



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102137620 B

(45) 授权公告日 2014. 03. 05

(21) 申请号 200980133902. X

(22) 申请日 2009. 08. 11

(30) 优先权数据

61/092, 468 2008. 08. 28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 02. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/053550 2009. 08. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/023579 EN 2010. 03. 04

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·L·菲尔 R·A·福伊尔森格

B·D·格罗斯 S·卡瓦纳

E·D·纳尔逊 D·A·西尔伯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/04 (2006. 01)

A61J 15/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2008072150 A1, 2008. 06. 19, 摘要, 权利要求1, 说明书第1页第21-22行, 第9页第27-30行, 第10页第1-11行, 第11页第1-17行, 附图3, 附图4.

CN 1741766 A, 2006. 03. 01, 说明书第3页第5-12行.

WO 2006015230 A2, 2006. 02. 09, 说明书第12页第2, 6-29行, 第13页第1-6行, 说明书第14页第16-17行.

WO 02103409 A2, 2002. 12. 27, 说明书第4页第21-25行, 第5页第1-6行.

CN 1731954 A, 2006. 02. 08, 全文.

US 5105812 A, 1992. 04. 21, 说明书第3栏第18-47行.

审查员 张玲玲

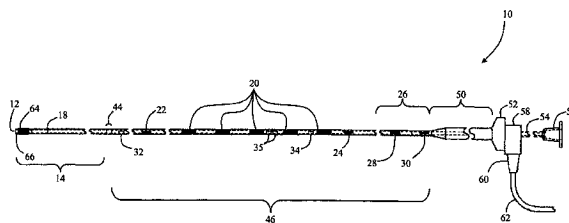
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

通过饲管获得生理信号的装置、设备和方法

(57) 摘要

一种新生儿饲管 (10) 包括用于监测婴儿和为婴儿提供营养品的电子元件和检测装置。管 (10) 包括用于感测婴儿的 ECG 信号的电极 (20)。热敏电阻 (22, 24, 28, 30) 沿着管 (10) 放置在多个点以测量在这些点处的婴儿温度。通过计算两个压力端口 (32, 34) 之间的压力差测量呼吸力度。在纤维窗口 (35) 处测量脉冲和 SpO₂。电极 (20)、远端电极 (64) 和光源 (66) 有助于护理人员将管 (10) 的末端 (12) 正确地定位在婴儿的胃中。



1. 一种口胃式或鼻胃式饲管 (10), 包括:
 - 由诸如腔管、导线、机电元件的分离部件构成的模制的或置于壳内的结构;
 - 成层设置到中心腔管上的导线, 在成层设置之后中心腔管被包胶模制、铸造、或被封装;
 - 在单个腔管或多腔管的挤压中模制的内壁导线; 或
 - 安装到多个腔管 (36) 的一个中的分离导线束, 所述多个腔管将多个腔管的一个中的进给路径与所述机电元件物理上分离;
 - 限定至少一个腔管 (36) 的管状结构 (42), 所述至少一个腔管为营养品提供从对象的外部到所述对象的胃中或小肠中的路径; 和
 - 在所述饲管 (10) 的外侧上均匀地或不均匀地间隔的至少两个电极 (20), 用于测量所述对象的心博, 其中, 至少一个电极在任何给定时间被使用; 以及
 - 执行监测算法以选择具有最佳信号的电极的装置, 在此当所述饲管被插入时或周期性地随该对象成长且所述饲管被重新定位时能够执行所述算法;
 - 其中, 所述饲管还包括:
 - 用于与对象的咽部的区域中对象的流量同时地监测温度和温度变化的口咽部热敏电阻 (30);
 - 用于在所述对象的咽部以下监测所述对象的温度的下咽部热敏电阻 (28);
 - 用于监测所述对象的中心温度的食道热敏电阻 (22);
 - 其中, 至少一个热敏电阻 (22, 28, 30) 是分节段的热敏电阻。
2. 根据权利要求 1 所述的饲管, 其特征在于, 所述管状结构 (42) 包括如下的至少一个:
 - 由诸如腔管、导线、机电元件的分离部件构成的模制的或置于壳内的结构;
 - 成层设置到中心腔管上的导线, 在成层设置之后中心腔管被包胶模制、铸造、或被封装;
 - 在单个腔管或多腔管的挤压中模制的内壁导线; 或
 - 安装到多个腔管 (36) 的一个中的分离导线束, 所述多个腔管将多个腔管的一个中的进给路径与所述机电元件物理上分离。
3. 根据权利要求 1 所述的饲管, 其特征在于, 还包括: 多个腔管 (36)、线束 (40) 和 / 或大体位于所述腔管中心的光纤束。
4. 根据权利要求 1 所述的饲管, 其特征在于, 至少两个电极 (20) 限定电极排列, 所述电极排列横跨足够区域, 以便在所述饲管的末端被放置在所述胃中之后优化与心脏和肺相关的信号采集。
5. 根据权利要求 4 所述的饲管, 其特征在于, 所述排列中的起作用电极通过电开关或通过连接器与多个位置选择性地连接, 使得每个位置不同地将所述饲管的所述电极连接到监测装置的输入插口的导电销上。
6. 根据权利要求 1-5 任一所述的食道饲管, 其特征在于, 还包括:
 - 用于在所述对象的隔膜上方监测对象压力的上隔膜压力端口 (34); 以及
 - 用于在所述对象的隔膜以下监测对象压力的下隔膜压力端口 (32)。
7. 根据权利要求 1-5 任一所述的食道饲管, 其特征在于, 还包括如下的至少一个:

光纤丝,所述光纤灯丝为临近外壳(42)并且感知脉冲和 SpO_2 的光纤窗口(35)提供光;

连接到所述饲管(10)的远端的柔软的模制末端(14);

位于所述饲管的所述末端(12)的光源(66),用于视觉地追踪所述饲管的末端(12);或

位于所述饲管的所述末端(12)的远端电极(64),用于指示所述饲管的所述末端(12)何时进入所述对象的胃。

通过饲管获得生理信号的装置、设备和方法

技术领域

[0001] 本申请涉及新生儿和儿科的护理。本申请发现与新生儿的护理有关的饲管的特别应用,且将通过详细的参考进行描述。然而,可以理解的是,其许多概念可升级于儿科和成人应用中,且不限于前述应用。

