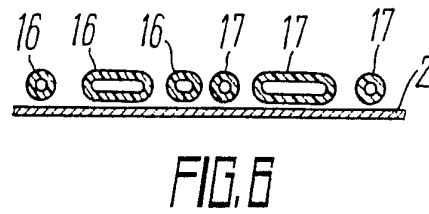
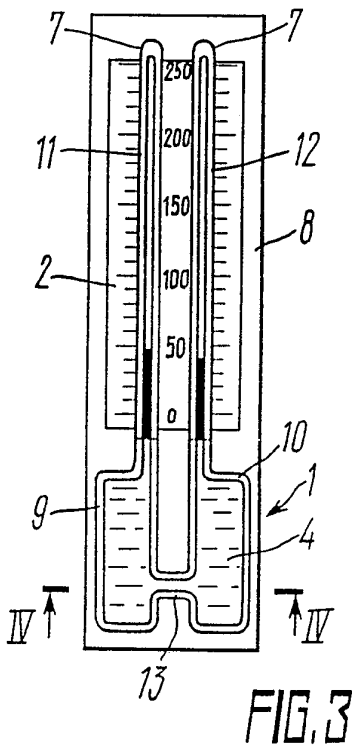
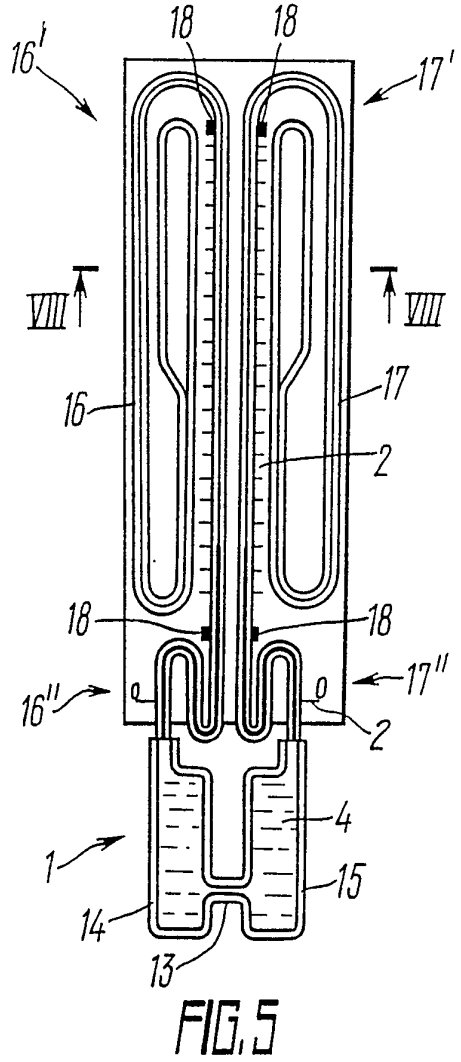
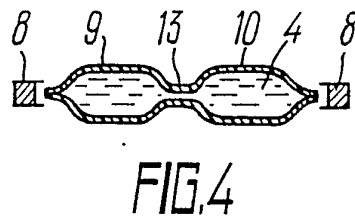
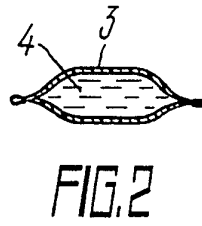
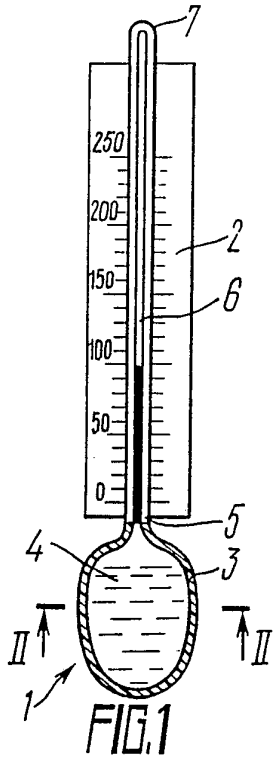
- II -

9. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся -
с я тем, что глухой конец /16', 17'/ каждой трубки /16,17/
выполнен с возможностью ее упругого деформирования.

5 10. Устройство по п.1 или 2, отличающееся с я
тем, что измерительная шкала /2/ выполнена с возможностью
перемещения вдоль капиллярных трубок /16,17/.

10 II. Устройство по п.1 или п.2, отличающееся -
с я тем, что оно содержит браслет /19/, размещаемый на
запястье пациента, с застежкой /20/, снабженной натяжным
10 приспособлением /21/, и расположенным с внутренней стороны
браслета /19/ карманом /22/, в котором размещен чувстви-
тельный элемент /1/.

