



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920760 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680047979.5

(22)申请日 2016.08.16

(30)优先权数据

15181917.4 2015.08.21 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/069445 2016.08.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/032648 EN 2017.03.02

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·拜泽梅尔 D·马修 B·克龙

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

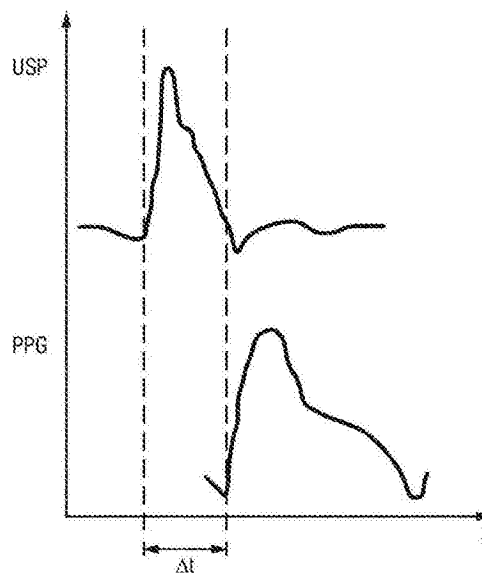
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

用于监测对象的血压的监测装置

(57)摘要

公开了一种用于监测对象的血压信息的监测装置。所述监测装置包括：超声换能器，其用于向所述对象的包括血管的体积发射超声波，并且用于从所述对象的所述体积接收超声波，并且用于基于从所述对象的所述体积接收的超声波来提供第一信号。光源被包括用于向所述对象发射光，并且光传感器被包括用于检测从所述对象接收的光，并且用于基于从所述对象的皮肤接收的光来提供第二信号。所述监测装置包括处理单元，所述处理单元用于：i)基于所述第一信号来确定心脏性脉搏在血管中的到达时间，ii)基于所述第二信号来确定心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的时间点，iii)确定心脏性脉搏在血管中的所述到达时间与心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的所述时间点之间的脉搏传导时间；并且iv)基于所述脉搏传导时间来确定血压。



1. 一种用于监测对象 (12) 的血压的监测装置 (10), 包括:
 - 超声换能器 (16), 其用于向所述对象的包括血管 (30) 的体积发射超声波, 并且用于从所述对象的所述体积接收超声波, 并且用于基于从所述对象的所述体积接收的超声波来提供第一信号,
 - 光源和光传感器 (18), 所述光源用于向所述对象发射光, 所述光传感器用于检测从所述对象接收的所发射的光并且用于基于从所述对象的皮肤接收的光来提供第二信号, 以及
 - 处理单元 (24), 其被配置为:
 - 基于所述第一信号来确定心脏性脉搏在所述血管中的到达时间,
 - 基于所述第二信号来确定所述心脏性脉搏到达所述对象的所述皮肤的时间点,
 - 确定所述心脏性脉搏在所述血管中的所述到达时间与所述心脏性脉搏到达所述对象的所述皮肤的所述时间点之间的脉搏传导时间; 并且
 - 基于所述脉搏传导时间来确定所述血压。
2. 根据权利要求1所述的监测装置, 其中, 所述超声换能器和所述光传感器能附接至所述监测装置的公共基层 (14)。
3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的监测装置, 其中, 所述光传感器是光电容积描记传感器, 所述光电容积描记传感器用于提供光电容积描记信号 (PPG) 作为所述第二信号。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的监测装置, 其中, 所述光源 (34) 适于发射具有不同波长的光, 并且其中, 所述光传感器适于检测由所述对象的部分反向散射的波长。
5. 根据权利要求1所述的监测装置, 其中, 所述超声换能器适于基于从所述对象接收的所述超声波来提供与所述对象的所述体积中的血液速度相对应的血液速度信号作为所述第一信号。
6. 根据权利要求1所述的监测装置, 其中, 所述超声换能器适于提供与所述对象的所述体积中的解剖特征 (30) 的移动相对应的移动信号作为所述第一信号。
7. 根据权利要求5和6所述的监测装置, 其中, 所述处理单元适于基于所述血液速度以及所述解剖特征的所述移动来确定动脉僵硬度。
8. 根据权利要求1所述的监测装置, 其中, 基于所述脉搏传导时间并且基于校准函数来确定所述血压。
9. 根据权利要求1所述的监测装置, 还包括能耦合至所述处理单元的发送单元, 所述发送单元用于将所述生命体征信息发送至基底单元。
10. 根据权利要求1所述的监测装置, 还包括加速度检测单元 (38), 所述加速度检测单元用于检测所述监测装置和/或所述对象的运动和/或取向, 其中, 所述处理单元适于进一步基于检测到的运动和/或检测到的取向来确定所述生命体征信息。
11. 根据权利要求2所述的监测装置, 其中, 所述基层还包括胶合剂层或粘合剂层, 所述胶合剂层或粘合剂层用于将所述监测装置附接至所述对象的皮肤。
12. 根据权利要求2所述的监测装置, 还包括反馈单元, 所述反馈单元用于基于所述第一信号和/或所述第二信号来确定所述基层与所述对象的接触。
13. 一种用于确定对象的血压的监测方法, 包括以下步骤:
 - 基于从所述对象的包括血管的体积接收的超声波来确定第一信号,
 - 基于从所述对象的皮肤接收的光来确定第二信号,

- 基于所述第一信号来确定心脏性脉搏在所述血管中的到达时间;
- 基于所述第二信号来确定所述心脏性脉搏到达所述对象的所述皮肤的时间点;
- 确定所述心脏性脉搏在所述血管中的所述到达时间与所述心脏性脉搏到达所述对象的所述皮肤的所述时间点之间的脉搏传导时间;并且
- 基于所述脉搏传导时间来确定所述血压。

14. 根据权利要求13所述的监测方法,还包括以下步骤:

- 基于从所述对象接收的所述超声波来提供与所述对象的所述体积中的血液速度相对应的血液速度信号作为所述第一信号;

