



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920758 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201580080951.7

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.06.18

A61B 5/021(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.12.15

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/063765 2015.06.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/138965 EN 2016.09.09

(71)申请人 瑞士CSEM电子显微技术研发中心

地址 瑞士纳沙泰尔

(72)发明人 M.普罗恩卡 J.索拉伊卡罗斯

M.勒梅 C.维朱斯

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 张凌苗 闫小龙

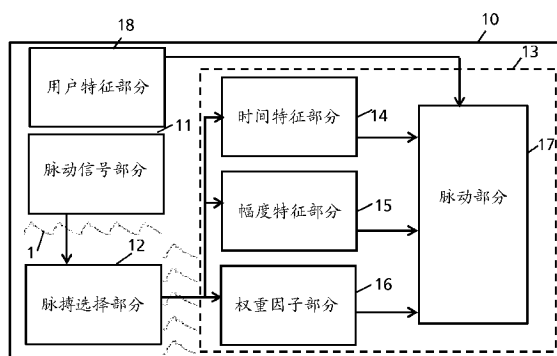
权利要求书3页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

用于确定血压值的方法、装置和计算机程序

(57)摘要

用于确定血压值的方法包括步骤:提供脉动信号(1)、在脉动信号的基础上确定时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征;以及依赖于时间相关的特征、规格化的幅度相关的特征和函数参数在血压函数的基础上计算血压值。



1. 用于确定血压值的方法,包括步骤:
提供用户的脉动信号(1) (S1);
在脉动信号的基础上确定第一特征和第二特征(S3,S4);
依赖于第一特征、第二特征和函数参数在血压函数的基础上计算血压值(S6);
其特征在於
第一特征是时间相关的特征并且第二特征是规格化的幅度相关的特征。
2. 根据权利要求1所述的方法,
其中在来自脉动信号的多个脉搏中的每个相应的脉搏的脉动信号(1)的基础上计算时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征(S3,S4),
其中对于多个脉搏中的每个,在相应的脉搏的脉动信号(1)的基础上计算加权因子(S5),并且
其中血压函数在加权的组合的基础上计算血压值,其中以相应的脉搏的加权因子对每个相应的脉搏的时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征加权(S6)。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中在来自多个脉搏的平均的多个脉搏的误差的基础上和/或在脉搏的形态学误差的基础上计算加权因子。
4. 根据权利要求1至3中的一项所述的方法,其中血压函数进一步依赖于用户特征。
5. 根据权利要求1至4中的一项所述的方法,其中血压函数关于时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征是线性的。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中函数参数包括时间相关的系数和幅度相关的系数,其中在将时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征总计之前,将时间相关的特征与时间相关的系数相乘并且将规格化的幅度相关的特征与幅度相关的系数相乘。
7. 根据权利要求4至6中的一项所述的方法,
其中血压函数关于用户特征是线性的,
其中函数参数包括用户系数,在将用户特征与时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征相加之前,将用户系数与用户特征相乘。
8. 根据权利要求4至7中的一项所述的方法,其中用户特征基于如下内容中的一个或组合:
性别;
年龄;
身体质量指数;
身高。
9. 根据权利要求1至8中的一项所述的方法,其中函数参数是预定的。
10. 根据权利要求1至8中的一项所述的方法,其中在用户的血压的独立测量的基础上校准函数参数。
11. 根据权利要求1至10中的一项所述的方法,其中自动地从多个特征中确定用于计算血压值的特征。
12. 根据权利要求1至11中的一项所述的方法,其中时间相关的特征基于如下内容中的一个或组合:
到第一峰的时间(T1);

到第二峰的时间(T_2)；
第一峰的逆时间($1/T_1$)，
到第二峰的时间的逆($1/T_2$)，
第一和第二峰之间的时间(T_2-T_1)，
到反射的时间(T_r)，
喷射持续时间(ED)，
心率。

13. 根据权利要求1至12中的一项所述的方法，其中规格化的幅度相关的特征基于如下内容中的一个或组合：

规格化的收缩末期压力；
增强指数；
规格化的喷射面积。

14. 根据权利要求1至13中的一项所述的方法，其中提供脉动信号的步骤包括测量脉动信号(1)的步骤。

15. 根据权利要求14所述的方法，其中在光电血管容积图、阻抗传感器、可植入的加速度计传感器、可植入的光传感器、可植入的阻抗传感器或侵入性动脉传感器中的一个的基础上测量脉动信号(1)。

16. 计算机程序，其被配置成当在处理器上执行时，执行根据之前的权利要求中的一个所述的方法。

17. 用于确定血压值的装置，包括：

脉动信号部分(11)，用于提供用户的脉动信号(1)；

第一特征计算部分(14)，用于在脉动信号的基础上计算第一特征；

第二特征计算部分(15)，用于在脉动信号的基础上计算第二特征；

血压部分(17)，用于依赖于第一特征、第二特征和函数参数在函数的基础上计算血压值；

其特征在于

第一特征是时间相关的特征并且第二特征是规格化的幅度相关的特征。

18. 根据权利要求17所述的装置，进一步包括脉搏选择部分(12)，用于选择脉动信号(1)的多个脉搏，其中第一特征计算部分(14)被配置成针对多个脉搏中的每个计算时间相关的特征，其中第二特征计算部分(15)被配置成针对多个脉搏中的每个脉搏计算规格化的幅度相关的特征，其中血压部分(17)被配置用于在多个脉搏的时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征的组合的基础上计算血压值。

19. 根据权利要求18所述的装置，进一步包括加权因子部分(16)，用于在相应的脉搏的基础上针对多个脉搏中的每个计算加权因子，其中血压部分(17)被配置用于在加权的平均的基础上计算血压值，其中以相应的脉搏的加权因子对每个相应的脉搏的时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征加权。

20. 根据权利要求18至19中的一项所述的装置，其中脉动信号部分(11)进一步包括用于测量脉动信号的传感器。

21. 根据权利要求20所述的装置，其中传感器是：

PPG传感器；
阻抗传感器；
可植入的加速度计传感器；
可植入的光传感器；
可植入的阻抗传感器；或
侵入性动脉传感器。

用于确定血压值的方法、装置和计算机程序

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定血压值的方法、装置和计算机程序。

背景技术

[0002] 血压是由循环的血液在血管壁上施加的压力。通常依据心脏收缩压(在心动周期期间在动脉内的最大压力)、心脏舒张压(在心动周期期间在动脉内的最小压力)或脉压(心脏收缩压值和心脏舒张压值之间的差)来表示人的血压。

[0003] 心脏收缩压值、心脏舒张压值和脉压值被用于检测身体的某些健康或适合状况和/或用于检测疾病。

[0004] 然而,为了测量心脏收缩压值、心脏舒张压值或脉压值,需要经由侵入性传感器(位于动脉内的传感器)测量血压信号。

[0005] 在最近的时间里,存在代替侵入性血压信号的、在脉动信号的基础上提供对血压值的估计的许多尝试。脉动信号具有容易被非侵入性地测量的优势。由于可以被用于可穿戴设备中的低质量传感器的商业化,这些尝试甚至已经增加,所述可穿戴设备例如比如在消费者电子器件中实现的光电血管容积图(photoplethysmogram) (PPG)。

