



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105828707 B

(45)授权公告日 2019.11.01

(21)申请号 201480069479.2

(22)申请日 2014.12.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105828707 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(30)优先权数据
61/918,095 2013.12.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.06.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2014/066745 2014.12.10

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/092618 EN 2015.06.25

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·K·拉塞尔 H·杜里克 C·刘

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/024(2006.01)
A61B 5/11(2006.01)

(56)对比文件
US 2013133424 A1,2013.05.30,
US 2012302900 A1,2012.11.29,
US 2013131525 A1,2013.05.23,
CN 102458246 A,2012.05.16,
US 6431705 B1,2002.08.13,

审查员 廖怡芳

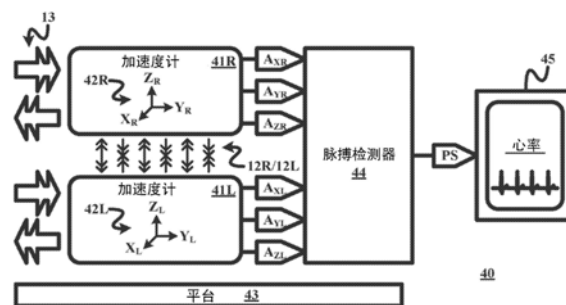
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

用于心率监测器的相对的加速度计

(57)摘要

一种用于检测人(10)脉搏的心率监测器(40),其采用平台(43)、多个多轴加速度计(41R、41L)以及脉搏检测器(44)。多轴加速度计(41R、41L)被联接到平台(43),以生成差模信号(A_{ZR} 、 A_{ZL})并且生成共模信号(A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 、 A_{YL}),所述差模信号指示由所述加速度计(41)对所述人(10)相对于加速度感测轴(42R、42L)的生理运动(12)的感测,所述共模信号指示由所述加速度计(41R、41L)对由所述人(10)相对于所述加速度感测轴(42R、42L)的外部运动的感测。脉搏检测器(44)能够被连接到多轴加速度计(41R、41L)以生成组合所述差模信号(A_{ZR} 、 A_{ZL})并且消除所述共模信号(A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 、 A_{YL})的根据所述加速度感测轴(42R、42L)的垂直对准的脉搏信号(PS)。



1. 一种用于由包括多个多轴加速度计 (41R、41L) 的心率监测器 (40) 对人 (10) 进行脉搏检测的方法 (50), 其中, 所述加速度计 (41R、41L) 以不同的角度取向被布置在所述人 (10) 的相应身体表面上, 并且其中, 所述加速度计 (41R、41L) 的相对角度取向被所述身体表面刚性地维持, 所述方法包括:

经由具有垂直轴的所述加速度计 (41R、41L) 生成差模信号 (A_{ZR} 、 A_{ZL}), 所述差模信号指示由所述加速度计 (41R、41L) 对垂直于所述人 (10) 的身体表面的生理运动 (12) 的感测;

经由具有平行于所述身体表面的纵轴和横轴的所述加速度计 (41) 生成共模信号 (A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 、 A_{YL}), 所述共模信号指示由所述加速度计 (41R、41L) 对由所述人 (10) 相对于所述加速度计 (41R、41L) 的加速度感测轴 (42R、42L) 的外部运动的感测; 并且

经由所述心率监测器 (40) 生成组合所述差模信号 (A_{ZR} 、 A_{ZL}) 并且消除所述共模信号 (A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 、 A_{YL}) 的根据所述加速度感测轴 (42R、42L) 的垂直对准的脉搏信号 (PS)。

2. 如权利要求1所述的方法, 其中, 所述加速度计 (41R、41L) 经由平台 (43) 被安装在所述人的鼻子上, 其中, 所述平台 (43) 包括铰接式鼻夹 (43n), 所述铰接式鼻夹在结构上被配置为将所述加速度计 (41R、41L) 柔性地附着到所述人的鼻梁的相对的右侧和左侧。

3. 如权利要求1所述的方法, 其中, 所述多个多轴加速度计 (41R、41L) 还包括用于被定位在所述人 (10) 的太阳穴上的加速度计 (41R、41L), 所述方法还包括:

经由平台 (43) 将所述加速度计 (41R、41L) 安装在所述人的太阳穴上, 其中, 所述平台 (43) 包括头带或头部条 (43h) 中的一个, 所述头带或头部条在结构上被配置有硬化表面 (49R、49L), 以分别将所述硬化表面处的所述加速度计 (41R、41L) 附着到所述人的相对的右太阳穴和左太阳穴。

4. 如权利要求1所述的方法, 还包括:

响应于所述脉搏信号 (PS), 经由显示器 (45) 显示所述人 (10) 的脉搏。

5. 一种用于检测人 (10) 的脉搏的心率监测器 (40), 所述心率监测器 (40) 包括:

平台 (43);

多个多轴加速度计 (41R、41L), 其被联接到所述平台 (43) 并且具有不同的角度取向, 其中, 具有垂直轴的所述加速度计 (41R、41L) 被配置为生成差模信号 (A_{ZR} 、 A_{ZL}), 并且所述加速度计 (41R、41L) 用平行于所述人 (10) 的身体表面的纵轴和横轴生成共模信号 (A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 、 A_{YL}), 所述差模信号指示由所述加速度计 (41R、41L) 对垂直于所述身体表面的生理运动 (12) 的感测, 所述共模信号指示由所述加速度计 (41R、41L) 对由所述人 (10) 相对于所述加速度计 (41R、41L) 的加速度感测轴 (42R、42L) 的外部运动的感测, 其中, 在使用时, 所述加速度计 (41R、41L) 的相对角度取向被所述身体表面刚性地维持; 以及

脉搏检测器 (44), 其能够被连接到所述多轴加速度计 (41R、41L), 以生成组合所述差模信号 (A_{ZR} 、 A_{ZL}) 并且消除所述共模信号 (A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 、 A_{YL}) 的根据所述加速度感测轴 (42R、42L) 的垂直对准的脉搏信号 (PS)。