- 提供与所述对象的所述体积中的解剖特征的移动相对应的移动信号作为所述第一信号;并且

- 基于所述血液速度以及所述解剖特征的移动来确定动脉僵硬度。

15. 一种用于确定对象的血压的计算机程序产品,所述计算机程序产品包括计算机可读程序代码,所述计算机可读程序代码能从通信网络下载,或者能存储在或被存储在计算机可读存储介质上,所述计算机可读程序代码当在计算机上运行时使所述计算机执行根据权利要求13或14所述的步骤。

用于监测对象的血压的监测装置

技术领域

- [0001] 本发明涉及用于监测对象的生命体征信息的监测装置。
- [0002] 本发明还涉及用于监测对象的生命体征信息的监测方法。
- [0003] 本发明具体涉及对作为对象的生命体征信息的血压的确定。

背景技术

[0004] 血压是监测患者的疾病的重要生命体征信息。常见的测量方法或者借助于袖带(其对于用户而言是笨重并且不舒适的)间歇地执行或者借助于动脉管线(其是侵入性的并且增加了感染的风险)连续地执行。用于无创并且连续地测量血压的备选方法是基于对脉搏波速度的测量,其中,确定心跳诱发的压力脉搏行进通过脉管的速度,能够根据该速度推断出患者的血压。

[0005] 脉搏波速度通常通过测量心跳与压力脉搏到达皮肤之间的时间延迟来估计,其中,借助于被设置在患者的胸部处的心电图传感器来测量心跳。例如从US 2014/0187941 A1可获知对应的血压测量系统。

[0006] 已知的血压测量系统对于用户而言是妨碍性并且不舒适的,因为所述血压测量系统通过利用被设置在胸部上的多个心电图电极以及被设置在手指处的光电容积描记传感器确定脉搏到达时间来监测血压,这需要线缆连接来评估相应的测量信号,使得该已知的无创血压测量系统需要较大的技术努力。此外,因为光电容积描记传感器被设置在手指处,并且由于与血压不相关的因素造成手臂的外周血管阻力变化,测量结果具有降低的可靠性。

[0007] Pereira.T等人在2015IEEE 4th Portuguese Meeting on Bioengineering,第1-5页上的“Correlation Study Between Blood Pressure and Pulse Transit Time”一文公开了一种用于基于脉搏传导时间来确定血压的方法,其中脉搏传导时间是借助于ECG、多个PPG传感器以及用于测量动脉直径的超声系统来测量的。

发明内容

[0008] 因此,本发明的目的是提供一种用于监测对象的血压的经改进的监测装置以及对应的经改进的监测方法,其提供了对血压的可靠的测量并且对用户而言是舒适的。

[0009] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于监测对象的血压的监测装置,包括:

[0010] -超声换能器,其用于向所述对象的包括血管(诸如动脉或静脉)的体积发射超声波,并且用于从所述对象的所述体积接收超声波,并且用于基于从所述对象的所述体积接收的超声波来提供第一信号,

[0011] -光源和光传感器,所述光源用于向所述对象发射光,所述光传感器用于检测从所述对象接收的光并且用于基于从所述对象的皮肤接收的光来提供第二信号,以及

[0012] -处理单元,其被配置为:

[0013] -基于所述第一信号来确定心脏性脉搏在血管中的到达时间,

- [0014] -基于所述第二信号来确定心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的时间点，
- [0015] -确定心脏性脉搏在血管中的所述到达时间与心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的所述时间点之间的脉搏传导时间；并且
- [0016] -基于所述脉搏传导时间来确定血压。
- [0017] 根据本发明的另一方面，提供了一种用于监测对象的血压的监测方法，包括以下步骤：
- [0018] -基于从所述对象的包括血管（诸如动脉或者静脉）的体积接收的超声波来确定第一信号；
- [0019] -基于从所述对象的皮肤接收的光来确定第二信号；
- [0020] -基于所述第一信号来确定心脏性脉搏在血管中的到达时间；
- [0021] -基于所述第二信号来确定心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的时间点；
- [0022] -确定心脏性脉搏在血管中的所述到达时间与心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的所述时间点之间的脉搏传导时间；并且
- [0023] -基于所述脉搏传导时间来确定血压。
- [0024] 在从属权利要求中限定了本发明的实施例。应当理解，所要求保护的方法与所要求保护的设备以及如在从属权利要求所限定的内容具有相似和/或相同的优选实施例。
- [0025] 本发明基于以下思想：通过利用从对象的体积接收的超声测量结果以及从对象的部分接收的光信号测量脉搏传导时间，来测量对象的生命体征信息，特别是血压，其中，所述脉搏传导时间是基于对基于所述超声测量结果的信号与基于光测量结果的信号的比较来确定的。由于能够在对象的皮肤的相邻位置（例如，大动脉、大静脉）处执行这两种测量，因此降低了用于电连接传感器的努力，并且增加了穿戴所述监测装置的舒适性。此外，由于超声换能器和光传感器能够在对象的相同部位处被放置成靠近彼此，能够降低若干参数（不涉及要测量的例如血压的生命体征信息）对脉搏传导时间的影响，使得能够增加测量的可靠性。
- [0026] 根据本说明书并且因此根据本发明的脉搏传导时间是宽泛地定义的，并且包括动脉脉搏传导时间和/或静脉脉搏传导时间。
- [0027] 因此，能够提供具有较少妨碍性并且对用户而言更为舒适的对生命体征信息的可靠的测量。
- [0028] 在实施例中，所述处理单元适于确定所述第一信号与所述第二信号之间的时间延迟，并且适于基于所述时间延迟来确定所述生命体征信息。这能够在对用户而言具有低负担的情况下可靠地确定对象的压力脉搏的脉搏传导时间。
- [0029] 在实施例中，所述超声换能器和所述光传感器被附接至所述监测装置的公共基层。这能够在单个贴片中组合所述超声换能器和所述光传感器，所述单个贴片能够被放置在对象的皮肤处以测量生命体征信息，使得对于用户而言能够更舒适的测量生命体征信息。
- [0030] 在实施例中，所述光传感器是光电容积描记传感器，其用于向所述处理单元提供光电容积描记信号作为所述第二信号。这能够以低的技术努力可靠地确定生命体征信息。
- [0031] 在另外的实施例中，能够测量所述第一信号和所述第二信号的另外的特性以确定所述生命体征信息，所述另外的特性例如是dc水平、ac幅度、ac/dc比率、波峰/波谷率、波峰

