



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072538 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580046584.9

T·K·维泰赫斯特 D·P·S·勇

(22)申请日 2015.09.08

S·奎杰诺 曾子敬

(30)优先权数据

62/047,486 2014.09.08 US

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 周磊

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.28

(51)Int.Cl.

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/048849 2015.09.08

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/040264 EN 2016.03.17

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

(71)申请人 苹果公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 T·J·苏里万 W·N·多尔蒂

R·C·基莫托 E·H·克拉森

R·纳拉塞姆汉 S·维多

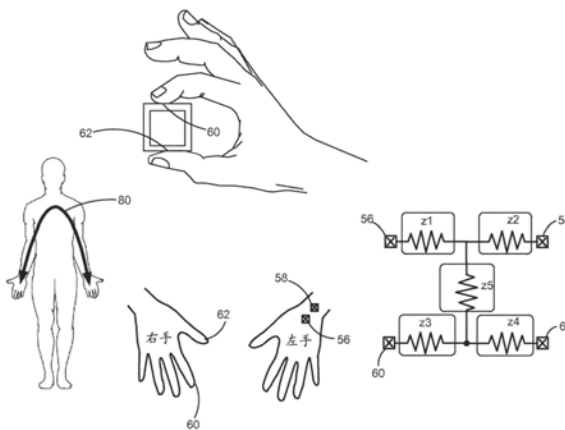
权利要求书5页 说明书13页 附图15页

(54)发明名称

将脉搏传导时间(PTT)测量系统电耦接到心脏以用于血压测量

(57)摘要

本发明公开了一种以非侵入方式测量脉搏传导时间并使用脉搏传导时间来计算血压值的手腕穿戴式设备和相关的方法。该手腕穿戴式设备包括手腕穿戴式细长带、耦接到手腕穿戴式设备以用于检测心脏的心室喷射的至少四个EKG电极或ICG电极、耦接到手腕穿戴式设备以用于检测血压脉搏到达用户的手腕的光体积描记(PPG)传感器、以及被配置为计算血压脉搏的脉搏传导时间(PTT)的控制器。该控制器基于PTT来计算针对用户的一个或多个血压值。



1. 一种用于确定用户的心血管系统内的血压的手腕穿戴式设备,所述心血管系统包括心脏,并且所述用户具有由皮肤覆盖的手腕,所述设备包括:

第一对电极,在所述设备被穿戴在所述手腕上时,所述第一对电极在所述用户的所述手腕上方非侵入式地接合所述皮肤,所述第一对电极包括第一驱动电流电极和第一感测电极,所述第一驱动电流电极被配置为在所述第一驱动电流电极和所述手腕之间传输驱动电流,所述第一感测电极被配置用于感测所述用户的第一电压电平;

第二对电极,所述第二对电极被定位在所述手腕穿戴式设备外部以便能够与所述用户进行交互,所述第二对电极包括第二驱动电流电极和第二感测电极,所述第二驱动电流电极被配置为在所述第二驱动电流电极和所述用户之间传输驱动电流,所述第二感测电极被配置用于感测所述用户的第二电压电平;

光体积描记 (PPG) 或脉搏压力传感器,该PPG或脉搏压力传感器耦接到所述手腕穿戴式设备,以用于检测所述血压脉搏到达所述用户的手腕;和

控制器,所述控制器被配置为:

处理用于指示所感测的电压电平的信号,以检测血液何时从所述用户的心脏的左心室喷射;

处理来自所述PPG或所述脉搏压力传感器的信号,以检测与所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达所述用户的手腕;

计算针对所述血压脉搏从所述血液从所述左心室喷射到所述血压脉搏到达所述手腕的脉搏传导时间 (PTT);以及

基于PTT来生成针对所述用户的一个或多个血压值。

2. 根据权利要求1所述的手腕穿戴式设备,其中:

所述第二驱动电流电极被设定尺寸并被定位,以用于由所述用户的与所述设备被穿戴在其上的所述手臂相对的手臂的第一手指进行的接触;以及

所述第二感测电极被设定尺寸并被定位,以由所述相对手臂的第二手指接触。

3. 根据权利要求2所述的手腕穿戴式设备,其中所述第一驱动电流电极和所述第一感测电极中的每一者被设置成使得所述第一手指和所述第二手指与所述第二对电极之间的接触压力使所述手腕与所述第一驱动电流电极和所述第一感测电极中的每一者之间的接触压力增大。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中:

所述手腕穿戴式设备包括手腕穿戴式细长带;

所述第一对电极和所述第二对电极被设置在腕带上;以及

所述第二对电极中的每个电极上的接触压力使得:(a) 所述腕带和所述第一对电极中的相应一个电极之间的接触压力增大,以及(b) 与所述第一对电极中的所述相应一个电极和所述用户的手腕的接触压力增大。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述第一对电极中的每个电极直接被设置在所述第二对电极中的相应一个电极和由所述第一电极接合的皮肤之间。

6. 根据权利要求1、4和5中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述第二对电极中的每个电极被配置为在所述设备被穿戴在所述手腕上时与所述用户的胸腔的皮肤表面接合,使得所述驱动电流的一部分传播通过所述用户的胸腔。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为从来自所述第一对电极和所述第二对电极的一个或多个信号来为所述用户生成心电图(EKG)。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述第一对电极和所述第二对电极中的每一者为干式电极。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述第一感测电极和所述第二感测电极被配置为检测由所述驱动电流导致的电压差,所述电压差用于为用户生成心阻抗图(ICG)。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中PPG传感器包括光源和多个光探测器,所述光探测器中的至少两个光探测器被设置在距所述光源的不同距离处,以便使得能够检测到由所述光源发射的不同的平均穿透深度。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为确定从相对于所检测到的平均穿透深度的更深的穿透深度返回的光量。

12. 根据权利要求10和11中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述光探测器中的至少两个光探测器被设置在距所述光源的2mm到10mm的范围中。

13. 根据权利要求10至12中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为处理来自所述光探测器的信号,以检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述用户的手腕处的深部血丛(DBP)层。

14. 根据权利要求10至13中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中:

PPG传感器被定位在挠骨动脉上方并被配置为检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述用户的挠骨动脉内的所述用户的手腕;以及

所述控制器被配置为处理来自所述光探测器的信号以检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述用户的挠骨动脉内的所述用户的手腕。

15. 根据权利要求10至14中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为处理来自所述光探测器的一个或多个信号,以确定所述用户的血管的音调,并且其中为所述用户生成的所述一个或多个血压值进一步基于所述用户的血管的所确定的音调。

16. 根据权利要求10至15中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为确定从相对于所检测到的平均穿透深度的更深的穿透深度返回的光量。

17. 根据权利要求1至16中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中PPG传感器包括至少两个光源,所述至少两个光源被配置为发射不同波长的光,以便使得能够检测由所述光源发射的多个平均穿透深度。

18. 根据权利要求17所述的手腕穿戴式设备,其中所述至少两个光源包括红外光源、红光光源或绿光源中的至少两者。

19. 根据权利要求17和18中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所发射的光的所述不同波长包括大约525nm的第一波长和大约940nm的第二波长。

20. 根据权利要求17至19中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为处理来自PPG传感器的一个或多个信号,以检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述用户的手腕处的所述深部血丛(DBP)层。

21. 根据权利要求17至20中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中:

PPG传感器被定位在挠骨动脉上方并被配置为检测与所喷射的血液对应的所述血压脉

搏何时到达所述用户的挠骨动脉内的所述用户的手腕;以及

所述控制器被配置为处理来自PPG传感器的一个或多个信号,以检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述用户的挠骨动脉内的所述用户的手腕。

22. 根据权利要求17至21中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被配置为处理来自PPG传感器的一个或多个信号,以确定所述用户的血管的音调,并且其中为所述用户生成的所述一个或多个血压值进一步基于所述用户的血管的所确定的音调。

