



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106994008 B

(45)授权公告日 2020.06.05

(21)申请号 201710196000.7

(22)申请日 2011.04.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106994008 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(30)优先权数据
12/771167 2010.04.30 US

(62)分案原申请数据
201180032515.4 2011.04.28

(73)专利权人 圣朱迪医疗合作中心公司
地址 比利时扎芬特姆

(72)发明人 M.萨穆尔森 S.图尔基

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 李湘 姜甜

(51)Int.Cl.
A61B 5/0205(2006.01)
A61B 5/026(2006.01)
A61B 5/06(2006.01)
A61B 5/145(2006.01)
A61B 5/1495(2006.01)
A61B 6/12(2006.01)
G08C 17/02(2006.01)
G08C 19/16(2006.01)
H04B 1/713(2011.01)

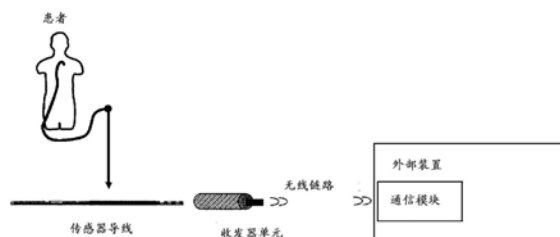
审查员 陈煜

权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54)发明名称
测量系统

(57)摘要

测量系统可包括传感器导线和收发器单元。传感器导线可包括构造成插入患者身体的血管的可插入部分和设置在位于传感器导线的远端处的可插入部分内的第一传感器和第二传感器。传感器构造成当插入患者内时测量参数。收发器单元可包括:壳体;其适合于连接至传感器导线的近端;和第一通信模块,其在壳体内,该第一通信模块适合于通过通信信号与外部的第二通信模块无线通信,以便将信息传送至外部的第二通信模块。



1. 一种测量系统,包括:

传感器导线(401),其包括:

远端;

近端;

中空管(102);

芯线(103);

至少一根电引线(109);

位于传感器导线的远端的可插入部分,所述可插入部分构造成插入患者身体的血管,所述可插入部分包括:

具有近端和远端的护套或套管(106);

附接于护套的近端的第一部分(104);

其近端与护套远端相连的第二部分(105);

附接于所述第二部分的远端的末端(107);

设置在位于所述传感器导线(401)的远端处的所述可插入部分的护套或套管内的第一传感器(408A),其中所述第一传感器(408A)构造成当插入所述患者内时测量第一参数;

所述测量系统进一步包括:

收发器单元,其包括:壳体,其适合于连接至所述传感器导线(401)的近端;

其中,所述壳体构造成留在患者身体的外部,

其特征在于,

所述传感器导线(401)包含第二传感器(408B),其被设置在位于传感器导线(401)的远端处的可插入部分的护套或套管内,所述第二传感器(408B)构造成当插入所述患者内时测量第二参数,其中所述第二参数不同于所述第一参数,

其中,所述测量系统还包括第一传感器信号适配线路(2)和第二传感器信号适配线路(2),所述第一传感器信号适配线路(2)构造成对接收自第一传感器(408A)的、涉及所述第一参数的信号进行滤波、处理和格式化,所述第二传感器信号适配线路(2)构造成对接收自第二传感器的、涉及所述第二参数的信号进行滤波、处理和格式化,以生成第一和第二被滤波、处理和格式化的信号,所述第一和第二被滤波、处理和格式化的信号包含涉及所述第一和第二参数的数据,

其中,所述收发器单元进一步包含至少一个用于发送涉及所述第一和第二参数的数据的第一通信模块(4),其中所述第一通信模块(4)适于与位于下列装置内的至少一个第二通信模块直接通信:(i)用于接收和处理与第一和第二参数相关联的数据的外部专用患者监测设备,其包括监视器、软件和连接;或(ii)标准的导管插入实验室监视器;以及

其中,至少一个所述传感器信号适配线路(2)部分位于所述收发器单元的壳体内并且部分位于下列装置内:(i)所述用于接收和处理与第一和第二参数相关联的数据的外部专用患者监测设备,其包括监视器、软件和连接;或(ii)所述标准的导管插入实验室监视器。

2. 根据权利要求1所述的测量系统,其中:

所述第一传感器(408A)构造成测量第一生理参数;

所述第二传感器(408B)构造成测量第二生理参数;以及

从所述第一通信模块(4)传送的数据是涉及第一和第二生理参数的数据。

3. 根据权利要求2所述的测量系统,其中第一传感器(408A)和第二传感器(408B)的每一个构造成测量血压、血液温度、血流或一个或多个血液分析物浓度。

4. 根据权利要求1所述的测量系统,其中:

所述第一传感器(408A)构造成测量生理参数;

所述第二传感器(408B)构造成测量非生理参数;以及

从所述第一通信模块(4)传送的数据是涉及生理和非生理参数的数据。

5. 根据权利要求4所述的测量系统,其中:

所述第一传感器(408A)构造成测量血压、血液温度、血流或一个或多个血液分析物浓度;以及

所述第二传感器(408B)构造成测量磁场、磁通量、X射线场、电磁场、光信号或金属仪器、可植入装置或外来物的存在。

6. 根据权利要求1所述的测量系统,其中所述传感器信号适配线路中的至少一个包含可编程传感器调节器、校准器、能量装置和输出放大器。

7. 根据权利要求1所述的测量系统,其中所述第一传感器(408A)和第二传感器(408B)被安装在位于所述传感器导线(401)的远端的可插入部分的护套或套管内。

8. 根据权利要求1所述的测量系统,其中所述护套或套管(106)具有与位于所述传感器导线(401)的远端的可插入部分的第一部分(104)、第二部分(105)和末端(107)实质上相同的外径。

9. 根据权利要求1所述的测量系统,其中至少一个所述第一通信模块(4)包含位于壳体內的单个第一通信模块(4),所述单个第一通信模块(4)构造成经无线通信信号向所述第二通信模块传送所述涉及第一和第二生理参数的被滤波、处理和格式化的信号。

测量系统

[0001] 本申请为发明名称为“测量系统”的中国专利申请201180032515.4的分案申请。

[0002] 相关专利申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2010年4月30日提交的美国申请No. 12/771,167的优先权,该美国专利申请No. 12/771,167是2006年11月20日提交的美国申请No. 11/601,853的部分继续申请,所述美国专利申请的公开在此以参考的方式整体并入。

技术领域

[0004] 本发明涉及压力测量系统的收发器单元和通信单元,用于测量身体中的生理变量。

背景技术

[0005] 在许多医疗程序中,医务人员需要监测在患者的体腔内存在的各种生理状况。这些生理状况本质上典型地是物理的(诸如压力、温度、流体流动的速率),并给医生或医技人员提供关于患者状况的状态的关键信息。显然,测量和监测这些类型的参数的方式必须安全、精确和可靠。

[0006] 广泛用于监测这样的状况的一种装置是血压换能器。血压换能器感测患者的血压的大小,并将其转化成代表性的电信号。然后将该电信号提供至生命征兆监测器,该生命征兆监测器显示、记录或以另外的方式监测患者的血压的大小。