6. 如权利要求5所述的心率监测器 (40), 其中, 所述平台 (43) 包括鼻夹, 所述鼻夹能够将所述加速度计 (41R、41L) 安装在所述人 (10) 的鼻子上, 其中, 所述鼻夹还包括铰接式鼻夹 (43n), 所述铰接式鼻夹在结构上被配置为将所述加速度计 (41R、41L) 柔性地附着到所述人的鼻梁的相对的右侧和左侧。

7. 如权利要求5所述的心率监测器 (40), 其中, 所述多个多轴加速度计 (41R、41L) 还包

括用于被定位在所述人(10)的太阳穴上的加速度计(41R、41L),并且其中,所述平台(43)还包括头带,所述头带能够将所述加速度计(41R、41L)定位在所述人(10)的太阳穴上,其中,所述头带(43h)在结构上被配置有硬化表面(49R、49L),以分别将所述硬化表面处的所述加速度计(41R、41L)附着到所述人的相对的右太阳穴和左太阳穴。

8.如权利要求5所述的心率监测器(40),其中,所述多个多轴加速度计(41R、41L)还包括用于被定位在所述人(10)的太阳穴上的加速度计(41R、41L),并且其中,所述平台(43)还包括头部条,所述头部条能够将所述加速度计(41R、41L)定位在所述人(10)的太阳穴上,其中,所述头部条(43h)在结构上被配置有硬化表面(49R、49L),以分别将所述硬化表面处的所述加速度计(41R、41L)附着到所述人的相对的右太阳穴和左太阳穴。

9.如权利要求5所述的心率监测器(40),还包括:

显示器(45),其能够被连接到所述脉搏检测器(44),以响应于所述脉搏信号(PS),显示所述人(10)的脉搏。

10.一种心脏治疗设备(60),包括:

如权利要求5所述的心率监测器(69);以及

脉搏监测器(64),其能够被连接到所述脉搏检测器(44),以响应于所述脉搏信号(PS),监测所述人(10)的所述脉搏。

11.如权利要求10所述的心脏治疗设备(60),其中,所述平台(43)包括鼻夹,所述鼻夹能够将所述加速度计(41R、41L)安装在所述人(10)的鼻子上,其中,所述鼻夹还包括铰接式鼻夹(43n),所述铰接式鼻夹在结构上被配置为将所述加速度计(41R、41L)柔性地附着到所述人的鼻梁的相对的右侧和左侧。

12.如权利要求10所述的心脏治疗设备(60),其中,所述多个多轴加速度计(41R、41L)还包括用于被定位在所述人(10)的太阳穴上的加速度计(41R、41L),并且其中,所述平台(43)还包括头带,所述头带能够将所述加速度计(41R、41L)定位在所述人(10)的太阳穴上,其中,所述头带(43h)在结构上被配置有硬化表面(49R、49L),以分别将所述硬化表面处的所述加速度计(41R、41L)附着到所述人的相对的右太阳穴和左太阳穴。

13.如权利要求10所述的心脏治疗设备(60),其中,所述多个多轴加速度计(41R、41L)还包括用于被定位在所述人(10)的太阳穴上的加速度计(41R、41L),并且其中,所述平台(43)还包括头部条,所述头部条能够将所述加速度计(41R、41L)定位在所述人(10)的太阳穴上,其中,所述头部条(43h)在结构上被配置有硬化表面(49R、49L),以分别将所述硬化表面处的所述加速度计(41R、41L)附着到所述人的相对的右太阳穴和左太阳穴。

14.如权利要求10所述的心脏治疗设备(60),其中,所述心率监测器(69)还包括:

显示器(45),其能够被连接到所述脉搏检测器(44),以响应于所述脉搏信号(PS),显示所述人(10)的脉搏。

15.如权利要求14所述的心脏治疗设备(60),其中,所述脉搏监测器(64)包含所述显示器(45)。

用于心率监测器的相对的加速度计

发明领域

[0001] 本发明总体上涉及采用加速度计作为用于检测患者的脉搏基础的心率监测器。具体而言,本发明涉及采用采取使区分患者的脉搏和从患者的外部运动导出的运动伪影容易的角度取向的多轴加速度计的心率监测器。

[0002] 发明背景

[0003] 如本领域中已知心率监测器实时运行对患者心率的测量。具体而言,对于涉及心脏治疗的分类和指导的急救护理,心率监测器被设计为简单易用、非侵入性并且对于脉搏检测目的而言可靠。为此,如图1所示,已知当前心率监测器采用被捆绑到人10的胸部的多轴(XYZ)加速度计20,所述加速度计在人10的若干容易访问的动脉中的任何上,从而感测由人10的循环系统11生成的人10的起伏生理运动12,作为检测人10的脉搏的基础。然而,加速度计20的XYZ轴21经历从人10的总体运动导出的加速度。因此,尽管人10的脉搏产生可测量生理运动12,但是人10外部的运动源能够从掩盖人10的生理运动12的更大外部起伏运动13(例如,在人10上的心脏复苏术(“CPR”)努力、人10的运输/移动等)产生更大的运动伪影。因此,运动伪影限制了如被捆绑在人10的胸部的用于脉搏检测的加速度计20的适用性。

[0004] 为了克服加速度计20的缺点,如图2所示,本发明涉及在人10的身体表面上以角度取向对两个(2)多轴(XYZ)加速度计20R和20L的放置,其中,加速度计20R和20L的各自的XYZ轴21R和21L个体地感测由循环系统11生成的生理运动12R和12L并且相等地感测从外部运动13生成的运动伪影。具体而言,各自的垂直轴 Z_R 和 Z_L 与人10的身体表面正交,以个体地经历主要(如果不是完全地)从各自的生理运动12R和12L导出的加速度。相反地,各自的纵轴 X_R 和 X_L 以及各自的横轴 Y_R 和 Y_L 平行于患者的身体表面,以共同经历主要(如果不是完全地)从外部运动13导出的加速度。例如,如本文进一步描述的,可以如图2所示将加速器20R和20L安装到人10的鼻子15,或者可以如图2所示将加速度计20R和20L捆绑到人10的头部15,以便个体地感测各自的生理运动12R和12L并且共同感测外部运动13。对加速度计20R和20L角度取向的知识便于将加速度计20R和20L的XYZ轴21R和21L数学旋转到基线XYZ轴21B,这允许消除非固有的外部运动13并且加强生理运动12,这是由于由加速度计20R和20L感测的由总体运动施加的力的取向的差异。