1/2



2/2

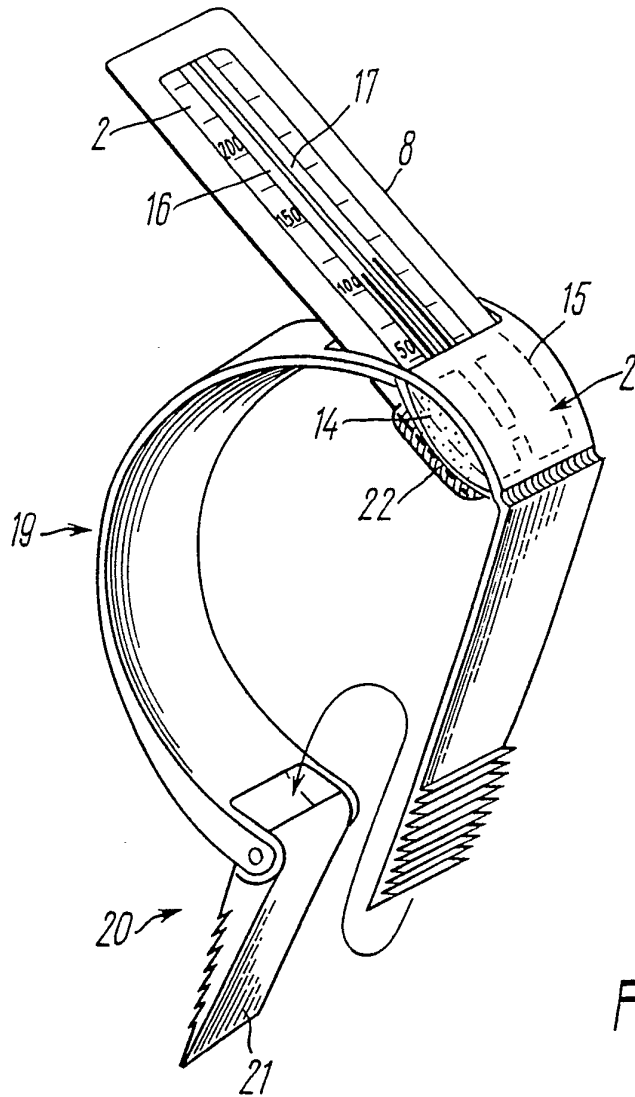


FIG. 7

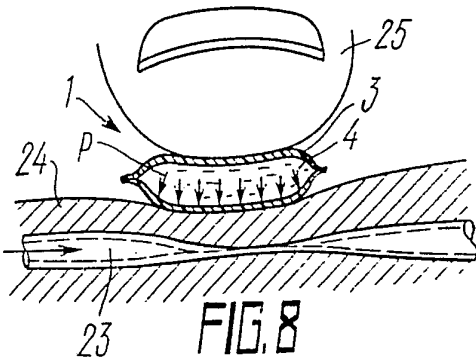


FIG. 8

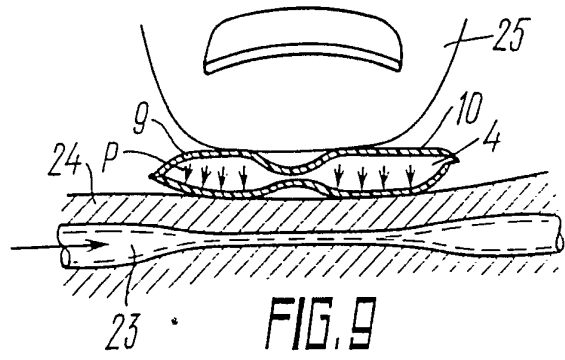


FIG. 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT


International application No.