[0007] 传统地,血压换能器由压敏隔膜构成,该压敏隔膜机械地耦联至以惠斯通电桥式电路布置形式连接的压阻元件。当隔膜按照与体腔流体连通的方式放置时(诸如在动脉或静脉系统内),由隔膜的偏转诱发的压力使电阻元件被拉伸(或压缩,取决于所述电阻元件的取向)。根据众所周知的原理,这以与施加的压力成比例的方式改变元件的电阻。施加的压力的大小于是可通过向惠斯通电桥电路的输入施加激励功率信号(通常以电压的形式)并通过同时监测电桥输出信号检测。根据欧姆定律,该信号的大小反映电桥电阻改变的量。

[0008] 典型地,电缆使换能器传感器的惠斯通电桥部分连接至被包含在生命征兆监测器内的换能器放大器电路。该放大器电路将激励功率信号提供至惠斯通电桥,并同时监测电桥输出信号。激励功率信号典型地以电压的形式,并且取决于监测器类型和制造商可具有随时间变化(正弦、方波和脉冲)和与时间无关(DC)的变化的大小和格式。

[0009] 根据在普通的惠斯通电桥换能器操作下的原理,在大部分的患者监测器中的换能器放大器电路设计成预期传感器输出信号具有与激励功率信号的大小成比例以及还与感测压力的大小成比例的大小。由于不同的监测器提供具有不同大小和/或频率的激励功率信号,所以已研制了标准的比例常数。这些比例标准允许任何传感器容易地适合与任何患者监测器一起使用并且还被校准为符合比例标准。

[0010] 由该兼容性提供了多个益处。血压换能器可与来自不同厂家的患者监测器互换使用。同样地,医务人员不需要选择特定的换能器与特定的监测器一起使用。此外,医院在预先存在的患者监测器的投资被保留,从而降低成本。结果,遵守这些比例标准的生命征兆监

测器已获得医疗环境下的几乎普遍接受。

[0011] 然而,先前已使用的血压换能器和监测器和演变到最后所得到的标准并不是没有缺点。例如,用于这些系统的传感器典型地位于患者的身体以外,并安置成经由充满流体的导管管线与体腔流体连通。体腔内的压力变化于是借助包含在导管管线内的流体间接地传递至隔膜。同样地,由于静水压力的变化及其他与流体柱相关的不一致性,所以这样的系统的准确性受损失。

[0012] 响应于该问题,已研制了利用先进的半导体技术的小型化传感器。这些类型的换能器传感器非常精确、便宜并且仍然利用众所周知的惠斯通电桥式电路布置,典型地,所述众所周知的惠斯通电桥式电路布置至少部分地直接在硅酮隔膜上制作。此外,传感器足够小,使得它们实际上可安置在可插入的引导线的顶端上,并直接驻留在患者的动脉、组织或器官内。由于流体压力直接传递至换能器隔膜,所以这消除了对流体管线的需求。结果,常常称为引导线顶端换能器的这些传感器提供对患者的血压精确得多的测量。

[0013] 不幸的是,这些小型化的半导体传感器的电构造并不总是与现有的患者监测器中的换能器放大器兼容。例如,小型化的传感器常常不能在各种类型的患者监测器当中发现的激励信号的大小和频率的整个范围上操作。因此,它们不能直接连接至已在使用中的许多患者监测器。为了与这样的现有的监测器一起使用,必须将专用的接口安置在传感器与监测器之间。这样的布置使接口上的附加线路成为必需,并且由于现有的监测器设计成仅提供有限的功率量,所以附加的线路可能需要独立的电功率源。结果,较新的小型化的传感器的使用常常给整个系统增加成本和复杂性。

[0014] 另外,由于以上限制,所以这些传感器常常必须构造成产生输出信号,所述输出信号与感测的压力成比例,但不与由监测器提供至传感器的激励信号相关,不相关的方式是被例如灵敏度可能不同的生理监测器直接使用。如所讨论地,这不符合由市场上可买到的并且已广泛使用的许多监测器要求的电气规格。同样地,较新的传感器可能仅与特定的监测器类型一起使用,从而需要购买附加的、并且常常多余的装备。在对费用敏感如此普遍的现今的保健环境下,这尤其是不合需要的。

[0015] 医疗仪器促进协会(“AAMI”)为生理监测器限定了功率需求,并且尤其地,到传感器导线组件的输入/输出连接器必须符合由美国国家标准学会(“ANSI”) /AAMI BP22-1994(在下文中称为“BP22”)设定的标准。

[0016] 根据BP22标准,布置在五根线路连接器线缆的近端处的输入/输出连接器包括一对差分输出信号线路。输出信号线路由传感器适配线路的输出数字模拟转换器(在下文进一步讨论)驱动。作为示例,差分输出信号以 $5\mu\text{V}/\text{mmHg}/V_{\text{EXC}}$ 操作。因此, $-150\mu\text{V}/\text{V}$ 至 $1650\mu\text{V}/\text{V}$ 的操作范围表示 -30 至 330mmHg 的感测压力范围。对于差分输出信号的示例性分辨率(最小步长)是 0.2mmHg 。

[0017] 美国专利No.5,568,815公开了一种用于将传感器接口至患者监测器的接口电路。接口电路包括电源电路,所述电源电路接收由患者监测器产生的激励功率信号,并从所述激励功率信号得到由接口电路上的电气部件使用的未调节的和调节的供电电压。此外,电源电路产生合适的传感器激励信号。接口电路还包括用于接收由传感器产生的传感器输出信号的接收线路。定标电路于是将该信号定标成参数信号,所述参数信号与由传感器检测的生理状况成比例,并且所述参数信号还与由患者监测器产生的激励功率信号成比例。

[0018] 美国专利No.5,568,815的装置的明显的缺点是为了将传感器连接至监测器,需要以接口电路的形式单独的附加单元。

[0019] 此外,在美国专利No.5,568,815中还讨论了使诸如压力换能器的导电装置连接至患者并连接至电子监测仪器的问题。于是务必极其小心以确保标准功率线路频率的电流不能从患者流过换能器连接并流向地。在使导电换能器附接时,经历心脏除颤的专利中存在附加的危险。

[0020] 因此,绝缘问题先前已通过利用光导纤维或光隔离器装置解决,以实现与监测器装置的连接。

[0021] 在还可包括有关的其他仪器的压力测量期间,总体设置中必须注意传感器装置与监测器装置之间的物理连接,所述有关的其他仪器具有其可导致对用户复杂并且非用户友好的环境的缆线或连接。在该连接中还必须提及杀菌问题;在根据现有技术的系统中,存在不管其是为了电的还是光的通信目的而直接到监测装置的物理连接,所述物理连接要求整个系统必须杀菌并最终被布置。

[0022] 绝缘问题的解决方案是使用无线通信,以将测量值从传感器发送至监测装置。

[0023] 在转让给本申请的受让人的美国专利申请公布No.2006/0009817中,公开了一种用于获得生理变量的无线通信的系统和方法。系统包括控制单元,以利用由监测装置产生的载波信号优选地为无线电频率通信提供通信接口。控制单元布置有用这样的信号调制载波信号的调制器,该这样的信号表示从设置在身体内的传感器接收的测得的生理值。因此,控制单元的功能取决于来自外部单元的载波信号的产生,产生载波信号是为了能够传送测量的变量。