发明内容

[0005] 本发明的一种形式是一种用于通过包括多个多轴加速度计的心率监测器对人进行脉搏检测的方法。所述方法涉及加速度计生成差模信号和加速度计生成共模信号,其中,差模信号指示由加速度计对人相对于加速度感测轴的生理运动的感测,共模信号指示由加速度计对由人相对于加速度感测轴的外部运动的感测。所述方法还涉及心率监测器生成组合所述差模信号并且消除所述共模信号的根据所述加速度感测轴的垂直对准的脉搏信号。

[0006] 出于本发明的目的,本文将术语“生理运动”广义地定义为由身体的循环系统生成的身体或者其部分的到任何程度的任何运动,无论是自然的(例如,来自自我调节心跳的脉搏)还是诱发的(例如,通过CPR胸外按压诱发的脉搏);并且本文将术语“外部运动”广义地

定义为从身体外部的源施加的力导致的身体或者其部分的任何运动。

[0007] 本发明的第二种形式是采用平台、多个多轴加速度计和脉搏检测器的用于检测人的脉搏的心率监测器。在操作中,多轴加速度计被联接到所述平台,以生成差模信号并且生成共模信号,所述差模信号指示由所述加速度计对所述人相对于加速度感测轴的生理运动的感测,所述共模信号指示由所述加速度计对由所述人相对于所述加速度感测轴的外部运动的感测。脉搏检测器生成组合所述差模信号并且消除所述共模信号的根据所述加速度感测轴的垂直对准的脉搏信号。

[0008] 本发明的第三种形式是采用前述心率监测器和脉搏监测器的心脏治疗系统(例如,体外自动除颤器或者高级生命支撑除颤器/监测器),其中,所述脉搏监测器响应于所脉搏信号来监测所述患者的脉搏。

附图说明

[0009] 通过结合附图阅读的本发明各个实施例的以下详细说明,本发明的上述形式和其它形式以及本发明的各种特征和优点将变得更加显而易见。详细说明和附图仅仅是对本发明的说明而非限制,本发明的范围由权利要求及其等价方案限定。

[0010] 图1图示了如本领域中已知的多轴加速度计在患者的身体表面上的示范性放置。

[0011] 图2图示了根据本发明的两(2)个多轴加速度计在患者身体表面上的示范性放置。

[0012] 图3图示了根据本发明的心率监测器的示范性实施例。

[0013] 图4图示了根据本发明的脉搏检测方法的示范性实施例的流程图表示。

[0014] 图5图示了根据本发明的鼻夹的示范性实施例。

[0015] 图6图示了根据本发明的将图5中所示的鼻夹并入的心率监测器的示范性实施例。

[0016] 图7图示了根据本发明的头带/头部条的示范性实施例。

[0017] 图8图示了根据本发明的将图7中所示头带/头部条合并的心率监测器的示范性实施例。

[0018] 图9图示了根据本发明的将心率监测器合并的心脏治疗设备的示范性实施例。

具体实施方式

[0019] 为了便于理解本发明,本文将针对独立监测器和将本发明的心跳监测器并入心脏治疗设备(例如,体外自动除颤器或者高级生命支持)中而提供本发明的心跳监测器的示范性实施例。

[0020] 参考图3,本发明的心跳监测器40使用一对多轴(XYZ)加速度计41R和41L、平台43、脉搏检测器44以及显示器45。

[0021] 如本领域中已知的,加速度计41R在结构上被配置用于响应于对作用在XYZ轴42R上的(一个或多个)运动力的感测,生成纵向加速度感测信号 A_{XR} 、横向加速度感测信号 A_{YR} 以及垂直加速度感测信号 A_{ZR} 。

[0022] 如本领域中已知的,加速度计41L在结构上被配置用于响应于对作用在XYZ轴42L上的(一个或多个)运动力的感测,生成纵向加速度感测信号 A_{XL} 、横向加速度感测信号 A_{YL} 以及垂直加速度感测信号 A_{ZL} 。

[0023] 在实践中,心跳监测器40可以采用额外的加速度计41。

[0024] 在实践中,心跳监测器40还可以备选地或同时地采用两(2)个或更多个多轴(XY)加速度计,并且可以备选地或同时地采用两(2)组或更多组单轴(X)加速度计作为多轴加速度计。

[0025] 根据本发明,平台43在结构上被配置用于将加速度计41R和41L的各自的垂直轴 Z_R 和 Z_L 定位为垂直于人的身体表面,并且将用于加速度计41R和41L的各自的纵轴 X_R 和 X_L 以及各自的横轴 Y_R 和 Y_L 定位为平行于人的身体表面。如图2中示范性示出的,平台43还在结构上被配置为对XYZ轴42R和XYZ轴42L在角度上进行取向,其中,各自的垂直轴 Z_R 和 Z_L 垂直于人的身体表面,以个体地经历主要(如果不是完全地)从各自的生理运动12R和12L导出的加速度;并且其中,各自的纵轴 X_R 和 X_L 和各自的横轴 Y_R 和 Y_L 平行于患者的身体表面,以共同经历主要(如果不是完全地)从外部运动13导出的加速度。因此,为了本发明的目的,将垂直加速度感测信号 A_{ZR} 和垂直加速度感测信号 A_{ZL} 视为差模信号,同时将纵向加速度感测信号 A_{XR} 、横向加速度感测信号 A_{YR} 、纵向加速度感测信号 A_{XL} 和横向加速度感测信号 A_{YL} 视为共模信号。

