



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105813550 B

(45)授权公告日 2019.03.29

(21)申请号 201480067137.7

(72)发明人 C·M·F·维耶拉尔-布特里

(22)申请日 2014.12.11

G·莫伊斯 D·贝拉 W·莫
Y·钱

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105813550 A

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(43)申请公布日 2016.07.27

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

14156897.2 2014.02.27 EP

(51)Int.CI.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

(66)本国优先权数据

PCT/CN2013/089040 2013.12.11 CN

(56)对比文件

CN 1931088 A, 2007.03.21, 全文.

CN 101990415 A, 2011.03.23, 全文.

CN 101247757 A, 2008.08.20, 全文.

JP 2003169779 A, 2003.06.17, 全文.

JP 2004121616 A, 2004.04.22, 全文.

EP 0772998 A2, 1997.05.14, 全文.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.08

审查员 熊狮

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/077327 2014.12.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/086725 EN 2015.06.18

权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

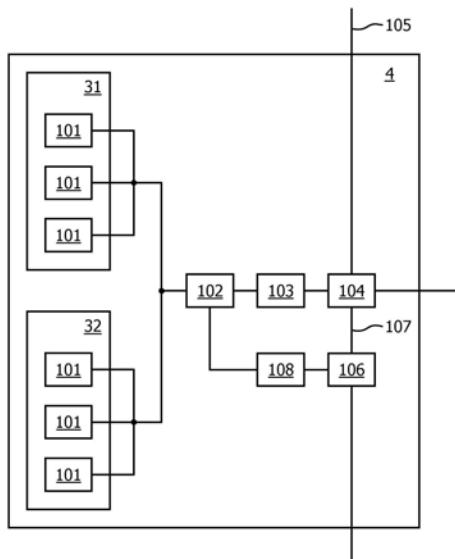
地址 荷兰艾恩德霍芬

(54)发明名称

用于测量对象的脉搏波的系统和方法

(57)摘要

本申请涉及用于测量对象的脉搏波的系统和方法。所述系统包括：第一传感器阵列和第二传感器阵列，其用于分别感测所述对象的第一动脉和第二动脉的对应的脉搏波，所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个包括用于分别采集指示所述皮肤的振动的多个第一信号的多个传感器；导出单元，其被配置为针对所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个从所述多个第一信号导出表示所述对应的脉搏波的第二信号；以及第一计算单元，其被配置为根据针对所述第一传感器阵列所导出的所述第二信号和针对所述第二传感器阵列所导出的所述第二信号，计算所述第一动脉与所述第二动脉之间的脉搏传导时间。本发明的实施例可以改进脉搏波测量的准确度。



1. 一种用于测量对象的脉搏波的系统(4),包括:

第一传感器阵列(31)和第二传感器阵列(32),其用于在分别放置在所述对象的第一动脉和第二动脉之上的所述对象的皮肤上时,分别感测所述对象的所述第一动脉和所述第二动脉的对应的脉搏波,所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个包括多个传感器(101),用于分别采集指示所述皮肤的振动的多个第一信号;

导出单元(102),其被配置为针对所述第一传感器阵列(31)和所述第二传感器阵列(32)中的每个,从所述多个第一信号导出表示所述对应的脉搏波的第二信号;以及

第一计算单元(103),其被配置为根据针对所述第一传感器阵列(31)所导出的所述第二信号和针对所述第二传感器阵列(32)所导出的所述第二信号来计算所述第一动脉与所述第二动脉之间的脉搏传导时间;

其中,所述多个传感器(101)中的每个被配置为在至少两个方向上采集指示所述皮肤的所述振动的所述第一信号;

其中,

所述多个传感器(101)中的每个包括用于接触所述对象的所述皮肤的接触表面;

所述至少两个方向包括X轴方向,其是垂直于所述接触表面的方向;

并且

所述导出单元(102)被配置为针对所述第一传感器阵列(31)和所述第二传感器阵列(32)中的每个,从所述多个第一信号选择第一信号,并且根据所选择的第一信号的X轴方向分量来导出所述第二信号。

2. 根据权利要求1所述的系统(4),其中,所述多个传感器(101)中的每个包括加速度计。

3. 根据权利要求2所述的系统(4),其中,所述加速度计是微机械电阻性或电容性加速度计。

4. 根据权利要求1所述的系统(4),其中,

所述至少两个方向还包括垂直于所述X轴方向的Z轴方向;并且

所述导出单元(102)被配置为针对所述第一传感器阵列(31)和所述第二传感器阵列(32)中的每个,通过从所选择的第一信号的所述X轴方向分量减去所选择的第一信号的Z轴方向分量来导出所述第二信号。

5. 根据权利要求1所述的系统(4),其中,针对所述第一传感器阵列(31)和所述第二传感器阵列(32)中的每个,所述导出单元(102)被配置为:

在所述多个第一信号中间确定一组第一信号,其中,所述组中的所述第一信号中的每个的所述X轴方向分量与所述组中的其他第一信号的所述X轴方向分量的所有互相关性都在第一预定阈值之上,并且所述组中的所述第一信号中的每个的所述X轴方向分量与所述组外的所述第一信号的所述X轴方向分量的所有互相关性都在第二预定阈值之下,并且