背景技术

[0002] 在护理新生婴儿时,与成人患者或其它儿科患者相比,患者的大小有明显的不同。由于患者非常小,仪器、传感器等必须重新设计以用于新生儿患者。这项任务对于本领域技术人员不是显而易见的,且本发明包含了用于捕获熟悉的生命信号的新技术。

[0003] 需要进行管喂养的新生儿通常也通过生理监测器进行电监测。这种监测器采用粘附于患者的胸腔和腹腔的多个电极和传感器,以捕获计算心率的 ECG 信号和用于获得计算呼吸频率的呼吸阻抗波形。皮肤电极的粘附对新生儿是个问题。所述粘附不仅必须具有合适的电学特性以传送电学信号,还必须粘附得足够好以保持信号的充分完整性而无论运动伪影如何。另外,由于皮肤发育不良和不显性失水(蒸发)情况下的体液平衡的临界,婴儿常常保持在湿度和温度受控的保育箱中,这不仅使电极粘附的问题复杂,还增添了为一般设立在保育箱中的温度调节装置获得反馈信号的需要。每次减少电极或传感器,护理人员就必须及时干预,这增加了护理提供人员的工作量,并且中断了婴儿的重要的睡眠循环。

[0004] 另外,早产儿一般缺少皮肤完整性且由于施用粘合剂或传感器其脆弱的皮肤会受到刺激和撕裂。为了进行常规的皮肤完整性检查和清洁而移出所述电极或传感器会在移出过程中进一步刺激新生儿的敏感的皮肤。实际中,没有适于新生儿皮肤电极的完美的粘合剂。外部电极和它们的电缆也使对新生儿的常规护理(例如,清洗)变得复杂且可能会烦扰到试图和婴儿亲近的父母。

[0005] 对于需要重点护理的患者,温度的变化能够表明发烧或其它需要注意的医疗状况。然而,在早产婴儿的案例中,体温调节系统还没有完全发育,所以不像成年人群体,婴儿的温度会在几分钟(对于成年人而言是几个小时)内陷入危机且因此需要密切地监测。因此,在新生儿监护病房(NICU)需要实施常规且连续的温度监测。这通常需要在腋窝、腹股沟或皮肤上临时放置热敏电阻探测器来完成。这些温度传感器必然会对婴儿产生过多的刺激,这被认为是影响发育的消极因素。通常,NICU 患者被置于培养器中。为了保持温度信号而打开和关闭培养器使得在培养器内部保持所需要的空气温度控制变得困难。

[0006] 同样地,婴儿和婴儿之间大小的变化非常大。能存活的早产儿比它们满期的对应物在体重和长度方面都小得多。在采用新生儿饲管的情况下,所述管的大小要适应婴儿的大小。为了适应婴儿大小的范围,通常需要不同大小的管以使饲管的末端搁置在胃中。另外,由于新生婴儿生长迅速,婴儿的饲管在其使用过程中可能需要改变和或重新定位。

[0007] 在插入新的饲管的过程中,必须进行护理和检验确认以确保所述管是沿着食道路径进入胃中而不是沿着支气管路径进入肺中。另外,管的开口必须合适地定位于胃中而不是食道中,且管的端部必须在到达胃的底部之前就停止。饲管的错误放置会导致吸入胃的

内含物和将物料进给进肺中,这会导致威胁生命的肺部感染或创伤。

发明内容

[0008] 本申请提供一种克服上述和其它问题的新的和改进的饲管。

[0009] 根据一方面,食道饲管包括用于进给的至少一个腔管(管)并且为营养品提供从对象的外部进入对象的胃中的路径。至少两个,但最佳地是三个或更多个均匀或非均匀间隔开的电极设置在饲管的外侧上以测量患者的心脏和呼吸能力,其中至少两个电极在任何给定的时间使用。

[0010] 根据另一方面,提供一种将食道饲管插入对象中的改进方法。饲管被插入到对象的食道中。该饲管被推进到估测位置,以将饲管的末端放置在对象的胃中。所有电极同时地感测心搏,且通过均匀分布的去极化(通过等电位线心脏循环(图#X)的相等的正和负弯曲来检测心脏位置的SA节点(心脏起搏中心)。一旦检测到该位置,到患者体内的合适末端放置位置的距离将是婴儿和可能在儿科的患者和成人的头围的数学函数。感测到的心搏被处理以与感测到的活动的相对强度进行比较。分析相对强度以确定饲管是否合适放置、需要进一步前进、或需要缩回。

[0011] 根据另一方面,提供一种监测对象的方法。提供一种使营养品从对象的外部进入对象的胃中的腔管。腔管和电子导体可以整体构造或组装且然后包封在外壳中。用于测量呼吸频率计算所用的阻抗所需的至少两个电极沿着饲管的外侧定位,以测量对象的心脏和呼吸活动,其中至少两个电极在任意给定的时间是起作用的。

[0012] 根据另一方面,提供一种监测对象的方法。提供一种检测隔膜(参照图#XX)上方和下方的压力的腔管,因此能够进行指示呼吸力度的压差监测且帮助检测呼吸频率和呼吸力度。当饲管被插入时,监测压差直到感测到诸如零的最小压差,以表明合适的放置。根据另一方面,提供一种监测对象的呼吸的方法。提供小质量的热敏电阻以检测下咽部和另外的隔膜下方的快速温度变化,因此能够进行流动模式和差动流量温度监测,以指示呼吸气流速率和指示流量的体积计算。这也有助于检测管的合适位置。当管被插入时,监测温度变化以确定热敏电阻是否位于食道或气管中。当管进入气管中时,温度在单一点以及在两个点之间都会有波动,且因此仍然可以检测到呼吸信号;但是如果管位于食道中,就不会检测到温度变化,因此不会看到呼吸信号。

[0013] 这种设计的优点在于类似地测量 SpO_2 的机会,食道 SpO_2 等于核心/中心 SpO_2 。另一优点在于:相对于腋部温度,食道的温度读数更反映真实的中心温度。