[0026] 如图5中所示,平台43的一个实施例是铰接式或者关节式鼻夹43n,其在结构上被配置为将加速度计41R和41L柔性附着到人的鼻梁相对的左侧和右侧,其中,下层的鼻骨将刚性地维持加速度计41R和41L相对于彼此和人的鼻子的角度取向。更具体而言,人的鼻背动脉经由眼动脉紧密连接到颈内动脉,并且因此连接到脑部的血液供应。在生理疼痛中如果在任何处的脉搏被保持,则在鼻梁处的脉搏被保持,并且尤其地,在鼻梁处的脉搏不经历在需要急救护理的患者中常见的外围停滞(peripheral shutdown)。因此,加速度计41R和41L的各自的垂直轴 Z_R 和 Z_L (图3)将经历来自鼻背动脉的脉搏的主要垂直于颞骨的平面的生理运动,并且各自的纵轴 X_R 和 X_L 以及各自的横轴 Y_R 和 Y_L 将经历主要沿着鼻骨的平面的人鼻部的运动伪影。

[0027] 如图7中所示,平台43的另一个实施例是头带/头部条43h,其在结构上被配置为具有硬化表面49R和49L,以分别将加速度计41R和41L附着到人相对的左侧太阳穴和右侧太阳穴上,其中,表面49R和49L将刚性地维持加速度计41R和41L关于彼此和人的太阳穴的角度取向。与鼻背动脉一样,颞动脉实质性地被保持,并且其不经历需要急救护理的患者中常见的外围停滞。因此,加速度计41R和41L的各自的垂直轴 Z_R 和 Z_L (图3)将经历来自颞动脉的脉搏的主要垂直于鼻骨的平面的生理运动,并且各自的纵轴 X_R 和 X_L 以及各自的横轴 Y_R 和 Y_L 将经历主要沿着太阳穴的平面的人太阳穴的运动伪影。

[0028] 返回参考图3,脉搏检测器44在结构上被配置为具有硬件、软件、固件和/或电路,以运行如由图4所示的流程图50表示的本发明的脉搏检测方法。

[0029] 流程图50的阶段S51涵盖:脉搏检测器44实施如加速度计41R和41L所需的用于调节加速度感测信号 X_R 、 Y_R 、 Z_R 、 X_L 、 Y_L 和 Z_L 的(一种或多种)技术。已知信号调节的范例包括但不限于信号放大和模数转换。

[0030] 流程图50的阶段S52涵盖:脉搏检测器44实施用于对XYZ轴42R和42L相对于基线轴(例如,XYZ轴42R或XYZ轴42L之一,或者不同的基线XYZ轴,诸如图2所示的21B)的角度取向进行空间分析的(一种或多种)技术。在一个实施例中,使用XYZ轴42R和42L的重力加速度向量作为激励场,以确定加速度计41R和41L之间或者到不同的基线轴(例如,图2所示的基线XYZ轴21B)的倾斜角度,从而便于XYZ轴42R和42L在所有三维中的数学旋转,以便将垂直轴 Z_R 和 Z_L 对准,其中,通过脉冲检测器44可识别个体生理运动向量、公共运动伪影向量以及重

力加速度向量。

[0031] 流程图50的阶段S53涵盖：脉搏检测器44实施用于提取生理运动向量以将脉搏信号PS(图3)传送到显示器45的(一种或多种)技术。通常，脉搏检测器44通过组合差模信号 A_{ZR} 和 A_{ZL} 并且消除共模信号 A_{XR} 、 A_{XL} 、 A_{YR} 和 A_{YL} 而从垂直对准的XYZ轴42R和42L中提取对应的生理运动向量、运动伪影向量和重力向量。

[0032] 具体而言，为了组合/消除信号，尤其是当垂直轴 Z_R 和 Z_L 未指向人的身体表面上的相对方向上时，可以利用本领域中已知的先进信号处理方法(例如，主分量分析(PCA)或独立分量分析(ICA))从垂直对准的XYZ轴42R和42L中提取生理运动向量。例如，PCA可以将信号分量从最大到最小进行排序。重力加速度向量和公共运动伪影向量是比生理运动向量更大的信号，并且通过PCA识别重力加速度向量和公共运动伪影向量并对其进行移除。通过另外的范例，如果独立分量是线性组合的，则ICA可以提取所述独立分量。由于生理运动向量、重力加速度向量和公共运动伪影向量彼此独立，并且通过加速度计41R和41L的记录是线性总和，所以可以从ICA结果中识别出生理运动向量。此外，由于来自鼻梁两侧的脉搏是相关且同步的，所以通过ICA提取的生理运动在缺省情况下应该是由两个加速度计41R和41L记录的血液脉搏的总和。

[0033] 返回参考图3，在实践中，脉搏检测器44可以采用一个或多个模块，其中，每个模块被附着到平台43，在独立壳体内或者被并入在显示器45内。

[0034] 例如，如针对图6和8中的心跳监测器40n和40h分别示出的，脉搏检测器44采用采取被附着到鼻夹45n和头带/头部条45h的信号调节器46R和46L、空间分析器47和脉搏提取器48的形式的模块。

[0035] 返回参考图3，如本领域中已知的，显示器45在结构上被配置用于在视觉上显示脉搏信号PS或者其视觉指示，并且任选地提供与脉搏信号PS有关的音频信息。例如，如所示的，显示器45可以提供脉搏信号PS的心跳读出，并且提供作为脉搏信号PS的指示的脉动的心脏。

[0036] 在实践中，显示器45可以被附着到平台43，在独立壳体内或者被并入在心脏治疗设备内。例如，如针对图6和8中的心跳监测器40n和40h分别示出的中所示，显示器45被提供在独立壳体中。

[0037] 参考图9，如本领域中已知的，本发明的心脏治疗设备60采用：一对电极极板/电极片61、任选的ECG导联62、按压垫63、脉搏监测器64、按压控制器65、ECG监测器66(内部或外部)、除颤控制器67以及震动源68，如本领域中已知的。