至少基于所述组中的所述第一信号的信号幅度,从所述组中的所述第一信号选择所述第一信号。

6. 根据权利要求5所述的系统(4),其中,所选择的第一信号的所述信号幅度或信噪比在所述组中的所述第一信号中间是最高的。

7. 根据权利要求1所述的系统(4),其中,所述导出单元(102)被配置为针对所述多个第

一信号中的每个,导出表示基本上沿着所述脉搏波的振动的所述第一信号的分量。

8. 根据权利要求1所述的系统(4),其中,所述多个传感器(101)被固定在膜的两个面中的一个上,并且所述膜的另一个面要被放置在所述对象的所述皮肤上。

9. 根据权利要求8所述的系统(4),其中,所述膜是薄金属膜。

10. 根据权利要求1所述的系统(4),还包括:

获得单元(106),其被配置为获得指示由所述第一动脉与所述第二动脉之间的所述脉搏波所经过的距离的参数(107);以及

第二计算单元(104),其被配置为基于所计算的脉搏传导时间和所获得的参数来计算所述对象的脉搏波速度(105)。

11. 一种用于测量对象的脉搏波的方法(7),包括:

分别将第一传感器阵列(31)和第二传感器阵列(32)放置(71)在所述对象的第一动脉和第二动脉之上的所述对象的皮肤上以用于分别感测所述对象的所述第一动脉和所述第二动脉的对应的脉搏波,所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个包括多个传感器(101),用于分别采集指示所述皮肤的振动的多个第一信号;

针对所述第一传感器阵列(31)和所述第二传感器阵列(32)中的每个,从所述多个第一信号导出(72)表示所述对应的脉搏波的第二信号;并且

根据针对所述第一传感器阵列(31)所导出的所述第二信号和针对所述第二传感器阵列(32)所导出的所述第二信号,计算(73)所述第一动脉与所述第二动脉之间的脉搏传导时间;

其中,所述多个传感器(101)中的每个被配置为在至少两个方向上采集指示所述皮肤的所述振动的所述第一信号;

其中,

所述多个传感器(101)中的每个包括用于接触所述对象的所述皮肤的接触表面;

所述至少两个方向包括X轴方向,其是垂直于所述接触表面的方向;

并且

针对所述第一传感器阵列(31)和所述第二传感器阵列(32)中的每个,从所述多个第一信号选择第一信号,并且根据所选择的第一信号的X轴方向分量来导出所述第二信号。

用于测量对象的脉搏波的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物测量,具体而言,涉及用于测量对象的脉搏波的系统和方法。

背景技术

[0002] 脉搏波测量在先进的医学检测中发挥越来越重要的作用。作为脉搏波测量的范例,脉搏波速度(PWV)测量被用于评估动脉硬化,其是用于评价高血压和心血管疾病(CVD)的标准之一。更特别地,股动脉脉搏波速度(cfPWV)被认为是评价主动脉硬化“黄金标准”。

[0003] PWV被定义为两个动脉测量点之间的距离除以脉搏传导时间,在该脉搏传导时间期间,对象的脉搏波在两个动脉测量点之间传播。例如,cfPWV被定义为对象的颈动脉之上的皮肤上的测量点与对象的股动脉之上的皮肤上的测量点之间的距离除以脉搏传导时间,在该脉搏传导时间期间,对象的脉搏在分别在颈动脉和股动脉之上的两个动脉测量点之间传播。

[0004] 因此,为了测量对象的cfPWV,首先,对象的皮肤上的两个动脉测量点分别定位在颈动脉和股动脉之上。然后,通过例如尺子测量分别在颈动脉和股动脉之上的两个动脉测量点之间的距离。为了计算在其期间对象的脉搏在分别在颈动脉和股动脉之上的两个动脉测量点之间传播的脉搏传导时间,首先向在两个动脉测量点处所检测的两个脉搏波信号应用周期性循环检测以分别检测两个脉搏波信号的周期,并且然后脉搏传导时间是基于两个脉搏波信号的周期来导出的。然后,可以从两个动脉测量点之间的距离和所导出的脉搏传导时间来导出cfPWV。

[0005] 在现有技术中,在例如cfPWV测量中,医生或护士通过触摸找到颈动脉和股动脉之上的测量点。这是耗费时间的,并且结果可能不是准确的。

[0006] 在现有技术中,在例如cfPWV测量中,对于颈动脉和股动脉中的每个而言,如图1中所示的传感器101(通常压电传感器)被用于感测对应的测量点处的脉搏以导出对应的脉搏波信号。然而,由于其中传感器101将放置的测量点是通过医生或护士的触摸找到的,因而对应的脉搏波信号可能不表示针对例如颈动脉和股动脉的最强的脉搏,因此这致使测量结果(例如,脉搏传导时间计算结果)不准确。