[0006] 图1示出了一个心跳的脉动信号1的示例。脉动信号1是由在动脉内传播的前向压力(forward pressure)波生成的前向脉动信号2和由反射回动脉内的压力波生成的后向(backward)脉动信号3的叠加。

[0007] 常规地,通过分析此类脉动信号的形状和波形来获得血压值。不幸的是,脉动信号是与血压信号有关的信号,但不是真正的血压信号。已经示出了脉动信号的幅度和形状失真导致关于血压值的估计的大的误差。特别地,脉动信号的DP(心脏舒张压)、SP(心脏收缩压)、P1(中央初始心脏收缩峰)和ESP(心脏收缩末期压力)的值与基础(underlying)血压信号的DP、SP、P1和ESP值既不在幅度上对应也不在时序上对应。

[0008] 然而,由于使用脉动信号代替侵入性血压信号的主要优势,在现有技术中公开了从脉动信号导出BP值的若干尝试:

US5140990公开了根据生理学模型的PPG信号幅度到BP值的映射。

[0009] JP2000217796公开了从PPG信号的二阶导数(second derivative)提取的若干特征到BP值的映射。

[0010] US7238159公开了根据适合PPG波形的数学模型的参数计算BP相关的值。

[0011] US7326180公开了BP值与从脉搏波(pulse wave)监视器计算的特征的比较:完成比较以便评估患者的心血管状态。

[0012] US2011/0196244公开了通过处理PPG信号来测量BP的装置。由ARMA滤波器和随机森林运算符(random forest operator)处理所述PPG信号。

[0013] US8398556公开了根据基于PPG波形的一部分之下的面积的特征的BP值的计算。

[0014] 然而,用于血压值的所有那些特征对于归因于电子漂移、肤色、传感器-皮肤接口的增益改变不足够鲁棒和/或不提供足够准确的血压测量。

发明内容

[0015] 目的是提供一种用于确定血压值的方法、装置和计算机程序,它们根据脉动信号产生血压的鲁棒的和准确的值。

[0016] 由独立权利要求来解决该目的。

[0017] 用于计算血压值的时间相关的特征和幅度相关的特征的组合给出了对血压值的准确的和鲁棒的估计。

[0018] 已经发现在单个血压函数中的时间相关的特征和幅度相关的特征的组合提供了高度可靠的血压值。由于包含在两个特征中的信息是独立的和互补的事实,该组合胜过用于使用脉动信号来确定血压值的已知方法的性能。此外,规格化的幅度相关的特征(代替幅度相关的特征)的使用使得值甚至更独立于电子漂移、肤色和传感器-皮肤接口,促进了本发明的方法在低成本消费者电子设备中的实现。另一个优势在于,可以将本文中公开的方法应用在诸如光电血管容积图信号之类的非常简单的脉动信号上。

[0019] 从属权利要求涉及本发明的有利的实施例。

附图说明

[0020] 借助于通过示例给出的并且由图图示的实施例的描述,将更好地理解本发明,在图中:

图1示出了典型脉动信号的示例。

[0021] 图2示出了用于确定血压值的装置的实施例。

[0022] 图3示出了根据实施例的具有反射PPG脉动传感器的腕式设备。

[0023] 图4示出了根据实施例的具有反射PPG脉动传感器的智能电话。

[0024] 图5示出了根据实施例的具有透射(transmission)PPG脉动传感器的指尖设备。

[0025] 图6示出了根据实施例的具有透射PPG脉动传感器的耳式设备。

[0026] 图7示出了根据实施例的具有阻抗脉动传感器的胸式设备。

[0027] 图8示出了根据实施例的具有阻抗脉动传感器的臂式设备。

[0028] 图9示出了根据实施例的具有阻抗脉动传感器的腕式设备。

[0029] 图10示出了根据实施例的植入式加速度计脉动传感器。

[0030] 图11示出了根据实施例的植入式PPG脉动传感器。

[0031] 图12示出了根据实施例的植入式阻抗脉动传感器。

[0032] 图13示出了脉动信号之下的喷射面积(ejection area)。

[0033] 图14示出了脉动信号之下的总面积。

[0034] 图15示出了用于确定血压值的方法的实施例。

具体实施方式

[0035] 图2示出了用于确定血压值的装置10的实施例。装置10包括脉动信号部分11、脉搏选择部分12、计算部分13和用户特征部分18。

[0036] 脉动信号部分11被配置成提供脉动信号。在一个实施例中,脉动信号部分11可以简单地是接口,其被配置成接收表示脉动信号的数据。在另一个实施例中,脉动信号部分11

可以是或包括用于测量用户的脉动信号的脉动传感器。可以将脉动信号定义为包含关于动脉树的给定部分的血流和动脉直径的周期性变化的信息的信号。周期性变化通常通过在动脉树的给定部分处的压力脉搏的到达来生成。

[0037] 在一个实施例中,脉动传感器是PPG传感器。PPG传感器可以是基于透射的或反射的。图3示出了具有反射PPG传感器4的示例装置10。在在与用户的手臂皮肤21接触的腕式设备的侧上具有光源19和光检测器20的腕式设备中实现装置10。归因于通过皮下脉管系统(subcutaneous vasculature)22中的组织的血流的脉动,皮肤21的反射指数改变。可以在皮肤21的反射指数的基础上测量用户的脉动信号。腕式设备还可以包括形成完整装置10的部分12和/或13和/或18。替代地,可以将部分12和/或13和/或18布置在与腕式设备(例如,通过线缆或无线连接)连接的装置10的另一个设备中。例如,腕式设备10可以是比如连接到智能电话的手表的腕式设备。图4示出了在具有光源19和光检测器20的智能电话中实现的装置10的另一个实施例。例如,光源19可以通过智能电话10的闪光灯来实现。例如,光检测器20可以通过智能电话10的照相机(例如,CCD)来实现。图5示出了包括带有具有光源19和光检测器20的透射PPG传感器4的指尖设备的装置10的另一个实施例。指尖设备还可以包括形成完整装置10的部分12和/或13和/或18。替代地,可以将部分12和/或13和/或18布置在与指尖设备连接的装置10的另一个设备中。可以将替代的透射PPG传感器4布置在耳朵处。例如,可以将此类透射PPG传感器4包括在听力辅助设备中。

