



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310369 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780035649.9

(22)申请日 2017.06.09

(30)优先权数据

1610174.3 2016.06.10 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/FI2017/050430 2017.06.09

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/212120 EN 2017.12.14

(71)申请人 博能电子公司

地址 芬兰肯佩莱

(72)发明人 尼克拉斯·格兰奎斯特

帕特里克·塞尔卡

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 王晖 李丙林

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/22(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

G16H 40/63(2018.01)

G16H 20/30(2018.01)

G16H 50/50(2018.01)

G16H 50/30(2018.01)

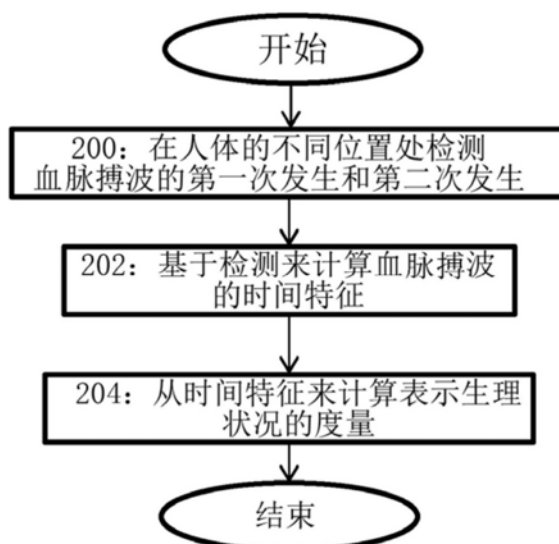
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

用于估计血脉搏波特征的多传感器系统

(57)摘要

本文件公开了一种用于通过使用人体的多个测量位置来估计血脉搏波特征的解决方案。根据一方面,一种方法包括:由与人体的第一位置相关联的第一心脏活动传感器测量的第一测量信号中检测血脉搏波的第一次发生;在由第二心脏活动传感器从人体的与第一位置不同的第二位置测量的第二测量信号中检测血脉搏波的第二次发生;基于同步于公共时钟的所述检测,估计血脉搏波的时间特征;以及基于所述时间特征,计算表示人体的生理状况的度量。



1. 一种方法,包括:

在由与人体的第一位置相关联的第一心脏活动传感器测量的第一测量信号中检测血脉搏波的第一次发生;

在由第二心脏活动传感器从所述人体的与所述第一位置不同的第二位置测量的第二测量信号中检测所述血脉搏波的第二次发生;

基于同步于公共时钟的所述检测,估计所述血脉搏波的时间特征;以及

基于所述时间特征,计算表示所述人体的生理状况的度量。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,估计所述时间特征包括估计所述血脉搏波在所述第一位置和所述第二位置之间的脉搏传导时间。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述第一测量信号是通过使用心电图传感器测量的心电图信号,并且所述第一位置是所述人体的心脏的位置,并且所述第二测量信号是光电血管容积图信号,并且所述第二位置是被配置为测量所述光电血管容积图信号的光学心脏活动传感器的位置。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述心电图传感器和所述光学心脏活动传感器设置在同一装置中,并且所述公共时钟由所述装置的时钟信号发生器提供。

5. 根据权利要求3或4所述的方法,其中,所述心电图传感器相对于所述光学心脏活动传感器设置在所述装置的相对侧上。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述心电图传感器被包括在所述装置的条带中或所述装置的壳体上。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述第一测量信号是第一光电血管容积图信号,并且所述第一位置是被配置为测量所述第一光电血管容积图信号的第一光学心脏活动传感器的位置,并且其中所述第二测量信号是第二光电血管容积图信号,并且所述第二位置是被配置为测量所述第二光电血管容积图信号的第二光学心脏活动传感器的位置,其中所述第一光学心脏活动传感器和所述第二光学心脏活动传感器设置在附接到所述人体的不同位置的不同装置中。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,在帧中无线地传输所述第一测量信号和所述第二测量信号中的至少一个,用于所述估计,其中所述帧包括指示所述第一测量信号和所述第二测量信号中的至少一个的测量计时的时间戳。

9. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述第一测量信号是心冲击图信号,并且所述第一位置是所述人体的脚部的位置。

10. 根据前述权利要求1至3中任一项所述的方法,还包括:

将高度传感器附接到所述第二位置;以及

使用所述高度传感器来确定所述第二位置在检测所述第二测量信号时处于所确定的高度。

11. 根据任一前述权利要求所述的方法,其中,所述第一测量信号和所述第二测量信号中的至少一个是光电血管容积图信号,所述方法还包括:

确定所述光电血管容积图信号的信号质量;

在确定所述信号质量足够时,将所述光电血管容积图信号传递用于所述估计;以及

在确定所述信号质量不足时,丢弃所述光电血管容积图信号。

12. 一种装置,所述装置包括处理电路,所述处理电路被配置为:

在从与人体的第一位置相关联的第一心脏活动传感器获得的第一测量信号中检测血脉搏波的第一次发生;

在从第二心脏活动传感器从所述人体的与所述第一位置不同的第二位置获得的第二测量信号中检测所述血脉搏波的第二次发生;

基于同步于公共时钟的所述检测,估计所述血脉搏波的时间特征;以及

基于所述时间特征,计算表示所述人体的生理状况的度量。

13. 根据权利要求12所述的装置,其中,所述处理电路被配置为通过估计所述血脉搏波在所述第一位置和所述第二位置之间的脉搏传导时间来估计所述时间特征。

14. 根据权利要求12或13所述的装置,其中,所述第一测量信号是从心电图传感器获得的心电图信号,并且所述第一位置是所述人体的心脏的位置,并且所述第二测量信号是光电血管容积图信号,并且所述第二位置是被配置为测量所述光电血管容积图信号的光学心脏活动传感器的位置。

15. 根据权利要求14所述的装置,还包括:所述心电图传感器;所述光学心脏活动传感器;以及时钟信号发生器,所述时钟信号发生器被配置为向所述心电图传感器和所述光学心脏活动传感器提供相同的时钟信号。

16. 根据权利要求14或15所述的装置,其中,所述心电图传感器相对于所述光学心脏活动传感器设置在所述装置的相对侧上。

17. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述心电图传感器被包括在所述装置的条带中或所述装置的壳体上。

18. 根据权利要求12或13所述的装置,其中,所述第一测量信号是第一光电血管容积图信号,并且所述第一位置是被配置为测量所述第一光电血管容积图信号的第一光学心脏活动传感器的位置,并且其中所述第二测量信号是第二光电血管容积图信号,并且所述第二位置是被配置为测量所述第二光电血管容积图信号的第二光学心脏活动传感器的位置,其中所述第一光学心脏活动传感器和所述第二光学心脏活动传感器设置在附接到所述人体的不同位置的不同装置中。

19. 根据权利要求18所述的装置,其中,在帧中无线地接收所述第一测量信号和所述第二测量信号中的至少一个,其中所述帧包括指示所接收的所述第一测量信号和所述第二测量信号中的至少一个的测量计时的时间戳。

20. 根据权利要求12或13所述的装置,其中,所述第一测量信号是心冲击图信号,并且所述第一位置是所述人体的脚部的位置。

21. 根据任一前述权利要求12至14所述的装置,还包括与所述第二位置相关联的高度传感器,其中所述处理电路被配置为使用所述高度传感器来确定在检测所述第二测量信号时所述第二位置的高度。

22. 根据任一前述权利要求12至21所述的装置,其中,所述第一测量信号和所述第二测量信号中的至少一个是光电血管容积图信号,并且其中所述处理电路被配置为:

确定所述光电血管容积图信号的信号质量;

在确定所述信号质量足够时,将所述光电血管容积图信号传递用于所述估计;以及

在确定所述信号质量不足时,丢弃所述光电血管容积图信号。

23.一种计算机程序产品,所述计算机程序产品体现在能够由计算机读取的计算机可读介质上,并且被配置为使所述计算机执行计算机过程,所述计算机过程包括根据任一前述权利要求1至11所述的方法中的所有步骤。