[0014] 另一优点在于食道是一种能够沿着饲管收缩的肌肉,这能确保充分的电极接触以及自动的读数产生,避免了护理人员干预的需要。

[0015] 另一优点在于通过在下咽部和下隔膜之间测量的压力差信号对呼吸力度和导致的呼吸进行测量。

[0016] 另一优点在于与表面电极相比,对心肌本身附近的 ECG 信号采集能增大检测到的相对信号幅度。

[0017] 另一优点在于连续的实时数据检测。

[0018] 另一优点在于获取读数时不必打扰婴儿或婴儿的环境。

[0019] 另一优点在于消除了与新生儿护理有关的粘附电极。

[0020] 另一优点在于与已有的监测设备的兼容性。

[0021] 另一优点在于基于通过 ECG 检测的多个信号、在插入过程中检测的温度差和压力差,能够手动和 / 或自动地修正饲管的位置。

[0022] 本发明其它进一步的优点是本领域的技术人员在阅读和理解下面的详细描述的基础上可以预料的。

附图说明

[0023] 本发明可采取各种组件和组件的布置、以及各种步骤和步骤的排列的形式。附图的目的仅用于举例说明优选的实施例,并不能解释为对本发明的限制。

[0024] 图 1 显示了根据本申请的具有检测装置的新生儿饲管;

[0025] 图 2 是通过远端的图 1 的饲管的横截面视图;

[0026] 图 3 是通过热敏电阻的图 1 的饲管的横截面视图;

[0027] 图 4 是通过电极的图 1 的饲管的横截面视图;以及

[0028] 图 5 是通过近端的图 1 的饲管的横截面视图。

具体实施方式

[0029] 参照图 1,显示了新生儿饲管 10。在一个实施例中,饲管 10 是用于尚未发育吮吸能力或由于其它原因而不能正常进食的新生婴儿(尤指不满一个月的婴儿)的具有测量装置的一次性饲管。在一个实施例中,饲管 10 是一个 5French 管,或直径为 1.67mm。可以采取合适的比例以得到更大或更小的管。方便起见,饲管 10 被分节段示出,尽管它的实际大小例如在长度上接近 300mm。

[0030] 通过饲管 10 对新生儿喂食代乳品或母乳。饲管 10 一般被插入到鼻子或口中,且插入到食道和胃中。类似于标准的饲管,所述管的远端具有末端 12。图 2 显示了远端部 14 的横截面视图。在末端 12 的孔 16 允许营养品,例如婴儿代乳品或母乳从所述管流出。从末端 12 偏移的一个或多个附加孔 18 允许给营养品在端部孔 16 被阻塞或闭塞的情况下流出。在一个实施例中,末端 12 和横向孔 18 优选定位在对象的胃中。远端部 14 由软的、生物适合材料例如(在一个实施例中)硅橡胶模制而成。

[0031] 饲管 10 还包括电极 20。电极 20 位于饲管的外侧,且当被插入后,与对象的食道接触。绝缘引线从每个电极或在饲管 10 内侧或在饲管的外壁邻近地延伸。热敏电阻 22 位于管的内部以进行温度测量,并且在一个实施例中远离电极 20。图 3 示出了饲管 10 的横截面,在横截面中包括热敏电阻 22。

[0032] 热敏电阻 22 被装配到一对导线上,至少一个是绝缘的。在一个实施例中,热敏电阻 22 被校准以符合特定病人监测器或系列监测器的需求。校准被检查。测量电阻并与规范相对比。如果需要,增加电阻直到热敏电阻的电阻符合规范。这个过程使热敏电阻达到合适的精确度标准。热敏电阻 22 可以是一块半导体材料,或可以是并联连接的两个或多个节段,在每个节段之间具有小的间隙。这允许该组件在两个方向上弯曲并且扭曲,即使其长度是管直径的几倍。这是重要的,因为热敏电阻的总电阻与其厚度成正比且与面积成反比。由于热敏电阻的宽度和热敏电阻的厚度受到饲管 10 的大小的约束,热敏电阻组件的有效长度需要根据监测系统的电需求来选择,而不需进一步约束。这种构造方法还使插入、移出

和使用过程中的难度和不舒适性最小化。它也更柔韧且更能抵抗制造、插入和使用过程中的破损。在一个实施例中,热敏电阻 22 在 25°C 时具有接近 2250 Ω 的电阻,且在 37°C 时具有接近 1360 Ω 的电阻。

[0033] 在单热敏电阻实施例中,热敏电阻 22 优选定位于食道中以精确地测量中心温度,而不是在胃部或咽部,这些位置的读数可能会不准确。由于胃部液体的腐蚀性效果和由胃部中的空气或营养品引起的不准确,因此布置在胃中是不理想的。热敏电阻定位在远离电极、接近于它们、还是在它们之间取决于实际设计结果和患者大小。然而,在下咽部具有至少 1 个热敏电阻的双腔管能够提供呼吸测量。

[0034] 接近电极 20 的是饲管 10 的鼻咽部分 26。如其名所示,当被插入后该鼻咽部分 26 位于咽和鼻内。这部分是平滑的且具有小直径以避免刺激到对象或干扰呼吸过程中的空气流动。然而,在另一实施例中,它具有非圆形形状和 / 或凹槽形状以减小完全阻塞鼻孔的可能性。在另一实施例中,下咽部热敏电阻 28 和口咽部热敏电阻 30 包括在鼻咽部分 26 中。热敏电阻 28,30 用于测量呼吸流,另外,远端或尾部热敏电阻提供中心温度测量。随着口咽部热敏电阻 30 和下咽部热敏电阻 28 之间的相对温度变化测量所述呼吸流。一排这种热敏电阻对可以适应大小不同的患者。

[0035] 压力差 ΔP 通过下隔膜 (或尾部) 端口 32 和上隔膜 (或头部) 端口 34 之间的压力梯度来测量。 ΔP 表示对象的呼吸力度。由于呼吸道阻塞可能会产生增大的力度而不是 ΔP ,气流能够被分别测量 (通过热敏电阻 28 和 30)。呼吸气流和呼吸力度可以被分别测量且不同。例如,在呼吸道阻塞的例子中,力度会增加但气流会减少。为了精确,测量的气流可以相对于 ΔP 相互校验,且如果两者不一致则可发出警报信号。

