



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105916436 A

(43)申请公布日 2016.08.31

(21)申请号 201580004838.0

(22)申请日 2015.01.15

(30)优先权数据

20145038 2014.01.16 FI

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/FI2015/050024 2015.01.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/107269 EN 2015.07.23

(71)申请人 诺基亚技术有限公司

地址 芬兰埃斯波

(72)发明人 N·奥克萨拉

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 鄧迅 潘聪

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0285(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

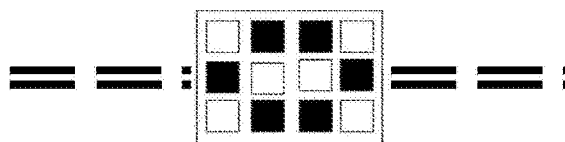
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

用于测量动脉信号的设备和方法

(57)摘要

一种用于测量动脉(107)信号尤其是脉搏波速度的设备(100),包括传感器阵列,其包括用于检测动脉信号并且提供对应的测量数据的多个传感器(101-104)。信号检测装置(106)用于基于每个传感器的所述测量数据来检测所述传感器(101-104)的每个传感器的信号强度。选择逻辑(108)用于选择提供信号强度最高的信号的传感器的测量数据作为第一测量数据(负责动脉信号的信号),从而该设备被配置成使用所述选择的第一测量数据用于确定脉搏波速度,并且其中,不提供所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据被用作第二测量数据。



1. 一种用于测量动脉信号尤其是脉搏波速度的设备,其中,所述设备包括:

-传感器阵列,所述传感器阵列包括用于检测动脉信号并且提供对应的测量数据的多个传感器,

-信号检测装置,所述信号检测装置用于基于每个传感器的所述测量数据来分别检测所述传感器中的每个传感器的信号强度,

-选择逻辑,所述选择逻辑用于选择提供信号强度最高的信号的所述传感器的所述测量数据作为第一测量数据,从而所述设备被配置成使用所述选择的第一测量数据来确定脉搏波速度,并且其中,不提供所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据被用作第二测量数据;

并且其中

-产生强度超过阈值的第一信号的所述第一传感器被确定为最接近用户心脏的传感器,并且其中,所述设备被配置成在由所述第一信号触发的一定时间间隔期间确定还来自至少一个其它传感器的信号。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述第二测量数据被解释为表示噪声数据,从而还包括基本上与所述第二测量数据相同的噪声数据的所述第一测量数据由所述第二测量数据操纵,以便消除所述噪声数据。

3. 根据前述权利要求任一项所述的设备,其中,所述设备包括至少一个加速度计,其用于测量所述设备的运动和由此所述用户的所述运动,并且其中:

-加速度数据用于过滤由于所述设备的运动而导致的测量假象,使得如果所测量的数据偏离预先确定的范围,则确定加速度数据,并且如果存在异常加速度,则偏离的所述测量数据被过滤,诸如被忽略;和/或

-加速度数据经由测量所述设备的位置而被用于校准所述设备。

4. 根据前述权利要求任一项所述的设备,其中,所述传感器中的至少一些传感器在所述设备的所述纵向方向按次序进行布置,并且所述传感器中的一些传感器在基本上垂直于所述纵向方向的方向上按次序进行布置。

5. 根据前述权利要求任一项所述的设备,其中,如果信号形式与预先确定的形式形状相匹配、和/或如果所述信号的振幅小于由所述第一传感器产生的所述信号的振幅,则来自至少一个其它传感器的信号被用作所述第一测量数据。

6. 根据前述权利要求任一项所述的设备,其中,所述传感器是电容传感器、被动IR传感器、光体积描记传感器、CCD传感器、或EMFI传感器,并且其中,所述设备有利地包括3个至16个传感器。

7. 根据前述权利要求任一项所述的设备,其中,所述传感器被配置成测量一定位置处的所述基于动脉的信号,诸如由于患者的动脉血压变化导致的光学可测量信号,从而所述设备被配置成选择至少一个第一传感器和一个第二传感器的测量数据作为表示所述第一测量数据,使得所述第一传感器(P1)被配置成测量第一位置处的信号,并且所述第二传感器(P2)被配置成测量第二位置处的信号。

8. 根据前述权利要求任一项所述的设备,其中,所述第一传感器和所述第二传感器被布置在所述设备中,使得在使用中,它们被配置成以彼此已知的固定距离压靠在患者的测量位置上,其中,所述距离在0.5cm和5cm之间,更有利的是在1cm和4cm之间。

9. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 所述传感器阵列被配置成沿着远侧桡动脉的走形对齐。

10. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 所述选择逻辑被配置成针对每个连续测量循环选择分别提供负责动脉信号的信号强度最高的信号的所述传感器的所述测量数据, 并且由此提供自适应测量设备。

11. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 所述传感器的采样分辨率的数量级为 100Hz, 更有利的是为至少 1kHz。

12. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 在所述操纵之后, 由所述脉搏波导出所述最大信号, 并且其中, 所述第一传感器和所述第二传感器被布置成检测所述信号使得所述第一近端传感器在所述第二远端传感器之前检测所述信号, 从而所述设备被配置成将此提供为第一质量控制。

13. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 基于脉搏波速度测量来确定血压, 其中, 所述脉搏的速度基于所述阵列中的所述第一检测器和所述第二检测器检测到相同的脉搏之间的时间差、以及所述第一传感器和所述第二传感器的所述距离来确定。

14. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 所述设备还包括第三环境压力传感器, 所述第三环境压力传感器的信号被用于校准所述第一传感器和/或所述第二传感器的测量值, 使得提供表示所述患者的绝对全身动脉血压的信号。

15. 根据前述权利要求任一项所述的设备, 其中, 所述设备由腕带设备实现, 其中, 所述腕带设备包括所述传感器阵列, 所述传感器阵列包括用于检测动脉信号并且提供对应的测量数据的多个传感器,

其中所述腕带设备被配置成:

- 基于每个传感器的所述测量数据分别检测所述传感器中的每个传感器的信号强度,
- 选择提供信号强度最高的信号的所述传感器的所述测量数据作为第一测量数据, 从而所述设备被配置成使用所述选择的第一测量数据来确定脉搏波速度, 并且其中, 不提供所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据被用作第二测量数据,

或者

- 向后端数据处理单元发送所述测量的信号用于确定动脉信号, 尤其是脉搏波速度。

16. 一种用于测量动脉信号尤其是是脉搏波速度的方法, 其中, 所述方法包括:

- 提供传感器阵列, 所述传感器阵列包括用于检测动脉信号并且提供对应的测量数据的多个传感器,

- 基于每个传感器的所述测量数据来分别检测所述传感器中的每个传感器的信号强度,

- 选择提供信号强度最高的信号的所述传感器的所述测量数据作为第一测量数据, 从而所述设备被配置成使用所述选择的第一测量数据来确定脉搏波速度, 并且其中, 不提供所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据被用作第二测量数据,

并且其中

- 产生强度超过阈值的第一信号的所述第一传感器被确定为最接近用户的心脏的传感器, 并且其中, 在由所述第一信号触发的一定时间间隔期间确定还来自至少一个其它传感器的信号。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 所述第二测量数据被解释为表示噪声数据, 而且还包括基本上与所述第二测量数据相同的噪声数据的所述第一测量数据由所述第二测量数据操纵, 以便消除所述噪声数据。

18. 根据前述权利要求16-17的任一项所述的方法, 其中, 至少一个加速度计被用于测量所述设备的运动和由此所述用户的所述运动, 并且其中:

- 加速度数据用于过滤由于所述设备的运动而导致的测量假象, 使得如果所测量的数据偏离预先确定的范围, 则确定加速度数据; 并且如果存在异常加速度, 则偏离的所述测量数据被忽略; 和/或

- 加速度数据经由测量所述设备的位置而被用于校准所述设备。

19. 根据前述权利要求16-18的任一项所述的方法, 其中, 在所述操纵之后, 由所述脉搏波导出所述最大信号, 并且其中, 所述第一传感器和所述第二传感器被布置成检测所述信号使得所述第一近端传感器在所述第二远端传感器之前检测所述信号, 从而所述设备被配置成将此提供为第一质量控制。

20. 根据前述权利要求16-19的任一项所述的方法, 其中, 基于脉搏波速度测量来确定血压, 其中, 所述脉搏的速度基于所述阵列中的所述第一检测器和所述第二检测器检测到相同的脉搏之间的时间差、以及所述第一传感器和第二传感器的所述距离来确定。

21. 一种用于确定动脉信号尤其是脉搏波速度的计算机程序产品, 其特征在于, 它包括存储在计算机可读介质上的程序代码装置, 所述代码装置被布置成当所述程序在计算机上运行时, 执行在权利要求16-20中所限定的所述方法的所有步骤。

用于测量动脉信号的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于测量动脉信号的设备和方法,该动脉信号尤其是脉搏波速度(PWV)测量值。根据实施例,本发明涉及基于脉搏波速度测量值的连续非侵入式血压测量系统。

背景技术

[0002] 通过依靠造成间歇测量的止血带技术的设备来测量诸如血压之类的动脉信号。间歇测量有几个缺点,即,缓慢并且麻烦,并且另外,它阻止血液循环用于测量。还有,基于脉搏波速度(PWV)和脉搏传送时间(PPT)测量值的确定会得知一些连续测量系统,其中,检测在血管中传播的脉搏并且基于波速度可以确定血压。然而,例如由于诸如环境假象、用户运动和用于确保可靠信号的最佳位置中的测量设备的运动或定位之类的改变的环境因素而导致这些连续测量系统的结果一般不是非常可靠。另外,在使用期间,测量设备还可以移动到不利位置,从而传感器不再正确地测量信号。

发明内容

[0003] 本发明的目的是缓解并且消除与已知的现有技术有关的问题。尤其地,本发明的目的是提供一种用于以可靠、简易和快速的方式连续地并且非侵入性地测量动脉信号的设备。另外,本发明的目的是使得能够采集非常可靠的信号用于把任何周围和环境效应考虑在内的每个测量循环,即使测量设备可能在使用期间移动。

[0004] 本发明的目的可以通过独立权利要求的特征来实现。

[0005] 本发明涉及一种根据权利要求1的用于测量动脉信号尤其是脉搏波速度的设备。另外,本发明涉及一种根据权利要求16的对应的测量方法、以及根据权利要求21的计算机程序产品。

[0006] 根据有利实施例,一种用于测量动脉信号尤其是脉搏波速度的设备包括被配置成用于检测动脉信号并且提供对应的测量数据的多个传感器的传感器阵列。该设备还包括信号检测装置,其用于基于每个传感器的所述测量数据分别检测所述传感器的每个传感器的信号强度。另外,选择逻辑用于选择提供有利地超过某一阈值的信号强度最高的信号的传感器的测量数据。该选择可以在每个连续测量循环中进行,从而提供了自适应测量设备。

[0007] 负责动脉信号的所选择的信号被解释为第一测量数据,并且所述选择的第一测量数据用于确定脉搏波速度。有利的是,不同传感器的至少两个信号被选择用于表示所述第一测量数据。未被选择为所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据用作第二测量数据,并且有利地被解释为表示噪声或其它假象数据。选择用于表示所述第一测量数据的第一传感器和第二传感器被布置成检测信号,使得第一近端传感器(最靠近用户心脏)在第二远端传感器之前检测信号。这用作第一质量控制,使得来自其它传感器而非所述第一近端传感器的信号仅在由所述第一近端传感器的所述第一信号触发的一定时间间隔期间被确定。