[0038] 然而,脉动传感器不限于PPG传感器。生物电阻抗(bioimpedance)脉动传感器如在图7至9中示出的那样也是可能的。此类生物电阻抗传感器23包括用于注入电流6的两个电极5和用于测量电压8的两个其他电极7。这还允许测量脉动信号。图7示出了具有阻抗脉动传感器的胸式设备。图8示出了具有阻抗脉动传感器23的臂式设备。图9示出了具有阻抗脉动传感器23的腕式设备。脉动传感器是非侵入性传感器的情况。可植入的脉动传感器也是可能的。例如,可以通过在动脉9的附近的身体组织2中植入的植入式加速度计传感器3来测量脉动信号(参见图10)。例如,可以通过在动脉的附近植入的植入式PPG传感器4来测量脉动信号(参见图11)。例如,可以通过在动脉9的附近植入的植入式阻抗传感器23来测量脉动信号(参见图12)。例如,可以通过在动脉内植入的侵入性动脉传感器来测量脉动信号(未示出)。

[0039] 用户的脉动信号1是如在图1中示出的表示用户的随时间通过组织的血流的脉动幅度的信号。脉动信号是具有由用户的心跳给定的周期的周期性的信号。因此,脉动信号由脉搏的序列组成。图1示出了脉动信号1的一个示例性脉搏。

[0040] 脉搏选择部分12确定用户的脉动信号1中的至少一个脉搏。在优选的实施例中,脉搏选择部分12选择被给予计算部分13的多个脉搏。所述多个脉搏可以是固定数量的连续的脉搏。优选地,标识脉动信号的N个连续的脉搏,并且选择N个脉搏中的M<N个脉搏以给予计算部分13。可以在质量标准的基础上选择M个脉搏。可以定义质量标准以标识测量假象(artefact)的存在。例如,因为测量假象倾向于与非常大幅度信号相关联,所以可以去除具有最大幅度(例如,最大的SP或在脉搏之下的最大总表面)的(M-N)个脉搏。在另一个实施例中,可以选择仅一个脉搏并且将所述仅一个脉搏给予计算部分13。这对于高质量脉动传感器和/或对于高时间分辨率应用而言是特别有利的。在一个实施例中,可以在信号分析的基础上检测每个脉搏的开始和结束时间。替代地,可以在第二测量的基础上检测每个脉搏的

开始和/或结束点。第二测量也应依赖于心跳。例如,该第二测量可以是心电图(ECG)信号,可以从所述心电图(ECG)信号取回每个脉搏的开始时间(对应于先前的脉搏的结束时间)。因此,可以使用ECG信号作为用于找到用户的脉动信号1的每个脉搏的开始的触发信号。例如,第二测量还可以是PPG信号、生物电阻抗信号或任何合适的脉动信号。

[0041] 用户特征部分18被配置成提供关于与脉动信号1有关的用户的用户特征UF。可以在计算部分13中使用用户特征UF。用户特征部分18可以包括用于存储(一个或多个)用户特征的存储部分。用户特征部分18可以替代地或附加地包括用于输入(一个或多个)用户特征的用户接口。用户特征UF的示例是性别、年龄、身高、身体质量指数(body mass index)、……中的一个或任何组合。可以由二进制值在数学上表达性别,例如,1用于女性并且0用于男性,或反之亦然。然而,如果在计算部分13中计算的血压值独立于用户特征,则用户特征部分18是可选的并且不是必须的。

[0042] 计算部分13包括时间特征部分14、幅度特征部分15、权重因子部分16和血压部分17。计算部分13被配置成在从脉搏选择部分12接收的(一个或多个)脉搏的基础上计算血压值。在一个实施例中,计算部分13根据请求来计算一个血压值。在另一个实施例中,计算部分13连续地计算新血压值,其中对于每个计算时段,计算一个血压值。在后者的情况中,脉搏选择部分12在每个计算时段内针对该计算给予用于血压值的计算的脉动信号1中的一个脉搏或M个脉搏。在下文中,针对一个血压值的计算来描述计算部分13和其部件的运转。对于多个血压值的计算,简单地重复该运转。

[0043] 时间特征部分14被配置成在从脉搏选择部分12接收的(一个或多个)脉搏的基础上确定至少一个时间相关的特征TRF。优选地,根据从脉搏选择部分12接收的脉动信号1的M个脉搏中的每个脉搏i来计算至少一个时间相关的特征 TRF_i 特征,使得对于每个时间相关的特征,将计算M个值。然而,在例如心率的M个脉搏的基础上计算时间相关的特征TRF,也是可能的。如果对于一个血压计算时段从脉搏选择部分12接收到仅一个脉搏,则仅针对该脉搏计算至少一个时间相关的特征TRF。优选地,时间相关的特征是脉搏内的任何持续时间、此类持续时间的逆(inverse)或根据此类持续时间计算的任何其他值,例如,持续时间的平均或多个峰的其逆。此类时间相关的特征的示例是到第一峰的时间T1(脉搏的开始时间和其第一峰或脉搏的肩之间的持续时间)、到第二峰的时间T2(脉搏的开始时间和脉搏的第二峰或肩之间的持续时间)、到第一峰的逆时间 $1/T1$ 、到第二峰的时间的逆 $1/T2$ 、第一和第二峰之间的时间 $T2-T1$ 、到反射的时间 T_r (脉搏的开始时间和反射(后向)波的到达时间之间的持续时间)、喷射持续时间ED(脉搏的开始时间和主动脉瓣(aortic valve)的关闭的时间之间的持续时间)、心率。对这些时间相关的特征TRF的检测和/或计算在现有技术中是公知的并且此处不更详细地描述对这些时间相关的特征TRF的检测和/或计算。至少一个时间相关的特征TRF包括L等于一、二或更多不同的时间相关的特征 TRF_j 。在对于M个脉搏中的每个脉搏i计算L个不同的时间相关的特征 TRF_{ij} 的情况下,对于每个计算时段,计算 $M*L$ 个时间相关的特征 TRF_{ij} 。

[0044] 幅度特征部分15被配置成在从脉搏选择部分12接收的(一个或多个)脉搏的基础上确定至少一个规格化的幅度相关的特征NAF。优选地,根据从脉搏选择部分12接收的脉搏压力信号1的M个脉搏中的每个脉搏i来计算至少一个规格化的幅度相关的NAF特征。然而,在M个脉搏的平均的基础上计算规格化的幅度相关的特征NAF也是可能的。如果从脉搏选择