[0036] 接近上隔膜压力端口 34 的是两个光纤窗口 35。所述光纤窗口是许多股光纤的抛光端。在饲管的近端,该多股光纤被分成源光纤 (从光源发出,未示出) 和返回光纤。两个光纤束沿饲管 10 延伸到光纤窗口 35。一个光纤束在食道内部,且另一个在饲管的远端。由于皮肤的薄膜和相对半透明特性,远端光纤束不需要分成发射和接收束,因为其仅用于向下发射从小患者发出的光。这种末端光用于通过在黑暗的房间内从外部光源给光纤提供能量并且观察从患者的腹部 (如果被适当地放置) 或胸腔 (如果未被适当地放置) 发出的光的位置来进行位置确认。对象的这种脉冲通过采用传统的反射脉冲血氧测定技术通过光纤窗口采集反射图像体积描记图进行测量。中心的 SpO_2 也在光纤窗口 35 进行测量。上隔膜端口 34 用作冲洗位置以当需要时清洁光纤窗口 35。

[0037] 参照图 4,且继续参照图 1-3,公开了一种可能的制造方法。在一个实施中,具有 4 个进给腔管 36。在三个电极的实施例中,四个腔管 36 中的三个与一个电极 20 接触,但一个腔管 36 不与电极接触。在四个电极的实施例中,四个腔管 36 中的每个都与一个电极 20 接触。在五个电极的实施例中,四个腔管 36 中的三个具有一个接触,而第四个腔管 36 具有两个接触。更少或更多的电极 20 可以按照同样的形式适当地定位。

[0038] 腔管 36 按长度分割。在每个电极 20 的适当位置,导线的非绝缘端被固定。在一个实施例中,导线通过钎焊、焊接、使用导电粘合剂的粘合、卷边等与金属接头装置 38 电连接和机械连接。该接头装置 38 之后通过锻压、卷边、粘合、或类似手段连接到腔管 36 的合适位置。

[0039] 如图 3 所描述,腔管 36 和热敏电阻 22,24,28,30 被放置在一起,使热敏电阻 22,

24, 28, 30 和导线 40 在腔管 36 的中心。远端 14 与腔管 36 和热敏电阻 22, 24, 28, 30 聚在一起, 并且保持在位, 通过挤压、热收缩、卷绕等施加外壳 42。腔管 36 可以在这种过程中再成型, 但是这对于饲管 10 的操作是不需要的。为了达到最大的柔韧性, 导线 40 优选定位在饲管 10 的中心。如果需要额外的结合强度, 可以将机械力元件 (金属丝或光纤) 可附加到远端部 14 并固定到导线 40 上。在外壳 42 内的远端部 14 与近端部 46 之间的间隙 44 用作混合区域, 以便从多个腔管 36 流出的流出物混合且进入远端部 14、以及从孔 16, 18 流出到对象的胃中。

[0040] 接下来, 增加电极 20。如图 4 所示, 外壳 42 在电极 20 的区域被移除。在形成的被移除的区域设置导电过渡装置 48, 例如导电粘合剂、类似弹簧装置或类似装置。以短薄壁圆筒形式的电极 20 设置在每个导电过渡装置 48 之上且之后被成形以将其锁定在位。近端和远端的边缘接着被弯曲到外壳 42 中以提供圆滑的表面, 从而减小伤害患者的风险。

[0041] 当插入饲管 10 时, 饲管 10 的外侧部分 50 位于对象的外面。该外侧部分 50 具有更大的横截面。从饲管 10 内部的部件伸出的导线 40 终止在管侧连接器 52 处。饲管腔管延伸部 54 通过管侧连接器 52 的接近中心处, 且终止在口型接头装置 56 处, 该口型接头装置允许儿童代乳品或母乳通过注射器、滴管、泵、或其它方式注入。在一个实施例中, 该接头装置 56 被标记或物理区分以将其和用于动脉注射的端口装置相区别。

[0042] 与管侧连接器 52 紧密配合的是电缆侧连接器 58。在一个实施例中, 电缆侧连接器 58 具有槽 (未示出), 它使电缆侧连接器 58 无须干扰饲管腔管延伸部 54 即可被连接或断开。在通过弯曲的释放部分 60 之后, 外部电缆 62 连接到监测器。外电缆 62 可与适配器相配合, 该适配器允许连接到的不同类型的患者监测器上。

[0043] 外侧部分 50、管侧连接器 52、进给连接器 56 和腔管延伸部 54 通过传统的嵌入模制、包胶模制和粘合技术固定。包胶模制或装配的管侧连接器 52 与在外电缆 62 上的电缆侧连接器 58 紧密配合。多个营养腔管 36 转换成在外侧部分 50 中的单一腔管。腔管延伸部 54 穿过连接器部件 52, 58 中的开口继续。在腔管延伸部 54 处没有相关导线, 且是相对透明的, 这有助于对流动的视觉确认。腔管延伸部 54 也具有柔韧性。如果护理人员需要通过夹紧腔管来中断流动, 应该在腔管延伸部 54 处完成。一旦装配后, 饲管 10 即准备灭菌和封装。

[0044] 一般地, ECG 读数仅需要三个电极。对于小的婴儿, 采用远端三个电极 20。对于中等的婴儿, 采用中间三个电极 20。对于大点的婴儿, 采用近端三个电极 20。在一个实施例中, 电极根据婴儿的大小和护理人员的判断被人工地选择。该设置可以由护理人员通过临时中断连接器、相对连接器 52 旋转电缆侧部件 58、再重新连接, 因此采用改变内部接触来进行选择。在另一实施中, 电极由监测器选择。一旦插入饲管, 所有的电极 20 向监测器发送信号。监测器显示多个波形, 操作者选择最清晰的显示。在其它实施例中, 记录下所有信号或监测器自动选择最好的电极。