与波谷之间的时间延迟、来自第一导出量和第二导出量的特征以及来自频谱的特征。

[0032] 在实施例中,所述光源适于发射具有不同波长的光,并且其中,所述光传感器适于检测被对象的部分反向散射的波长。所述光传感器特别适于检测由所述光源发射的以及被对象的部分反向散射的不同波长。这能够确定对象的血氧水平。

[0033] 在另外的实施例中,所述超声换能器适于将基于从所述对象接收的超声波的对应于所述对象的所述体积中的血液速度的血液速度信号提供作为所述第一信号。所述血液速度特别是基于从所述对象的血管接收的超声多普勒信号来确定的。这能够以高的可靠性和低的技术努力确定血液流动速度的特性特征与从所述对象的所述部分接收的光信号之间的脉搏传导时间。所述特性特征可以是波峰、波足、血液流动速度以及光信号的上升斜率或下降斜率。

[0034] 在另外的优选实施例中,所述超声换能器适于将与所述对象的所述体积的解剖学特征的移动相对应的移动信号提供作为所述第一信号。特别地,压力脉搏的到达是根据动脉壁移动而导出的,所述动脉壁移动优选是根据所述超声换能器的快速相继的A模式或B模式图像而导出的。这能够确定动脉脉搏的到达的计时。

[0035] 在实施例中,所述处理单元适于基于所述血液速度以及解剖学特征的移动来确定动脉僵硬度。所述解剖学特征优选是相应动脉的壁。能够利用这样确定的动脉僵硬度来改善对血压的确定的可靠性。

[0036] 在另外的实施例中,由所述处理单元所确定的所述生命体征信息对应于所述对象的血压。对于用户而言,这能够可靠并且舒适地确定所述对象的血压。

[0037] 在另外的实施例中,所述血压是基于所述第一信号与所述第二信号之间的所述时间延迟以及校准函数来确定的。这能够改善血压测量。

[0038] 在另外的实施例中,所述监测装置包括发送单元,所述发送单元能连接至所述处理单元,用于将所述生命体征信息发送至基底单元。这能够发送所述测量结果并且评估所述测量结果和/或将所述测量结果显示给用户或第三人。

[0039] 在另外的实施例中,所述监测装置包括加速度检测单元,所述加速度检测单元用于检测所述监测装置和/或所述对象的运动和/或取向或姿态,其中,所述处理单元适于至少部分地基于所检测到的运动和/或所检测到的取向来确定所述生命体征信息。这能够确定监测装置和/或对象的姿态的改变,并且能够施加正确的校准函数,使得能够改善测量的可靠性。特别地,能够考虑所述监测装置和/或所述对象相对于重力的姿态。

[0040] 在实施例中,所述基层包括胶合剂层或粘合剂层,所述胶合剂层或粘合剂层用于将所述监测装置附接至所述对象的皮肤。由于所述超声换能器和所述光传感器能够被附接至所述对象的身体并且不需要额外传感器或线缆,因此这能够进一步降低处理努力以改善测量稳定性,并且改善对于用户的舒适性。

[0041] 在另外的实施例中,所述监测装置包括反馈单元,所述反馈单元用于基于所述第一信号和/或基于所述第二信号来确定所述基层与所述对象的接触。这能够自动地确定所述基层与所述对象的皮肤的接触的质量,使得能够进一步改善测量的可靠性。

[0042] 所述监测装置能够包括被附接至所述基层的一个或多个压力换能器,所述一个或多个压力换能器用于控制或调整所述光传感器和所述超声换能器与所述对象的皮肤的接触压力。这能够改善接触质量以及测量的可靠性。

[0043] 如上文所提到的,本发明提供了一种监测装置和一种监测方法,其能够以高的可靠性以及对用户而言经改善的舒适性来测量对象的生命体征信息,这是因为能够在对象的单个部位处和/或在对象的相邻部分处确定脉搏传导时间,能够降低其他生命参数对所确定的生命体征信息的影响。此外,由于不需要额外的传感器或线缆,因此能够改善舒适性。所述监测装置和所述监测方法允许长时间的监测以及对血压趋势的测量。

[0044] 本文献还设想到了用于监测对象的生命体征信息的监测装置,包括:

[0045] -超声换能器,其用于向所述对象的体积发射超声波,并且用于从所述对象的所述体积接收超声波,并且用于基于从所述对象的所述体积接收的超声波来提供第一信号,

[0046] -光源和光传感器,所述光源用于向所述对象发射光,所述光传感器用于检测从对象接收的所发射的光并且用于基于从所述对象的部分接收的光来提供第二信号,以及

[0047] -处理单元,其用于基于所述第一信号和所述第二信号来确定所述生命体征信息。

[0048] 前述段落的所述监测装置可以包括根据本文献的权利要求1所述的监测装置的所有备选实施例。还设想到了对应监测方法,用于确定对象的生命体征信息的所述监测方法包括以下步骤:

[0049] -基于从所述对象的体积接收的超声波来确定第一信号,

[0050] -基于从所述对象的部分接收的光来确定第二信号,并且

[0051] -基于所述第一信号和所述第二信号来确定所述生命体征信息。

[0052] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面是显而易见并且将得以阐述。

[0053] 本领域技术人员将领会,能够以被认为有用的任何方式来组合本发明的上文所提到的各选项、各实施方案和/或各方面中的两项或更多项。

附图说明

[0054] 参考下文所描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见并得以阐述。在以下附图中:

[0055] 图1示出了用于监测对象的生命体征信息的监测装置的示意性表示;

[0056] 图2示出了监测装置的测量单元的示意图;

[0057] 图3示出了由测量单元提供的不同信号的示意波形图;

[0058] 图4示出了用于监测对象的生命体征信息的方法的示意性流程图;

[0059] 图5示出了在图4中所示的方法的实施例的示意性框图;

[0060] 图6示出了在图4中所示的方法的实施例的示意性框图;

[0061] 图7示出了在图4中所示的方法的实施例的示意性框图;