[0008] 因为阵列中的传感器彼此非常靠近,所以所有传感器检测到基本上相同的背景噪声或来自环境的其它假象。因此,根据实施例,还包括基本上与所述第二测量数据相同的噪声数据的所述第一测量数据可以由所述第二测量数据操纵,以便从最终结果中消除所述噪声数据,从而在所述操纵之后,由脉搏波导出最大正确或可靠信号。有利的是,该操纵是数学操作,诸如示例性情况中的减法。

[0009] 在设备中,传感器被有利地布置成阵列或矩阵,其中,传感器的至少一些传感器在设备的纵向方向按次序进行布置、并且传感器的一些传感器在基本上垂直于所述纵向方向的方向上按次序进行布置。传感器阵列有利的是沿着桡骨动脉的走形(course)对齐,并且被定位成使得中间传感器带在动脉的正上方,而横向带离开动脉走形。这种设计允许同时记录真实动脉信号+噪声(随机噪声+运动假象)和噪声(随机噪声+运动假象)。

[0010] 根据实施例,基于脉搏波速度测量值确定血压。基于阵列的第一检测器和第二检测器检测到相同脉搏之间的时间差、以及所述第一传感器和第二传感器的距离来确定脉搏。

[0011] 另外,根据实施例,该设备还包括用于测量设备的运动和由此用户的运动的至少一个加速度计,优选地,3D MEMS加速度计。加速度数据可以用于过滤测量由于设备或用户的运动而导致的假象,使得如果所测量的数据偏离用于正常状态的预先确定的范围,则确定加速度数据。如果在所测量的数据偏离预先确定的范围的情况下,加速度数据是正常的,则可能存在与用户的健康有关的问题。相反,如果加速度数据暗示用户例如跑或跳,则将测量数据和用于活动状态的预先确定的范围进行比较。另外,例如,如果所测量的数据超出正常范围、并且加速度数据揭示由于诸如交通振动等之类的环境因素而导致的异常加速度,则偏离的测量数据可能被忽略。

[0012] 更进一步地,加速度数据也可以用于通过测量设备的位置或用户的手臂(上肢)的实际上不同位置来校准设备,即,在不同位置中,不同测量结果由于例如改变血管的静水压力而得以实现。在本文件中别处对校准程序的示例进行描述。校准可以作为连续例程来执行。

[0013] 所使用的传感器可以是电容传感器、被动IR传感器、光体积描记传感器(PPG)、CCD传感器或EMFI(机电膜)传感器。由于它们最好允许传感器设备的运动并且它们不对例如环境假象非常敏感,所以最有利的是,使用光学传感器。有利的是,设备包括3个至16个传感器,但是很显然,还可以使用更多个传感器。

[0014] 本发明提供了优于已知的现有技术的优点,诸如连续测量动脉信号(诸如脉搏波速度从而血压)。另外,即使用户正在移动或者即使设备在动脉上移动,仍然可以测量信号。而且,环境因素可以考虑在内,从而确保信号可靠。更进一步地,本发明还提供了执行连续和非侵入式血压测量的可能性。这基于具有连续自动校准的脉搏波速度(PWV)测量。尤其应当指出,测量可以在没有任何直接血压测量(诸如应当紧压在身体上的止血带技术或传感器)的情况下完成,其提供了明显的优点。

附图说明

[0015] 接着,根据附图参照示例性实施例对本发明进行更详细地描述,其中:

[0016] 图1A至图1E图示了根据本发明的有利实施例的用于连续地并且非侵入性地测量

动脉信号的示例性设备的原理，

[0017] 图2A至图2B图示了根据本发明的有利实施例的用于连续地并且非侵入性地测量动脉信号的设备的传感器的另一示例性布局，和

[0018] 图3图示了根据本发明的有利实施例的设备的示例性使用。

具体实施方式

[0019] 图1A至图1E图示了根据本发明的有利实施例的用于连续地并且非侵入性地测量动脉信号的示例性设备100的原理，其中，该设备包括传感器阵列(矩阵)，其包括用于检测动脉信号和提供对应的测量数据的多个传感器101,102,103,104。

[0020] 在设备中，传感器的至少一些传感器在设备的纵向方向按次序进行布置，并且传感器的一些传感器在基本上垂直于所述纵向方向的方向上按次序进行布置，使得有利的是，所述传感器的至少两个传感器总是位于动脉107的正上方。有利的是，传感器阵列被配置成沿着挠动脉107的走形对齐。

[0021] 该设备还包括信号检测装置105和选择逻辑106，该信号检测装置105用于基于每个传感器的所述测量数据分别检测所述传感器的每个传感器的信号强度，该选择逻辑106用于选择提供信号强度最高的信号的传感器的测量数据作为第一测量数据(负责从动脉107测量的动脉信号的信号)。该设备被配置成使用所选择的第一测量数据用于确定脉搏波速度。不提供所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据用作第二测量数据。

[0022] 由于传感器的阵列或矩阵形式，产生强度超过阈值的第一信号的第一传感器101，P1被确定为最接近用户心脏的传感器。该信号可以用作用于触发时间间隔的触发器，在该时间间隔期间，确定来自其它传感器102-104的任何测量信号。如果第二信号强度也超过阈值，则来自至少一个其它传感器102，P2的信号用作所述第一测量数据(与来自第一传感器101，P1的信号一起)。应当指出，可能还需要其它要求，诸如信号形式必须与预先确定的形式或形状相匹配，或还有第二信号的振幅应当小于由所述第一传感器产生的信号的振幅，使得所述第二信号102，P2有资格作为所述第一测量数据。

[0023] 另外，来自至少一个其它传感器103，P3,104，P4的信号用作所述第二测量数据并且被解释为表示噪声(或其它假象)数据。应当指出，因为传感器彼此非常靠近，还有来自传感器101，P1,102，P2的所述第一测量数据也包括与来自传感器103，P3,104，P4的所述第二测量数据基本上相同的噪声数据。为了实现可靠的测量数据，所述第一测量数据有利的是由所述第二测量数据操纵，以便消除所述噪声数据。