[0007] “Carotid-femoral pulse wave velocity:Impact of different arterial path length measurements”(SUGAWARA J等人,ARTERY RESEARCH,ELSEVIER,AMSTERDAM,NL,第4卷,第1号,2010年3月1日(2010-03-01),第27-31页,XP026938470,ISSN:1872-9312,001:10.1016/J.ARTERS.2009.11.001)公开了一种用于股动脉PWV计算的方法:(1)颈动脉部位与股动脉部位之间的直线距离(PWV_{car-fem}),(2)胸骨上切迹与股动脉部位之间的直线距离减去颈动脉长度(PWV(ssn[^]fem)-(ssn-car)),(3)颈动脉部位与股动脉部位之间的直线距离减去颈动脉长度(PWV(car-fem)~(ssn-car)),以及(4)从胸骨上切迹到脐和从脐到股动脉部位的组合距离减去颈动脉长度(PWV(ssn_{amb}-fem)-(ssn-car))。

[0008] “Assessment of pulse wave velocity”(BOUTOUYRIE P ET AL,ARTERY RESEARCH,ELSEVIER,AMSTERDAM,NL,第3卷,第1号,2009年2月1日(2009-02-01),第3-8页,

XP025972566, ISSN: 1872-9312, DOI: 10.1016/J.ARTRES.2008.11.002) 给出了一种测量脉搏波速度的市场化设备的简单概览。

发明内容

[0009] 因此,提供一种可以改进脉搏波测量的效率和/或准确度的用于测量对象的脉搏波的系统和方法将是有利的。

[0010] 根据本发明的实施例,提出了一种用于测量对象的脉搏波的系统,包括:第一传感器阵列和第二传感器阵列,其用于当分别放置在所述对象的第一动脉和第二动脉之上的所述对象的所述皮肤上时,分别感测所述对象的所述第一动脉和所述第二动脉的对应的脉搏波,所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个包括多个传感器,用于分别采集指示所述皮肤的振动的多个第一信号;导出单元,其被配置为针对所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个,从所述多个第一信号导出表示所述对应的脉搏波的第二信号;以及第一计算单元,其被配置为根据针对所述第一传感器阵列所导出的所述第二信号和针对所述第二传感器阵列所导出的所述第二信号来计算所述第一动脉与所述第二动脉之间的脉搏传导时间。

[0011] 因此,传感器阵列被用于所述第一动脉和所述第二动脉(例如,所述颈动脉和所述股动脉)的所述脉搏波测量中的每个。每个传感器阵列包括多个传感器而不是单个传感器。由于所述传感器阵列可以比单个传感器覆盖更大的皮肤区域,因而在不需要如在使用单个传感器时所要求的非常准确的传感器定位的情况下,能够以定性地好的方式感测所述脉搏波。因此,可以更高效地完成所述传感器阵列的所述定位,并且与仅使用单个传感器的现有技术中的情况相比较,所述测量的所述质量较少依赖于所述医生或所述护士的所述技能。

[0012] 在实施例中,所述多个传感器中的每个包括压电传感器。

[0013] 在实施例中,所述多个传感器中的每个包括加速度计。

[0014] 根据本发明的实施例,使用加速度计而不是压电传感器的优点如下:

[0015] 第一,与压电传感器相比较,加速度计对于适应所述皮肤的局部拓扑结构是更灵活的。所述传感器阵列中的所述传感器中的每个具有通过适当的机械耦合接触所述对象的皮肤的接触表面。这意指所述传感器的所有所述接触表面必须彼此完美地对齐,并且所述总体测量传感器阵列应当是足够灵活的,使得其适于所述皮肤的所述局部断层摄影。然而,由于所述压电传感器的所述设计(每个传感器包括固定在刚性圆柱形包装上的膜),因而其是非常刚性的。相比之下,加速度计可以固定在柔性基板上,因此这解决了该刚性问题。

[0016] 第二,将许多加速度计集成到一个传感器阵列中比许多压电传感器更容易。将有利的是,将更大数目的传感器集成到所述传感器阵列中以便能够准确地定位表示针对例如颈动脉或股动脉的所述最强的脉搏的所述信号。虽然这样的集成对于压电传感器提出了相当的挑战,但是其对于加速度计是简单的。

[0017] 第三,由加速度计所提供的所述测量结果不受所述操作者持有所述传感器阵列的所述方式影响,并且因此比由压电传感器所提供的那个更可靠,其往往受所述操作者持有所述传感器阵列的方式影响。

[0018] 第四,针对PWV测量(DC到40-50Hz)的感兴趣的频率范围可以由加速度计的高效操作频率而非由压电传感器的高效操作频率(0.2Hz到40-50Hz)覆盖。

[0019] 优选地,所述加速度计是微机械电阻性或电容性加速度计。所述微机械电阻性加速度计可以是应变仪、压电阻、MEMS(微机电系统)或薄膜加速度计。

[0020] 使用微机械电阻性或电容性加速度计可以提供若干优点。例如,其是小且重量轻的,其允许制造柔性膜上的加速度计的阵列。BOM(材料清单)成本是低的。其非常适于要求从DC到大约50Hz的测量的脉搏波测量,因为其可以向下测量到0Hz并且其大约10kHz的有限高频范围对脉搏波测量没有负面影响。其可以提供高灵敏度。其是鲁棒的并且通常被用于长持续时间事件,从而能够经受所述医院的所述现实世界环境中的合理水平的震动。