[0062] 图8示出了在图4中所示的方法的实施例的示意性框图;

[0063] 图9示出了用于确定测量单元的接触质量的示意性框图。

具体实施方式

[0064] 现在将参考随附的附图更详细地描述特定实施例。在以下说明中,相似的附图参考标记被用于相似的元件,甚至被用在不同的附图中。提供了在说明书中定义的项目(诸如详细的构造和元件)以辅助全面理解示范实施例。同样地,不详细描述公知的功能或构造,因为它们的不必要的细节会使实施例含糊不清。此外,当在元件列表前面时,诸如“至少一

个”的表达修饰元件的整个列表,而不是修饰列表中的个体元件。

[0065] 图1示出了总体由10表示的监测装置的示意性图示。监测装置10被提供用于监测对象12、尤其是患者12的生命体征信息。所述监测装置包括测量单元14,测量单元14具有超声换能器16,超声换能器16包括用于发送和接收超声波的一个换能器元件或多个换能器元件。所述多个换能器元件优选被布置在2D换能器阵列中。所述换能器元件由提供范围为2至20兆赫兹的超声波的电容式微加工超声换能器元件(CMUT)或压电式换能器元件(PZT)形成,。所述换能器阵列能够被用于A模式或B模式操作,以及被用于连续波或脉冲波多普勒操作。

[0066] 测量单元14还包括光检测设备18,光检测设备18包括:光源,其用于发射光;以及光传感器,其用于检测从对象12的部分反向散射的所述光源的光。光检测设备18优选被形成成为光电容积描记传感器。由所述光源发射的光可以是可见光和近红外光或者绿色、红色以及红外光。中心波长可以是530nm、580nm、600nm、630nm、780nm、800nm、880nm、940nm、1064nm。

[0067] 监测装置10还包括控制单元20,控制单元20包括控制器22和处理单元24。控制单元20借助于线缆连接或者借助于无线连接被连接至或者能连接至测量单元14,其中,控制器22从超声换能器16和光检测设备18接收测量信号,并且相应地控制超声换能器16和光检测设备18。处理单元24从超声换能器16和光检测设备18接收测量信号,并且如下文所描述地基于所述测量信号来确定对象12的生命体征信息。控制单元20可以被连接至或者能连接至输出设备26,例如显示器设备26,并且可以被连接至或者能连接至输入设备28,输入设备28可以被连接至输出设备26或者被连接至控制单元20,以便控制对测量数据的采集。输出设备26和输入设备28可以借助于线缆连接或者借助于无线连接被连接至控制单元20。

[0068] 测量单元14被附接至对象12的皮肤,并且如在图1中所示的例如通过被放置在动脉30顶部的可穿戴贴片形成。超声换能器16基于由超声换能器16所接收的超声波或者通过确定脉管壁的移动或者通过确定多普勒信号来测量心脏性脉搏在动脉30中的到达。超声换能器16将对应的第一信号提供至处理单元24。

[0069] 光检测设备18检测从对象12的皮肤接收的光,并且基于所检测到的光来确定心脏性脉搏到达对象12的皮肤的时间点。光检测设备18将对应的第二信号提供至处理单元24。光检测设备18优选被形成成为光电容积描记传感器,并且基于从对象12的皮肤接收的光的强度或颜色来确定心脏性脉搏到达皮肤的时间点。

[0070] 处理单元24评估从超声换能器16接收的第一信号以及从光检测设备18接收的第二信号,并且确定由超声换能器16所确定的心脏性脉搏与由光检测设备18所确定的心脏性脉搏之间的时间延迟,并且基于光检测来确定动脉中的心脏性脉搏与心脏性脉搏到达皮肤的时间点之间的脉搏传导时间。处理单元24还基于所述第一信号与所述第二信号之间的脉搏传导时间来确定对象的血压。

[0071] 因此,监测装置10适于在没有妨碍性的血压袖带的情况下无创地监测对象12的血压。

[0072] 由于测量单元14被形成成为包括超声换能器16和光检测设备18的单个贴片,因此在单个部位处或者在对象12的相邻部分处测量所述第一信号和所述第二信号,使得不需要额外的传感器或线缆,并且能够使影响脉搏传导时间的其他参数的影响最小化。此外,由于测

量单元14能够被附接至对象的皮肤,因此监测装置10能够易于被使用较长的持续时间。

[0073] 应当理解,控制器22和处理单元24也可以被包括在测量单元14中,并且可以包括存储设备,所述存储设备用于存储所确定的生命体征信息并且用于对所确定的生命体征信息的延迟发送。

[0074] 图2示出了测量单元14的示意图。测量单元14包括单个基底层32,单个基底层32包括胶合剂层,所述胶合剂层用于将测量设备14附接至对象12的皮肤。基底层32可以被形成兼容超声的水凝胶薄板,其包括皮肤友好的胶合剂,用于将基底层32附接至对象12的皮肤。测量单元14包括:超声换能器16;光检测设备18,其包括用于检测从对象12接收的光并且用于基于所接收的光提供第二信号的光传感器34,以及用于向对象12发射光的光源36,其中,光传感器34适于检测被对象12反射的所述光源的光。光检测设备18优选被形成光电容积描记传感器,并且将所述第二信号作为光电容积描记信号提供至处理单元24。光传感器34优选被形成光电二极管,并且光源36优选被形成发光二极管。

[0075] 测量单元14还包括加速度计设备38,加速度计设备38用于测量所述测量单元14或对象12的姿态并且用于确定动脉30相对于重力的角度。加速度计设备38还可以适于确定测量单元14和/或动脉30的移动。加速度计设备38还确定测量单元14或对象12的姿态的对应改变。加速度计设备38将第三信号提供至处理单元24,其中,处理单元24基于测量单元14或对象12或者动脉30相对于重力的姿态以及其改变和/或动脉30的移动来提供对所确定的生命体征信息的校准。处理单元24也可以忽视或省略被强的移动伪影潜在破坏的测量结果,使得能够避免错误的测量结果。加速度计设备38能够被形成陀螺仪,并且如在图2中所示的也被附接至基底层32。