[0024] 此外,上述美国专利申请公布仅指出控制单元可利用诸如鳄鱼夹型连接器的合适的连接器装置经由连接导线附接至引导线的芯线,或者如果省略连接导线,控制单元可通过合适的连接器直接将芯线连接至控制单元。在以上申请中没有进一步讨论连接器。

[0025] 因此,在手术室的复杂环境中并且考虑现有技术的解决方案的不同缺点,本发明的总的目的是获得比当前可用的系统更加用户友好并且更可靠的改进的装置。

发明内容

[0026] 上述目的通过在此描述的本发明实现。

[0027] 尤其地,本发明通过在易于使用的收发器单元与通信单元之间布置可靠的无线链路连接消除了患者在患者与监测装置之间的物理连接的需求,并且尤其地,测量的压力数据由收发器单元产生并作为数据流传送。收发器单元在从压力传感器接收压力传感器数据时适合于在不利用来自通信单元或任何其他单元的任何载波的情况下,以独立的方式直接或随后形成压力数据到通信单元的无线传输。

[0028] 如在背景技术中所简要讨论的,通信单元适合于通过根据例如BP22或USB的已制定的标准或根据已制定的标准的相关部分的标准输入/输出连接器连接至外部装置。

附图说明

[0029] 在下文中将参考附图详细描述本发明的优选实施例,其中:

[0030] 图1示出根据现有技术并且在此可应用的安装在引导线上的示例传感器。

- [0031] 图2示意性地图示根据本发明的测量系统。
- [0032] 图3示出示意性图根据本发明的优选实施例的收发器单元的方框图。
- [0033] 图4示出示意性地图示包括根据本发明的优选实施例的传感器信号适配线路的收发器单元的方框图。
- [0034] 图5示出示意性地图示根据本发明的替代性实施例的通信单元的方框图。
- [0035] 图6示意性地图示根据本发明的实施例的凸形连接器。
- [0036] 图7示意性地图示根据本发明的实施例的凹形连接器。
- [0037] 图8示意性地图示根据本发明的另一实施例的测量系统。
- [0038] 图9示意性地图示根据本发明的实施例的收发器、通信单元和外部装置。
- [0039] 图10示意性地图示根据本发明的实施例的收发器、通信单元和外部装置。
- [0040] 图11示意性地图示根据本发明的实施例的测量系统。
- [0041] 图12示意性地图示根据本发明的实施例的测量系统。
- [0042] 图13示意性地图示根据本发明的实施例的收发器、通信单元和外部装置。
- [0043] 图14示意性地图示根据本发明的实施例的外部装置。
- [0044] 图15示意性地图示根据本发明的实施例的测量系统。

具体实施方式

[0045] 在现有技术中,已知将传感器安装在引导线上和经由引导线在活体中的血管中定位传感器,以检测诸如压力或温度的物理参数。传感器包括直接或间接地对参数敏感的元件。本专利申请的申请人拥有描述用于测量生理参数的不同类型的传感器的许多专利。例如,如美国专利No.6,615,067所描述的,可通过观察具有温敏电阻的导体的电阻来测量温度。可在美国专利No.6,167,763中找到另一示例传感器,其中血流对传感器施加压力,所述传感器输送表示施加的压力的信号。

[0046] 为了给传感器供电和将表示测量的生理变量的信号传递至外部生理监测器,用于发送信号的一根或多根缆线或引线连接至传感器,并且通常经由物理缆线沿着引导线路由,以从脉管出来传送到外部生理监测器。另外,引导线典型地设置有中心金属线(芯线)和包围管,所述中心金属线(芯线)用作传感器的支撑并且可选择地还用作到传感器的电连接。因此,引导线典型地包括芯线、引线和保护管。

[0047] 图1示出了根据可应用于本发明的传统设计安装在引导线上的示例传感器。传感器引导线101包括中空管102、芯线103、第一螺旋部分104、第二螺旋部分105、护套或套管106、圆拱形顶端107、传感器元件或芯片108和一根或多根电引线109。管102典型地被处理,以给予传感器引导结构具有低的摩擦的平滑外表面。在第一螺旋部104的远端附接至护套106的近端的同时,第一螺旋部分104的近端附接至中空管102的远端。第二螺旋部分105的近端连接至护套106的远端,并且圆拱形顶端107附接至第二螺旋部分105的远端。芯线103至少部分地设置在中空管102内,使得芯线103的远端部分从中空管102向外延伸并延伸到第二螺旋部分105中。传感器元件108安装在位于护套106位置处的芯线103上,并经由电引线109连接至外部生理监测器(在图1中未示出)。传感器元件108包括以膜(在图1中未示出)为形式的压敏装置,所述压敏装置通过护套106中的孔隙110与包围传感器引导线101的远侧部的诸如血液的介质接触。

[0048] 图2是图示本发明的应用的示意概视图。

[0049] 根据本发明的压力测量系统包括具有压力传感器的压力传感器导线,以测量患者内的压力,并向外部装置提供测量的压力数据。压力传感器导线适合于在其远端连接至收发器单元,所述收发器单元适合于经由无线电频率信号与通信单元无线通信,所述通信单元布置为与外部装置(也称为外部生理监测器)相连,以便将测量的压力数据传送至外部装置。

[0050] 外部装置可以是优选地设置有监测器的专用装置(即患者监测装置),或者可以是设置有相关软件和外部连接的PC,以接收并处理来自压力测量系统的测量的数据。在美国专利No.6,565,514中公开了在此可应用的专用装置的一个示例。本发明的优选实施例可具有作为标准的心导管实验室监测器系统的外部装置;然而,诸如移动单元或将数据直接发送至移动单元的装置的其他外部装置也被设想到。这样的移动单元例如可包括具有特定应用程序的移动电话、iPhone和蓝莓。

[0051] 图3示出了示意性地图示根据本发明的收发器单元的方框图。如图1所示,收发器单元适合于连接至压力传感器导线的近端,所述压力传感器导线在其远端处设置有压力传感器,以测量在患者内部的压力。优选地,收发器单元包括以下将更详细地描述的传感器信号适配线路2和连接至适配线路2的通信模块4,所述通信模块4处理与通信单元的无线通信。

[0052] 尤其地,主要为了获得可靠的通信链路起见,在多个收发器单元布置成与一个通信单元通信的特定情形期间,还可使用单向通信。

[0053] 测量压力数据由收发器单元独立产生,并作为数据流以指定的频率范围传送至通信单元(在通信信号为无线电频率信号的情况下),指定的频率范围在下面作进一步的讨论。

[0054] 根据优选实施例,通信信号是无线电频率信号,并且以下将详细描述该实施例。

[0055] 此外,根据优选实施例,无线电频率信号发送作为数据包(即以数字形式)的数据。作为替代,无线电频率传输可以是模拟数据传输。

[0056] 通常,通信信号可以是例如无线电频率信号、红外信号或光信号的电磁波信号。

[0057] 根据替代性实施例,通信信号可以是任何无线发送的信号,例如超声信号或磁性信号。本领域的技术人员可容易地使描述的系统(即收发器单元和通信单元)适合于使用任何提及的通信信号。