PCT/SU 91/00089

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl.⁵ A61B 5/02 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>																	
<p>B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl.⁵ A61B 5/02-5/023 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>																	
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>US,A,3911902 (DAVID THOMAS DELPY), 14 October 1975 (14.10.75), fig. 1, columns 1,2, lines 60-65, 1-50 ---</td> <td>1,2,4</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US,A,3807389 (WILLIAM MILLER et al.), 30 April 1974 (30.04.74), fig. 4,5, column 7, lines 10-65 ---</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US,A,3517661 (MARVIN A. BUFFINGTON et al.) 30 June 1970 (30.06.70), fig. 1,2, column 3, lines 7-75 ---</td> <td>3,5,6</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US,A,3535067 (JOHN C. LESHER et al.), 20 October 1970 (20.10.70) ---</td> <td>11</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	US,A,3911902 (DAVID THOMAS DELPY), 14 October 1975 (14.10.75), fig. 1, columns 1,2, lines 60-65, 1-50 ---	1,2,4	A	US,A,3807389 (WILLIAM MILLER et al.), 30 April 1974 (30.04.74), fig. 4,5, column 7, lines 10-65 ---	1	A	US,A,3517661 (MARVIN A. BUFFINGTON et al.) 30 June 1970 (30.06.70), fig. 1,2, column 3, lines 7-75 ---	3,5,6	A	US,A,3535067 (JOHN C. LESHER et al.), 20 October 1970 (20.10.70) ---	11
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
A	US,A,3911902 (DAVID THOMAS DELPY), 14 October 1975 (14.10.75), fig. 1, columns 1,2, lines 60-65, 1-50 ---	1,2,4															
A	US,A,3807389 (WILLIAM MILLER et al.), 30 April 1974 (30.04.74), fig. 4,5, column 7, lines 10-65 ---	1															
A	US,A,3517661 (MARVIN A. BUFFINGTON et al.) 30 June 1970 (30.06.70), fig. 1,2, column 3, lines 7-75 ---	3,5,6															
A	US,A,3535067 (JOHN C. LESHER et al.), 20 October 1970 (20.10.70) ---	11															
<p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>																	
<p>* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family</p>																	
<p>Date of the actual completion of the international search 05 December 1991 (05.12.91)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 24 January 1992 (24.01.92)</p>															
<p>Name and mailing address of the ISA/ ISA/SU Facsimile No.</p>		<p>Authorized officer Telephone No.</p>															

ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

Международная заявка № PCT/SU 91/00089

I. КЛАССИФИКАЦИЯ ОБЪЕКТА ИЗОБРЕТЕНИЯ (если применяются несколько классификационных индексов, укажите все; ⁶)		
В соответствии с Международной классификацией изобретений (МКИ) или как в соответствии с национальной классификацией, так и с МКИ 5		
A61B 5/02		
II. ОБЛАСТИ ПОИСКА		
Минимум документации, охваченной поиском ⁷		
Система классификации	Классификационные рубрики	
МКИ ⁵	A61B 5/02-5/023	
Документация, охваченная поиском и не входившая в минимум документации, в той мере, насколько она входит в область поиска ⁸		
III. ДОКУМЕНТЫ, ОТНОСЯЩИЕСЯ К ПРЕДМЕТУ ПОИСКА⁹		
Категория ⁹	Ссылка на документ ¹⁰ , с указанием, где необходимо, частей, относящихся к предмету поиска ¹²	Относится к пункту формулы № ¹⁰
A	US, A, 3911902 (DAVID THOMAS DELPY), 14 октября 1975 (14.10.75), фиг. 1, столбцы 1, 2, строки 60-65, I-50	1, 2, 4
A	US, A, 3807389 (WILLIAM MILLER и другие), 30 апреля 1974 (30.04.74), фиг. 4, 5, столбец 7, строки 10-65	1
A	US, A, 3517661 (MARVIN A. BUFFINGTON и другие), 30 июня 1970 (30.06.70), фиг. 1, 2, столбец 3, строки 7-75	3, 5, 6
A	US, A, 3535067 (JOHN C. LESHER и другие), 20 октября 1970 (20.10.70)	11
<p>• Особые категории ссылочных документов¹⁰:</p> <p>• A⁹ документ, определяющий общий уровень техники, который не имеет наиболее близкого отношения к предмету поиска.</p> <p>• E⁹ более ранний патентный документ, но опубликованный на дату международной подачи или после нее.</p> <p>• I⁹ документ, подвергающий сомнению притязание(я) на приоритет, или который приводится с целью установления даты публикации другого ссылочного документа, а также в других целях (как указано).</p> <p>• O⁹ документ, относящийся к устному раскрытию, применению, выставке и т. д.</p> <p>• P⁹ документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашиваемого приоритета.</p> <p>• T⁹ более поздний документ, опубликованный после даты международной подачи или даты приоритета и не порочащий заявку, но приведенный для понимания принципа или теории, на которых основывается изобретение.</p> <p>• X⁹ документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; заявленное изобретение не обладает новизной и изобретательским уровнем.</p> <p>• Y⁹ документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; документ в сочетании с одним или несколькими подобными документами порочит изобретательский уровень заявленного изобретения, такое сочетание должно быть очевидно для лица, обладающего познаниями в данной области техники.</p> <p>• Z⁹ документ, являющийся членом одного и того же патентного семейства.</p>		
IV. УДОСТОВЕРЕНИЕ ОТЧЕТА		
Дата действительного завершения международного поиска	Дата отправки настоящего отчета о международном поиске	
05 декабря 1991 (05.12.91)	24 января 1992 (24.01.92)	
Международный поисковый орган	Подпись уполномоченного лица	
ISA/SU	 Н. И. Шепелев	