用于估计脉搏波特征的多传感器系统

技术领域

[0001] 本发明涉及非侵入地聚焦到人体的基于传感器的心脏活动测量。

背景技术

[0002] 多种传感器可用于非侵入性地从人体测量脉搏波的特征。一些传感器测量心电图 (ECG), 并且最近已经出现了基于光电容积描记 (PPG) 的估计的传感器。PPG 传感器光学地从人体的皮肤测量特征。也可商购其他基于传感器的解决方案。

发明内容

[0003] 本发明由独立权利要求的主题限定。实施方式在从属权利要求中限定。

附图说明

[0004] 在下文中, 将参考所附附图借助于优选实施方式更详细地描述本发明, 在附图中,

[0005] 图1示出了可以应用本发明的实施方式的测量系统;

[0006] 图2示出了用于估计用户的生理状况的过程;

[0007] 图3示出了图2的实施方式;

[0008] 图4至图7示出了用于数学方法地对人动脉系统建模和用于估计生理状况的一些实施方式;

[0009] 图8和图9示出了用于估计脉搏波的脉搏传导时间的实施方式;

[0010] 图10示出了根据本发明的实施方式的装置;

[0011] 图11是包括两个心脏活动传感器的腕式计算机的实施方式;

[0012] 图12示出了根据本发明实施方式的用于估计所检测到的测量信号的信号质量的过程; 以及

[0013] 图13示出了根据本发明实施方式的用于估计所检测到的测量信号的测量状况的过程。

具体实施方式

[0014] 以下实施方式是示例性的。虽然说明书可以在文本的若干位置中参考“一”、“一个”或“一些”实施方式, 但是这并不一定意味着对(一个或多个)相同的实施方式作出了每个参考, 或者特定特征仅适用于单个实施方式。还可以组合不同实施方式的单个特征以提供其他实施方式。

[0015] 图1示出了包括可以在本发明的一些实施方式的背景下使用的传感器设备的测量系统。传感器可以采用一种或多种测量技术来测量用户20的心脏活动。例如, 至少一个传感器设备10可以被配置为测量用户20的心电图 (ECG)。这样的 ECG 传感器10可以包括一个或多个电极, 其布置成与用户20的皮肤接触, 以便测量在每次心跳期间生成的电荷。ECG 传感器可以是便携式的, 以使得能够在户外体能锻炼诸如跑步或骑自行车期间进行测量。

[0016] 至少一个传感器设备12、14可以被配置为光学地测量光电体积描记图或光电血管容积图 (PPG)。PPG表示器官的容积式测量。PPG传感器12、14可以包括被配置为照亮用户20的皮肤的发光二极管(LED), 并且还包括被配置为测量从被照亮的皮肤反射的光的变化光敏传感器诸如光电二极管。随着每个心动周期, 心脏将血泵送到外周动脉。尽管这种血波脉搏(血脉搏波)在其传播时被动脉系统衰减, 但足以扩张皮下组织中的小动脉和(大)动脉。如果光源和光敏传感器被适当地放置在皮肤上, 则可以将血波脉搏检测为通过使用光敏传感器测量的反射光的变化。每个心动周期表现为通过光敏传感器获得的测量信号中的峰。血脉搏波可以由多种其他生理系统调节, 并且因此, PPG也可以用于监测呼吸、血容量不足和其他生理状况。可以在人体的各个位置测量PPG, 例如从手腕(传感器12)、头部、耳道或耳叶状部(传感器14)。

[0017] 至少一个传感器设备16可以被配置为测量投影心搏图或心冲击图 (BCG)。BCG是对心跳期间生成的冲击力的测量。心冲击图表征了在每次心跳期间由于血喷射到大血管中而导致的人体的运动。BCG显示的频率范围在1到20赫兹(Hz)之间, 并且由心脏的机械运动引起。如ECG和PPG, 可以通过使用非侵入性传感器16从身体的表面来记录BCG。(一个)BCG传感器16可以是心冲击秤(心冲击描记秤), 该心冲击秤被配置为测量站在秤上的人体的反冲。反冲是由心跳引起的, 并且可以从站在BCG秤上的用户来测量, 例如通过使用压力传感器。BCG秤可以被配置为显示用户20的心率和重量。

[0018] 如上所述, 血脉搏(脉冲)在其通过人体的途中被调节。该调节可由各种生理状况和功能引起。因此, 血脉搏波的特征可以包括这种生理状况的表现。一组这样的特征可以包括血脉搏波的传播特征。传播特征可以被认为是表示(例如在人的动脉中的一定距离内的)脉搏传导时间(PTT)的时间特征。等效特征可以包括脉搏传播速度, 该脉搏传播速度与脉搏传导时间成比例, 并且因此可以被认为表示血脉搏波的时间特征。

[0019] 图2示出了用于评估用户20的生理状况的实施方式。图2可以在计算机装置中执行的计算机过程中执行。参考图2, 该过程包括: 在由与人体的第一位置相关联的第一心脏活动传感器测量的第一测量信号中, 检测(框200)血脉搏波的第一次发生; 在由第二心脏活动传感器从人体的不同于第一位置的第二个位置所测量的第二测量信号中, 检测(框200)血脉搏波的第二次发生; 基于与公共时钟同步的所述检测, 估计(框202)血脉搏波的时间特征; 以及基于所述时间特征, 计算(框204)表示人体的生理状况的度量。

[0020] 由于图2的实施方式基于与人体的不同位置相关联的至少两个测量来测量血脉搏波的时间特征, 因此测量可以彼此同步。当通过包括在相同设备或相同壳体中的传感器来执行测量时, 可以使该测量同步, 通过将该测量同步于由设备的时钟信号发生器提供的相同的时钟信号。当通过物理上分开的传感器设备(例如ECG传感器10和PPG传感器12)来执行测量时, 可以通过其他手段来将两个设备同步于公共时钟。同步准确度可以取决于所计算的度量所需的精准确度, 如下所述。可以看到同步的一个方面, 使得血脉搏波的两个检测在相同状况下进行, 在这种意义上说它们基于检测血脉搏波的相同分量。该分量可以是血脉搏波的最高峰, R波。在PPG测量中, 可以通过使用差分测量信号来检测R波。

[0021] 图3示出了一实施方式, 其中所估计的时间特征包括检测到的血脉搏波的脉搏传导时间(PTT), 并且其中度量表示人体中的血压。应当理解, 可以基于PTT来计算除血压之外的度量, 如下所述。参考图2, 上面结合框200描述的对血脉搏波的检测可以用于框300中的

对PTT的估计。框300包括对血脉搏波的PTT进行计算,其基于(不同位置)与人体的不同位置相关联的血脉搏波的所述至少两次检测。

[0022] 在一实施方式中,框300包括计算或确定与用于PTT计算(框302)的不同位置相关联的相对距离。相对距离可以被定义为从第一测量位置到人体的心脏的第一距离与从第二测量位置到人体的心脏的第二距离之间的差。可以将该差确定为没有符号的绝对值。该距离可以被认为是在通过人体的轮廓内行进的路线以表示在动脉方面的距离。例如,让我们考虑两个PPG测量,并且第一测量位置是用户的手臂,并且第二测量位置是用户的同一手臂的手腕。现在,相对距离是这两个位置通过用户的手臂之间的距离。换言之,该距离可以被认为是在使用心脏作为参考点并计算从每个位置(手臂和手腕)到心脏的距离之间的差。然后让我们考虑第一测量是BCG测量,并且第一位置是用户的脚部,并且第二测量是来自手腕的PPG测量。现在,第一距离是脚部和心脏之间的距离 d_1 ,并且第二距离 d_2 是手腕和心脏之间的距离,并且相对距离可以被认为是 d_2-d_1 的绝对值。