[0058] 现在将详细描述通信信号为无线电频率信号的优选实施例。尽管结合优选实施例描述了收发器单元和通信单元,但应理解的是,如果使用任何替代性通信信号,相关的特征可同样应用。

[0059] 参考图2和3,通信模块连接至天线6。在附图中,天线被图示成在收发器单元外部的突出,但如在替代中的那样,其可集成到收发器单元的壳体中。压力传感器导线适合于插入收发器单元的细长孔隙8。孔隙在其内表面设置有多个电连接表面(未示出),以便当将压力传感器导线插入孔隙8时连接至在压力传感器导线的近端的电极表面。收发器单元还设置有导线紧固装置(未示出),以便当将导线正确地插入孔隙时稳固地固定导线。

[0060] 根据优选实施例,收发器单元适合于接纳具有0.35mm的外径的压力传感器导线的近端,即细长孔隙8的内径稍微比0.35mm大。

[0061] 美国专利No.5,938,624涉及一种用于引导线的具有连续表面的凸形连接器(在图6中示出),所述凸形连接器优选地作用于连接至根据本发明的收发器单元的压力传感器导线的近端的凸形连接器。凸形连接器200包括芯线210和沿着芯线纵向间隔开的导电构件202。连续的绝缘材料203设置在引导线与导电构件之间,并且绝缘材料具有与导电构件的外表面同延的外表面。

[0062] 如上所述,根据本发明的收发器单元设置有紧固装置,以将压力导线的近端紧固至收发器单元。紧固装置可以是在美国专利No.6,428,336中公开的类型凹形连接器(在图7中示出),上述种类的凸形连接器可插入并固定到所述凹形连接器中,以提供与凸形连接器的接触表面的电接触。凹形连接器300包括绝缘中空壳体301,所述绝缘中心壳体301包含三个中空接触构件302a、302b和302c,以与凸形连接器的导电构件接触。在凹形连接器的远端处,设置有用于将凸形连接器固定在凹形连接器中的紧固装置303。

[0063] 相对于本发明使用的压力传感器导线的凸形连接器优选地与在美国专利No.6,428,336中公开的凹形连接器兼容。

[0064] 当压力传感器导线固定至收发器单元时,该单元当在插入患者期间引导压力传感器导线时可用作“把手”。优选地,收发器单元例如以在收发器单元的外表面上一个或多个细长肋的形式或者通过给收发器单元提供粗糙表面的方式设置有引导装置10。

[0065] 压力传感器导线可固定至收发器单元,使得当收发器单元沿着其纵向轴旋转时,传感器导线也旋转,这常常是必需的,以便在插入程序期间引导传感器导线。作为替代,传感器导线以传感器导线可相对于收发器单元旋转的方式固定至收发器单元。传感器导线的旋转于是通过一个手稳固地保持收发器单元并通过另一个手使传感器导线旋转实现。

[0066] 收发器单元优选地经由布置在单元的壳体处的激活按钮12激活并启动。激活按钮优选地是机械激活的。

[0067] 根据替代性的实施例,当将传感器导线的近端正确地插入单元时,激活并启动收发器单元。这例如可通过将按钮布置在压力导线插入的空腔的底部实现。

[0068] 根据另一替代性的实施例,当分别在凸形与凹形连接器的对应电接触表面之间建立电连接时,激活并启动收发器单元。

[0069] 根据又一替代性的实施例,收发器单元由响应来自监测装置的命令从通信单元产生的远程信号激活并启动。

[0070] 收发器单元包括能量装置,以赋能收发器单元和连接的压力传感器导线的线路。能量装置优选地是例如可被包括在传感器信号适配线路中的电池或电容器。

[0071] 压力传感器导线以及收发器单元优选地是在使用之前必须能够杀菌的一次性单元。

[0072] 根据本发明的替代性的实施例,为了进一步改善收发器单元的用户友好性,在单元的壳体处设置有附接装置。附接装置可以皮带、夹子或钩子的形式,即在使用期间使得收发器单元能够静止的任何机械附接装置。

[0073] 图4示出了示意性地图示可应用于本发明并且优选地集成到收发器单元中的传感器信号适配线路的方框图。

[0074] 参考图1和2,压力传感器导线包括:传感器元件,其用于测量生理变量,并响应所述变量产生传感器信号;引导线,其使所述传感器元件位于其远侧部分,优选地靠近其远

端,并且适合于插入身体,以便将传感器元件定位在身体内。收发器单元包括传感器信号适配线路(图4),其中传感器信号被施加于适配线路,所述适配线路适合于以使得测量的生理变量可由外部装置检索的格式自动产生与传感器信号相关的输出信号。根据优选实施例,传感器信号适配线路包括可编程传感器调节装置、校准装置(其是校准数据可提供、存储到其中并可在其中改变的存储装置,例如电可擦可编程只读存储器(EEPROM))、能量装置和输出放大装置。

[0075] 可编程传感器调节装置优选地是专门设计用于电桥传感器的PGA309可编程模拟传感器调节器(可从德州仪器公司得到)。

[0076] 根据本发明的优选实施例,外部装置经由无线电链路给传感器信号适配线路无线地提供基准电压值,并且从收发器单元中的能量装置施加对应的电压。通过考虑信号标准及由传感器元件测量的物理参数的实际值,信号适配线路处理来自传感器元件的信号,使得根据由监测器所期望的标准的适配信号可被无线地送回至外部装置,其中外部装置遵循所述信号标准,并且借助于基准电压向适配线路指示所述信号标准。

[0077] 收发器单元与通信单元之间的通信优选地以所谓的无牌照无线电频率间隔进行。

[0078] 术语“无牌照无线电”指的是由政府机构所授予的许可,以允许多个无线电同时以指定的频带操作。这些无牌照的频段被称为ISM(工业、科学和医疗)频段。

[0079] 两个使用最普遍的ISM频段被称为900MHz和2.4GHz频段。所述两个使用最普遍的频段允许在它们内的无牌照的扩频无线电的使用。一般地,900MHz频段用于美国。遍及世界的大部分使用2.4GHz频段(具有不同的功率约束)。尽管在两个频段的特性之间存在一些差异,但900MHz频段典型地允许较高的功率和较长距离的传输,而2.4GHz频段通过其较宽的带宽允许较高的数据率。在欧洲,还将869MHz和433MHz频段分类为ISM频段,并且中国已将220MHz频段对无牌照的无线电开放。

[0080] 在本发明的实施例中,使用2.4GHz(2.2-2.6GHz)的频带。典型的通信距离小于10米。

[0081] 为了实现传感器值从收发器单元到通信单元的安全传输,优选地例如通过利用蓝牙使用跳频技术。跳频技术为无线电通信领域的技术人员所熟知,并因此在此仅简要地描述。

[0082] 收发器单元包括第一通信模块,以处理与设置有第二通信模块的通信单元的无线电频率通信。

[0083] 当已将压力传感器导线插入收发器单元并且通信单元连接至外部装置时,系统随时可使用。

[0084] 通过按压收发器单元上的激活按钮,所述收发器单元被激活,然后设法建立通信单元的无线电链路连接。这优选地通过普通的握手程序进行,以便识别收发器单元。该系统现在随时可接收测量的传感器数据。