[0021] 在实施例中,所述多个传感器中的每个被配置为采集指示至少两个方向上的皮肤的振动的第一信号。例如,3D轴加速度计可以采集矩形坐标系中的垂直于彼此的三个方向上的信号。

[0022] 与由单向传感器所感测的单向信号相比较,包含在由多向传感器所获得的多向信号中的所述额外信息可以被用于消除例如与操作者的非主动运动相关联的伪影,因此这改进了测量准确度。

[0023] 在实施例中,所述多个传感器中的每个包括用于接触所述对象的皮肤的接触表面;所述至少两个方向包括垂直于所述接触表面的X轴方向,并且所述第一导出单元被配置为针对所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列从所述多个第一信号选择第一信号,并且从所选择的第一信号的X轴方向分量导出所述第二信号。

[0024] 在实施例中,所述至少两个方向还包括垂直于所述X轴方向的Z轴方向。所述导出单元被配置为针对所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个,通过从所选择的第一信号的所述X轴方向分量减去所选择的第一信号的所述Z轴方向分量,导出所述第二信号。

[0025] 这样,可以导出所述脉搏波信号,并且可以减少其中的噪声。这是基于以下想法。X轴是垂直于所述接触表面的方向并且当所述传感器阵列放置在所述皮肤上时基本上垂直于所述皮肤表面,并且因此所述X轴可以被视为所述脉搏波的振动方向,并且所述信号的所述X轴分量期望表示脉搏波加上所述脉搏方向上的噪声。类似地,所述Z轴基本上垂直于所述脉搏波的所述振动方向,并且因此,所述信号的所述Z轴分量期望主要反映噪声并且不包含脉搏信息。在所述噪声一致地分布在所有方向上的所述假定下,可以通过从所述信号的所述X轴分量减去所述Z轴分量导出表示所述脉搏波的所述信号。

[0026] 在实施例中,能够通过以下方式来实现从所述多个第一信号选择第一信号:所述导出单元被配置为在所述多个第一信号中间确定一组第一信号,其中,所述组中的所述第一信号中的每个的所述X轴方向分量与所述组中的其他第一信号的所述X轴方向分量的所有互相关性都在第一预定阈值之上,并且所述组中的所述第一信号中的每个的所述X轴方向分量与所述组外的所述第一信号的所述X轴方向分量的所有互相关性都在第二预定阈值之下,并且至少基于所述第一信号的所述信号幅度,从所述组中的所述第一信号选择所述第一信号。例如,所选择的第一信号的信号幅度或信噪比在所述组中的所述第一信号中间是最高的。

[0027] 在由所述多个传感器所采集的所述第一信号中间,存在第一类型的第一信号,其X轴方向分量主要包含所感测的脉搏并且可以包含一点噪声,该信号对于导出表示所述最强的脉搏(即所述第二信号)的信号是有用的,并且还存在第二类型的第一信号,其X轴方向分

量主要包括噪声并且其具有反映所述脉搏的低程度的有用的信息，并且在导出表示所述最强的脉搏(即所述第二信号)时应当移除。因为所述脉搏与所述噪声不相关并且几乎所有所述噪声由于所述脉搏和所述噪声的所述性质在彼此中间不相关，因而主要包括所感测的脉搏的所述第一类型的第一信号中间的任何两个信号的所述X轴方向分量具有高互相关性，主要包括所感测的脉搏的所述第一类型的第一信号中间的任何信号的所述X轴方向分量和主要包括噪声的所述第二类型的第一信号中间的任何信号的所述X轴方向分量具有低互相关性，并且主要包括噪声的所述第二类型的第一信号中间的任何两个信号的X轴方向分量具有低互相关性。使用其所述优点，提出了首先确定一组第一信号，其中，所述组中的所述第一信号中的每个的所述X轴方向分量与所述组中的其他第一信号的所述X轴方向分量的所有互相关性都在第一预定阈值之上，并且所述组中的所述第一信号中的每个的所述X轴方向分量与所述组外的所述第一信号的所述X轴方向分量的所有互相关性都在第二预定阈值之下。根据实际上可以确定的实际要求，选择所述第一预定阈值和所述第二预定阈值。这样，所确定的组中的所述第一信号中的每个期望具有大于所述噪声内容的脉搏内容。

[0028] 而且，基于至少所述第一信号的所述信号幅度选择第一信号可以改进脉搏波测量的准确度。在范例中，所选择的第一信号的信号幅度在所述组中的所述第一信号中间是最高的。在另一范例中，所选择的第一信号的所述信噪比在所述组中的所述第一信号中间是最高的。

[0029] 在另一实施例中，所述导出单元被配置为针对所述多个第一信号中的每个导出表示基本上沿着所述脉搏波的所述振动的所述第一信号的分量。

[0030] 在实施例中，每个传感器阵列包括具有用于接触所述对象的所述皮肤的膜的包装盒。所述多个传感器固定在密封在所述包装盒内的所述膜的两个面中的一个上，并且所述膜的另一个面要被放置在所述对象的所述皮肤上。