部分12接收到仅一个脉搏(例如,对于一个/每个计算时段),则仅针对该脉搏计算至少一个规格化的幅度相关的特征NAF。优选地,幅度相关的特征AF是基于脉动信号1的幅度值的任何值。规格化的幅度相关的特征NAF是由另一个幅度相关的特征规格化的幅度相关的特征。优选地,通过两个幅度相关的特征的比 $NAF=AF1/AF2$ 来执行规格化。在一个实施例中,此类规格化的幅度相关的特征NAF是通过绝对收缩末期(end-systolic)压力ESP和心脏舒张压DP的差除以脉搏压力PP或通过脉搏压力PP规格化来计算的规格化的收缩末期压力 $nESP=(ESP-DP)/PP$ 。在一个实施例中,此类规格化的幅度相关的特征NAF是通过第二峰的压力幅度P2和第一峰的压力幅度P1的差除以脉搏压力PP或由脉搏压力PP规格化来计算的第一增强指数 $Aix=(P2-P1)/PP$ 。在一个实施例中,此类规格化的幅度相关的特征NAF是通过第二峰的压力幅度P2和心脏舒张压幅度DP的差除以第一峰的压力幅度P1和心脏舒张压幅度DP的差或通过第一峰的压力幅度P1和心脏舒张压幅度DP规格化来计算的第二增强指数 $Aip=(P2-DP)/(P1-DP)$ 。在一个实施例中,此类规格化的幅度相关的特征NAF是规格化的喷射面积 $nEjecA$ (参见图13)。将规格化的喷射面积计算为针对喷射持续时间ED的脉动信号1之下的表面除以针对该脉搏的持续时间的脉动信号1之下的面积或通过针对该脉搏的持续时间的脉动信号1之下的面积规格化的针对喷射持续时间ED的脉动信号1之下的表面(参见图14)。优选地,针对喷射持续时间ED的脉动信号1之下的表面不包括如在图13中示出的心脏舒张压DP之下的表面 $DP*ED$,但是使用针对喷射持续时间ED的脉动信号1之下的表面与心脏舒张压DP之下的表面 $DP*ED$ 也是可能的。优选地,针对脉搏的持续时间T的脉动信号1之下的表面不包括如在图14中示出的心脏舒张压DP之下的表面 $DP*T$,但是如果对于喷射持续时间还考虑心脏舒张压之下的表面 $DP*ED$,则使用针对脉搏持续时间T的脉动信号1之下的表面与心脏舒张压DP之下的表面 $DP*T$ 也是可能的。对提到的规格化的幅度相关的特征NAF的检测和/或计算是公知的,并且因此此处不更详细地描述对提到的规格化的幅度相关的特征NAF的检测和/或计算。至少一个规格化的幅度相关的特征NAF包括K等于一、二或更多不同的规格化的幅度相关的特征 NAF_j 。在对于M个脉搏中的每个脉搏i计算K个不同的规格化的幅度相关的特征 $NAF_{i,j}$ 的情况下,使得对于每个计算时段,计算 $M*K$ 个规格化的幅度相关的特征 $NAF_{i,j}$ 。

[0045] 权重因子部分16是可选的,并且仅如果计算部分13依赖于多个脉搏在具有权重的多个脉搏上计算(一个或多个)时间相关的特征TRF和/或(一个或多个)规格化的幅度相关的特征NAF的加权平均,则权重因子部分16才是需要的。权重因子部分16被配置成针对从脉搏选择部分接收的M多个脉搏中的每个脉搏i计算加权因子 WF_i 。优选地,在脉搏的质量标准的基础上计算加权因子 WF_i 。例如,这可以是脉搏i相对于M个脉搏的 averages 的误差。可以通过平均脉搏的点和相应的脉搏i的对应的点之间的误差的规格化累积(normalized accumulation)来计算此类误差。误差可以是绝对误差、二次误差(quadratic error)或误差的任何其他测量。

[0046] 在一个实施例中,加权因子 WF_i 基于形态学(morphological)误差。可以将形态学误差定义为描述特定脉搏的形态学的值。在文献(Nichols等,“McDonald's blood flow in arteries”,Oxford University Press 2005,ISBN 0 340 80941 8)中已经定义了典型的形态学,并且所述典型的形态学描述了P1、P2、T1和T2之间的时序和幅度关系(参见图1)。依赖于主体的年龄和心血管状态,这些形态学可以在主体之中改变。典型的形态学是类型C

(与年轻主体相关联)、类型B(与中年主体相关联)以及类型A和D(与老年和生病的主体相关联)。也可以定义其他子形态学。在优选的实施例例中,脉搏*i*的加权因子 WF_i 依赖于脉动信号*i*与典型的形态学匹配多少。例如,这可以是脉搏*i*相对于根据他的年龄和健康状态的最可能的主体脉搏形态学的误差。

[0047] 在又一优选的实施例例中,脉搏*i*的加权因子 WF_i 依赖于脉搏*i*的形态学误差和脉搏*i*相对于M个脉搏的 averages 的误差。在一个实施例例中,将每个脉搏*i*的的计算的质量标准,例如提到的误差和/或形态学误差,与质量阈值比较。基于该比较(以上或以下),对于坏质量将权重因子 WF_i 设置到零(0),并且对于好质量将权重因子 WF_i 设置到一(1)。根据该二进制加权过程,使用仅具有一定质量的脉搏。

[0048] 脉动信号(1)可以包括大于多个脉搏的其他多个脉搏,其中通过去除具有最大幅度的脉搏来在其他多个脉搏之中选择多个脉搏。

[0049] 血压部分17被配置成在至少一个时间相关的特征TRF和至少一个幅度相关的特征NAF的基础上计算血压值。在一个(可选的)实施例例中,用于计算血压值的血压函数附加地依赖于至少一个用户特征。在一个实施例例中,用于计算血压值的血压函数线性地依赖于至少一个时间相关的特征TRF和至少一个规格化的幅度相关的特征NAF。在一个实施例例中,用于计算血压值的血压函数线性地依赖于(一个或多个)使用的特征(TRF、NAF和/或UF)。优选地,每个特征相对于其他特征以线性特征系数被加权,所述线性特征系数比如(一个或多个)线性时间系数 kt 、(一个或多个)线性幅度系数 ka 和线性用户系数 ku 。(一个或多个)线性时间系数 kt 和(一个或多个)线性幅度系数 ka 、以及如果考虑(一个或多个)用户特征UF则线性用户系数 ku 固定了(一个或多个)时间相关的特征TRF和(一个或多个)规格化的幅度相关的特征、以及如果考虑用户特征UF则用户特征UF对血压值的相对影响。如果对于多个脉搏计算特征中的一个或多个,则特征系数 k 对于所有脉搏的相同的特征保持相同。在一个实施例例中,血压函数依赖于多个脉搏*i*的至少一个时间相关的特征 TRF_i 和至少一个幅度相关的特征 NAF_i 。在该情况中,用于血压值BP的函数与

$$\sum_{i=1}^M WF_i \cdot \left[\left(\sum_{j=1}^L kt_j \cdot TRF_{i,j} \right) + \left(\sum_{j=1}^K ka_j \cdot NAF_{i,j} \right) \right].$$

成正比(direct proportional),其中M个脉搏、L个时间相关的特征TRF和K个规格化的幅度相关的特征NAF,其中L是一、二或更多,并且其中K是一、二或更多。如果M=1,则考虑仅一个脉搏。如果L=1,则考虑仅一个时间相关的特征TRF。如果K=1,则考虑仅一个规格化的幅度相关的特征。因此,线性特征系数对于每个特征可能是不同的,但是对于不同的脉搏的相同的特征,所述线性特征系数是相同的。还考虑用户特征UF,用于血压值BP的函数与

$$\sum_{i=1}^M WF_i \cdot \left[\left(\sum_{j=1}^L kt_j \cdot TRF_{i,j} \right) + \left(\sum_{j=1}^K ka_j \cdot NAF_{i,j} \right) + \left(\sum_{j=1}^U ku_j \cdot UF_j \right) \right].$$