[0085] 在示例性标识为1、2、3、4、5等的特定时间处测得的压力传感器值分别标识为P1、P2、P3、P4、P5等,其被施加于收发器单元的通信模块。这些值优选地以每包三个值的包发送,例如P1、P2和P3形成包P1P2P3;下一个包包括值P2、P3和P4,其形成包P2P3P4,并且下一个包包括值P3、P4和P5,其形成包P3P4P5等。顺序的包以不同的频率发送,即,包P1P2P3以第一频率F1发送,包P2P3P4以第二频率F2发送,并且包P3P4P5以第三频率F3发送。下一个包将

是P4P5P6,并且以第一频率F1发送等。这种传输被称作跳频传输。因此,每个压力传感器值于是将被发送三次,这提高了传输安全性。

[0086] 由通信单元接收的包于是由通信单元中的第二通信模块拆包并格式化,使得可根据例如BP22信号标准或USB标准的所需信号标准将压力值施加于外部装置,在所述外部装置处,所述压力值例如在显示装置上可用。

[0087] 如上所述,优选地借助于PGA309可编程模拟传感器调节器实现可编程传感器调节器装置。PGA309特别地设计用于电阻电桥传感器应用,并包含三个主要的增益模块,用于定标差分输入电桥传感器信号。因此,如以上所讨论地,可适配表示测量的生理变量的信号,使得提供按照由监测器所期望的格式的信号。该信号格式由提供至传感器信号适配线路的基准电压和由传感器测量的信号的实际值确定。PGA309可构造成与内部或外部电压基准一起使用。根据本发明,从能量装置将例如+2.5V的内部基准电压提供至PGA309。

[0088] 因此,调节器装置产生与传感器信号相关的模拟输出电压信号,使得可由外部装置检索测量的生理变量(即压力)。

[0089] 由于每个传感器元件是具有其自身特性的单独项,所以每个传感器组件包括优选地为电可擦可编程只读存储器(EEPROM)的校准装置,所述校准装置包含在为每个单独的传感器导线组件进行的传感器元件的校准期间获得的单独的校准数据。校准与压力传感器导线的制造结合进行。校准数据考虑了诸如电压偏移和温度漂移等的参数。

[0090] 电桥压力传感器优选地经由PGA309电路产生的激励电压 V_{EXC} 从PGA309赋能。作为替代,压力传感器可从例如电池或电容器装置的单独的能源赋能。

[0091] 对于例如由PGA309电路产生的给定的激励电压 V_{EXC} ,电桥的输出电压($V_{IN1}-V_{IN2}$)是与施加于传感器的压力成比例的电压。因此,对于给定的压力将随施加的激励电压而变化的电桥的传感器输出电压($V_{IN1}-V_{IN2}$)(图4中的传感器信号)与施加于传感器的压力成比例。该传感器输出电压优选地补偿在传感器位置处的温度变化,并被施加于PGA309电路。PGA309电路还包括增益模块,用于调整来自该电路并附加地用于上述输出放大装置的输出信号。

[0092] 根据另一优选实施例,还可采用优选地为微处理器(例如PIC16C770或nRF24E1,在图4中用虚线示出)的处理装置,以处理和适配调节的传感器的模拟输出电压 V_{OUT} ,该输出电压经由PGA309可编程模拟传感器调节器提供。来自PGA309电路的模拟输出信号在其被施加于处理装置之前被A/D转换。为了使传感器信号适用于BP22信号标准,可能需要在传感器信号被施加于生理监测器之前进一步处理所述传感器信号。例如,将表示由传感器元件测量的信号和基准电压的数字数据(例如,12位字)提供给可能被包括在处理装置内的乘法数模转换器(DAC)。最后所得到的乘积(在已滤波之后)被无线地发送至外部装置,并与测量的传感器信号和基准电压成比例。

[0093] 在此已描述的优选实施例中,传感器信号对标准(例如BP22信号标准)的适配在收发器单元中进行,并且尤其地在传感器信号适配线路中进行。然而,该适配作为替代可全部地或仅部分地改为由布置在通信单元中的对应线路进行。该实施例示意性地在图5中示出。无线发送的压力传感器值于是成为将由通信单元中的处理和调节装置调节的“原始”测量数据的形式,以便根据指定的标准格式以正确的格式提供给外部系统。

[0094] 以上相对于图1-6的实施例涉及包括压力传感器元件的压力传感器导线的使用,

用于测量在患者内的压力并产生在压力方面的压力传感器信号。还设想有其他类型的传感器。例如,图1的传感器导线可包括构造成测量任何生理参数的传感器元件,诸如在患者内的压力、在患者内的温度和在患者内的血流。例如,一种合适的传感器可以是如美国专利No.6,615,067所描述的一种温度传感器,用于通过观察具有温敏电阻的导体的电阻测量温度,所述美国专利在此以参考的方式整体并入。另一合适的传感器可以是如美国专利No.6,167,763所描述的测量血流的传感器,所述美国专利在此以参考的方式整体并入,其中可以电学方式或通过利用超声技术测量血流。电技术基于由流动速度引起的温度变化,其中冷却是流动速率的函数。越快的流动产生越大的温度下降。可在美国专利No. RE 39,863和6,615,667中找到其他合适的传感器,所述美国专利以参考的方式整体并入。其他合适的传感器可以是血液分析物传感器,用于确定血液中的一种或多种化学成分,诸如葡萄糖、氧化的或脱氧的血红蛋白等。从通信单元传送至外部装置的信息于是是与生理参数相关的信息,其中传感器值是与生理参数相关的传感器值。

[0095] 附加地或替代性地,图1的传感器导线可包括构造成测量非生理参数的传感器元件。非生理参数可以是在身体内或外的参数,并且可在身体内或外产生。例如,非生理参数可以是以下项中的至少一个:靠近身体的磁场、磁通量、X射线场和/或电磁场;靠近身体的光信号;和/或在身体内的可植入的、外来的和/或金属的装置(诸如支架、针、起搏器、施药装置等)的存在。从通信单元传送至外部装置的信息是与非生理参数相关的信息,并且传感器值是与非生理参数相关的传感器值。

[0096] 通过非生理参数的检测,传感器元件可用于定位目的,即利用非生理参数的检测或非生理参数的预定水平的检测建立传感器在患者的身体内的位置。由于传感器的精确位置可在进行生理测量的同时由非生理参数确定,所以这样的构造在进行生理测量(诸如,例如,压力、温度、血流、血液化学分析等)时可能是有益的。在光信号应用的示例中,使用光敏的传感器,其中当光显示在所述传感器上时(例如,正好在皮肤下方或通过皮肤的区域中),将激活传感器,以指示传感器元件相对于光的位置。可相似地操作磁场、X射线场、电磁场等的检测。如果同时使用生理或非生理参数,则图8示出了包括传感器导线401的合适的构造,所述传感器导线401包括设置在位于传感器导线401的远端处的可插入部分内的第一传感器元件408A和第二传感器元件408B。图8的其他部件已相对于图1描述。