[0023] 然后,让我们考虑一示例,其中第一测量是ECG测量,并且第二测量是来自手腕的PPG测量。由于电信号的光速传播,血脉搏搏的ECG基本上同时存在于各个地方。因此,无论ECG测量位置在哪里(胸部、手臂、头部或脚部),与ECG测量相关联的位置都是心脏的位置。在这种情况下,第一距离可以是零,并且相对距离可以等于距人心脏的第二距离。

[0024] 在一些实施方式中,不需要单独计算距离,但是距离可以被预先配置为PTT估计和/或度量的计算。例如,可以将计算算法预先配置为第一测量是ECG测量,并且第二测量是来自人体中确定位置的测量,在这种情况下,相对距离变为常数并且不需要单独的计算。然而,一些用户相关的参数可以用作输入,例如高度或性别,其可用于调整算法以补偿不同人的不同的手臂或腿的长度。

[0025] 在框304中,基于PTT计算血压。通过评估平均人群统计,已发现脉搏波速度(PWV)和平均血压(MBP)相互成比例为:

[0026] $PWV \approx K \cdot MBP + M$

[0027] 其中 $K \approx 0.0825 \text{ms}^{-1} \text{mmHg}^{-1}$ 和 $M \approx 0.0495 \text{m/s}$ 可用作用于该算法的第一估计。可以根据每个单独的血压曲线来重新估计这些参数(校准)。执行该校准可以通过使用用于血压测量的参考系统,诸如血压计,其提供血压的参考值。现在,考虑到PWV与相对距离内的PTT成比例,我们可以将MBP计算为

[0028]
$$MBP \approx \frac{D}{K \cdot PTT} - \frac{M}{K}$$

[0029] 注意,比率 D/K 和 M/K 可以在校准期间被估计为单个参数,因此允许我们避免单独估计距离 D 。因此,我们在MBP和PTT之间有直接对应关系,并且我们可以通过测量PTT来确定MBP。

[0030] 如上所述,血脉搏波可以携带关于各种生理状况的信息。PTT可以表示例如用户20的压力(紧张)水平。因此,度量可以是表示用户的压力水平的值或指标。因此,框204可以包括将所测量的时间特征例如PPT映射到这样的值或指标。该映射可以包括进一步的输入,诸如心率和/或心率变异性(血脉搏波的连续R波间隔(R-R间隔)的变化,和/或可以通过ECG或PPG测量来检测的呼吸模式。在ECG中,呼吸模式可以显示在ECG测量信号的幅度分量和相位分量中,并且PPG测量信号可以类似地指示呼吸模式。除了压力水平之外,PPT可以用作以下

的指标,睡眠质量、衰老、体质水平、健康状态、疲劳估计(心理、情绪和生理)、恢复估计、疾病诸如糖尿病的存在,或作为有吸烟习惯的用户的指标。例如,已知血压波动(尤其是收缩血压的波动)是人的精神状态的函数,并且因此,PTT也是对此的间接测量。实施方式使用PTT作为对压力缓解系统的输入,诸如通过如在许多神经康复设备中使用的包含心率变异性的心脏相干性的神经-心脏生物反馈环路。另一示例是使用PTT更精细地分析睡眠模式。实际上,睡眠模式是由穿越梦境状态的深度睡眠和唤醒之间的振荡来驱动的。因此,与精神状态相互关联的PTT将根据人的睡眠状态而波动。因此,可以将PTT的变异性视作睡眠状态的生理状况的指标,例如,受打扰的睡眠和睡眠的相关潜在的较差质量。

[0031] 在实施方式中,可以基于测量推导出表征人动脉的模型,并且该模型可以用于评估用户20的(一项或多项)生理状况。参考图4,这样的实施方式可以包括,在框202之后:基于时间特征生成(框400)表示用户20的动脉的转移函数的数学模型;将由第二心脏活动传感器从第二位置测量的第三测量信号输入(框402)到数学模型中;以及基于数学模型的输出,计算(框404)表示人体的所述生理状况或另一生理状况的所述度量或另一度量。

[0032] 在实施方式中,数学模型可以包括具有表示人动脉的转移函数的特征的过滤器的Windkessel模型(弹性腔模型)。参考图5和图6,考虑了人手臂的动脉。如参考视觉上对动脉建模的元件500所示,动脉过滤血流,使得正在检查中的动脉或动脉的一部分的开始处的血压(图6中的高BP)高于结束处的血压(图6中的低BP)。通过动脉对血压的该过滤可以用具有某些分量值的过滤器进行建模。图6示出了四阶Windkessel模型,其中电阻器R1和RL、电容器C1和电感器L1的分量值被设计成使得过滤器的转移函数与人动脉500的转移函数匹配。图7示出了用于构建该模型的实施方式。

[0033] 在实施方式中,例如,在框204中确定的时间特征用于生成表示人动脉的转移函数的数学模型。然后,将由第二心脏活动传感器从第二位置测量的测量信号应用到该数学模型中,并且基于数学模型的输出,计算表示人体的生理状况的度量。

[0034] 参考图7,用于生成模型的过程包括提供用于转移函数的初始模型。初始模型可以是基于统计数据生成的默认模型。初始模型可以表示平均人动脉的模型。在一些实施方式中,一些输入可用于在多个初始模型中选择初始模型。例如,初始模型可以被配置为表示不同年龄和/或性别的人的平均人动脉。

[0035] 在框702中,测量所检测到的血脉搏波的脉搏传导时间或时间特征,并且估计血压,例如如上所述。第二位置处的第二测量在该实施方式中可以是用于动脉模型的端点,例如,手腕、脚部或耳朵。例如,估计的血压可以表示平均血压。既然已知期望模型的输出,则可以基于血压估计来修改初始模型。考虑到血压估计表示图6中高BP点处的动脉的输入。如果模型的转移函数表示动脉,则其对血压估计的响应应该是基本上等于第二位置处的测量值的值。如果第二传感器是PPG传感器,则测量值可以是所测量的PPG信号的导数,其可以用于检测R波的峰。这可以在数学上建模为

$$[0036] \quad d \frac{\widehat{PPG}_0}{dt} = Z_0 \otimes \widehat{MBP}_0$$

[0037] 其中, $d \frac{\widehat{PPG}_0}{dt}$ 表示PPG测量值的估计的时间导数, Z_0 是初始模型的转移函数, 并且 $\widehat{MBP}_0$ 是在框702中估计的平均血压。现在, 如果 $d \frac{\widehat{PPG}_0}{dt}$ 不同于PPG传感器的输出, 可以根据

PPG传感器的实际输出 $d \frac{PPG_0}{dt}$ 与 $d \frac{\widehat{PPG}_0}{dt}$ 之间的差来调整 Z_0 , 使得 $d \frac{\widehat{PPG}_0}{dt} - d \frac{PPG_0}{dt}$ 最小化。可以通过使用现有技术的状态的系统识别算法和训练数据来实现优化, 如在适应性过滤器理论的文献中所描述的。(框704)。然后可以使用新估计的模型 $\widehat{Z}_1$ 通过下述关系来将所测量的PPG值映射到(平均)血压值:

$$[0038] \quad \widehat{MBP}_1 = \widehat{Z}_1^{-1} \otimes d \frac{PPG_1}{dt}$$

[0039] 其中 $d \frac{PPG_1}{dt}$ 表示来自PPG传感器的后续测量值(框708)。根据血压值 $\widehat{MBP}_1$, 可以将更新的PTT计算为:

$$[0040] \quad \widehat{PTT}_1 = \frac{D}{K \widehat{MBP}_1 + M}$$

[0041] 该程式可能会迭代N次, 直到转移函数参数已经收敛到一稳定值, 如由误差 $d \frac{\widehat{PPG}_N}{dt} - d \frac{PPG_N}{dt}$ 所测量的。如上所述, PTT可用于估计各种生理状况。Windkessel模型可用于估计与血压成比例的脉搏传导时间, 从而使得能够估计用户20的血压。由于Windkessel模型表示动脉的特征, 因此分析Windkessel模型、其参数、输出和/或转移函数可以提供关于用户20的动脉的进一步信息。Windkessel模型的分析可以例如指示动脉中的某些综合征或障碍。