[0038] 在操作中，响应于来自ECG监测器66的ECG信号，除颤控制器67控制震动源68根据一个或多个震动疗法(例如，同步心率复苏法)经由电极极板/电极片61向患者10的心脏17递送除颤震动。此外，响应于来自脉搏监测器64的脉搏信号，按压控制器65根据一个或多个按压治疗向按压垫63的用户提供音频指令。

[0039] 关于脉搏信号，心脏治疗设备60还采用本发明的心跳监测器，例如，如图9所示的被安装在患者10的鼻子上的基于鼻夹的心跳监测器69n，或者如图9所示的在患者10的头部周围缠绕/捆绑的基于头带/头部条的心跳监测器69h。用于心跳监测器69n和69h的显示器(例如，图3所示的显示器45)被并入在脉搏监测器64内，并且用于心跳监测器69n和69h的脉搏检测器(例如，图3所示的脉搏检测器44)也可以被并入在脉搏监测器64内。

[0040] 在实践中,用于心跳监测器69n和69h的脉搏检测器(例如,图3所示的脉搏检测器44)可以同时或者交替地将脉搏信号提供给除颤控制器67和/或按压控制器65。

[0041] 同样,实际上,监测器64和66可以被组合,和/或控制器65和67可以被组合。

[0042] 参考图2-9,本领域的普通技术人员将意识到,本发明的许多益处包括,但不限于,简单易用、非侵入性和可靠脉搏检测,尤其是在针对治疗分类和指导的急救护理中。

[0043] 尽管已经图示并且描述了本发明的各个实施例,但是本领域的技术人员将理解,本文描述的本发明的实施例是说明性的,并且可以作出各种改变和修改,并且可以将本发明的元件替换为等价物,而不脱离本发明的真正范围。另外,可以作出许多修改来调整本发明的教学,而不脱离其中心范围。因此,本发明旨在不限于被公开为预期用于执行本发明的最佳模式的具体实施例,并且本发明包括落入权利要求书的范围内的所有实施例。