[0024] 应当指出，有利的是，确定来自所有传感器101-104的信号并且仅选择超过阈值的信号(来自位于动脉107上方或动脉107至少旁边的传感器的最强信号)用于所述第一测量数据。

[0025] 如可以从图1E中看出，漆成黑色的传感器正在提供最好的信号强度，因此它们被选择为表示第一测量数据，而来自基本上不产生任何基于动脉的信号的至少一个其它传感器(漆成白色)的信号用于表示基本上仅背景噪声或其它假象信号的所述第二测量数据。

[0026] 根据实施例，传感器被配置成测量某些位置处的基于动脉的信号，诸如由于用户的动脉血压变化而导致的光学可测量信号。为了导出血压，设备100或任何其它后端系统有利的是包括用于从所测量的信号确定血压的数据处理装置108。对此，选择逻辑选择至少一

个第一传感器和至少一个第二传感器的测量数据作为表示所述第一测量数据,使得所述第一传感器(P1)被配置成测量第一位置处的所述信号,并且使得所述第二传感器(P2)被配置成测量第二位置处的所述信号,以便导出脉搏波速度。基于脉搏波速度测量来确定血压,其中,脉搏的速度基于阵列的第一检测器和第二检测器检测到相同的脉搏之间的时间差、以及所述第一传感器和第二传感器的距离来确定。

[0027] 根据实施例,第一传感器和第二传感器(以及还有其它传感器)被布置在设备中,使得在使用中,它们被配置成以距离彼此已知的固定距离定位靠在用户的测量位置上,其中,距离在0.5cm和5cm之间,例如更有利的是在1cm和4cm之间。仍然根据示例,传感器的采样分辨率的数量级可以为100Hz,更有利的是为至少1kHz。

[0028] 应当理解,数据处理(诸如使用所述第二测量数据操纵第一确定数据以及还有其它信号或数据处理(108))可以在后端系统(未示出)中来执行,从而有利的是,该设备包括用于将测量信号传送到后端的无线数据通信装置。因此还有信号检测装置105和/或选择逻辑106也可以由后端系统来实现。另外,应当指出,该设备还可以包括至少一个加速度计109。

[0029] 图3示出了根据本发明的有利实施例的设备的示例性使用300。

[0030] 有利的是,传感器阵列沿着桡骨动脉(107)的走形对齐,并且被定位成使得中间传感器带在动脉的正上方,而横向带离开阵列的走形。这种设计允许同时记录真实动脉信号+噪声(随机噪声+运动假象)和噪声(随机噪声+运动假象)。根据示例,传感器阵列可以包括优选为3个 1×4 EMFI传感器带,其中,所有单独传感器分别布线。还有,其它类型的传感器都可以利用。这种设计在横向尺寸提供了更多的参照传感器分辨率,并且允许近端-远端距离的操纵更加容易。

[0031] 根据示例,设备100可以包括用于检测用户的运动(诸如手部运动或者其它高度改变,即,垂下和倒下)的至少一个(优选地,两个)加速度计109。该设备可以被配置成基于可能由所述加速度计的测量值补充的所检测的压力信号的改变,或者可替代地基于纯粹由所述加速度计检测到的信号的改变来检测这些运动。有利的是,加速度计是3D MEMS加速度计。应当指出,该设备附加地还包括允许测量的其它部件,诸如MCU或ASIC逻辑电路(逻辑,108)、电源(如电池)等等。

[0032] 为了根据本发明的有利实施例连续地并且非侵入性地测量患者的血压,接下来的方法步骤可以由该设备来执行。

[0033] 利用信号处理系统,传感器P1,P2被选择使得导出最大信号强度,并且这两个动脉压力传感器P1,P2检测到信号使得近端传感器在远端传感器之前启动。该程序提供了第一质量控制。

[0034] 根据示例性实施例,还有可以利用第三电容压力传感器来测量环境压力信号。可以从源自动脉传感器P1,P2的信号中减去源自该环境压力传感器的信号,以补偿由测量点高度变更(即,体位改变,测量点位置相对于心脏的变更)和大气压力改变而引起的变更。该信号可以在分辨率达到厘米的情况下,产生高度改变,并且因此测量动脉压力传感器的垂直位置的改变。例如,如果环境压力突然升高或减小(即,在上肢运动期间、爬楼梯期间、或开门或关门期间),这还立即在动脉传感器读数和脉搏波的振幅中得以反映。

[0035] 利用本发明的实施例,信噪比可以连续被最大化。例如,除了PWV明显减慢之外,抬

高手部高于头部还导致脉搏波的振幅大大降低。这使得难以可靠地检测到精确PWV计算所需的波的关键相位(即,脉搏波脚相位)。本发明的主要兴趣之一是导出全身动脉压力,其在手腕处的压力读数是近似值。手部的运动可以由加速度计来检测。由于除了初始校准程序(见下文,得出从心脏水平到手腕区域的距离)之外,可以在患者运动期间连续检测测量点高度改变并且相应地补偿读数,所以加速度计读数还可以用来推断全身压力。它还可以用来建模高度的迅速改变(即,垂下和倒下)。

[0036] 另外,根据实施例,作为示例,手部运动和其它高度改变(即,垂下和倒下)可以附加地或独立地通过加速度计(诸如3D MEMS加速度计)进行检测,该加速度计可以被配置成能够例如检测上肢运动并且提供指示行走、站立、端坐和仰卧的信号。