[0042] 如从图7的描述中可以看出, 图7的实施方式从两个不同的起始点(框702和框708)计算PTT。在一实施方式中, 在没有模型和通过模型的情况下将框702中执行的PTT的测量进行组合以提供对PTT的更准确的估计。可以根据所确定的选择逻辑(例如基于它们的统计分布)来选择估计之一或者对PTT估计取平均来执行该组合。例如, 可以使用主分量分析或概率数据融合方法, 诸如贝叶斯推理。

[0043] 图8和图9示出了用于估计PTT或者通常血脉搏波的时间特征的另一实施方式。该实施方式利用PPG测量信号中血脉搏波的多个信号特征的出现。参考示出了PPG测量信号的图8, PPG测量信号通常包括两个峰: 早期收缩峰和随后的晚期收缩峰。早期收缩峰主要由沿着从左心室到测量位置的直接路径传输的压力来形成, 在该测量位置它产生血容量的变化。第二峰部分地由沿着主动脉和大动脉到身体中的阻抗不匹配的部位的压力来形成, 在该阻抗不匹配的部位中, 其被反射回主动脉。已经发现早期和晚期收缩峰的计时(时间)之间的时间差与PTT成比例。图9示出了用于通过使用该特征来计算PTT的实施方式。而且, 动脉的状况诸如它们的刚度会影响PTT。可以估计刚度指数并将其用作来自PTT的血压的估计中的输入。通常使用外周增强指数(PAI)来估计刚度, 该外周增强指数可以定义为如图8所示的晚期收缩血压和早期收缩血压的比率。

[0044] 参考图9, 该过程包括: 通过使用PPG传感器测量PPG测量信号; 基于峰检测, 检测(框900)与相同血脉搏波相关联的第一峰和第二峰; 以及进一步基于检测到的第一峰和第二峰来估计(框902)血脉搏波的时间特征。峰检测可以基于以下, 监测PPG测量信号的导数以及检测导数的符号的变化的确定类型, 或者使用基于阈值的峰检测。阈值可以是固定的或适应性的。在一实施方式中, 通过使用预先存储的映射表将峰之间的时间差映射到时间特征。

[0045] 检测正确峰的一种方法可以基于首先检测PPG测量信号中的重搏切迹的计时。重

搏切迹(降中波切迹)可以被认为是在表示血脉搏波的信号消退之前PPG测量信号中的最后的切迹。因此,它可以用作用于确定早期收缩峰和晚期收缩峰(第一峰和第二峰)的准确参考点。可以确定第一峰和第二峰是在重搏切迹之前的前两个峰。

[0046] 图8和图9的实施方式可以以直接的方式与其他实施方式组合。例如,当将图9的实施方式与图2的实施方式组合时,获取PTT的多个(例如两个)测量样本或另一所测量的时间特征,并且可以基于这些样本来估计时间特征。

[0047] 在一实施方式中,计算多个样本中的每个的准确度,并且将更多权重分配给更准确的样本,并且将更少的权重分配给不太准确的样本。例如,准确度可以基于运动检测。关于PPG传感器,通常采用运动传感器。运动传感器可以用于对所测量的PPG信号执行运动补偿,以便减少来自PPG信号的噪声。运动传感器还可用于估计该测量的准确度。较高的所测量的运动可与不太准确的测量相关联,而较低的所测量的运动可与较准确的测量相关联。

[0048] 在一实施方式中,例如基于所估计的准确度,选择多个样本中的一个作为时间特征。

[0049] 在另一实施方式中,根据所确定的组合逻辑来组合多个样本。例如,组合逻辑可以是多个样本的平均或加权平均。加权可以基于准确度估计。

[0050] 图10示出了被配置为在确定所检测到的血脉搏波的时间特征时执行上述功能中的至少一些的装置的实施方式。该装置可以包括电子设备,该电子设备包括至少一个处理器100和至少一个存储器110。处理器100可以形成处理电路的一部分或者是处理电路的一部分。该装置还可以包括用户界面124,该用户界面包括显示屏或另一显示单元、输入设备诸如一个或多个按钮和/或触敏表面、以及音频输出设备诸如扬声器。在一些实施方式中,用户界面124包括触觉输出设备,该触觉输出设备被配置为向用户20提供触觉指示。

[0051] 处理器100可以包括测量信号处理电路104,该测量信号处理电路被配置为估计表示生理状况的度量和/或时间特征。测量信号处理电路104可以包括时间特征估计电路106,该时间特征估计电路被配置为从接收到的检测到的测量信号来估计时间特征诸如PTT。因此,时间特征估计电路106可以被配置为执行步骤200、202、300、702、900和/或902的一部分。时间特征估计电路106可以将时间特征诸如PTT输出到度量计算电路108,该度量计算电路被配置为至少部分地基于接收到的PTT来计算度量。度量计算电路108可以被配置为执行接收时间特征作为输入的算法。进一步输入可以包括用户特征诸如年龄、性别、身高和体重。存储器110可以存储数据库114,该数据库存储用户简档。算法的功能可以由存储在存储器中的计算机程序代码118限定。在一些实施方式中,算法可以通过使用存储在存储器中的映射数据库119将接收到的表示时间特征的一个或多个值映射到度量。映射数据库可以限定表示生理状况的度量和时间特征之间的相关性。在一实施方式中,映射数据库可以限定PTT和血压之间的映射。映射数据库119可以存储适合于用户特征的映射表。度量计算电路108可以被配置为执行步骤204、304、404和/或框902中的度量估计。

[0052] 在一实施方式中,度量计算电路108被配置为生成Windkessel模型,从而执行框400、402和404和/或框702(血压测量)、704、706和708。

[0053] 在成功计算该度量诸如血压之后,度量计算电路108可以向处理器100或用户界面124输出指标,并且因此向用户引起关于所测量的度量的指示。指标可以是在用户界面124的显示单元上显示的显示指标、音频输出或触觉输出。

[0054] 该装置可以包括连接到处理器100的通信电路102。通信电路可以包括适合于支持蓝牙®通信协议诸如蓝牙智能规范的硬件和软件。应当理解,其他通信协议是等同的解决方案,只要它们适合于建立个人区域网络(PAN)或适合于本文中描述的测量场景。根据所支持的无线通信协议,处理器100可以使用通信电路102来传输和接收帧。帧可以携带包括上述测量数据诸如ECG测量数据和/或PPG测量数据的有效载荷数据。在一些实施方式中,处理器100可以使用通信电路109来将测量数据、所估计的时间特征和/或所计算的度量传输到另一装置,例如,传输到存储该用户20的用户帐户的云服务器。

[0055] 在一实施方式中,该装置包括至少一个心脏活动传感器12。(一个或多个)心脏活动传感器12可以包括上述传感器诸如ECG传感器10,PPG传感器12、14和BCG传感器16中的一个或多个。另外,该装置可以通过通信电路102与至少一个心脏活动传感器14通信。该至少一个心脏活动传感器14可以包括相对于该装置的外部心脏活动传感器。(一个或多个)心脏活动传感器14可以包括与传感器12不同或不同类型的(一个或多个)心脏活动传感器。下面的表1示出了可以用于估计上述(一个或多个)度量的心脏活动传感器组合的一些实施方式。

[0056]

心脏活动传感器 1	心脏活动传感器 2
PPG 传感器 12, 手腕	PPG 传感器 14, 耳朵、额头、胸部、手臂、腿部或脚踝
PPG 传感器 12 或 14, 手腕、耳朵额头、胸部、手臂、腿部或脚踝	ECG 传感器 10
PPG 传感器 12 或 14, 手腕、耳朵额头、胸部、手臂、腿部或脚踝	BCG 传感器 16