[0045] 值得注意的是, 呼吸频率可以通过一对互相隔开的 ECG 电极向患者注入低压电信号来确定。所述连接的电阻抗在呼吸动作过程中发生改变, 所以可以推算出呼吸的频率和深度。在本发明的一些实施例中, 呼吸频率源自于从可用的电极排列中对电极的选择。

[0046] 在另一实施例中, 使用在监测器侧的 U 形连接器以使饲管 10 能够处于中心, 在轴向相配合。所述 U 形允许电连接和进给连接可以任何时序完成或断开, 而不会互相干扰。

[0047] 在另一实施例中,连接器位于饲管的一侧,在径向或倾斜方向相配合。

[0048] 在另一实施例中,饲管 10 具有矩形(线性)连接器,而不是圆形或 U 形连接器。在该实施例中,饲管侧具有数量等同于电极数的许多插口(销),同时电缆侧具有数量等同于监测器使用的电极数的许多销。因此电缆可以在多个位置被插入到饲管 10 中,从而选择哪个电极是可操作的。

[0049] 在另一实施例中,饲管 10 具有连接器,其电极的选择是通过电缆侧连接器 58 内部的转换装置或电缆 62 自身来执行的。

[0050] 在另一实施例中,饲管 10 具有的连接器具具有能够被锁止在位以确保在断开连接后能够在选定位置仅被重新连接的转动环或其它装置。

[0051] 在另一实施例中,饲管 10 具有在连接器上的滑动或转动开关以允许护理人员手动选择在监测器上显示具有最强信号的电极。

[0052] 将管合适地放置在某些情况下是有困难的。将管插入一个深度以使饲管 10 的末端 12 位于婴儿的胃中。将管插入太深到十二指肠处是不理想的,且插入较短使得开口 16&18 位于食道中也是不理想的。再次参照图 1,包括在饲管 10 的末端 12 处的远端电极 64 以有助于确认位置。当远端电极 64 保持在食道中时,与食道壁的接触可以产生电连续性。然而,当该电极穿过食道括约肌进入胃的较大开口时,导电性消失。因为电极 64 和开口 18 的相对位置由装置的具体设计所确立,开口 18 相对于患者胃的开端的位置现在对于临床医生是已知的。

[0053] 当末端 12 向下通过对象的食道时,与电极 64 一起,使用光源 66 判断末端 12 的位置。婴儿的胸腔相对较薄且半透明。如果光源 66 足够亮,可以透过婴儿的胸腔看到,且护理人员能够从视觉上确认末端 12 的位置。光源 66 可以被近端外侧的灯和沿着饲管 10 长度延伸的光纤所照亮。也可以预期的是,光纤相机可以定位在末端 12 或者光纤光学地与末端 12 连接,且用作传统的内窥镜以帮助定位饲管 10。在一些实施例中,光纤装置是饲管 10 的固定部分;然而,在其它实施例中,光纤装置在放置在身体内之前被插入进给腔管 36 中且在饲管 10 合适地定位后被移出,因此腔管 36 可用于给食。

[0054] 当插入饲管 10 时,很重要是沿着食道而不能转向到肺中。检测沿着哪条途径的一种方式是通过设置在末端 12 的热敏电阻进行温度测量。如果检测到吸气和呼气作用的不同温度,则远端位于呼吸道中。如果温度是不变的,则远端位于食道中。类似地可以采取监测远端压力。可以通过密封腔管之一并增加压力端口来测量压力。

[0055] 另一种帮助饲管 10 的定位是包括测量 pH 的传感器。如果末端 12 合适地位于胃中,则测量到的 pH 值应该是酸性的。如果末端 12 位于肺中,则测量到的 pH 值将是中性的。如果末端 12 位于食道中,则测量到的 pH 值将是有点酸性的,其取决于回流等。

[0056] 本发明已参照优选实施例进行描述。可以根据对之前详细描述的阅读和理解进行修正和改造。应当注意的是,本发明应当被理解为包括在权利要求书或它们的等同物的保护范围内的所有修正和改造。