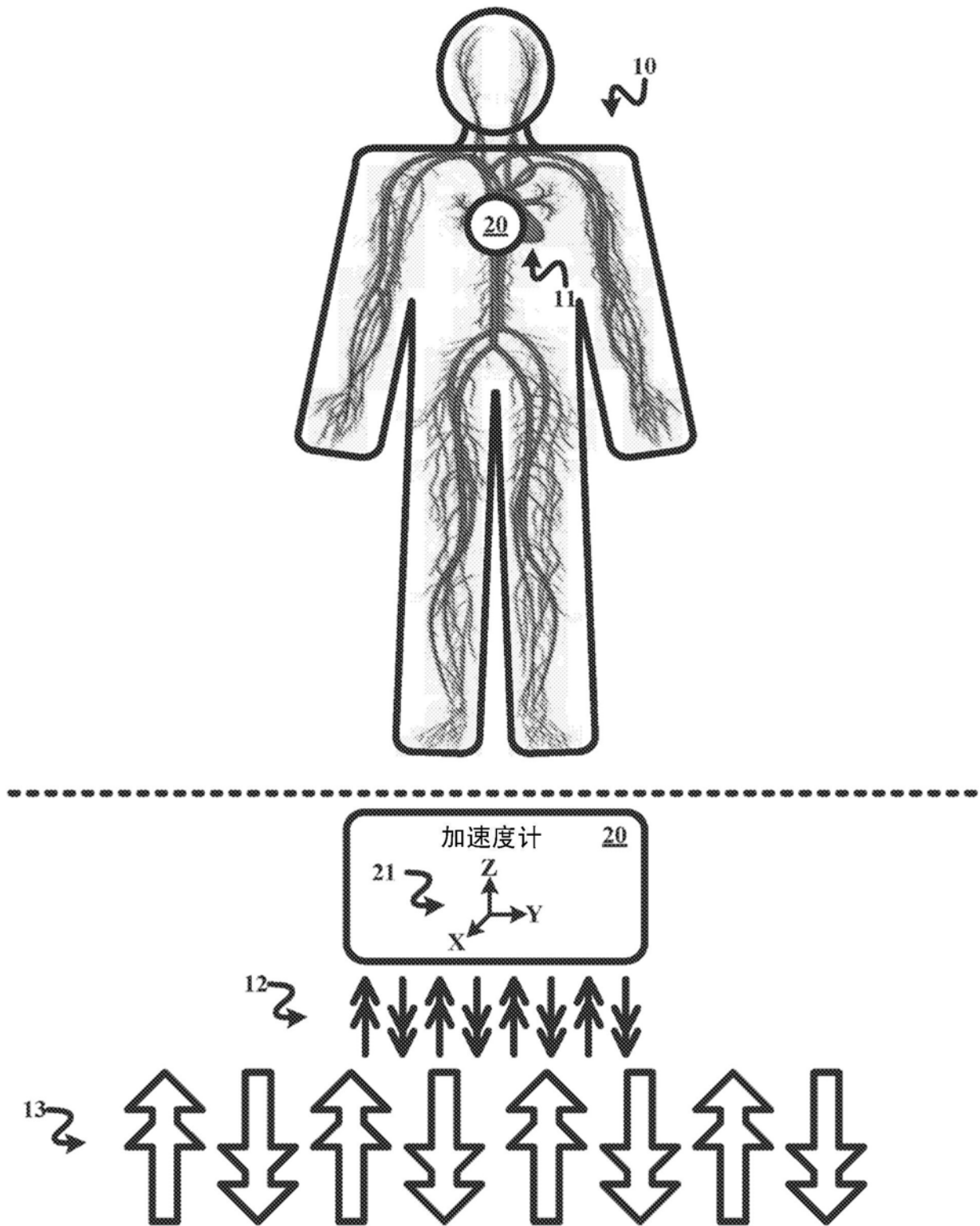


图1
现有技术

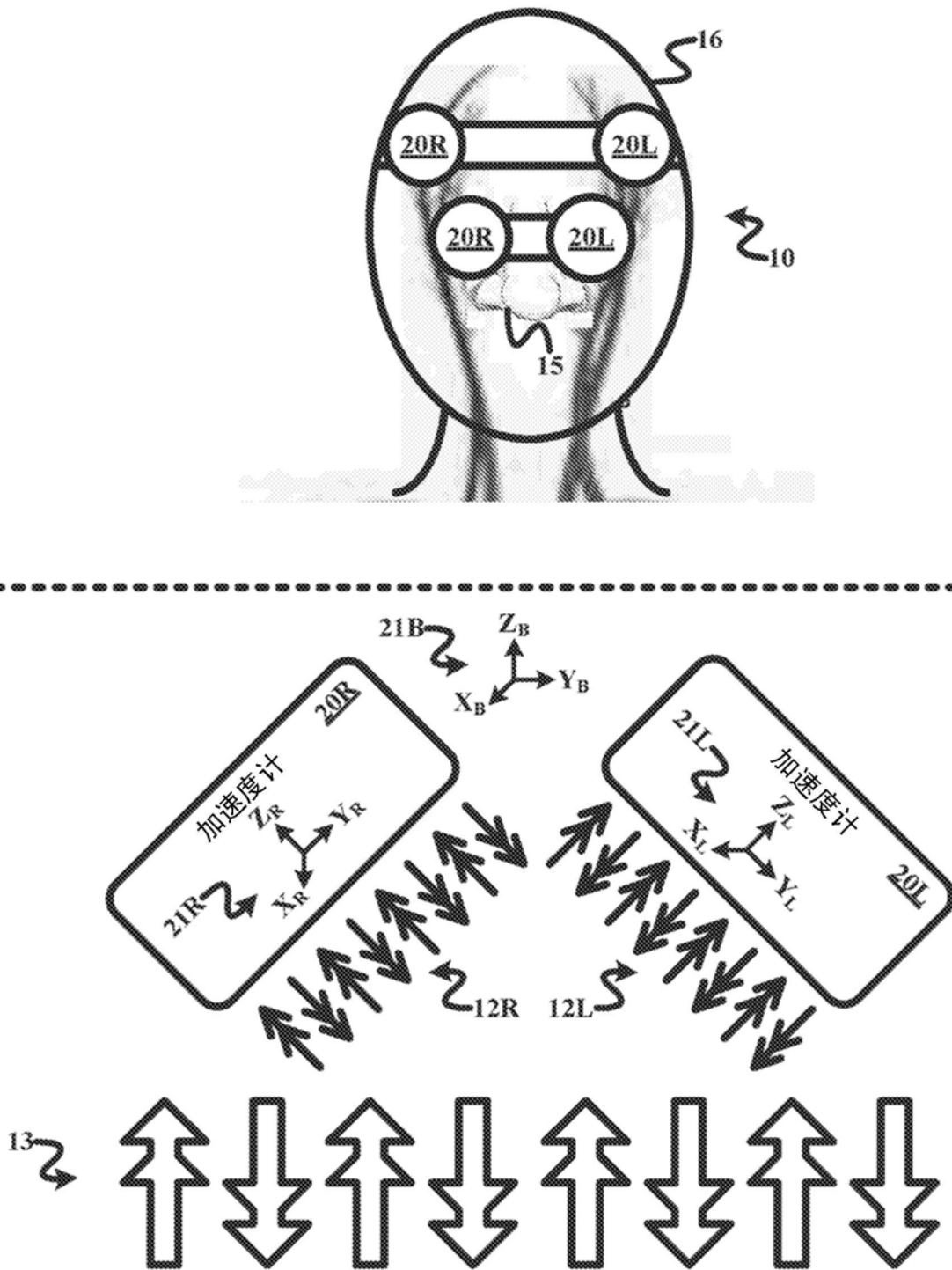


图2

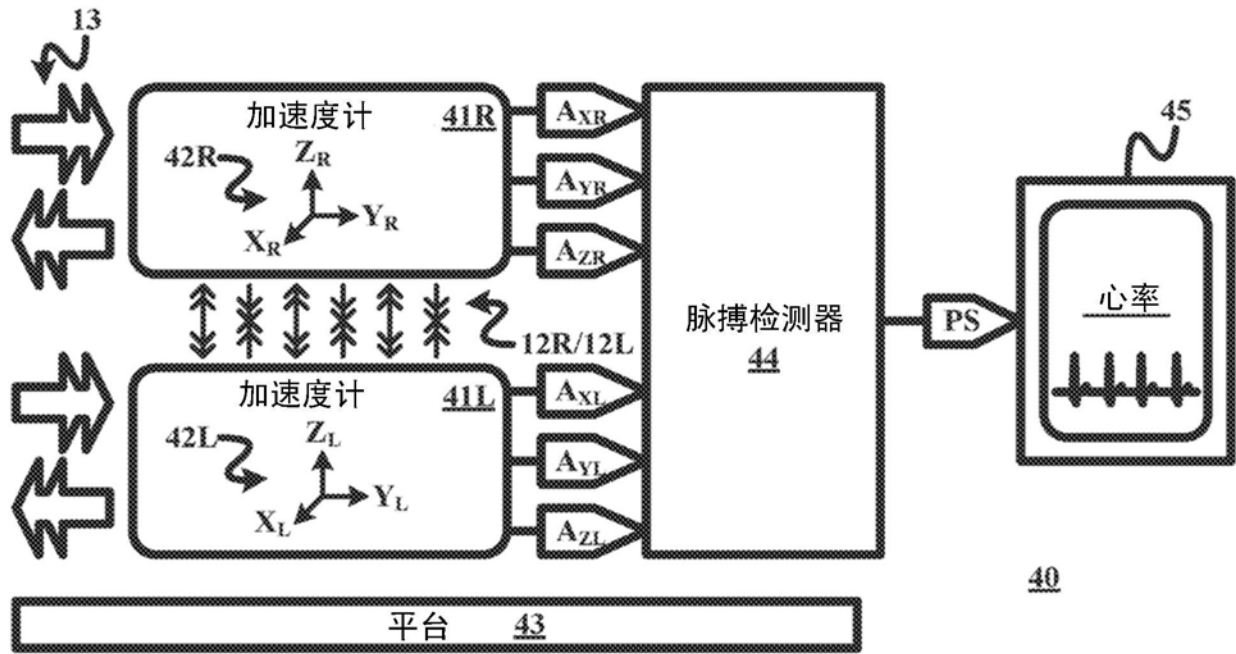


图3

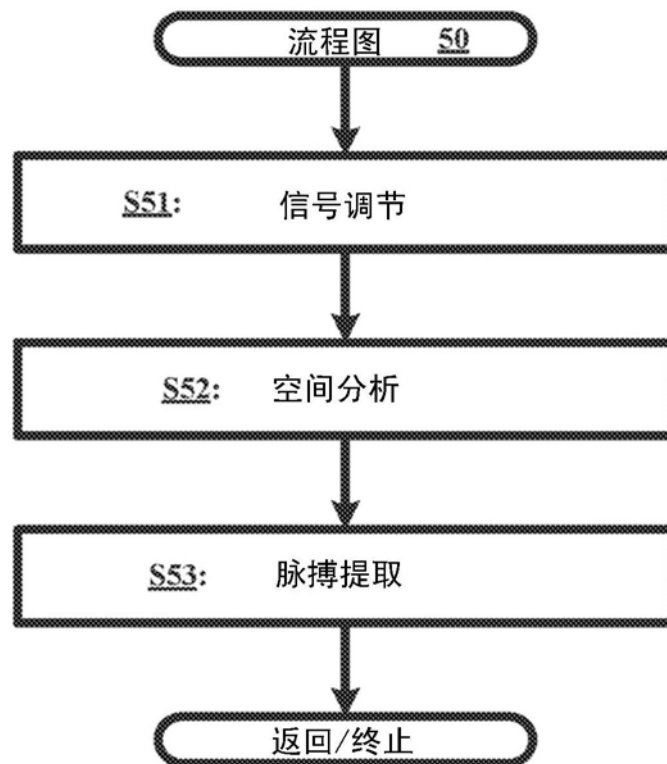


图4

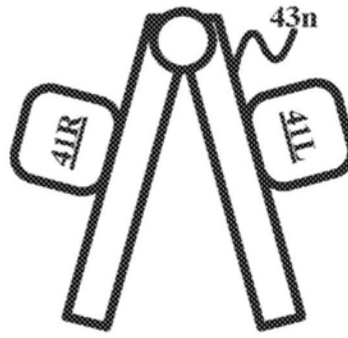


图5

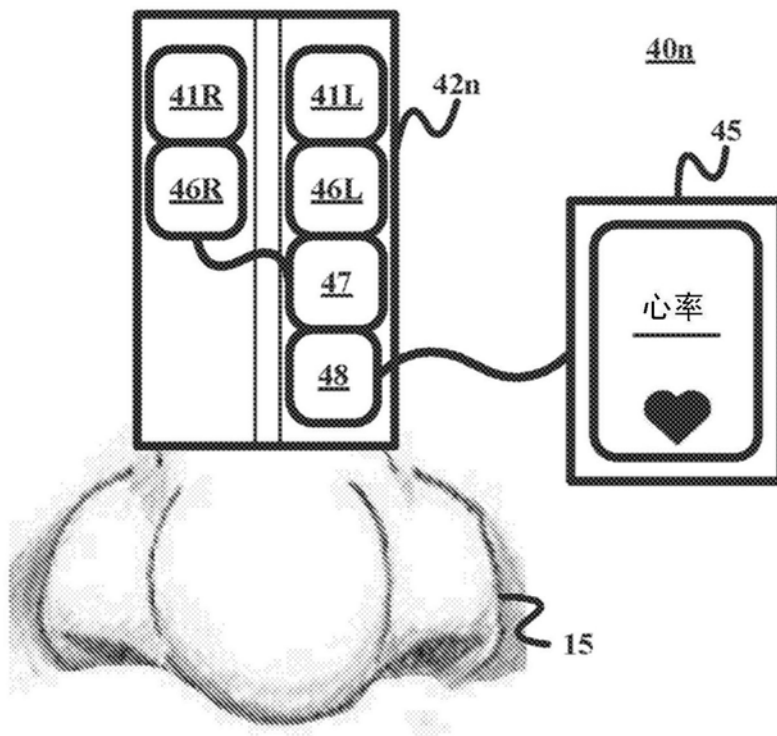


图6

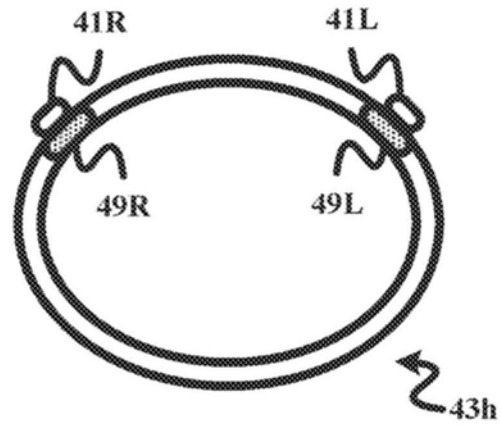


图7

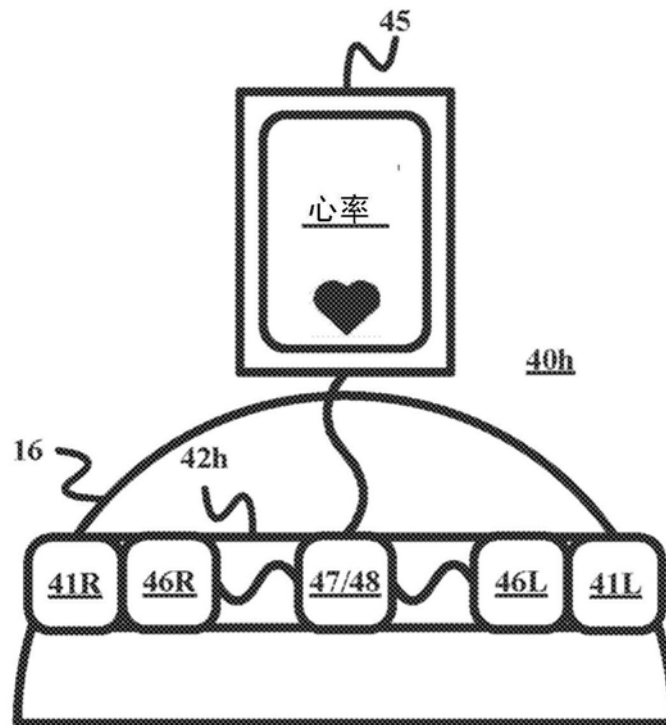


图8

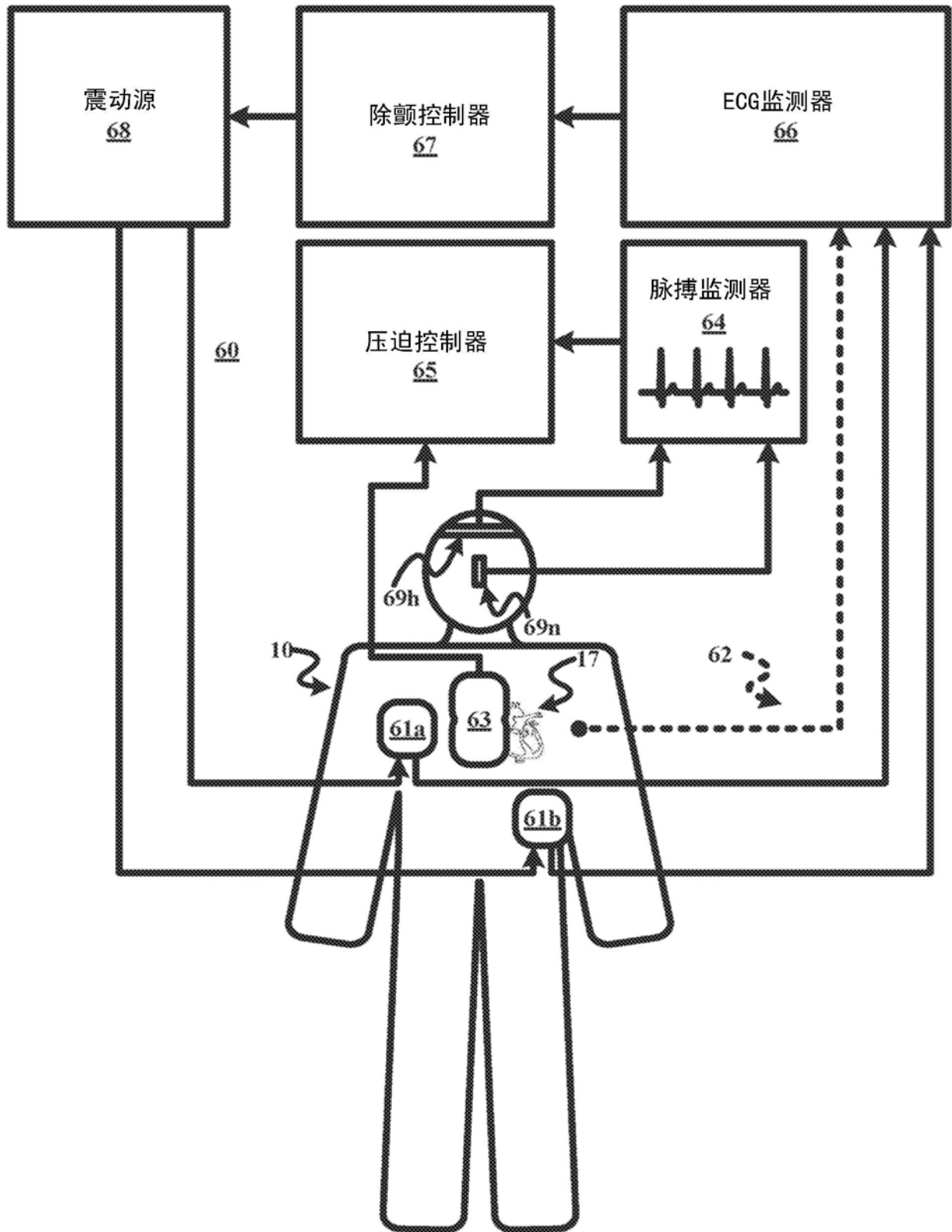


图9

专利名称(译)	用于心率监测器的相对的加速度计		