成正比,其中M个脉搏、L个时间相关的特征TRF、K个规格化的幅度相关的特征NAF和U个用户特征,其中L是一、二或更多,其中K是一、二或更多,并且U是一、二或更多。如果U=1,则考虑仅一个用户特征。显然,如果权重因子 WF 总和为一或如果相应地适配用户系数,则可以

将用户特征的项从对脉搏的求和中取出。

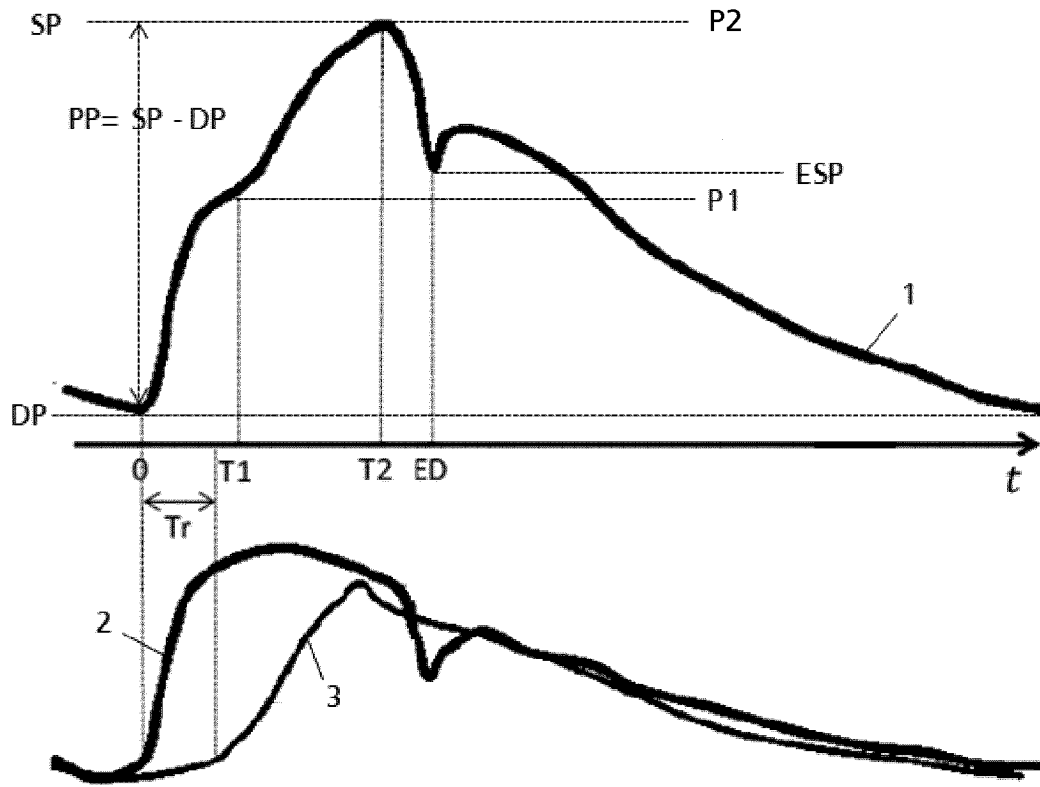
[0050] 在一个实施例中,特征系数 k_t 、 k_a 、 k_u 是预定的并且被存储在血压部分17的存储部分中。在一个实施例中,特征系数 k_t 、 k_a 、 k_u 是可配置的。可以由用户或管理员设置特征系数 k_t 、 k_a 、 k_u 。还可以通过例如校准过程的自动过程来确定特征系数 k_t 、 k_a 、 k_u 。校准过程包括用独立的传感器来测量用户的血压以及将由血压部分在特征系数 k_t 、 k_a 、 k_u 的基础上计算的血压值的误差最小化的步骤。在医学应用中,装置可以包括用于一次或周期性地输入独立测量的血压值的用户接口。这允许用户的血压的在线监视,如果通过血压的袖带测量来测量独立测量,则其几乎达到传统的袖带测量的精确性。

[0051] 校准过程还可以进一步包括在0个可能的特征之中对最佳的时间相关的特征和/或规格化的幅度相关的特征和/或用户相关的特征的选择。这可以通过针对特征的所有 $0!$ (0 的阶乘(factorial))个可能的组合执行以上描述的校准过程来执行,并且这可以选择包括至少一个时间相关的特征和至少一个规格化的幅度相关的特征的特征的最佳组合。

[0052] 即使在不具有任何绝对压力幅度值的情况下计算血压值,本发明的方法也产生鲁棒的血压值。如果在没有关于特定用户的校准的情况下使用所述方法,则结果仍然好到足以鲁棒地检测低血压(低的血压)、正常血压和高血压(高的血压)。如果在具有关于特定用户的校准的情况下使用所述方法,则结果产生对血压值的好的估计,其对于医学应用而言甚至足够好。可以将此类算法与包括如在图5中示出的PPG透射传感器的脉搏血氧仪指尖传感器一起使用,或者可以将此类算法用于例如在图6至9中示出的和以上描述的其他医学传感器。这将允许具有高精度的血压的在线监视,代替仅可以以固定的时间间隔重复的现有技术袖带测量的状况。

[0053] 图15示出了用于确定血压值的方法的实施例。

[0054] 在步骤S1中,提供用户的脉动信号,如关于脉动信号部分11更详细地描述的那样。在步骤S2中,从S1的提供的血压信号选择脉搏或多个脉搏。在步骤S3中,针对一个脉搏或针对多个脉搏中的每个来确定至少一个时间相关的特征,如关于时间特征部分14更详细地描述的那样。在步骤S4中,针对一个脉搏或针对多个脉搏中的每个来确定至少一个规格化的幅度相关的特征,如关于幅度特征部分15更详细地描述的那样。在可选的步骤S5中,确定至少一个用户特征,如关于用户特征部分18更详细地描述的那样。在可选的步骤S6中,针对多个脉搏中的每个来确定加权因子 WF_i ,如关于权重因子部分16更详细地描述的那样。在步骤S7中,在至少一个时间相关的特征TRF和至少一个规格化的幅度相关的特征NAF的基础上、并且可选地在加权因子WF和至少一个(一个或多个)用户特征的基础上计算血压值,如关于血压部分17更详细地描述的那样。