[0057] 表1

[0058] 在心脏活动传感器12、14设置在不同的物理上分离的设备中的实施方式中,这些设备可以同步于公共时钟,诸如为两个设备提供准确的时钟信号的全球定位系统或另一卫星导航系统的时钟。一些无线通信协议提供同步工具,并且一些实施方式可以使用这些工具来执行同步。设备中的一个可以作为主时钟运转,并且它可以将指示其时钟值的帧传输到(一个或多个)其他设备,从而提供时钟同步。当设备具有同步的时钟,检测血脉搏波的传感器设备可以存储与该检测相关联的时钟值,生成表示该时钟值的时间戳,并且将该时间戳传输到在所检测到的血脉搏波的时间特征的计算中使用该时间戳的另一设备。该另一设备可以将由接收到的时间戳指示的计时与由该另一设备中包括的心脏活动传感器检测到的血脉搏波的检测的最接近的计时相关联,并因此计算由两个设备检测到的血脉搏波的时间特征。

[0059] 在另一实施方式中,代替使用无线电帧来中继所检测到的血脉搏波的计时的指示,可以使用生物阻抗。在该实施方式中,检测血脉搏波的第一设备可以在检测血脉搏波的计时时向用户的皮肤输出电信号。第二设备可以通过也附接到用户的皮肤的电极接收电信号,并且从而获得通过使用生物阻抗转移的“时间戳”。

[0060] 现在让我们描述该装置的一些实施方式。在一实施方式中,该装置是腕式计算机,

该腕式计算机包括PPG传感器12,并且在一些实施方式中包括ECG传感器。图11示出了包括PPG传感器12和ECG传感器的腕式计算机110的实施方式。在该实施方式中,PPG传感器和ECG传感器可以设置在该装置的相对侧上,例如,在面向相反方向的表面上。参考图11,PPG传感器可以设置在腕式计算机的壳体112的表面上。壳体112可以容置腕式计算机的电子器件诸如处理器100。包括PPG传感器的表面可以是布置成当装置附接到用户(例如到用户的手腕)时面向用户20的皮肤表面。PPG传感器可以包括一组光学组件118,该光学组件包括至少一个照明设备和至少一个光学感测设备。图11的右侧示出了壳体112的表面,该壳体包括光学组件,使得光学感测设备设置在两个光学照明设备之间。当该装置附接到用户20时,ECG传感器可以设置在装置的背离用户的皮肤的方向的表面上。在一实施方式中,ECG传感器114附接到装置的条带上,该条带被设计成将该装置附接到用户20。在另一实施方式中,ECG传感器或至少ECG传感器的电极设置在包括在壳体112中的显示屏116上。然后可以通过设置在显示屏上的透明膜来实现ECG传感器的电极。在该实施方式中,用户20可以将他/她的手指带到ECG传感器以测量时间特征和度量。在该连接中,上述成功计算该度量的指示可以向用户指示用户20可以从ECG传感器的感测头撤回手指。

[0061] 在一实施方式中,该装置是包括PPG传感器12的腕式计算机,并且从ECG传感器10接收ECG测量信号,该ECG传感器例如包括在壳体中,附接到用户的胸部。

[0062] 在一实施方式中,该装置是布置成附接到用户20的头部的耳机。该耳机可以包括耳承。

[0063] 在一实施方式中,该装置是包括BCG传感器的秤。

[0064] 在该装置包括PPG传感器的实施方式中,该装置还可以包括运动传感器。该运动传感器可用于对PPG测量信号中的运动伪影补偿。

[0065] 在一实施方式中,包括PPG传感器的装置可以采用测量信号评估程序来估计检测到的PPG测量信号是否适合于估计时间特征。图12示出了这种程序的实施方式。参考图12,在框1200中检测到PPG测量信号例如表示血脉搏波的信号分量时,在框1202中估计所测量的PPG信号的质量。该估计可以包括尝试检测图8的重搏切迹、估计信号水平、估计该测量信号的水平、和/或估计该测量信号中的检测到的峰的数量。在其他实施方式中可以采用其他质量度量。在框1204中,将所估计的质量度量与阈值进行比较。如果确定信号质量优于阈值(框1204中为是),则可以将测量信号传递到框202中的对时间特征的估计。否则(框1204中为否),可以丢弃该测量信号并且该过程可以等待测量信号的随后检测。这提高了在框204中的估计该度量的可靠性。

[0066] 在该装置是腕式计算机的实施方式中,该装置包括高度计,该高度计被配置为测量该装置的(海拔)高度。高度计可以包括气压计。处理器可以被配置为在用户的手相对于用户的心脏处于确定的高度(例如处于基本相同的水平)的状况下计算度量(例如,血压)。高度计可用于确定这些状况的存在,从而提高估计的准确性。图12示出了用于使用高度计来确定用于测量该度量(诸如血压)的正确测量状况的程序的实施方式。

[0067] 参考图13,通过使用腕式计算机的PPG传感器在框1200中检测PPG测量信号。框1200中的检测可以包括对血脉搏波的检测。在框1300中,该检测可以触发处理器以通过使用高度计来确定当前高度。在框1302中,处理器检查所确定的当前高度是否与表示度量计算已经被校准的状况的参考高度匹配。在框1302中如果所确定的高度在参考高度的所确定

的范围内,则该过程可以进行到框202。否则,在框1206中可以丢弃该测量信号。

[0068] 在一实施方式中,可以从附接到用户的胸部的设备接收参考高度。该设备还可以包括高度计。在该设备包括ECG传感器的实施方式中,该设备可以将参考高度传输到腕式计算机,结合传输在该设备中指示血脉搏波的检测的消息。然后,在框1302中腕式计算机可以使用接收到的参考高度。可以在校准阶段周期性地相互校准两个高度计。可以指示用户将设备带到相同的高度,例如使腕式计算机以接触(接近)胸部设备。然后,设备中的一个可以将其高度传输到另一设备,并且该另一设备可以校准其高度计以显示相同的高度。

[0069] 将PTT或其他时间特征映射到血压或另一度量的算法也可以不时地被校准。在夜间睡眠之后早餐之前,该校准可以使用医疗级血压设备。因此,用户将在床上或在将手臂处于心脏的水平坐着时执行测量,并在手腕单元110中或通过任何其他连接的计算单元(诸如移动智能电话、平板电脑或计算机)来输入收缩压和舒张压。

[0070] 如本申请中所使用的,术语“电路”指的是下述中的所有:(a) 仅硬件电子线路实现方式,诸如在仅模拟和/或数字电路中的实现方式,以及(b) 电子线路和软件(和/或固件)的组合,诸如(如适用):(i) (一个或多个)处理器的组合;或(ii) 包括(一个或多个)数字信号处理器、软件和(一个或多个)存储器的(一个或多个)处理器/软件的部分,其共同工作以使装置执行各种功能的;以及(c) 需要软件或固件进行操作的电子线路,诸如(一个或多个)微处理器或(一个或多个)微处理器的一部分,即使软件或固件在物理上并不存在。“电路”的定义适用于本申请中该术语的所有用法。作为另一示例,如在本申请中所使用的,术语“电路”还将覆盖仅处理器(或多个处理器)或处理器的一部分及其(或它们)伴随的软件和/或固件的实现方式。术语“电路”还将覆盖例如并且如果适用于特定元件,用于移动电话的应用处理器集成电路或基带集成电路或服务器、蜂窝网络设备或其他网络设备中的类似集成电路。

[0071] 在一实施方式中,结合图2至图13描述的过程中的至少一些可以由包括用于执行所描述的过程中的至少一些的相应装置的装置来执行。用于执行过程的一些示例装置可以包括以下中的至少一个:检测器、处理器(包括双核处理器和多核处理器)、数字信号处理器、控制器、接收器、发射器、编码器、解码器、存储器、RAM、ROM、软件、固件、显示器、用户界面、显示电路、用户界面电路、用户界面软件、显示软件、电子电路和电路。在一实施方式中,该至少一个处理器100、存储器110和计算机程序代码118形成处理装置或包括一个或多个计算机程序代码部分,用于执行根据图2至图13的实施方式中的任一个的一个或多个操作,或用于其操作。