[0097] 替代性地,图8的两个传感器元件可测量两个不同的生理参数或测量两个不同的非生理参数。当然,可使用诸如一个、两个、三个、四个、五个或更多个传感器元件的任意数量的传感器元件,其中传感器元件可测量血压;血液温度;血流;一个或多个血液分析物浓度;磁场;磁通量;X射线场;电磁场;光信号;金属仪器、可植入装置或外来物(诸如,例如,支架、针、可植入的施药装置、起搏器等)的存在和/或它们的任何组合。

[0098] 取决于传感器元件的数量,图4的收发器单元于是将具有对应数量的传感器信号适配线路。每个传感器元件的传感器信号于是被施加至其对应的适配线路,以便以一定的格式自动产生与传感器信号相关的输出信号,使得可由外部装置检索测量的变量。传感器信号适配线路中的一个或多个传感器信号适配线路可包括可编程传感器调节器或传感器调节装置、校准器或校准装置(为可将校准数据提供、存储到其中并可在其中改变的存储装置或装置,例如电可擦可编程只读存储器(EEPROM))、能量装置或装置和输出放大器或输出放大装置。

[0099] 如上所述,来自传感器信号适配线路的输出信号可通过一对通信模块传递至通信单元。当然,还设想可使用多对通信模块,诸如例如对于每种传感器元件的一对通信模块。

[0100] 还设想用于具有一个、两个、三个、四个或更多个传感器的传感器导线的其他实施例。例如,传感器信号适配线路2构造成滤波、处理和格式化从传感器导线接收的信号。传感器信号适配线路2可完全位于收发器单元的壳体内(见图3),或完全位于通信单元内(见图9)。传感器信号适配线路2可部分地位于壳体内(线路的一部分在图10中被标记为2'),并且可部分地位于通信单元内(线路的另一部分在图10中被标记为2'')。传感器信号适配线路2可完全位于在传感器导线的远端的传感器的附近(见图11)。传感器信号适配线路可部分位于在传感器导线的远端的传感器的附近(线路的一部分在图12中标记为2'''),而传感器信号适配线路的其他部分可部分地位于壳体内和/或位于通信单元内。传感器信号适配线路2可完全位于外部装置处(见图13)。传感器信号适配线路可部分地位于外部装置处(线路的一部分在图14中标记为2'''),而传感器信号适配线路的其他部分部分地位于壳体内、位于通信单元内和/或靠近位于传感器导线的远端部分的传感器。当传感器信号适配线路部分地位于壳体内、位于通信单元内、靠近传感器导线内的传感器或位于外部单元内时,线路的该部分可以是处理一个或多个传感器所需的传感器信号适配线路的大部分、相当大的一部分或一小部分。例如,对于每个传感器、多个传感器或所有传感器,传感器信号适配线路的部件可以是可编程传感器调节装置、校准装置、能量装置、输出放大装置或以任何方式组合的它们的子部件。

[0101] 还设想有其他的实施例。例如,图15示出了一个实施例,其中收发器单元具有直接与容纳在外部装置内的通信模块通信的通信模块,使得不需要图2的通信单元。因此,外部装置可具有通信模块和/或具有部分或完全容纳在外部装置内的传感器信号适配线路。如先前所讨论地,外部装置可以是专用装置(例如,优选地为设置有监测器的患者监测装置,或者设置有相关软件和外部连接的PC,以接收并处理来自测量系统的测量数据);标准心导管实验室监测器系统;移动单元(诸如例如具有特定应用程序的移动电话、iPhone或黑莓)或数据被直接发送至移动单元的装置。