现有技术

图 1

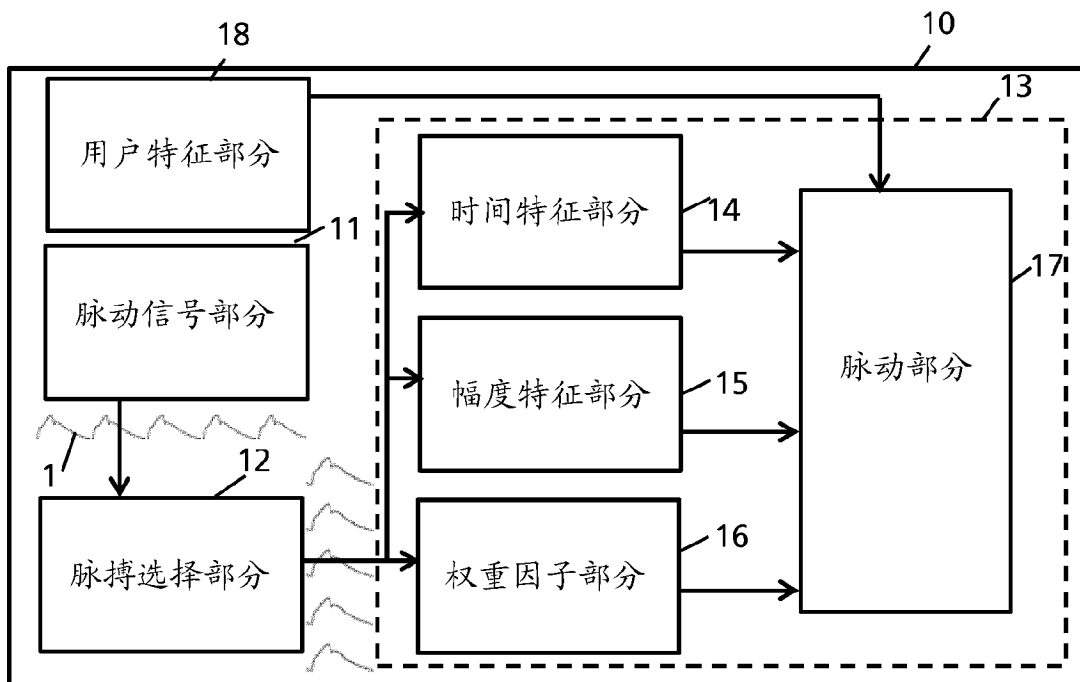


图 2

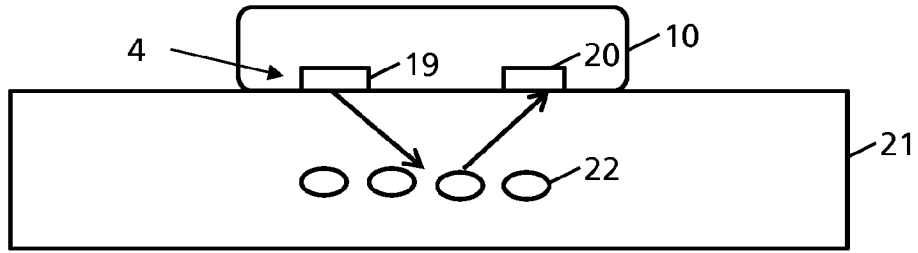


图 3

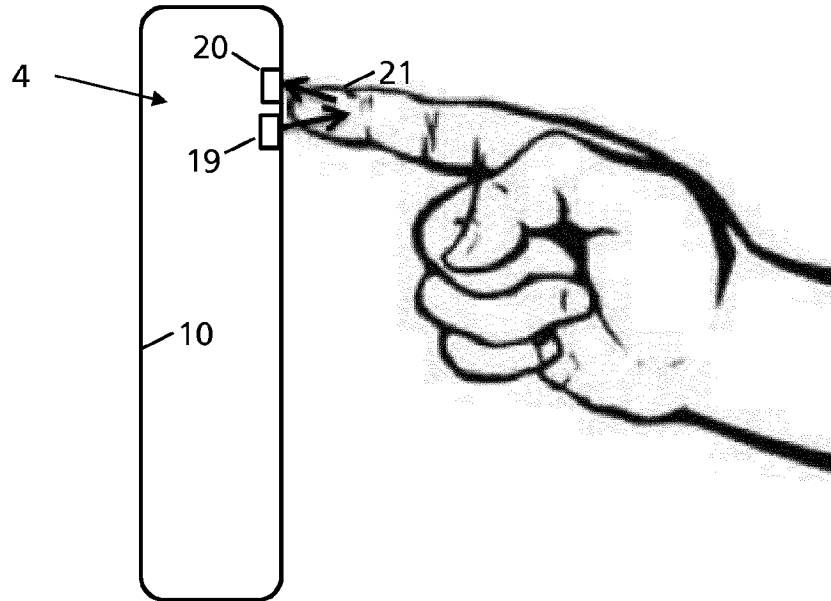


图 4

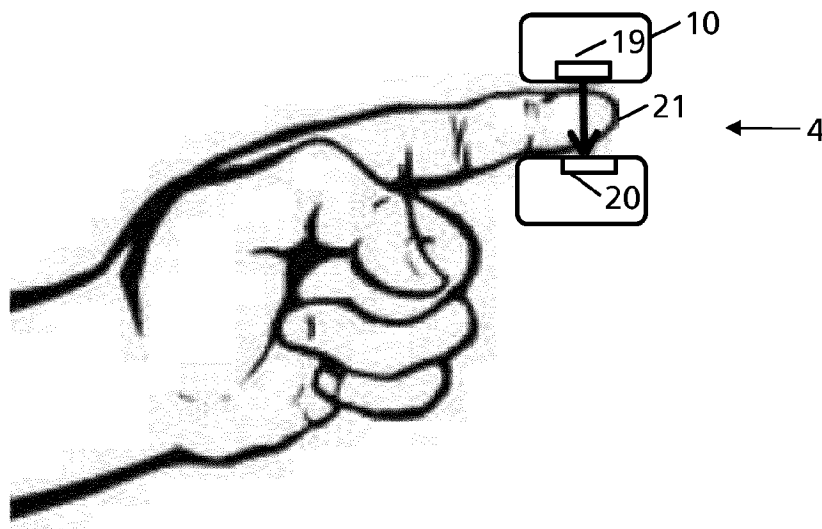


图 5

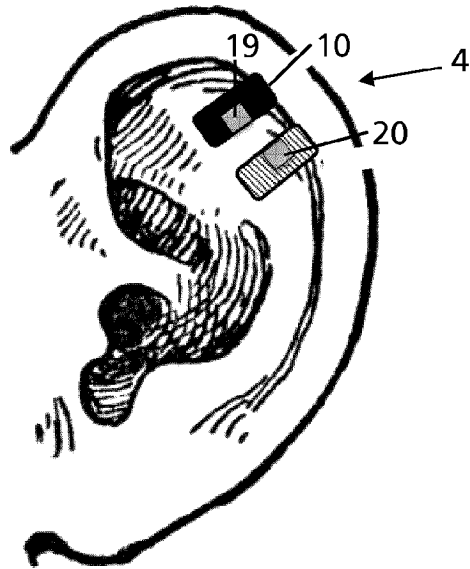


图 6

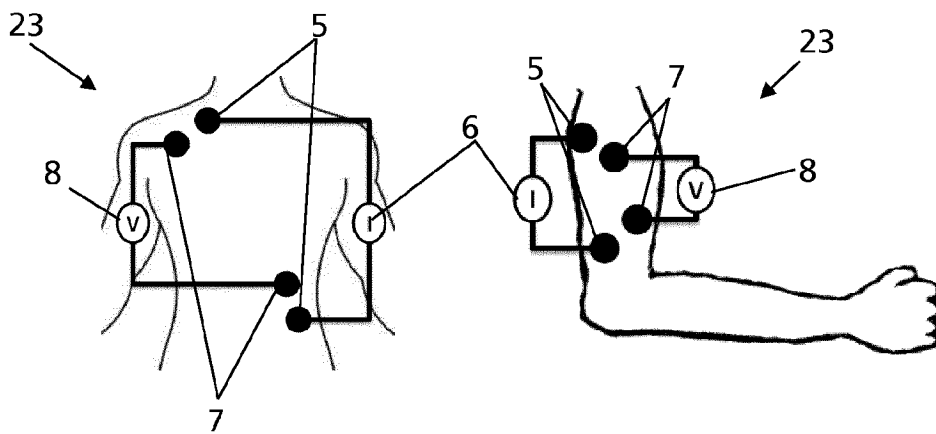


图 7

图 8

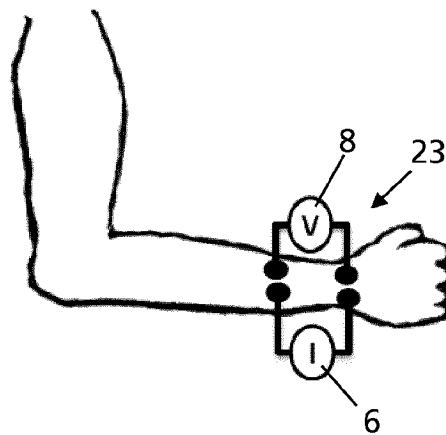


图 9

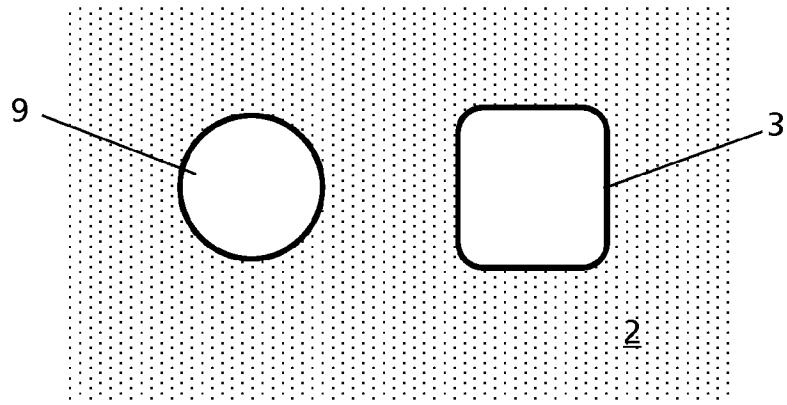


图 10

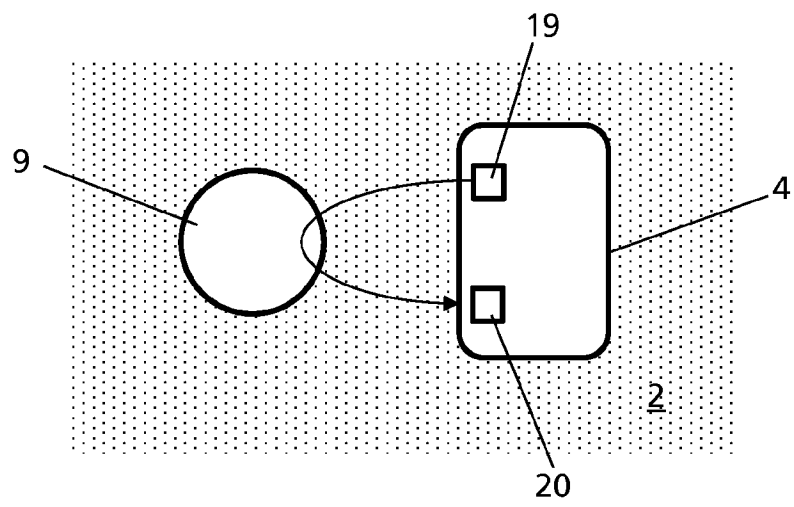