[0031] 在该实施例中，由于所述多个传感器与对象的所述皮肤不直接接触并且封装在所述包装盒内，因而简化所述清洁流程。而且，由于所述多个传感器不直接接触对象的所述皮肤，因而其使所述传感器在至少两个方向上(例如在3D检测中)采集所述多个第一信号可能。而且，所述膜上的所述传感器的这样的固定保证所述皮肤与所述膜之间的最佳耦合。

[0032] 优选地，所述膜是薄金属膜。

[0033] 如果所述膜不是粘弹性膜，则其将向所述所记录的传感器信号添加噪声。因此，根据本发明的实施例，粘弹性的薄金属膜被用于降低噪声。因此，可以实现由所述传感器所感测的所述所感测的信号中的噪声降低的有利影响。

[0034] 在实施例中，所述系统还包括：获得单元，其被配置为获得指示在所述第一动脉与所述第二动脉之间由所述脉搏波所经过的距离的参数；以及第二计算单元，其被配置为基于所述所计算的脉搏传导时间和所述所获得的参数来计算所述对象的脉搏波速度。

[0035] 根据本发明的另一实施例，提出了一种用于测量对象的脉搏波的方法，包括：第一传感器阵列和第二传感器阵列分别放置在所述对象的第一动脉和第二动脉之上的所述对象的所述皮肤上以用于分别感测所述对象的所述第一动脉和所述第二动脉的对应的脉搏波，所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个包括多个传感器，用于分别采集指示所述皮肤的振动的多个第一信号；针对所述第一传感器阵列和所述第二传感器阵列中的每个从所述多个第一信号导出表示所述对应的脉搏波的第二信号；并且根据针对所述第

一传感器阵列所导出的所述第二信号和针对所述第二传感器阵列所导出的所述第二信号，计算所述第一动脉与所述第二动脉之间的脉搏传导时间。

[0036] 以下更详细地描述本公开的各方面和特征。本发明的这些和其他方面将从下文所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且参考下文所描述的(一个或多个)实施例得以阐述。

附图说明

[0037] 在下文中将结合实施例并且参考附图更详细地描述和解释本发明，其中：

[0038] 图1示出了用于感测对应的测量点处的脉搏以导出对应的脉搏波信号的现有技术传感器；

[0039] 图2示出了根据本发明的实施例的包括多个传感器的传感器阵列；

[0040] 图3示出了根据本发明的实施例的用于测量对象的脉搏波的系统的方框图；

[0041] 图4a-b示出了根据本发明的实施例的第一传感器阵列或第二传感器阵列的两个类型的结构；并且

[0042] 图5示出了根据本发明的实施例的用于测量对象的脉搏波的方法的方框图。

[0043] 附图中的相同附图标记指示类似或对应的特征和/或功能性。

具体实施方式

[0044] 本发明将关于特定实施例并且参考某些附图描述，但是本发明不受限于其而是仅由权利要求限制。所描述的附图仅是示意性的并且是非限制性的。在附图中，元件中的一些的大小可能夸张并且出于说明性目的未按比例绘制。

[0045] 图3示出了根据本发明的实施例的用于测量对象的脉搏波的系统4的框图。系统4包括第一传感器阵列31、第二传感器阵列32、导出单元102、第一计算单元103以及任选地、第二计算单元104、获得单元106和确定单元108。

[0046] 第一传感器阵列31和第二传感器阵列32将分别放置在第一动脉(例如颈动脉)和第二动脉(例如股动脉)之上的对象的皮肤上以用于分别感测对象的第一动脉和第二动脉的对应的脉搏波。通过动脉的对应的脉搏波意指动脉之上的皮肤上的测量点处的脉搏波。因此，第一动脉的对应的脉搏波意指第一动脉之上的皮肤上的第一测量点处的脉搏波，并且第二动脉的对应的脉搏波意指第二动脉之上的皮肤上的第二测量点处的脉搏波。

[0047] 如图2中所图示的，第一传感器阵列31包括多个传感器101，其用于分别采集指示皮肤的振动的多个第一信号。类似地，第二传感器阵列32还包括多个传感器101，其用于分别采集指示皮肤的振动的多个第一信号。

[0048] 导出单元102针对第一传感器阵列31和第二传感器阵列32从多个第一信号导出表示对应的脉搏波的第二信号。在本说明中稍后将更详细地描述信号导出流程。

[0049] 第一计算单元103根据针对第一传感器阵列31所导出的第二信号和针对第二传感器阵列32所导出的第二信号，计算第一动脉与第二动脉之间的脉搏传导时间。例如，如现有技术中所记载，首先，可以向针对第一传感器阵列31所导出的第二信号和针对第二传感器阵列32所导出的第二信号应用周期性循环检测算法以检测针对第一传感器阵列31所导出的第二信号的周期和针对第二传感器阵列32所导出的第二信号的周期，并且然后脉搏传导