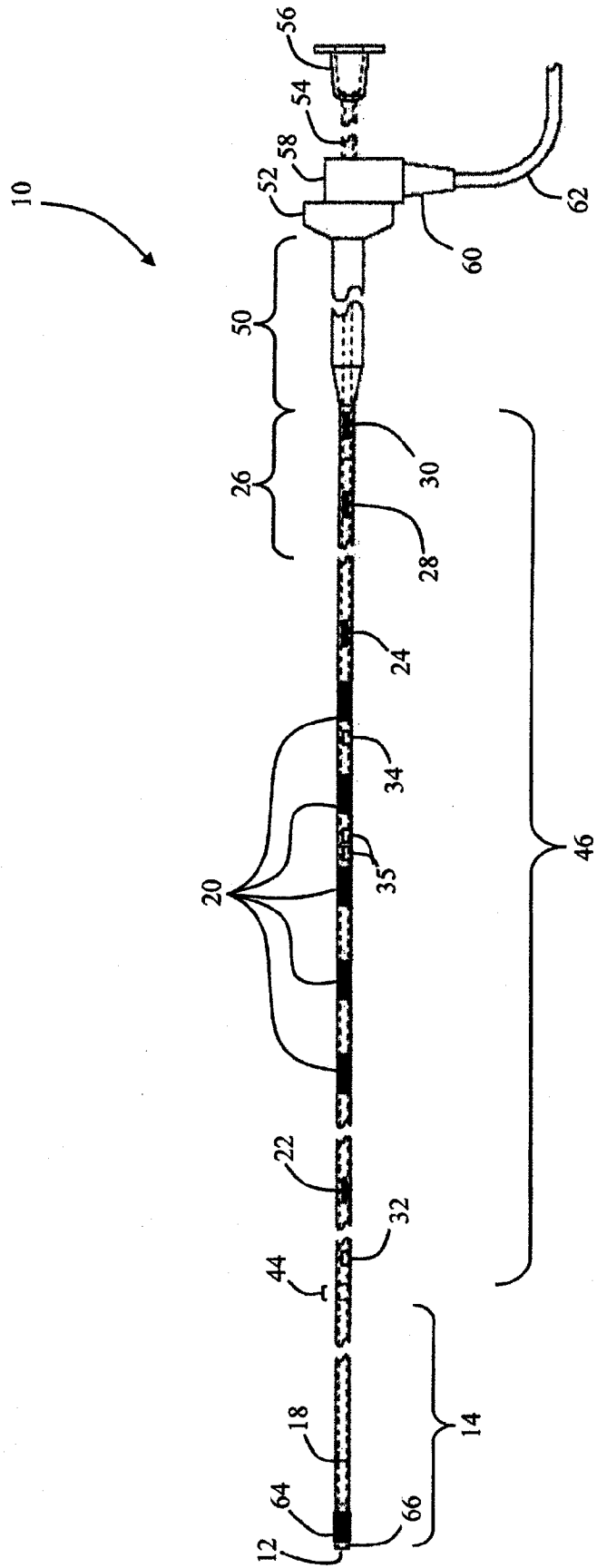


图 1

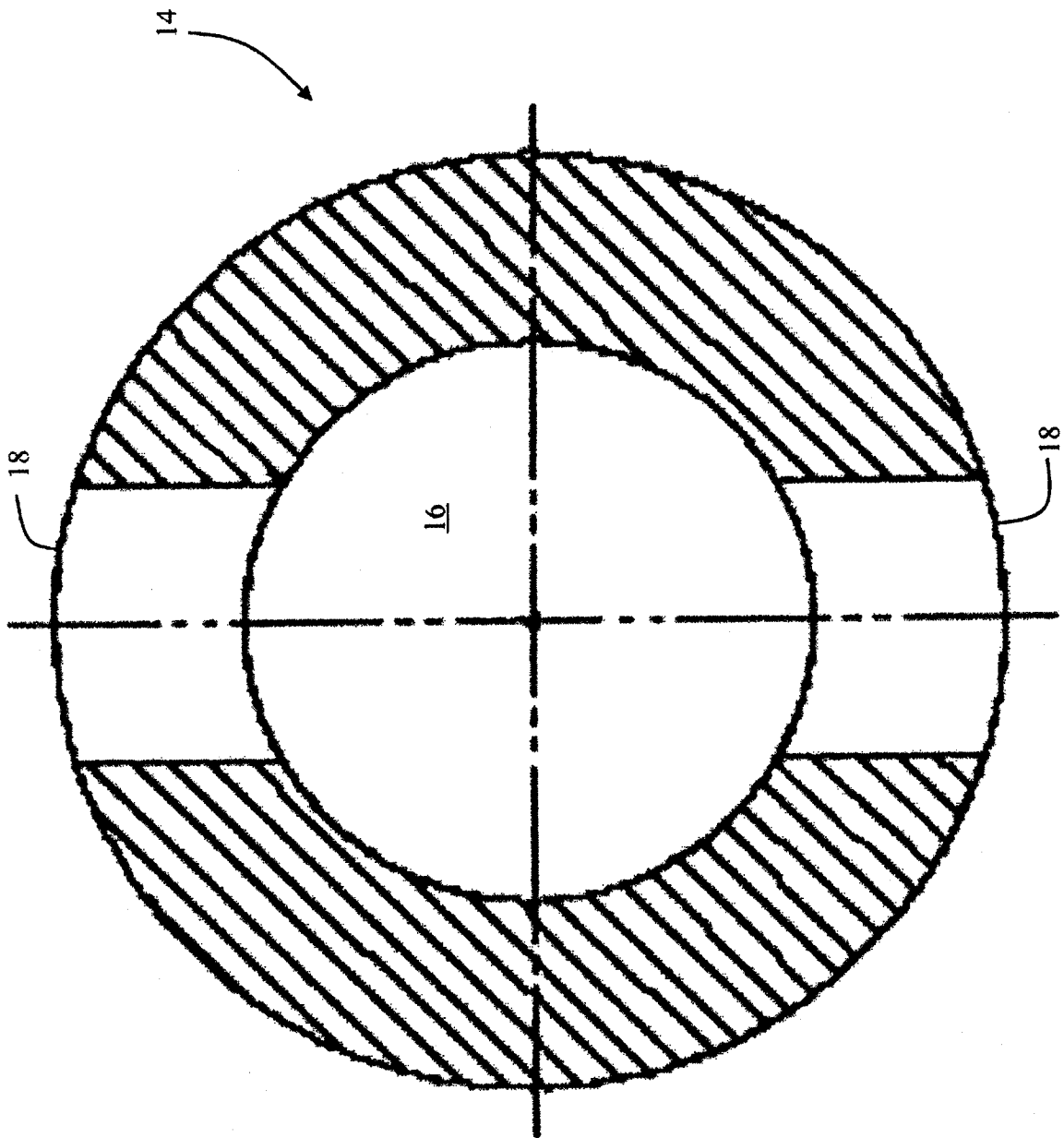


图 2

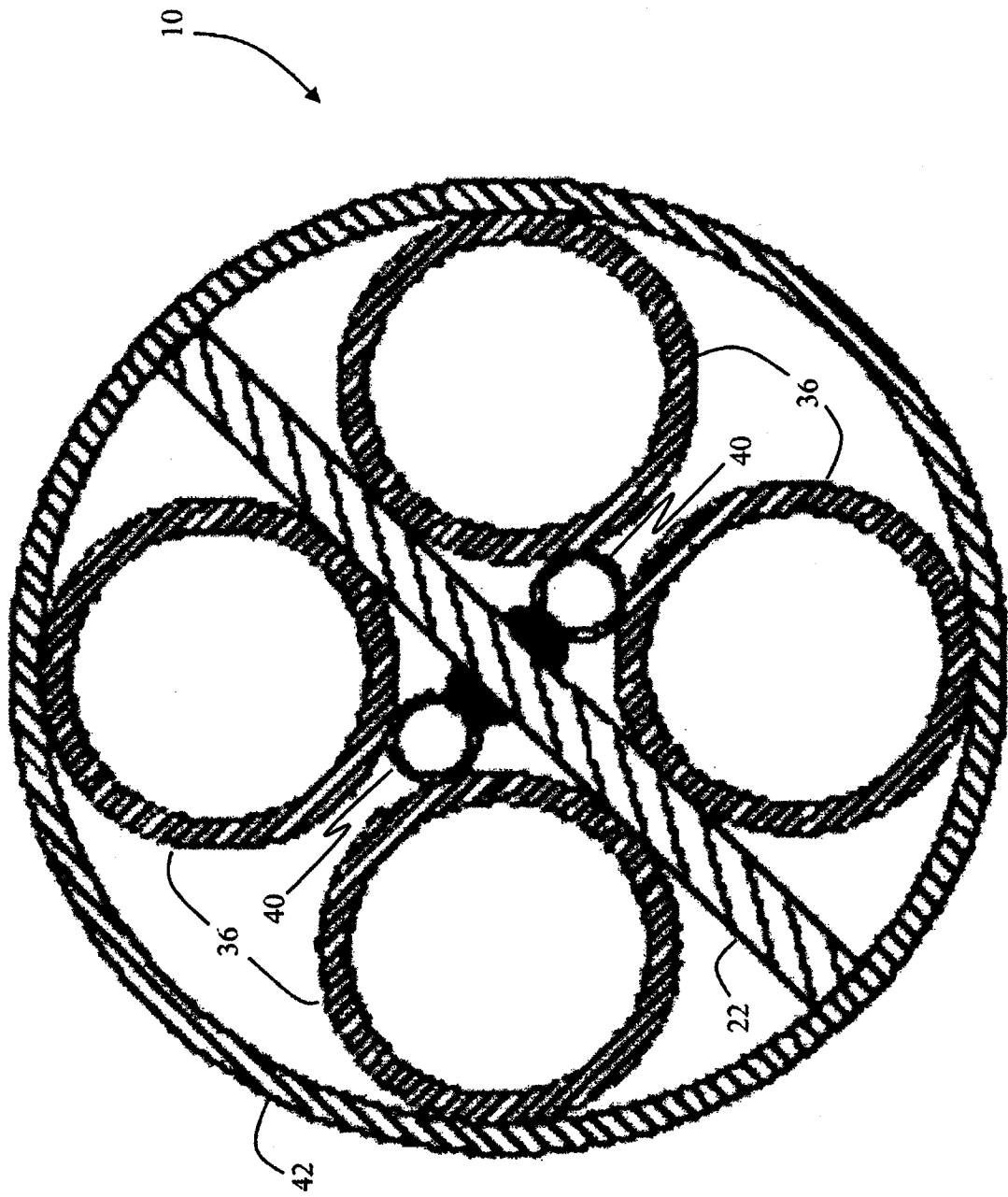


图 3

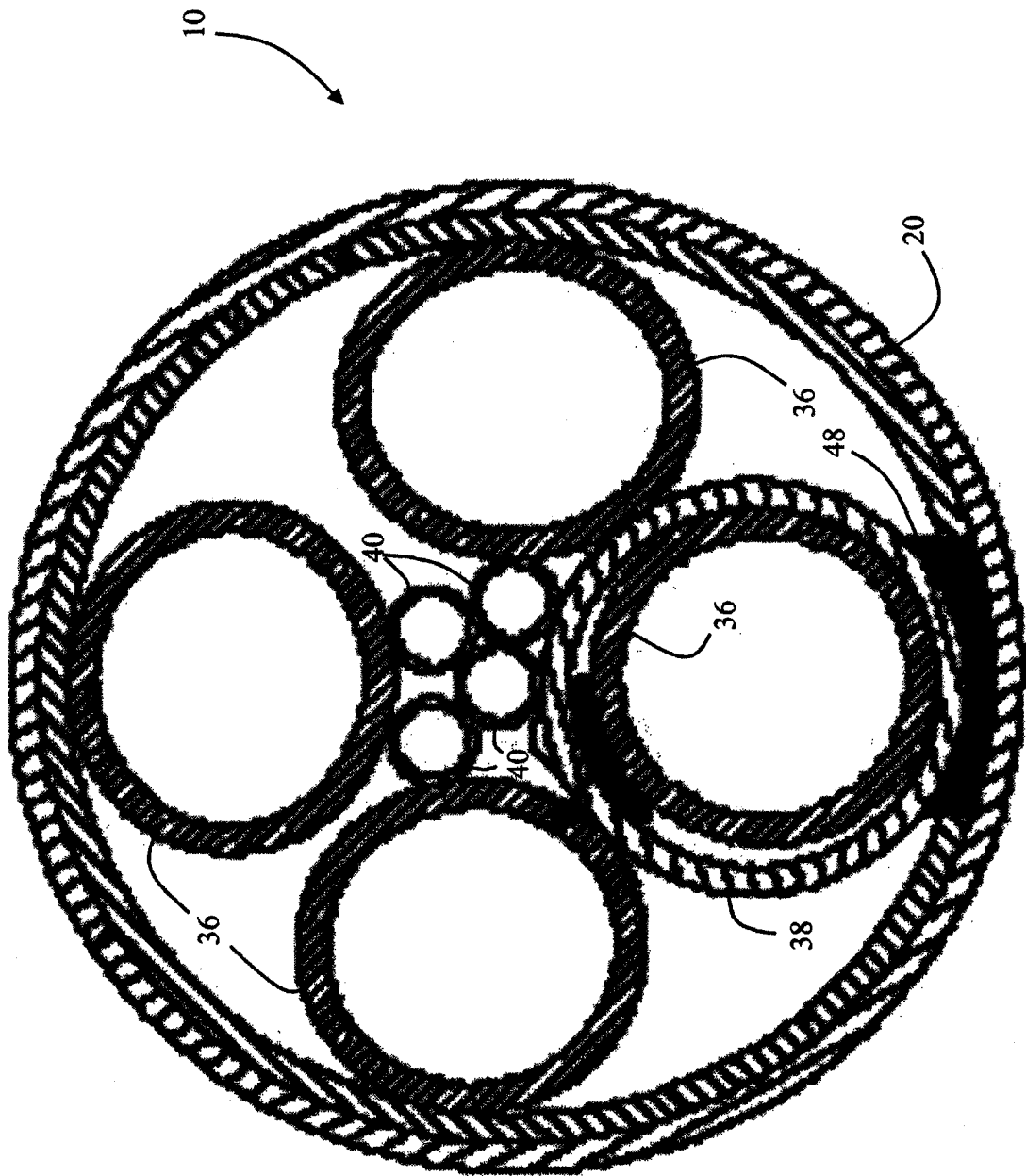


图 4

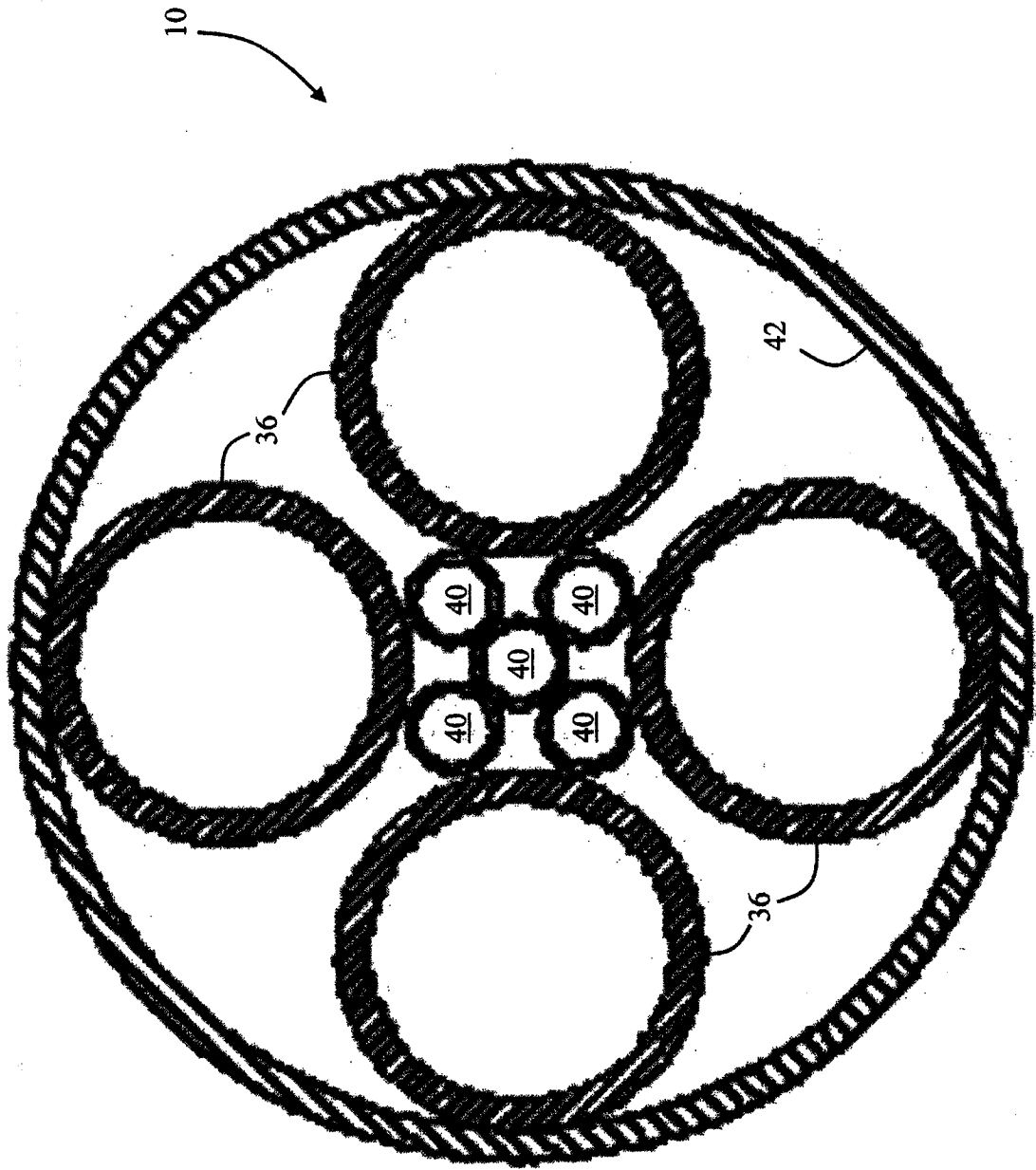


图 5

专利名称(译)	通过饲管获得生理信号的装置、设备和方法		
公开(公告)号	CN102137620B	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	CN200980133902.X	申请日	2009-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	DL菲尔 RA福伊尔森格 BD格罗斯 S卡瓦纳 ED纳尔逊 DA西尔伯		