[0076] 此外,能够基于两个时间延迟或两个脉搏传导时间PTT之间的差来确定动脉30的脉管僵硬或动脉僵硬。

[0077] 最后,不同的脉搏传导时间PTT、动脉僵硬、对象12或动脉30的姿态、所述第一信号和所述第二信号的波形特征以及特别是患者人口统计学结果是处理单元24的输入参数,处理单元24基于血压模型以及这些输入参数来确定血压。

[0078] 基底层32还可以包括发送单元,所述发送单元用于将信号发送至控制单元20或者可以借助于接线连接至处理单元24。基底层32还可以包括存储单元,所述存储单元用于存储所测量到的信号并且用于以延迟的方式发送所述信号。

[0079] 所述胶合剂层被设置例如作为半固态水凝胶界面,作为超声换能器16与对象12的皮肤之间的声学界面。皮肤友好的胶合剂层,例如在传感器以及整个基底层32周围的亲水性硅胶确保了在监测处理期间在超声换能器16、光检测设备18与对象12的皮肤之间的恰当接触。所述胶合剂层可以是光学透明的,以便发送来自光检测设备18的光以及将光发送至光检测设备18。备选地,在所述胶合剂层中可以形成用于光检测设备18的开口。

[0080] 基底层32还可以包括压力诱发层或者一个或多个压力换能器,其能够增大和减小压力,借助于此,基底层32被接触到对象12的皮肤。所述压力诱发层可以是连接至基底层32的顶部的充气床或电致动器或另一致动器。处理单元24形成反馈回路以便优化从超声换能器16和光检测设备18接收的信号,并且相应地增大或减小由压力诱发层所施加的接触力或者所述接触力的角度。

[0081] 在优选实施例中,一个压力换能器被放置在这两个传感器、即超声换能器16和光

传感器18的顶部。备选地,两个换能器能够被个体地放置在所述传感器中的每个传感器上,或者能够仅一个传感器被装备有压力换能器。能够控制所述压力换能器以调整接触压力,并且优选也基于每个个体传感器信号来单独地调整针对所述传感器中的每个传感器的压力角度或压力分布。在一个压力换能器被用于这两个传感器的情况下,处理单元24确保所施加的压力足够高以获得良好的超声信号,并且确保所施加的压力足够低以获得良好的光电容积描记信号。

[0082] 图3示出了由超声换能器16测量到的超声脉搏波USP以及由光传感器18测量到的光电容积描记脉搏波PPG的计时图。处理单元24确定在这两个脉搏波信号中的特性点之间的时间延迟 Δt ,其中,所述时间延迟 Δt 对应于测量到的超声脉搏波USP与在对象12的皮肤处测量到的光电容积描记脉搏波PPG之间的脉搏传导时间PTT。基于所述脉搏传导时间PTT,处理单元24确定对象12的血压作为生命体征信息。

[0083] 能够测量所述第一信号和所述第二信号的另外的特性,例如dc水平、ac幅度、ac/dc比率、波峰/波谷比率、波峰与波谷之间的时间延迟以及来自频谱的特征,以确定所述生命体征信息。

[0084] 处理单元24确定波峰或波足或其他特征,如超声脉搏波USP和光电容积描记信号PPG中的最大上升斜率和下降斜率或者在其拟合函数中的特定点,并且基于这样确定的波峰或波足或者这两个信号的其他特征来确定所述时间延迟 Δt 。

[0085] 因此,能够以较低的技术努力基于这两个信号来可靠地确定所述脉搏传导时间PTT。

[0086] 图4示出了用于监测对象12的生命体征信息的方法的示意性流程图。所述方法在图4中总体由40表示。

[0087] 在步骤43处,超声换能器16基于从对象12(例如,从对象12的动脉30)接收的超声波来确定心脏性脉搏,并且将超声脉搏波USP作为第一信号提供至处理单元24。并行地,如在步骤44处所示的,光检测设备18基于从对象12的皮肤接收的光来确定光电容积描记信号PPG,并且将光电容积描记信号PPG作为第二信号提供至处理单元24。在步骤46处,处理单元24确定所述第一信号和所述第二信号的对应波峰或波足或其他特性特征,并且将所述特性特征之间的时间延迟 Δt 确定为脉搏传导时间PTT。

[0088] 在步骤48处,处理单元24基于这样确定的脉搏传导时间PTT来确定对象12的血压。

[0089] 在步骤42处所确定的心脏性脉搏能够基于从由超声换能器16所提供的超声波多普勒信号导出的在动脉30中的血液流动速度来确定。备选地,能够基于由超声换能器16所提供的快速相继的A模式或B模式图像,基于动脉30的动脉壁的移动来确定心脏性脉搏以及对应的超声脉搏波USP。换言之,所述超声脉搏波USP是基于动脉30的动脉壁的扩张来确定的,并且与光电容积描记信号PPG进行比较。

[0090] 图5示出了方法40的实施例的示意性流程图。在步骤50处,基于从超声换能器16接收的超声波多普勒信号来确定血液流动速度,并且在步骤52处,基于从超声换能器16接收的快速相继的A模式或B模式图像信号来确定动脉壁移动或动脉壁的膨胀。在步骤44处,如上文所提到地确定所述光电容积描记信号PPG。在步骤54处,基于在步骤50和步骤52处所确定的不同的超声脉搏波信号来确定不同的脉搏传导时间,并且确定所述脉搏传导时间的平均值。所述不同的超声脉搏波信号与所述光电容积描记信号PPG的时间延迟可以被不同地

加权,使得比其他的更多地考虑测量结果中的一个测量结果。

[0091] 基于这样确定的平均脉搏传导时间并且基于另外的(例如,来自加速度计的)测量数据或者基于校准和血压模型来确定对象12的血压。

[0092] 可以基于对超声脉搏波信号USP的单独校准来确定血压,其中所述超声脉搏波信号USP是基于在步骤50和步骤52处所确定的血液速度和动脉壁移动而确定的。这能够增加对血压的确定的鲁棒性。