时间是基于两个所检测的周期来导出的。

[0050] 获得单元106获得指示由第一动脉与第二动脉之间的脉搏波所经过的距离的参数107。其可以通过许多方式实现。例如,其可以是仅接收单元,其接收由操作者输入的参数107。作为另一范例,其可以是自动地测量由第一动脉与第二动脉之间的脉搏波所经过的距离的电子尺。当然,为了增强脉搏波速度计算准确度,由针对第一传感器阵列31的导出单元102所导出的第二信号和由针对第二传感器阵列32的导出单元102所导出的第二信号输入到确定单元108,其确定对应于针对第一传感器阵列31所导出的第二信号的测量点和对应于针对第一传感器阵列32所导出的第二信号的测量点并且将两个所确定的测量点输出给电子尺,其然后测量两个所确定的测量点之间的对象的皮肤上的距离并且将指示由第一动脉与第二动脉之间的脉搏波所经过的距离的参数107输出给第二计算单元104。

[0051] 第二计算单元104基于所计算的脉搏传导时间和所获得的参数107,计算对象的脉搏波速度105。脉搏波速度105等于指示由第一动脉与第二动脉之间的脉搏波所经过的距离的所获得的参数107除以所计算的脉搏传导时间。

[0052] 多个传感器101中的每个可以是压电传感器或加速度计,优选地微机械电阻性或电容性加速度计。

[0053] 图4a示出了根据本发明的实施例的第一传感器阵列31或第二传感器阵列32的一种类型的结构。

[0054] 在图4a中,传感器阵列包括具有在其上固定多个传感器101的柔性膜501的包装盒599。柔性膜不直接接触对象的皮肤。对于每个传感器而言,活塞连接到传感器的移动质量,并且与第一动脉或第二动脉之上的对象的皮肤机械接触。来自第一动脉或第二动脉的机械振动通过每个活塞传导到对应的传感器的感测主体。在图4a中,传感器101中的每个仅在一个方向(即垂直于皮肤的方向)上采集第一信号。

[0055] 由多个传感器101所采集的多个第一信号输入到导出单元102。在多个第一信号中间,导出单元102确定一组第一信号,其中,组中的第一信号中的每个与组中的其他第一信号的所有互相关性大于第一预定阈值,并且组中的第一信号中的每个与组外的第一信号的所有互相关性小于第二预定阈值。

[0056] 然后,至少基于幅度,第一信号被选择为表示该组第一信号中间的对应的脉搏波的第二信号。例如,选择具有最高幅度或SNR等等的第一信号。

[0057] 图4a的实施例的优点存在于传感器与皮肤之间的直接接触,因此这优化了耦合的脉搏传输效率。

[0058] 图4b示出了根据本发明的实施例的第一传感器阵列31或第二传感器阵列32的另一类型的结构。

[0059] 在图4b中,每个传感器阵列包括具有用于接触对象的皮肤502的膜501的包装盒599。多个传感器101固定在密封在包装盒599内的膜501(优选地薄金属膜,如上文所讨论的)的两个面中的一个上,并且未密封在包装盒599内的膜501的另一个面要被放置在对象的皮肤502上。

[0060] 在一个实施例中,多个传感器中的每个具有用于接触对象的皮肤的接触表面。接触可以是直接接触或间接接触。如图4b中所示,接触经由膜501发生。至少两个方向包括X轴方向,其是垂直于接触表面的方向。所述至少两个方向还可以包括Y轴方向和Z轴方向,其被

定义为垂直于X轴方向并且垂直于彼此以便连同X轴构成矩形坐标系的方向。例如, Y轴方向被定义平行于接触表面的方向, 并且Z轴方向被定义为垂直于X轴方向和Y轴方向。

[0061] 导出单元102被配置为针对第一传感器阵列31和第二传感器阵列32中的每个从多个第一信号选择第一信号, 并且根据所选择的第一信号的X轴方向分量, 导出第二信号。选择流程例如如下: 在多个第一信号中间, 导出单元102确定一组第一信号, 其中组中的第一信号中的每个的X轴方向分量与组中的其他第一信号的X轴方向分量的互相关性都在第一预定阈值之上, 并且组中的第一信号中的每个的X轴方向分量与组外的第一信号的X轴方向分量的所有互相关性都在第二预定阈值之下, 并且至少基于第一信号的信号幅度, 从组中的第一信号选择第一信号。例如, 所选择的第一信号的信号幅度或信噪比在组中的第一信号中间是最高的。

[0062] 然后, 针对第一传感器阵列31和第二传感器阵列32中的每个, 导出单元102通过从所选择的第一信号的X轴方向分量减去所选择的第一信号的Z轴方向分量, 导出第二信号。

[0063] 在另一实施例中, 导出单元102针对多个第一信号中的每个导出表示基本上沿着脉搏波的振动的第一信号的分量。这可以通过已知的特征向量分解或主成分分析方法来完成。