发明人	D·L·菲尔 R·A·福伊尔森格 B·D·格罗斯 S·卡瓦纳 E·D·纳尔逊 D·A·西尔伯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61J15/00		
CPC分类号	A61B5/0421 G06F19/34 A61B5/72 A61B2562/223 A61B2562/222 A61B5/037 A61B5/0538 A61B5/04 A61B5/4233 A61B5/01 A61B5/0205 A61J15/0003 A61B5/0402 A61J2015/0084 A61B5/0878 A61B5 /0809 A61B5/1459 A61B2562/224 A61B2562/164 A61B5/02 A61J15/00 A61J15/0073 A61J15/0011 A61B5/02055 A61J15/0084 G16H40/60		
代理人(译)	蔡洪贵		
审查员(译)	张玲玲		
优先权	61/092468 2008-08-28 US		
其他公开文献	CN102137620A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种新生儿饲管(10)包括用于监测婴儿和为婴儿提供营养品的电子元件和检测装置。管(10)包括用于感测婴儿的ECG信号的电极(20)。热敏电阻(22, 24, 28, 30)沿着管(10)放置在多个点以测量在这些点处的婴儿温度。通过计算两个压力端口(32, 34)之间的压力差测量呼吸力度。在纤维窗口(35)处测量脉冲和SpO2。电极(20)、远端电极(64)和光源(66)有助于护理人员将管(10)的末端(12)正确地定位在婴儿的胃中。