[0072] 可以通过各种手段来实现本文描述的技术和方法。例如,可以以硬件(一个或多个设备)、固件(一个或多个设备)、软件(一个或多个模块)或其组合来实施这些技术。对于硬件实现方式,可以在一个或多个特定应用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)、数字信号处理设备(DSPD)、可编程逻辑设备(PLD)、现场可编程门阵列(FPGA)、处理器、控制器、微控制器、微处理器、设计用于执行本文所描述的功能的其他电子单元、或其组合内实施实施方式的装置。对于固件或软件,可以通过执行本文所描述的功能的至少一个芯片组的模块(例如,程序、功能等)来执行实现方式。软件代码可以存储在存储器单元中并由处理器执行。存储器单元可以在处理器内实现或在处理器外部实现。在后一种情况下,它可以通过如本领域中已知的各种手段通信地耦合到处理器。另外,本文描述的系统的组件可以由附加

组件补充和/或被重新布置,以便促进关于其描述的各个方面的成就等,并且它们不限于在给定的图中阐述的精确配置,如本领域技术人员将理解的。

[0073] 也可以以由计算机程序或其部分所限定的计算机过程的形式来执行所描述的实施方式。可以通过执行包括相应指令的计算机程序的至少一部分来执行结合图2至图13描述的方法的实施方式。计算机程序可以是以源代码形式、目标代码形式或某种中间形式,并且它可以存储在某种载体中,该载体可以是能够携带该程序的任何实体或设备。例如,计算机程序可以存储在由计算机或处理器可读的计算机程序分发介质上。例如,计算机程序介质可以是例如但不限于记录介质、计算机存储器、只读存储器、电载波信号、电信信号和软件分发包。计算机程序介质可以是非暂时性介质。用于执行如所示出和所描述的実施方式的软件的编码完全在本领域普通技术人员的范围内。