[0064] 图5示出了根据本发明的实施例的用于测量对象的脉搏波的方法7的框图。方法7包括: 在步骤71处, 分别将第一传感器阵列31和第二传感器阵列32放置在对象的第一动脉和第二动脉之上的对象的皮肤上以用于分别感测对象的第一动脉和第二动脉的对应的脉搏波, 第一传感器阵列和第二传感器阵列中的每个包括多个传感器101, 用于分别采集指示皮肤的振动的多个第一信号; 在步骤72处, 针对第一传感器阵列和第二传感器阵列中的每个, 从多个第一信号导出表示对应的脉搏波的第二信号; 并且在步骤73处, 根据针对第一传感器阵列31所导出的第二信号和针对第二传感器阵列32所导出的第二信号, 计算第一动脉与第二动脉之间的脉搏传导时间。应当指出, 本发明中所示的方法的步骤不应当限于上文所提到的步骤。对于本领域的技术人员而言显而易见的是, 可以在脱离这些特定细节的其他范例中实践所主张的本发明的各方面。

[0065] 而且, 如本领域的技术人员可以容易理解, 可以通过硬件的同一个项目实现图3中的导出单元102、第一计算单元103和第二计算单元104。当然, 其可以被实现为硬件的不同的项目。而且, 图3中的导出单元102、第一计算单元103和第二计算单元104等等可以以软件指令实现, 其可以加载到具有例如CPU、存储器、显示器和I/O接口的通用计算机中, 使得通用计算机中的CPU可以执行图3中的导出单元102、第一计算单元103和第二计算单元104中的一个或多个的任何功能。

[0066] 尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施, 但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0067] 应当指出, 以上提到的实施例说明而非限制本发明, 并且本领域的技术人员能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计备选实施例。在权利要求中, 置于圆括号之间的任何附图标记不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除在权利要求或说明书中未列出的元件或步骤的存在。这元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在枚举了若干单元的系统权利要求中, 可以通过软件和/或硬件的同一项来实现这些单元中的若干单元。词语第一、第二和第三等等的使用不指示任何排序。这些词语应被解释为