公开(公告)号	CN105828707B	公开(公告)日	2019-11-01
申请号	CN201480069479.2	申请日	2014-12-10
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	JK拉塞尔 H杜里克 C刘		
发明人	J·K·拉塞尔 H·杜里克 C·刘		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/11 A61B5/7214 A61B5/00 G01P15/00 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/6803 A61B5/6819 A61B5/6838 A61B5/742 A61B2562/0219 A61N1/3925		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/918095 2013-12-19 US		
其他公开文献	CN105828707A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于检测人(10)脉搏的心率监测器(40)，其采用平台(43)、多个多轴加速度计(41R、41L)以及脉搏检测器(44)。多轴加速度计(41R、41L)被联接到平台(43)，以生成差模信号(AZR、AZL)并且生成共模信号(AXR、AXL、AYR、AYL)，所述差模信号指示由所述加速度计(41)对所述人(10)相对于加速度感测轴(42R、42L)的生理运动(12)的感测，所述共模信号指示由所述加速度计(41R、41L)对由所述人(10)相对于所述加速度感测轴(42R、42L)的外部运动的感测。脉搏检测器(44)能够被连接到多轴加速度计(41R、41L)以生成组合所述差模信号(AZR、AZL)并且消除所述共模信号(AXR、AXL、AYR、AYL)的根据所述加速度感测轴(42R、42L)的垂直对准的脉搏信号(PS)。