[0093] 图6示出了用于确定对象12的生命体征信息的方法40的实施例的示意性流程图。在步骤50和步骤52处,如上文所提到地确定所述超声脉搏波信号USP。在步骤58和步骤60处,基于不同的血压模型以及(例如,来自加速度计38的)其他输入和/或基于不同的校准,来单独地确定或估计对象12的血压,并且在步骤62处将这样确定或估计的不同的血压值进行平均或加权为单个血压值。

[0094] 由于在步骤58和步骤60处基于不同的模型和/或校准单独地确定了血压值,因此血压确定的结果变得更加鲁棒。

[0095] 图7示出了方法40的实施例的示意性流程图。如上文所提到的,在步骤50和步骤52处,基于血液流动速度和动脉壁移动来确定所述时间延迟和所述脉搏传导时间PTT。在步骤64处,基于两个时间延迟或两个脉搏传导时间PTT之间的差来确定动脉30的脉管僵硬或动脉僵硬。在步骤66处,所述脉管僵硬或动脉僵硬被用于确定血压,并且在步骤66处被用于确定或估计对象12的血压的血压模型的输入值。如上文所提到的,例如从加速度计38接收的其他输入参数或者校准值被用作所述血压模型的输入参数。

[0096] 图8示出了方法40的实施例的示意性流程图。在步骤70处,加速度计38确定加速度信号,并且处理单元24确定对象12的姿态以及其改变,并且由此确定动脉30相对于重力的流动角度以及其改变。如在步骤72处所示的,在姿态模型中利用姿态信息,并且如在步骤74中所示的,在运动模型中利用所确定的运动。

[0097] 在步骤76处,基于如上文所提到的血压模型、姿态模型以及其他输入来估计所述血压。在过滤步骤78中,这样确定或估计的血压与所述运动模型一起使用,其中,基于加速度计38的检测到的运动来过滤或省略错误的测量值。这样过滤的血压值被提供为对象12的生命体征信息。

[0098] 图9示出了方法40的实施例的示意性流程图。在步骤50处,如上文所提到地确定所述血液流动速度。在步骤52处,如上文所提到地确定动脉壁移动,并且在步骤44处,如上文所提到地确定光电容积描记信号PPG。在步骤80处,基于在步骤50、步骤52和步骤54处所确定的测量信号来确定接触力。能够基于不同的测量信号来确定基底层32与对象12的皮肤的接触力,并且能够在步骤80处确定相应的接触质量。在步骤82处,借助于被附接至基底层32的压力诱发层(诸如基底层32的顶部上的充气床或电动致动器或其他致动器)来优化基底层32与对象12的皮肤之间的接触力。在步骤82处优化所述接触力。

[0099] 详细地,当总的反射超声能量降低时,在步骤82增加接触力,并且如果在步骤50、步骤52和步骤54处所确定的血液流动信号降低,那么是接触力过大大并且关闭了动脉30,因此在步骤82降低基底层32与对象12的皮肤之间的接触力。

[0100] 形成反馈回路的处理单元24优化以下函数:

[0101] $J(P, V) = f(P) + g(V)$

[0102] 其中, P 是超声能量, V 是血液流动信号, 并且 f 和 g 是单调递增函数。例如, 对于 $\lambda > 0$, $J(P, V) = P + \lambda V$ 。参数 λ 被用于补偿 P 和 V 的缩放的差。增益 dV/dF 取决于动脉30的深度以及例如肌肉或脂肪的组织补偿, 并且增益 dP/dF 取决于例如接触(水)凝胶的量和皮肤厚度。

[0103] 因此, 能够自动地优化基底层32的接触, 使得能够连续地维持信号和相应测量结果的质量。

[0104] 尽管已经在附图和前述说明书中图示并且详细描述了本发明, 但是这样的图示和说明被认为是示意性或示范性的, 而非约束性的; 本发明并不限于所公开的实施例。本领域技术人员在实践本发明时能够根据对附图、本公开和附随的权利要求的研究而理解所公开的实施例的其他变型。

[0105] 在权利要求中, 词语“包括”不排除其他元件或步骤, 不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元能够满足权利要求中所记载的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中记载特定措施的事实并不指示不能够使用这些措施的组合以获益。

[0106] 计算机程序可以被存储/分布在适合的介质上, 诸如光学存储介质或固态介质, 其与其他硬件一起被提供或者作为其他硬件的部分来提供, 而且也可以以其他形式来分布, 诸如经由因特网或者其他有线或无线电信系统。控制器(包括任何等同器件)实施控制方法。控制器能够利用软件和/或硬件以多种方式来实施, 以执行所需的各种功能。处理器是控制器的一个范例, 其采用一个或多个微处理器, 所述一个或多个微处理器可以使用软件(例如, 微代码)来编程以执行所需的功能。然而, 所述控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实施, 并且也可以被实施为执行一些功能的专用硬件与执行其他功能的处理器(例如, 一个或多个编程的微处理器以及相关电路)的组合。