[0037] 基线校准程序

[0038] 加速度计或附加的环境压力传感器可以用于基线校准。应当执行血压测量,以使测量点停留在距离心脏恒定距离处。因为大气压力是高度的函数,所以加速度计或环境压力传感器可以在分辨率达到几厘米的情况下得出垂直位移或高度相对于海平面的改变。因此,该系统自动对不同的测量条件进行校准,无论高度如何。这提供了第二质量控制(C2)。为了将相对测量转换成绝对测量,执行患者特定校准程序,以使当仰卧时,上肢相对于水平面平直抬高或弯曲90°的角度。根据示例性实施例可以通过加速度计(例如,3D MEMS加速度计)监测该程序,并且当实现90°的角度时,执行PWV计算算法。使用等式(1),其中 Δh 是高度改变, ρ 是被认为是恒定的血液浓度,并且 g 是所计算的静水压力($\Delta P_{\text{hydrostatic}}$)的绝对改变的重力常数:

$$[0039] \quad \Delta P_{\text{hydrostatic}} = \Delta h \rho g \quad (1)$$

[0040] 使用该等式,来自动脉传感器的压力值可以被校准为绝对值。这提供了第三质量控制(C3)。该程序还得出从身体到手腕的近似距离 Δh 以用于连续自动校准序列。在这种背景下,环境温度的改变被认为是不显著的。为了得出另一个动脉压力的潜在更可靠的测量,两个其它参数被导出。通过数学算法计算脉搏波从近端传感器传播到远端传感器(P1,P2)所需要的时间(即,脉搏传送时间,PTT),该数学算法跟踪已知对脉搏波的反射不敏感的脉搏波脚处的特定点。结果是脉搏波速度(PWV)和PTT。已经示出PWV和PTT的变更以很好地与全身动脉压力的变更相关。然而,人际相关是较弱的。信号处理算法可以集成在部件本身的信号处理单元中或位于远程后端系统中。

[0041] 首先,通过利用Moens-Korteweg等式(2)导出绝对压力值,其中, t 是动脉壁的厚度, d 是动脉的直径, ρ 是这被认为是恒定的血液浓度,并且 E 是反映动脉壁弹性的杨氏模量。当PWV已知时,该等式还可以用来导出与未来心血管事件的概率相关联的参数 E :

$$[0042] \quad PWV = \sqrt{\frac{E}{\rho d}} \quad (2)$$

[0043] 杨氏模量 E 不是恒定的,而是随压力变化而变化。 E 对压力的依赖性由等式(3)示出,其中, E_0 是零压力模量, α 是血管常数(实验性地验证 $\alpha = 0.017 \text{ mmHg}^{-1}$), P 是压力, e 是欧拉数(2.71828...):

$$[0044] \quad E = E_0 e^{\alpha P} \quad (3)$$

[0045] 当等式(2)代入(3)时,得出等式(4),该等式(4)描述了PWV与 P 和零压力弹性 E_0 的关联性。

$$[0046] \quad PWV = \sqrt{\frac{tE_0 e^{\alpha P}}{\rho d}} \quad (4)$$

[0047] 从该等式中,可以得出P:

$$[0048] \quad PWV^2 = \frac{tE_0 e^{\alpha P}}{\rho d} \quad (5)$$

[0049] 特别重要的是,当压力P已知时,从该等式,可以得出E₀或还可以随后得出E,其描述零压力弹性或杨氏模量E与PWV的关联性,或者通过外部测量设备或先前描述的方法(A)导出,其至少当在可以在恒定安装压力条件((E₀=PWV²ρd/[te^{αP}])或者E=PWV²ρd/t))下执行测量时,在足够的准确度的情况下利用。这些参数可以用于预测未来心血管事件或用于监测治疗响应。

$$[0050] \quad \frac{\rho d PWV^2}{tE_0} = e^{\alpha P} \quad (6)$$

$$[0051] \quad \ln\left(\frac{\rho d}{tE_0} PWV^2\right) = \ln e^{\alpha P} \quad (7)$$

$$[0052] \quad \ln\left(\frac{\rho d}{tE_0} PWV^2\right) = \alpha P \quad (8)$$

$$[0053] \quad \ln\left(\frac{\rho d}{tE_0}\right) + \ln(PWV^2) = \alpha P \quad (9)$$

$$[0054] \quad \ln\left(\frac{\rho d}{tE_0}\right) + 2 \ln(PWV) = \alpha P \quad (10)$$

[0055] 特别重要的是,当P和PWV已知时,从等式(10)中可以容易地得出α。

$$[0056] \quad P = \frac{1}{\alpha} \ln\left(\frac{\rho d}{tE_0}\right) + \frac{2}{\alpha} \ln(PWV) \quad (11)$$

$$[0057] \quad P = K + \frac{2}{\alpha} \ln(PWV) \quad (12), \text{ 其中 } K = \frac{1}{\alpha} \ln\left(\frac{\rho d}{tE_0}\right) \quad (12)$$

[0058] 从等式(12)中我们可以看出,假设获得了常数K,则很容易导出压力。在校准程序期间,等式(1)成立并且由于Δh直接从环境压力传感器获得(或来自加速度计数据,如本文献中别处所公开的),所以ΔP_{hydrostatic}的绝对值是已知的:

$$[0059] \quad \Delta P_{\text{hydrostatic}} = \Delta h \rho g \quad (1)$$

[0060] 在校准程序期间,当上肢抬高时,静水压力改变。将等式(1)代入等式(12)得出:

$$[0061] \quad \Delta P_{\text{hydrostatic_calibration}} = K + \frac{2}{\alpha} \ln(\Delta PWV_{\text{calibration}}) \quad (13)$$

$$[0062] \quad K = \Delta P_{\text{hydrostatic_calibration}} - \frac{2}{\alpha} \ln(\Delta PWV_{\text{calibration}}) \quad (14)$$

[0063] 因此,在校准程序期间,可以获得患者特定和测量特定常数K。最佳程序是首先在校准程序期间使用等式(14)确定K,然后在压力P作为PWV的函数的情况下,将K代入等式(12)。

$$[0064] \quad P = \Delta P_{\text{hydrostatic_calibration}} - \frac{2}{\alpha} \ln(\Delta PWV_{\text{calibration}}) + \frac{2}{\alpha} \ln(PWV) \quad (15)$$