[0074] 对于本领域技术人员明显的是,随着技术的进步,可以以各种方式实施本发明构思。本发明及其实施方式不限于上述示例,而是可以在权利要求的范围内变化。



图1

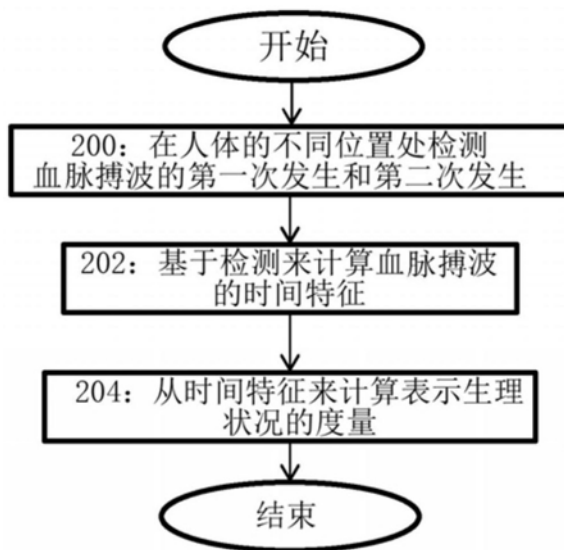


图2

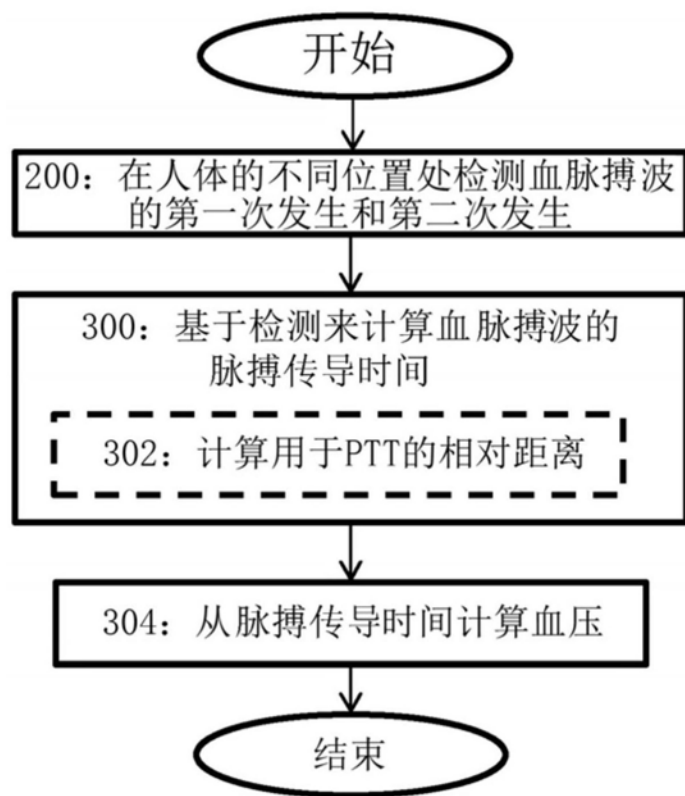


图3

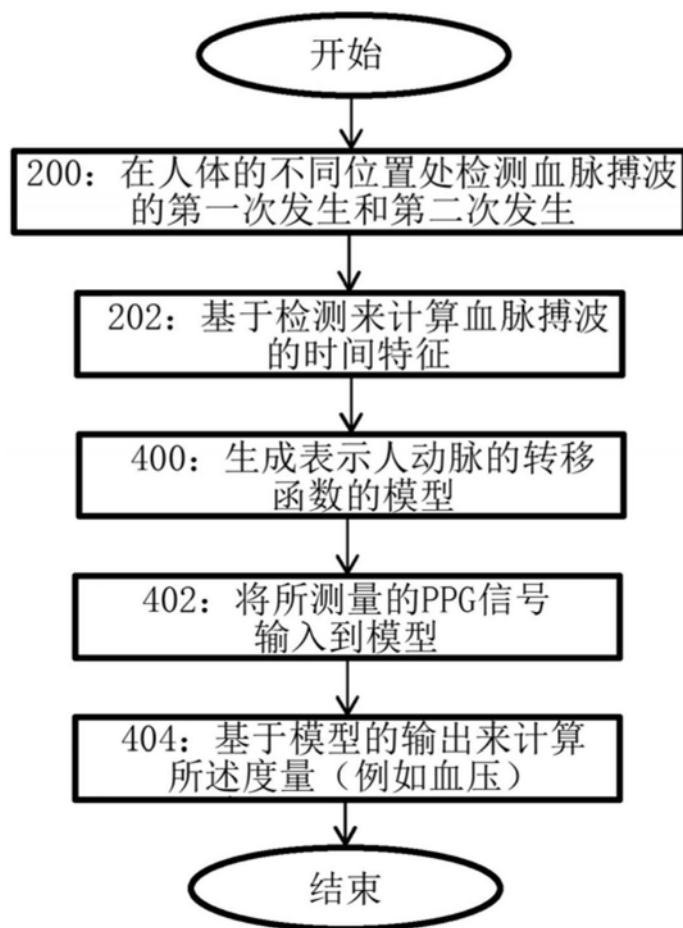


图4

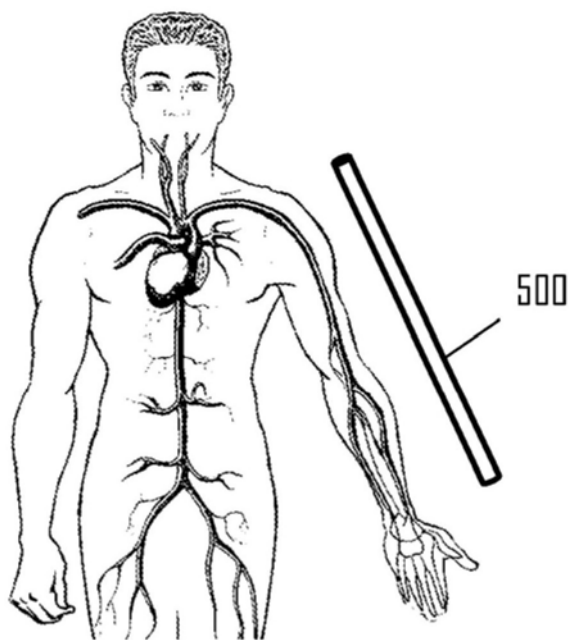


图5

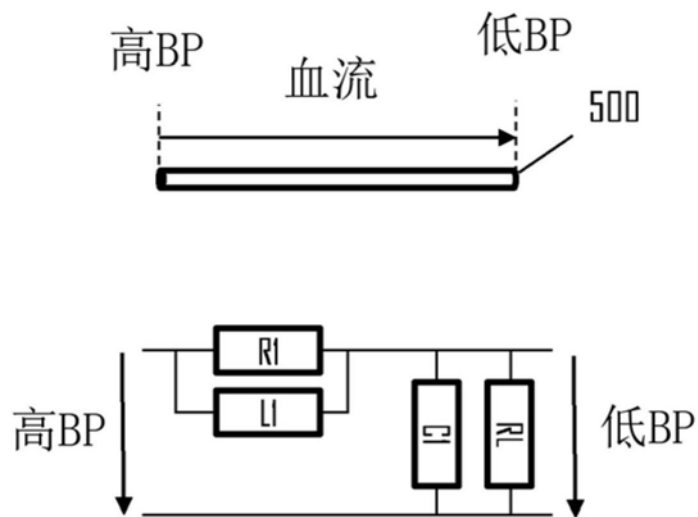


图6

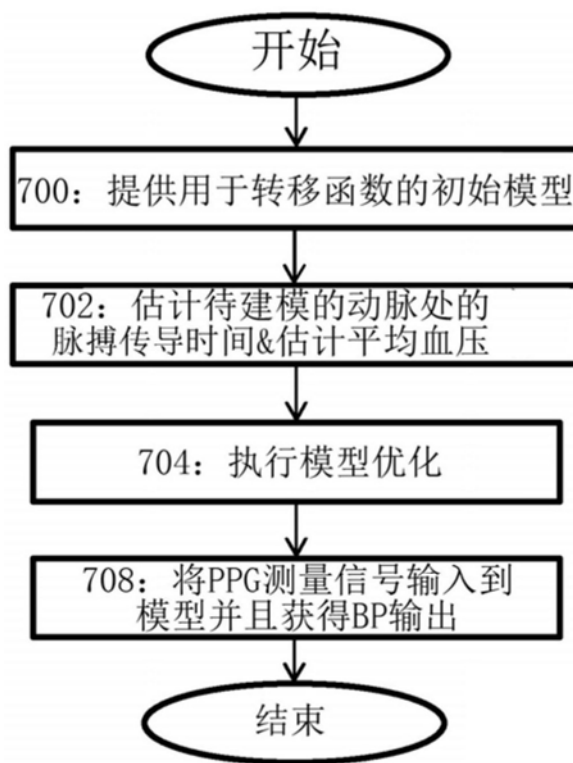


图7

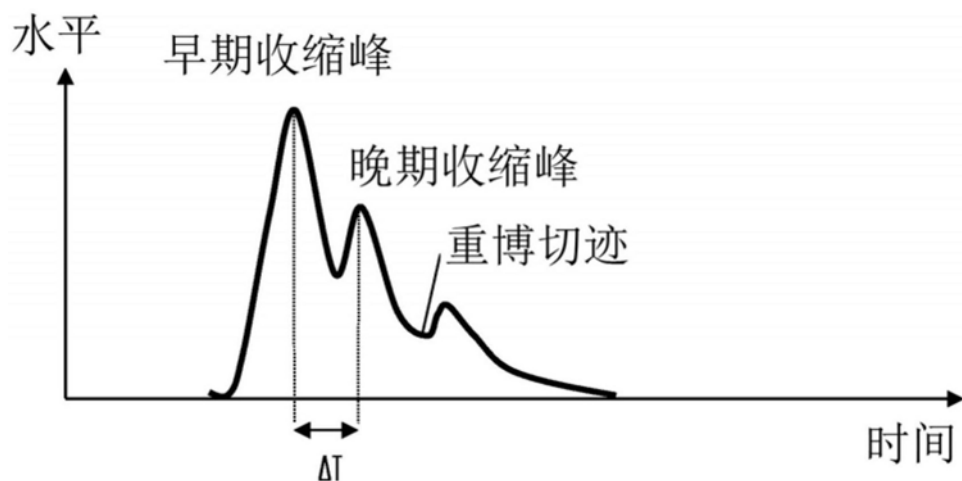


图8

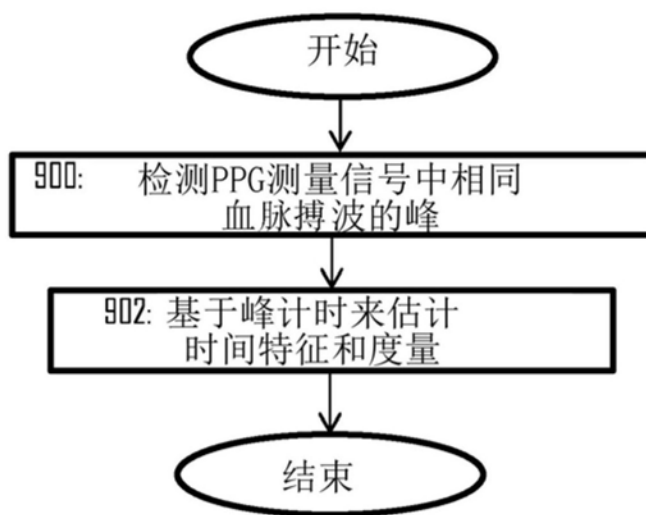


图9

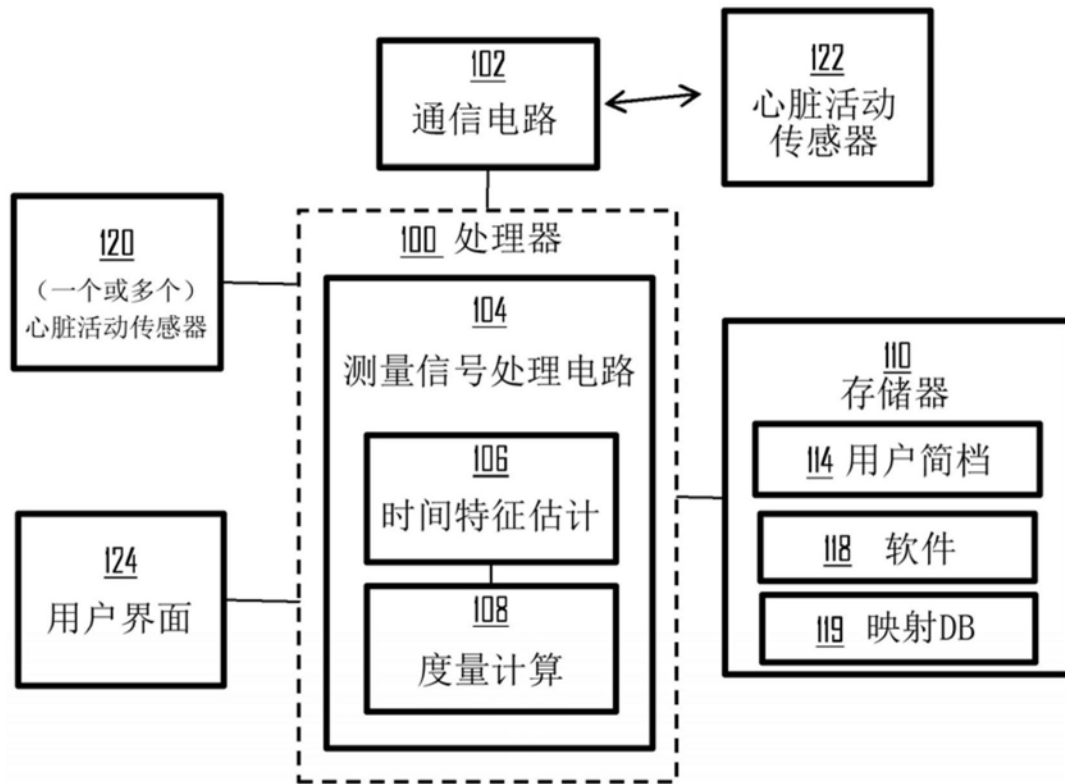


图10

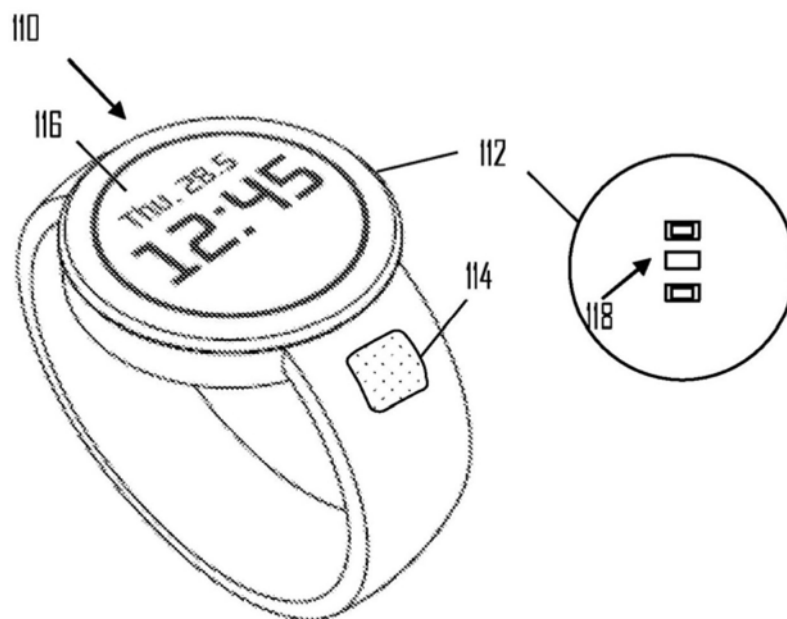


图11

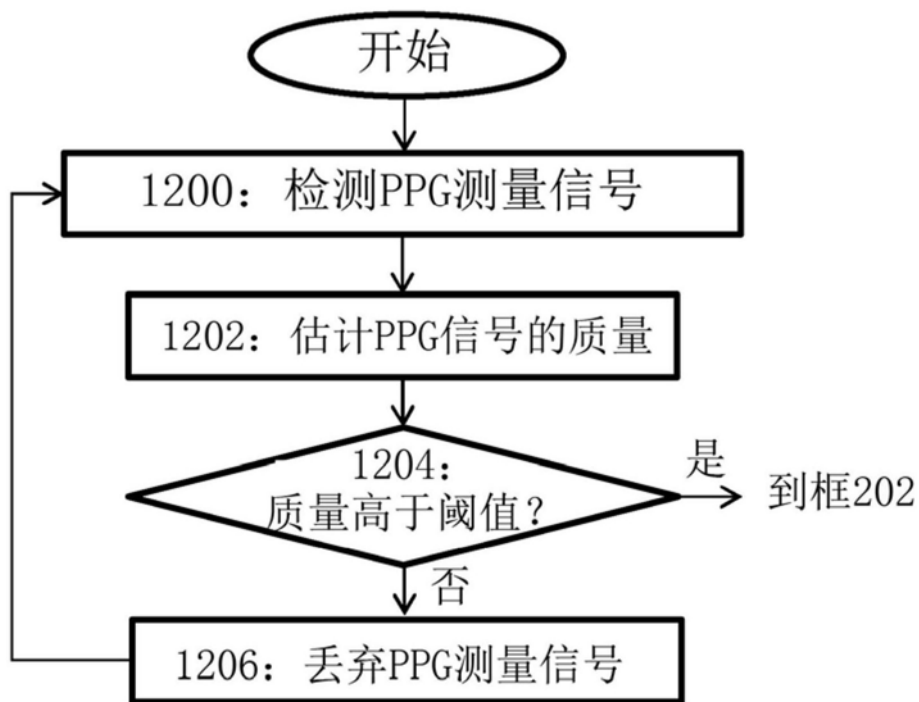


图12

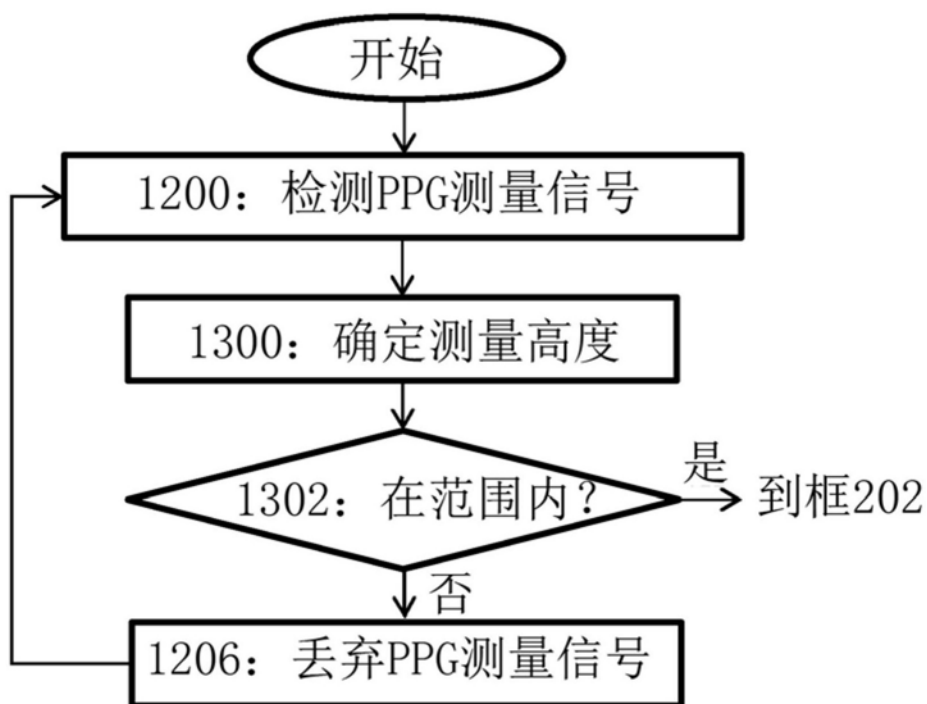


图13

专利名称(译)	用于估计血脉搏波特征的多传感器系统		
公开(公告)号	CN109310369A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780035649.9	申请日	2017-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	博能电子公司		
申请(专利权)人(译)	博能电子公司		
当前申请(专利权)人(译)	博能电子公司		
[标]发明人	尼克拉斯格兰奎斯特 帕特里克塞尔卡		
发明人	尼克拉斯·格兰奎斯特 帕特里克·塞尔卡		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/021 A61B5/00 A61B5/026 A61B5/0245 A61B5/16 A61B5/22 A61B5/0456 A61B5/024 A61B5/0205 G16H40/63 G16H20/30 G16H50/50 G16H50/30		
代理人(译)	王晖 李丙林		
优先权	2016010174 2016-06-10 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文件公开了一种用于通过使用人体的多个测量位置来估计血脉搏波特征的解决方案。根据一方面，一种方法包括：由与人体的第一位置相关的第一心脏活动传感器测量的第一测量信号中检测血脉搏波的第一次发生；在由第二心脏活动传感器从人体的与第一位置不同的第二位置测量的第二测量信号中检测血脉搏波的第二次发生；基于同步于公共时钟的所述检测，估计血脉搏波的时间特征；以及基于所述时间特征，计算表示人体的生理状况的度量。