名称。

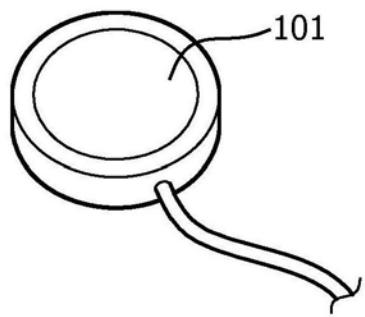


图1

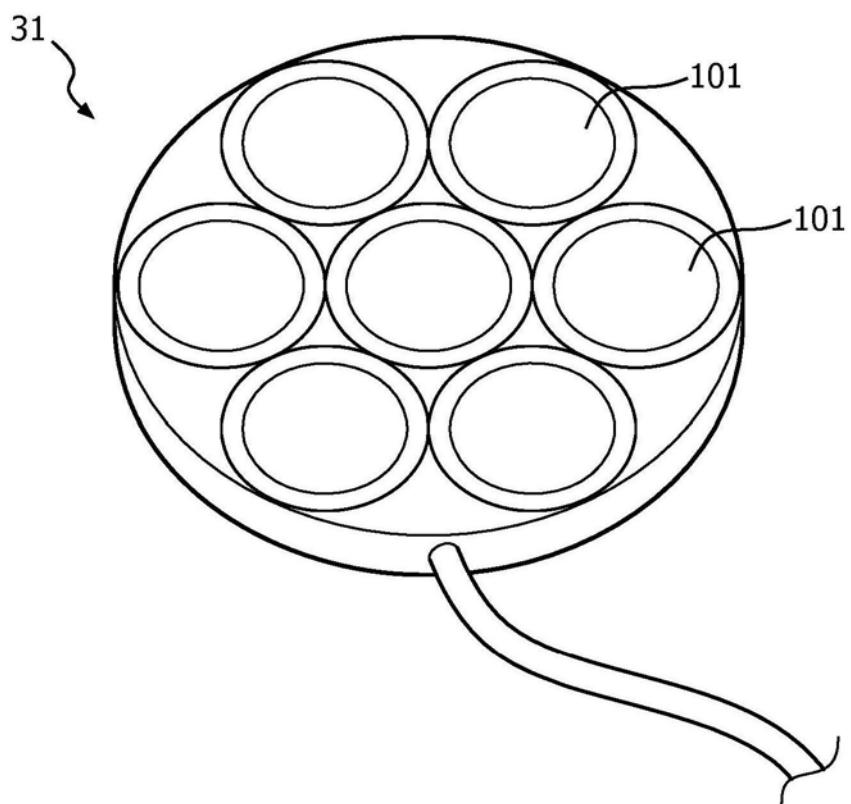


图2

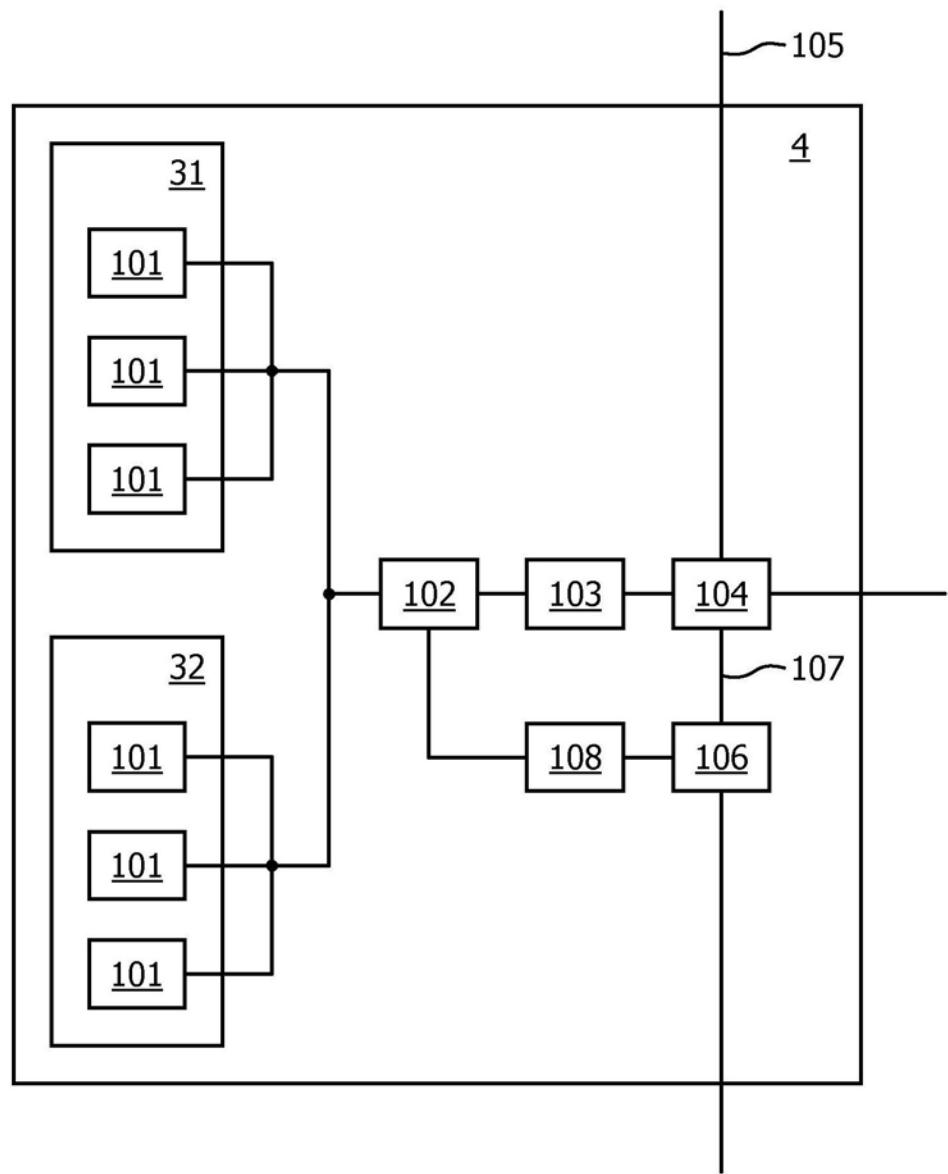


图3

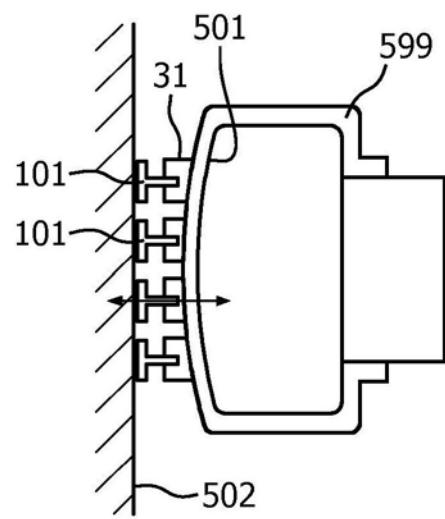


图4a

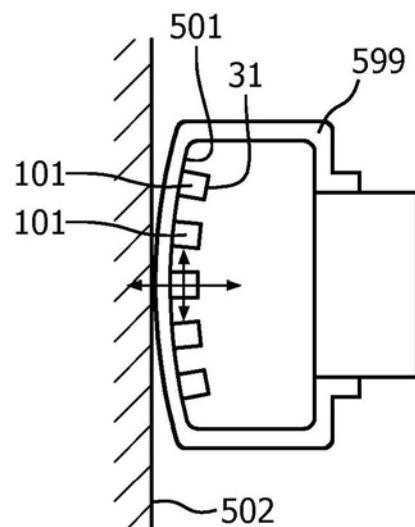


图4b

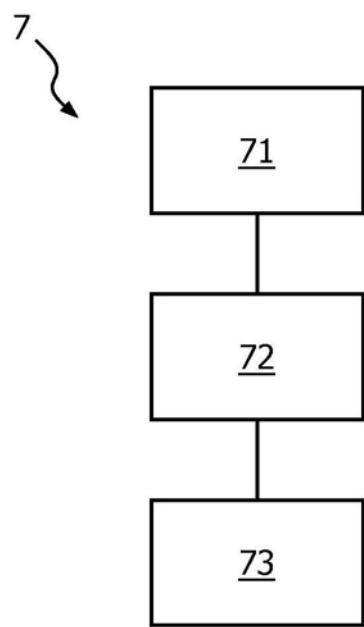


图5