[0065] 上肢位置相对于身体的改变导致静水压力变更。由于加速度计或环境压力传感器连续报告高度改变,所以这些改变可以很容易地加以补偿。由于没有身体参考高度传感器,所以当系统在恒定高度下使用时,仅应用这些考虑。因此,该系统可以被构建,以使等式(15)用校正上肢位置相对于心脏的变更的静水压力项(ΔP_{hydrostatic_calibration})来代替。根据

在基线校准期间所确定的高度相对于默认设置点的改变,该项是正或负:

$$P \approx \Delta P_{\text{hydrostatic_calibration}} - \frac{2}{\rho} (\ln(\Delta PWV_{\text{calibration}}) + \frac{2}{\rho} \ln(PWV) + \Delta P_{\text{hydrostatic_position}}) \quad (16)$$

[0067] 应当指出,可以利用两个加速度计来实现得出 Δh 和 $\Delta P_{\text{hydrostatic_calibration}}$ 并随后得出 $\Delta PWV_{\text{calibration}}$ 的基线校准程序。根据实施例,即使在没有环境压力传感器的情况下,这也可以实施。例如,当这两个加速度计中的三个3D加速度计轴线之一位于垂直于腕带并且平行于上肢的轴线时,因此能够沿着上肢的轴线在距离 r_1 (近端加速度计)和 r_2 (远端加速度计)处测量离心或径向加速度 a_1 和 a_2 。

[0068] 在以下等式中,所指定的两个测量位置处的径向加速度如下,其中, ω 是角速度:

$$[0069] \quad a_1 = \omega^2 r_1 \text{ 并且 } a_2 = \omega^2 r_2 \quad (17)$$

[0070] 两个加速度计之间的加速度差是:

$$[0071] \quad a_2 - a_1 = \omega^2 r_2 - \omega^2 r_1 \quad (18)$$

[0072] 随后,令 D 为两个加速度计之间的固定距离($D = r_2 - r_1$):

$$[0073] \quad a_2 - a_1 = \omega^2 (r_2 - r_1) \quad (19)$$

[0074] 其得出上肢的角速度:

$$[0075] \quad \omega = [(|a_2 - a_1|)/D]^{1/2} \quad (20)$$

[0076] 然后可以计算出当直立站立或端坐(即,严格水平)时上肢相对于患者的垂直轴线弯曲或抬高 90° 的角度时等于 Δh 的腕带的中心处的半径 $r = (r_2 + r_1)/2$ 。可以计算出在上肢的严格水平摆动期间,腕带中心处的离心力:

$$[0077] \quad F = (m \omega^2)/r \quad (21)$$

[0078] $r = (m \omega^2)/F$, (22), 其中, $F = ma$, 并且 m 是加速度传感器元件的质量,其在两个加速度计中是相同的,因此,它们的平均值简单为 m ,其中, a 是腕带中心处的加速度 $(a_2 + a_1)/2$

$$[0079] \quad r = \omega^2/a \quad (23)$$

[0080] 将等式(20)代入(23)得出:

$$[0081] \quad r = [(|a_2 - a_1|)/D]/a, \quad (24)$$

$$[0082] \quad r = [(|a_2 - a_1|)/D] * 2/(a_2 + a_1) \quad (25), \text{ 并且 } r = \Delta h$$

$$[0083] \quad r = 2(|a_2 - a_1|)/[D(a_2 + a_1)] \quad (26)$$

[0084] 随后,当患者仰卧时上肢相对于平面弯曲 90° 的位置时,如前文所描述的, $\Delta PWV_{\text{calibration}}$ 同时用 $\Delta P_{\text{hydrostatic_calibration}}$ 和处理后的值进行记录。

[0085] 利用脉搏波曲线,算法可以用来使用小波变换函数导出作为每时间单位的脉搏波数的心脏速率、来自基线的呼吸速率、振幅和心脏心率变动。

[0086] 连续自动校准程序

[0087] 从源自 P_1 和 P_2 的压力减去环境压力读数得到稳定振幅和最大信噪比。来自环境压力的读数可以用来检测测量点高度的改变,以及因此检测在运动或体位改变期间手腕相对于心脏水平的运动的改变。由于在基线校准序列期间获得 Δh ,所以如早前所描述的,该数据还可以用来推断全身压力水平。

[0088] 来自环境压力的读数可以用来推断全身压力水平、或用来补偿运动或体位改变。应当指出,由于高度变化而导致的环境压力的变更可以使用如上文所描述的加速计数据进行推断。

[0089] 上文已经参照前述实施例对本发明进行了解释,并且已经展示了本发明的几个优

点。应当清楚,本发明不仅局限于这些实施例,而且包括在本发明思想的精神和范围内的和以下权利要求内的所有可能的实施例。例如,应当指出,与基线校准程序中类似,得出角速度 ω 的加速度计传感器输出和上肢倾斜可以用于连续自动校准。另外,应当指出,上文所描述的加速度计可以例如是3D MEMS加速度计或从现有技术得知的类似物。

[0090] 另外,应当指出,有利的是,用于测量动脉信号尤其是脉搏波速度的设备可以有利地由腕带设备实现,其中,该腕带设备有利地包括所有传感器。数据处理还可以通过腕带设备实现,或者可替代地,腕带设备可以向外部数据处理后端发送(例如,无线方式)测量信号用于数据计算。数据处理后端可以包括例如云服务器、任何计算机或移动电话应用,并且根据示例,它可以发送计算结果或以其他方式处理的数据,例如用于显示返回到腕带设备或其它数据显示设备(诸如数据通信网络中的计算机等)或者用于显示返回到用户的智能电话等。