[0107] 权利要求中的任何附图标记都不应当被视为对范围的限制。

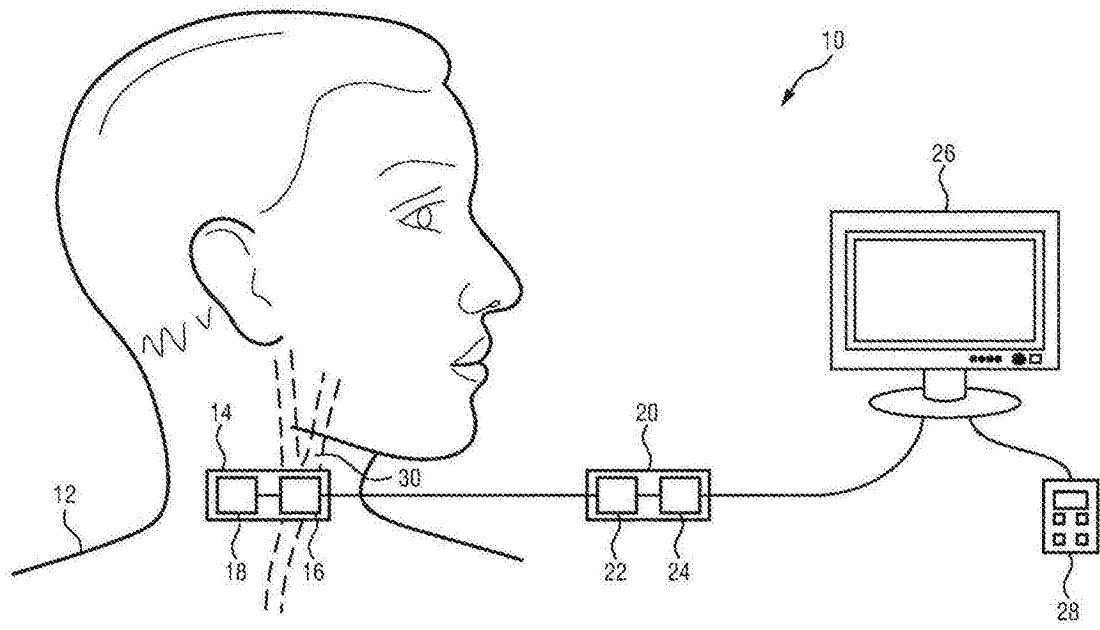


图1

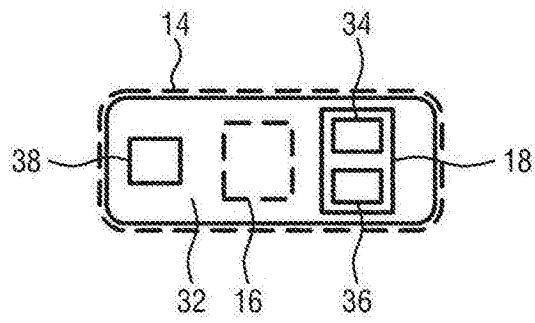


图2

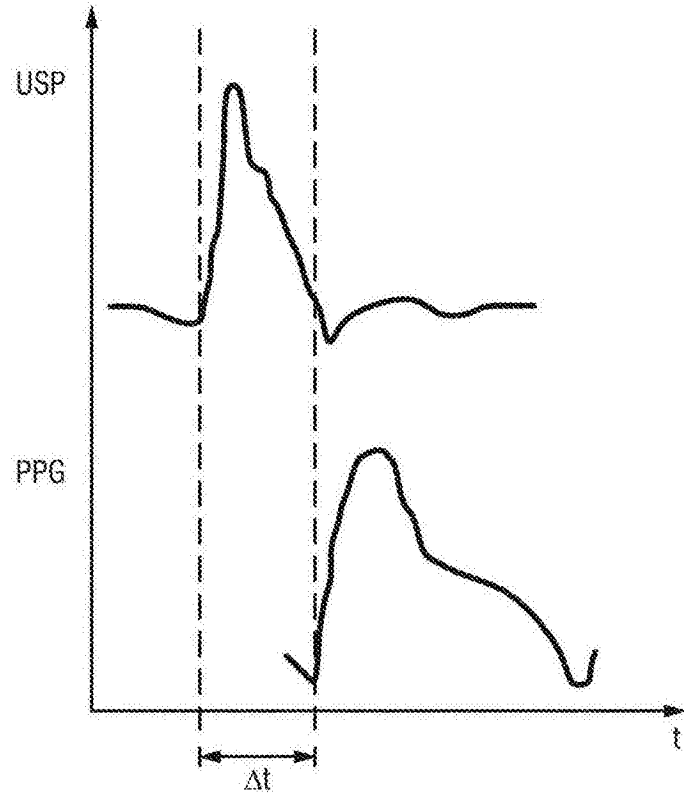


图3

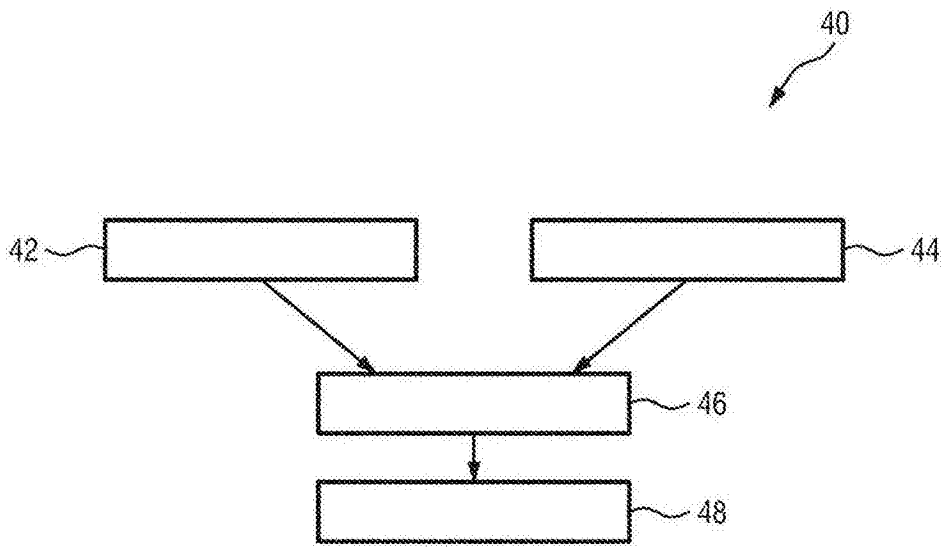


图4

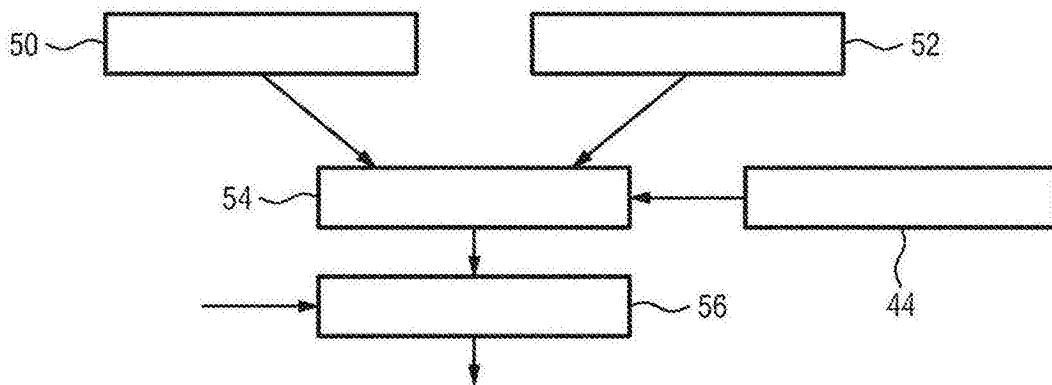


图5

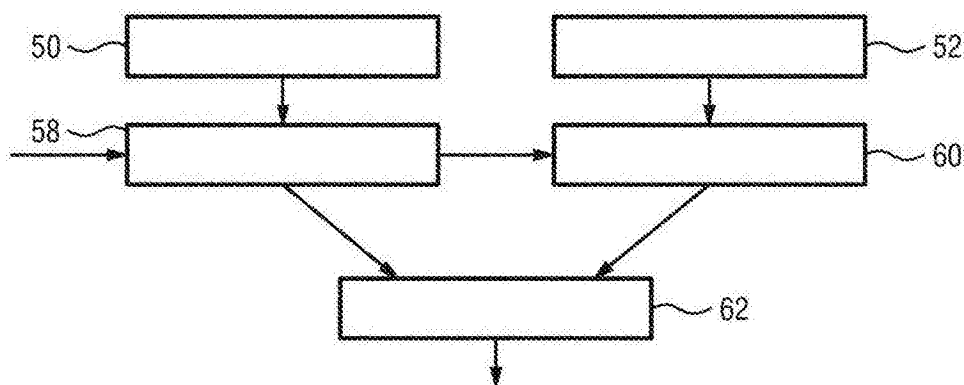


图6

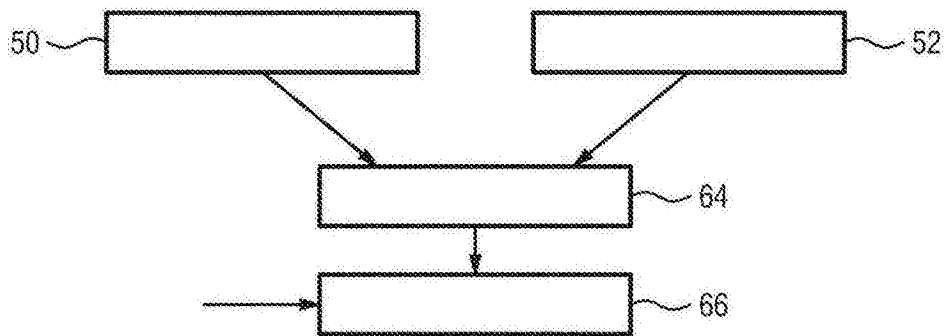


图7

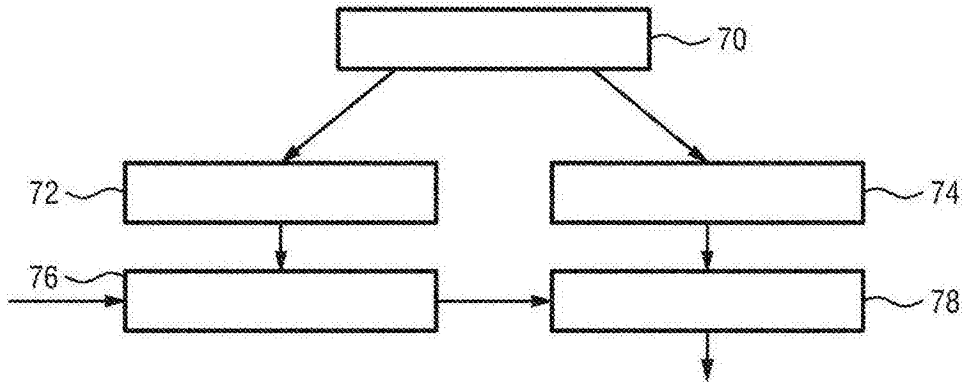


图8

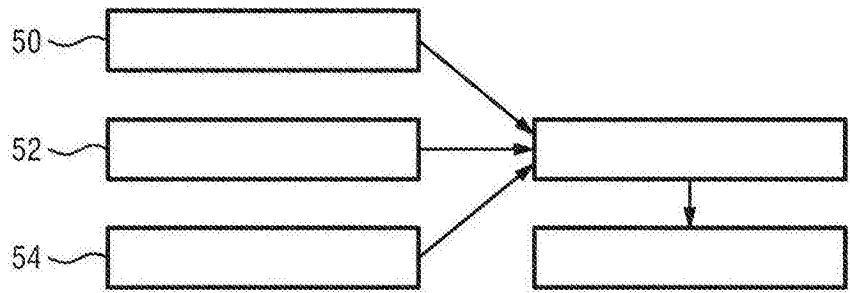


图9

专利名称(译)	用于监测对象的血压的监测装置		
公开(公告)号	CN107920760A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680047979.5	申请日	2016-08-16
[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	R拜泽梅尔 D马修 B克龙		
发明人	R·拜泽梅尔 D·马修 B·克龙		
IPC分类号	A61B5/021 A61B8/00 A61B8/08 A61B5/026 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/0261 A61B8/04 A61B8/488 A61B5/02007 A61B5/6832 A61B8/06 A61B8/42 A61B8/4416 A61B8/5261 A61B2560/0223		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015181917 2015-08-21 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于监测对象的血压信息的监测装置。所述监测装置包括：超声换能器，其用于向所述对象的包括血管的体积发射超声波，并且用于从所述对象的所述体积接收超声波，并且用于基于从所述对象的所述体积接收的超声波来提供第一信号。光源被包括用于向所述对象发射光，并且光传感器被包括用于检测从所述对象接收的光，并且用于基于从所述对象的皮肤接收的光来提供第二信号。所述监测装置包括处理单元，所述处理单元用于：i)基于所述第一信号来确定心脏性脉搏在血管中的到达时间，ii)基于所述第二信号来确定心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的时间点，iii)确定心脏性脉搏在血管中的所述到达时间与心脏性脉搏到达所述对象的皮肤的所述时间点之间的脉搏传导时间；并且iv)基于所述脉搏传导时间来确定血压。