[0102] 本发明不局限于上述优选实施例。可使用各种替代、变型和等同。因此,以上的实施例不应被理解成限制本发明的由所附权利要求所限定的范围。

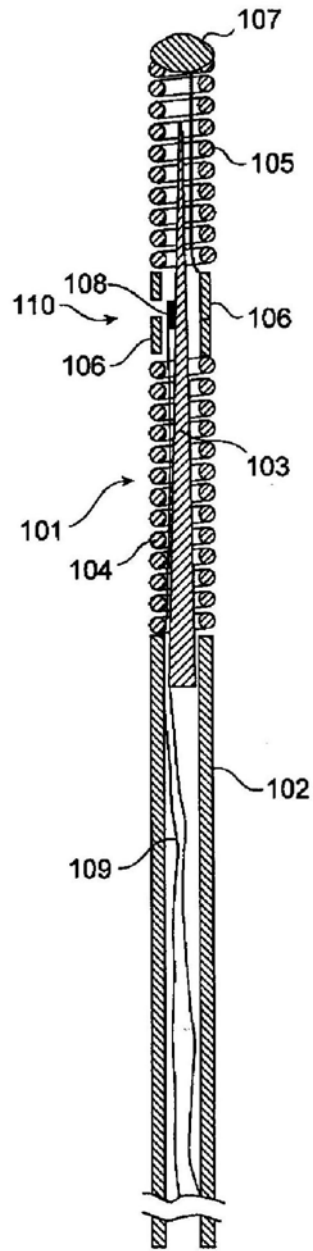


图1

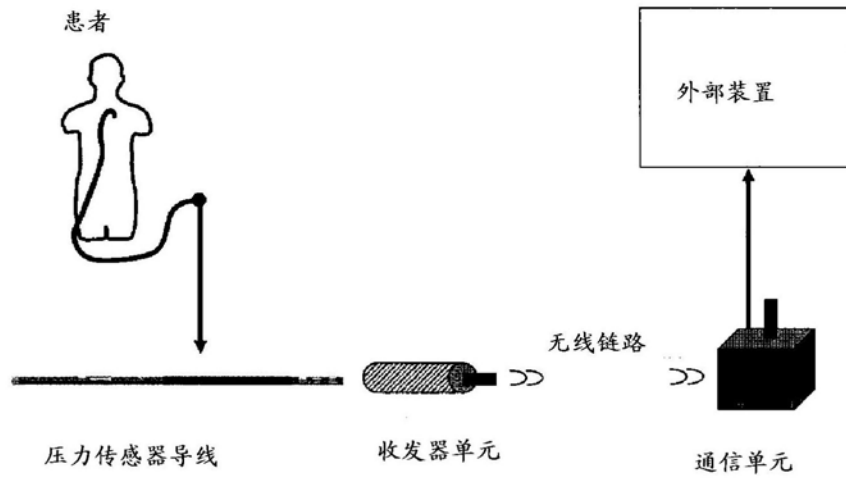


图2

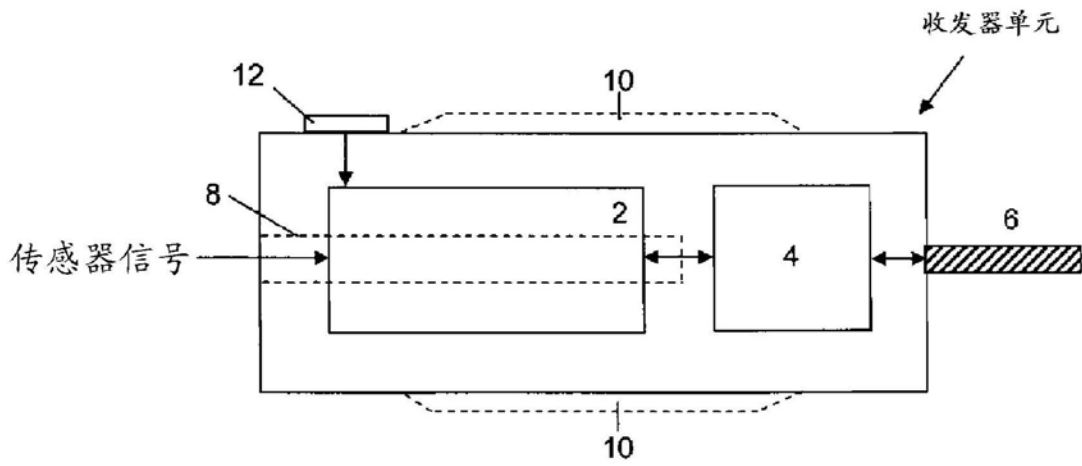


图3

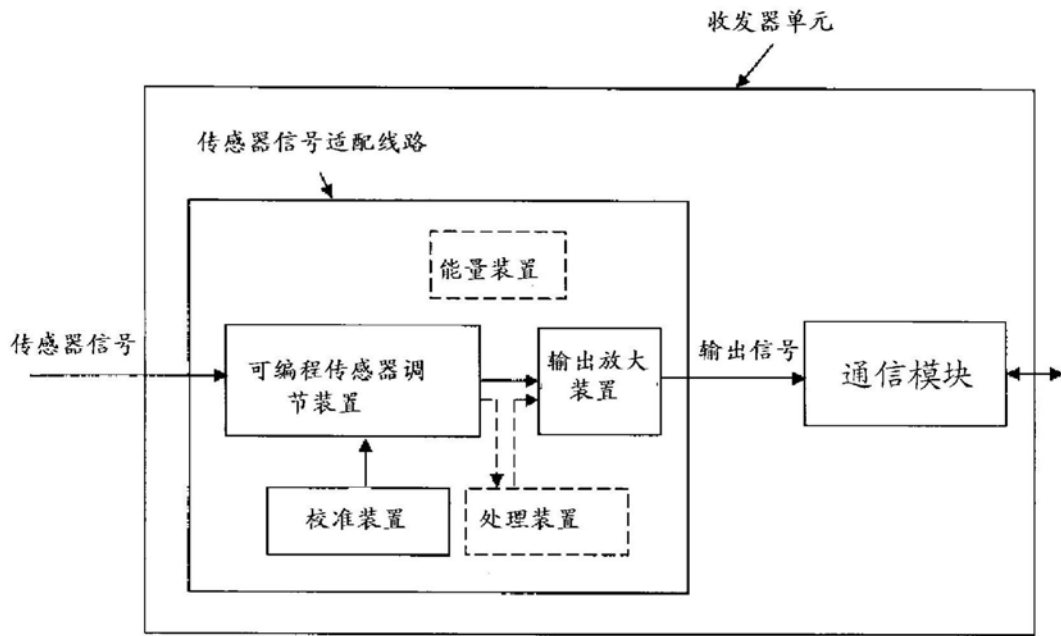


图4

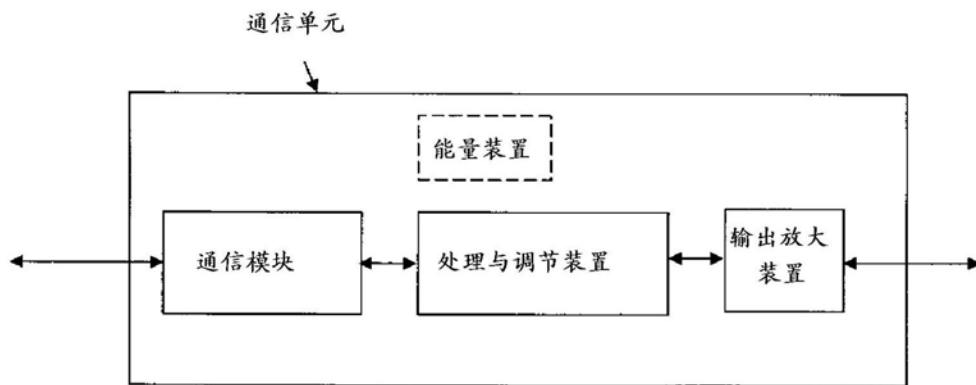


图5

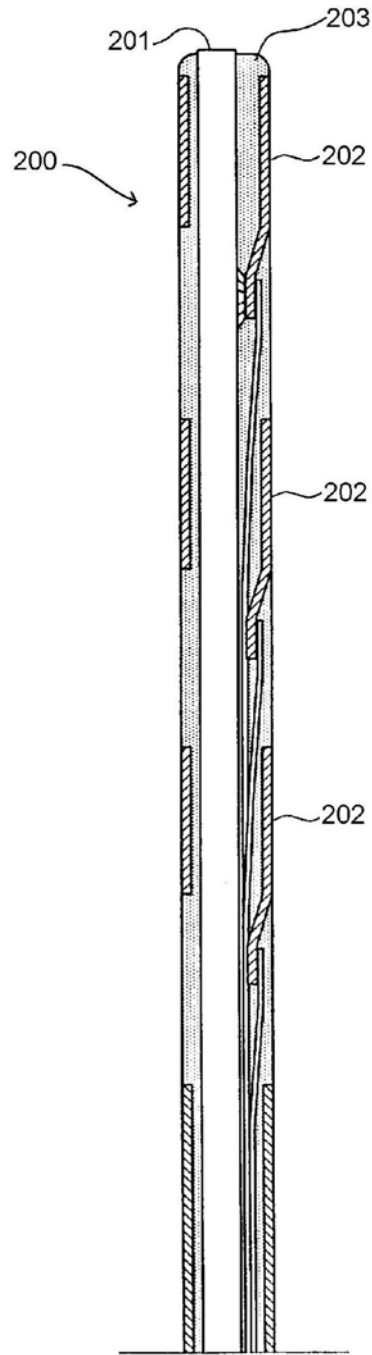


图6

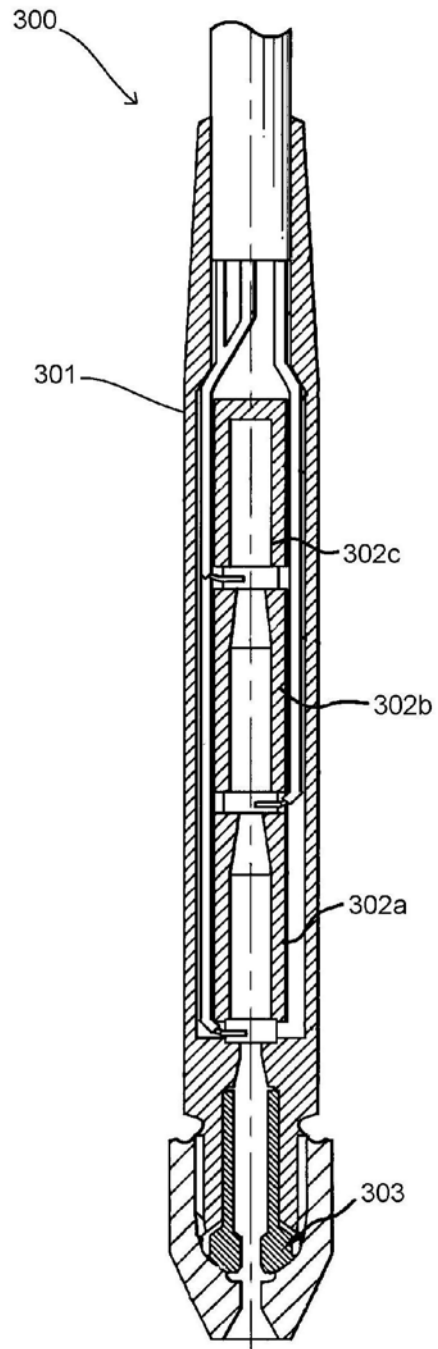