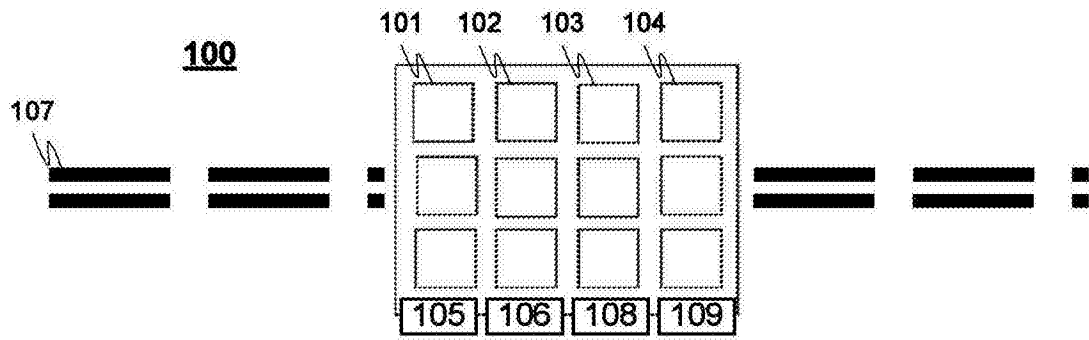


图1A

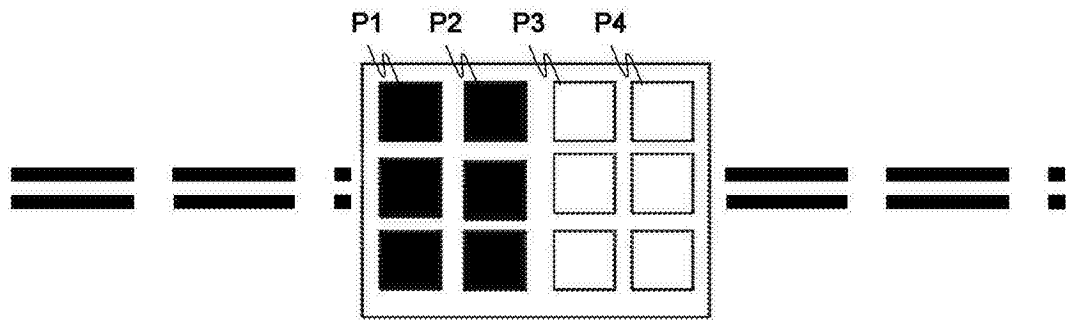


图1B

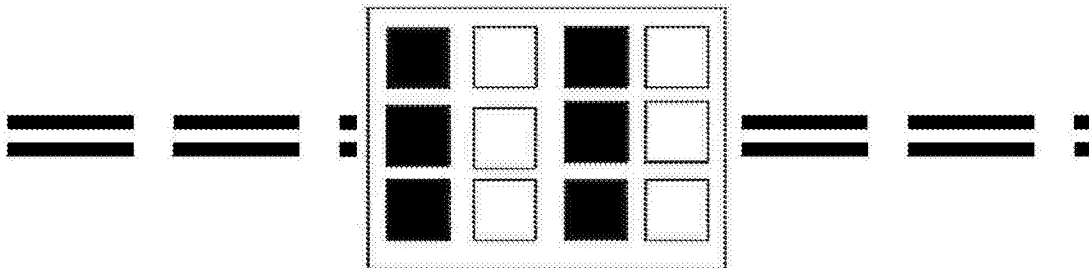


图1C

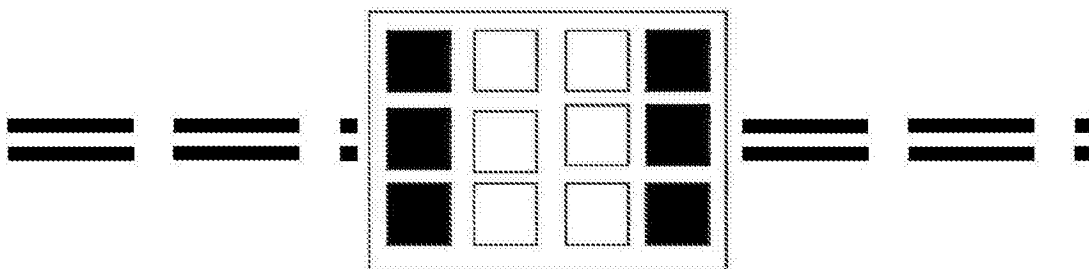


图1D

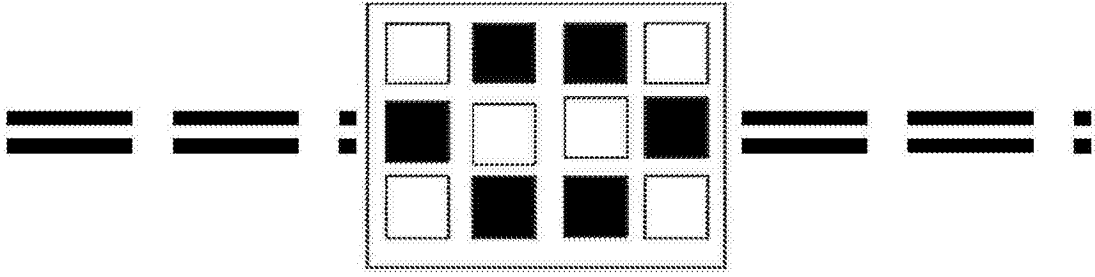


图1E

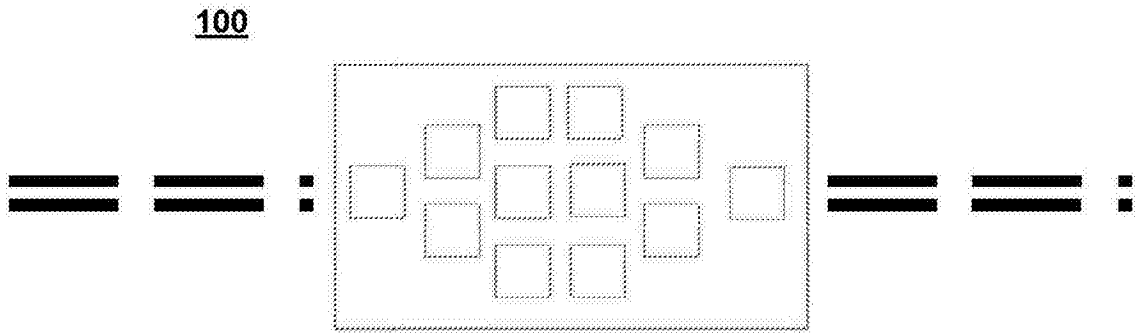


图2A

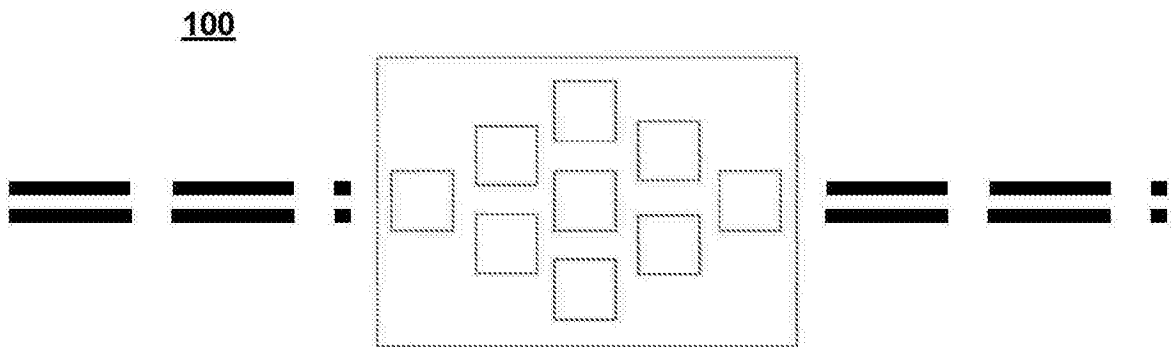


图2B

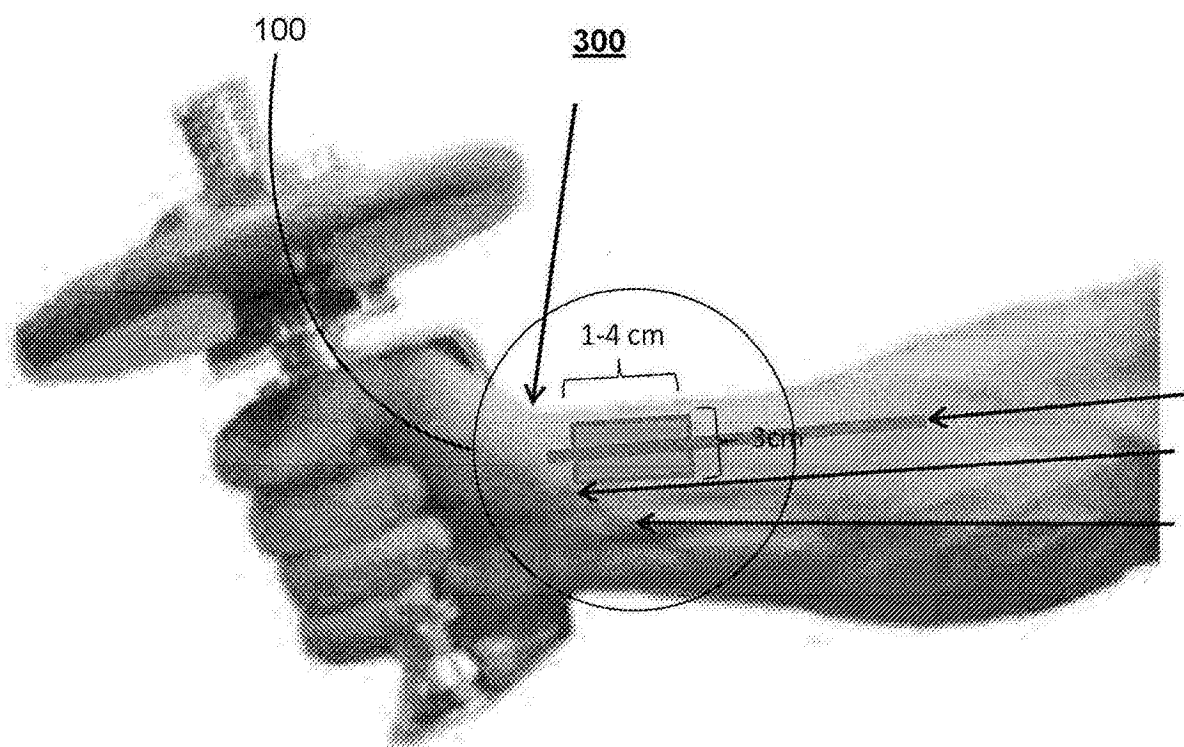


图3

专利名称(译)	用于测量动脉信号的设备和方法		
公开(公告)号	CN105916436A	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	CN201580004838.0	申请日	2015-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
[标]发明人	N奥克萨拉		
发明人	N·奥克萨拉		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/0285 A61B5/00 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0261 A61B5/11 A61B5/6825 A61B5/7203 A61B5/721 A61B2560/0223 A61B2560/0257 A61B2562/046 A61B2562/066		
代理人(译)	潘聪		
优先权	2014005038 2014-01-16 FI		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于测量动脉(107)信号尤其是脉搏波速度的设备(100)，包括传感器阵列，其包括用于检测动脉信号并且提供对应的测量数据的多个传感器(101-104)。信号检测装置(106)用于基于每个传感器的所述测量数据来检测所述传感器(101-104)的每个传感器的信号强度。选择逻辑(108)用于选择提供信号强度最高的信号的传感器的测量数据作为第一测量数据(负责动脉信号的信号)，从而该设备被配置成使用所述选择的第一测量数据用于确定脉搏波速度，并且其中，不提供所述第一测量数据的至少一个其它传感器的测量数据被用作第二测量数据。