图 11

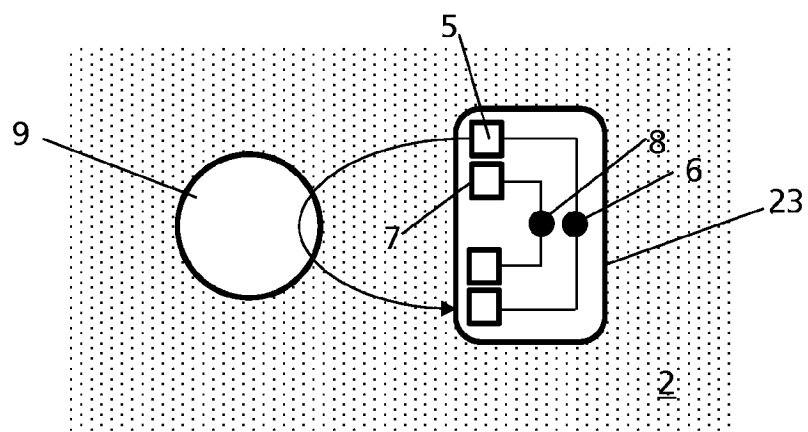


图 12

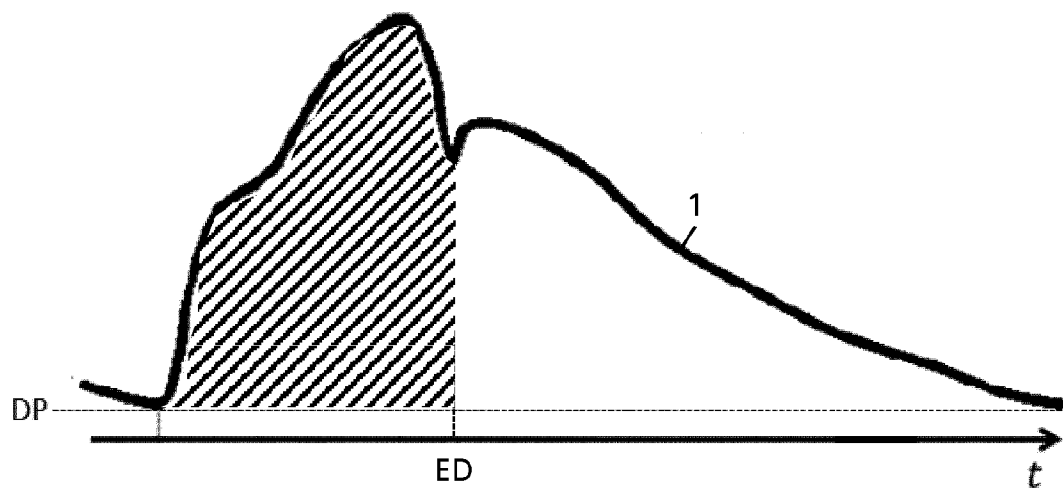


图 13

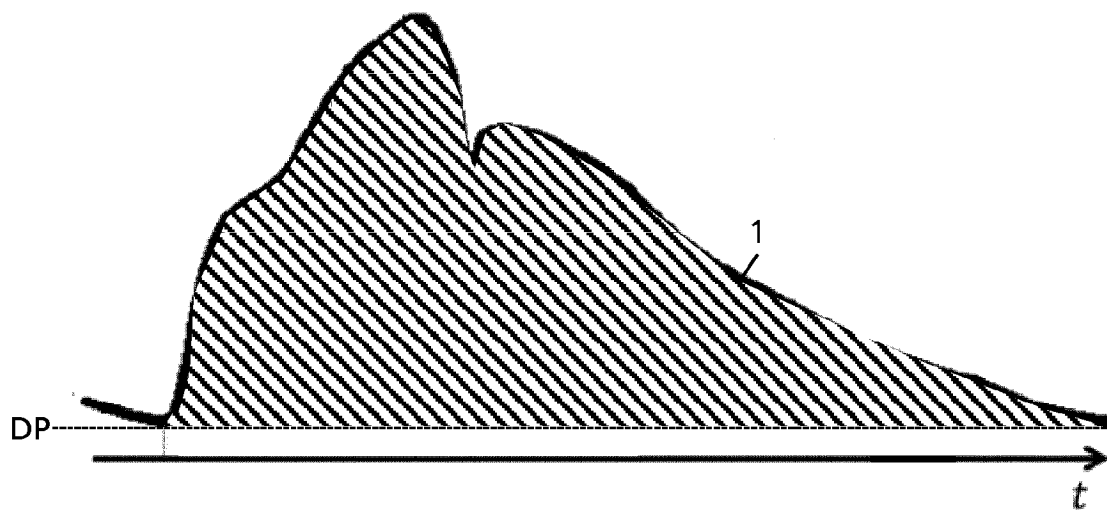


图 14

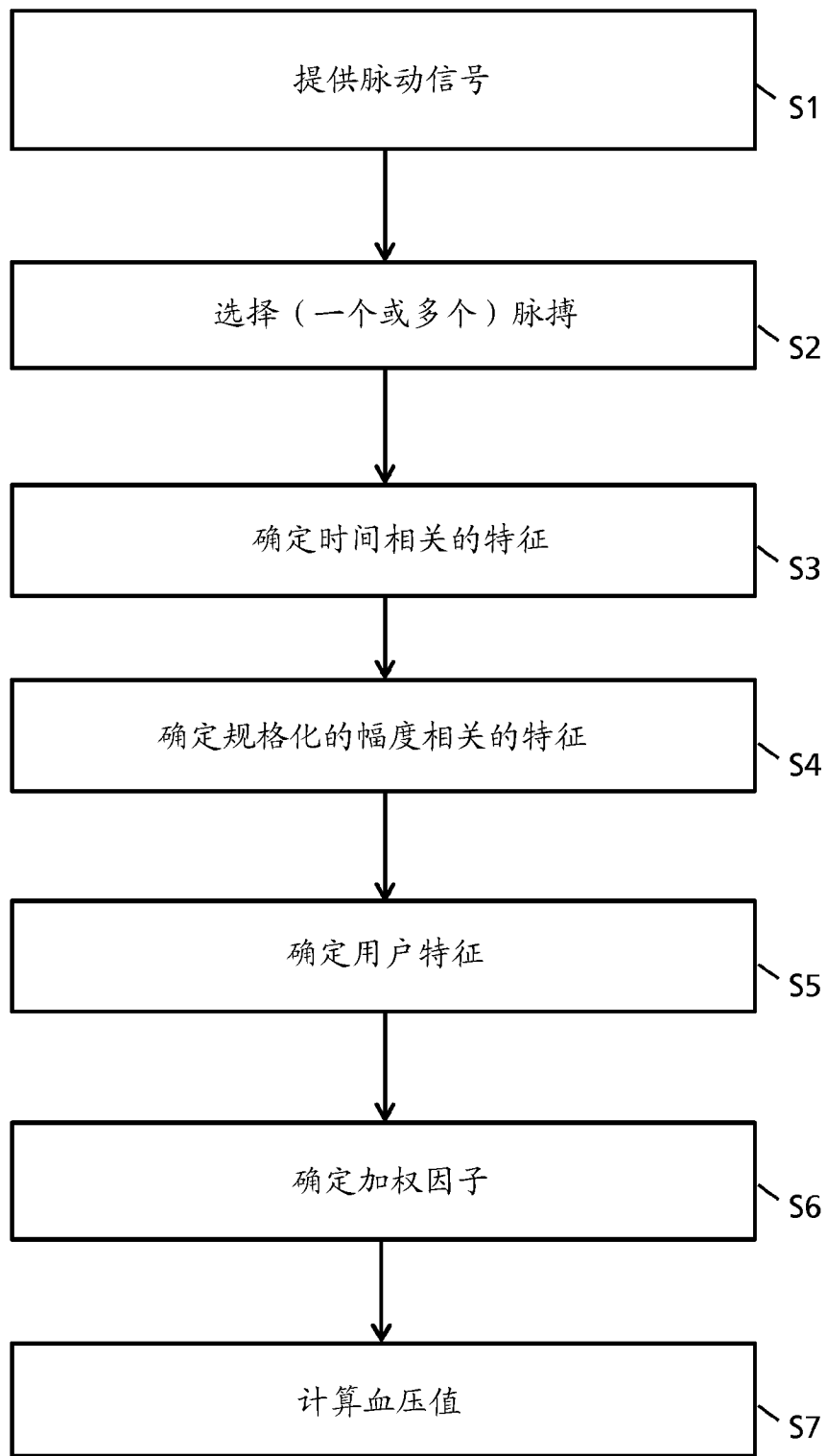


图 15

专利名称(译)	用于确定血压值的方法、装置和计算机程序		
公开(公告)号	CN107920758A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201580080951.7	申请日	2015-06-18
申请(专利权)人(译)	瑞士CSEM电子显微技术研发中心		
当前申请(专利权)人(译)	瑞士CSEM电子显微技术研发中心		
[标]发明人	M 普罗恩卡 J 索拉伊卡罗斯 M 勒梅 C 维朱斯		
发明人	M.普罗恩卡 J.索拉伊卡罗斯 M.勒梅 C.维朱斯		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02116 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0535 A61B5/7221 A61B5/7235 A61B5/02125 A61B5/02154 A61B5/02156 A61B5/7278 A61B2562/0219		
代理人(译)	闫小龙		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于确定血压值的方法包括步骤：提供脉动信号（1）、在脉动信号的基础上确定时间相关的特征和规格化的幅度相关的特征；以及依赖于时间相关的特征、规格化的幅度相关的特征和函数参数在血压函数的基础上计算血压值。