图7

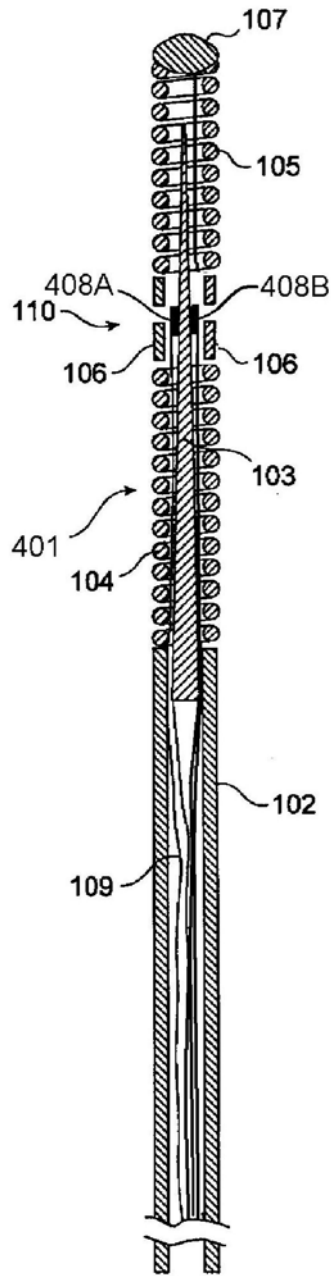


图8

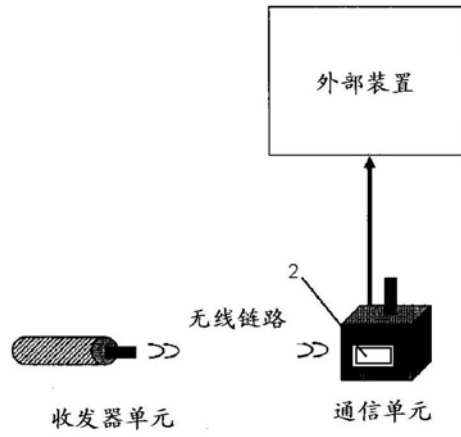


图9

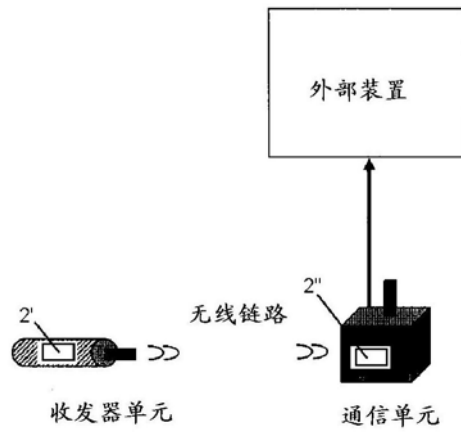


图10

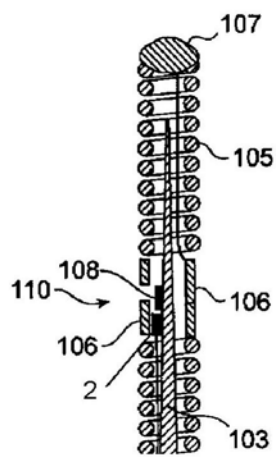


图11

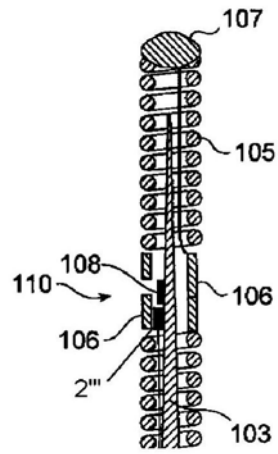


图12

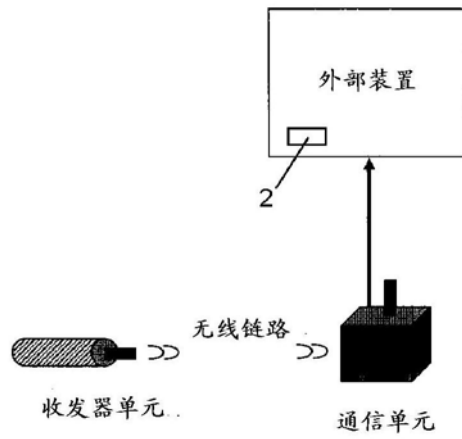


图13

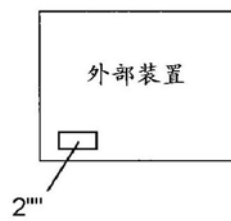


图14

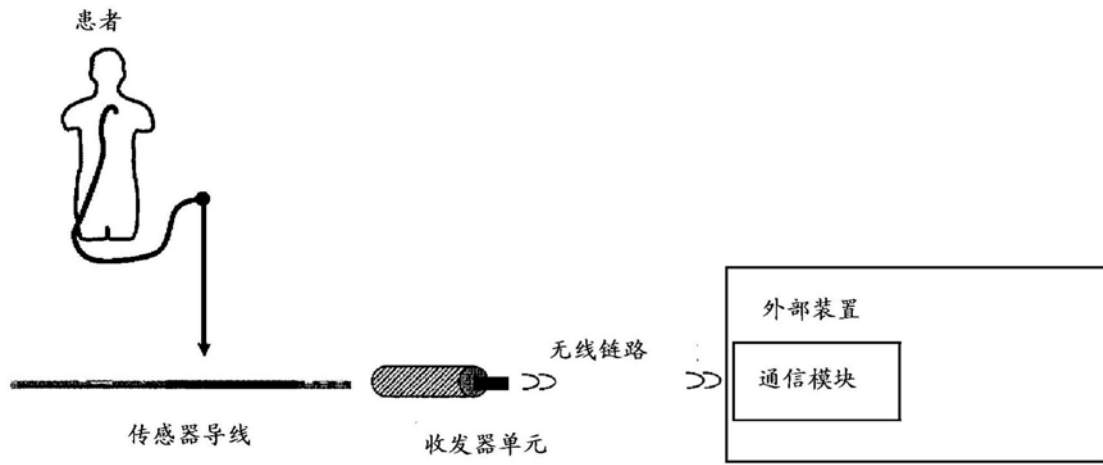


图15