23. 根据权利要求17至22中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中PPG传感器包括多个光探测器,所述光探测器中的至少两个光探测器被设置在距所述至少两个光源中的每个光源的不同距离处,以便检测由所述至少两个光源中的每个光源发射的光的不同的平均穿透深度。

24. 根据权利要求1至9中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中被配置为检测所述血压脉搏到达所述用户的手腕的所述脉搏压力传感器包括被定位在所述用户的手腕的挠骨动脉上方的至少一个压力换能器、加速度计或应变仪。

25. 根据权利要求1至24中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述控制器被进一步配置为基于所述一个或多个血压值来计算某时间段内的趋势数据。

26. 根据权利要求25所述的手腕穿戴式设备,其中所述时间段包括一天或多天、一个星期或多个星期、一个月或多个月、或者一年或多年。

27. 一种用于确定用户的心血管系统内的血压的方法,所述心血管系统包括心脏,并且所述用户具有由皮肤覆盖的手腕,所述方法包括:

在耦接到手腕穿戴式设备的第一驱动电流电极和第二驱动电流电极之间将交变驱动电流传播通过受检者,所述第二驱动电流电极被定位在所述设备外部并与所述受检者接合,使得所述交变驱动电流的一部分行进穿过所述受检者的胸腔,所述第一驱动电流电极非侵入式地接合所述用户的所述手腕上的所述皮肤;

经由耦接到所述手腕穿戴式设备的第一感测电极和第二感测电极来感测由所述驱动电流导致的所述受检者的电压电平,所述第二感测电极被定位在所述设备的外部并与所述受检者接合,以便感测由所述驱动电流诱发的电压电平,所述第一感测电极非侵入式接合所述用户的所述手腕上的所述皮肤;

处理所感测的电压电平以检测血液何时从所述受检者的心脏的左心室喷射;

处理来自耦接到所述手腕穿戴式设备的PPG或脉搏压力传感器的输出,以检测与所述血液喷射对应的血压脉搏何时到达所述手腕;

计算针对所述血压脉搏从所述左心室到所述血压脉搏到达所述手腕的脉搏传导时间(PTT);以及

基于所述PTT来生成针对所述受检者的一个或多个血压值。

28. 根据权利要求27所述的方法,其中在所述第二驱动电流电极和所述第二感测电极由所述相对手臂的手指接触或与所述用户的胸腔上的皮肤接触时,传播所述交变驱动电流并感测所述电压电平。

29. 根据权利要求27和28中任一项所述的方法,还包括处理来自所述PPG传感器的输出,以确定所述受检者的血管的音调,并且其中为所述受检者生成的所述一个或多个血压值进一步基于所述受检者的血管的所确定的音调。

30. 根据权利要求27至29中任一项所述的方法,还包括基于包括针对所述受检者的参考血压值和对应PTT的校准数据来校准所述一个或多个血压值。

31. 根据权利要求27至30中任一项所述的方法,还包括基于一个或多个相对血压值来计算某时间段内的趋势数据。

32. 根据权利要求31所述的方法,其中所述时间段包括一天或多天、一个星期或多个星期、一个月或多个月、或者一年或多年。

33. 根据权利要求27至32中任一项所述的方法,还包括向移动设备、平台、计算机或数据库传输一个或多个相对血压测量。

34. 根据权利要求27至33中任一项所述的方法,还包括从来自所述第一对电极和所述第二对电极的一个或多个信号来为所述受检者生成心电图(EKG)。

35. 根据权利要求27至34中任一项所述的方法,还包括通过以下方式中的至少一种方式来检测由所述PPG传感器发射的光的不同的平均穿透深度:a) 使用在距所述PPG传感器的光源的不同距离处设置的至少两个光探测器;以及b) 使用被配置为发射不同波长的光的多个光源。

36. 根据权利要求35所述的方法,还包括使用至少两个不同的平均穿透深度来确定从相对于所述两个不同的平均穿透深度的更深的穿透深度返回的光。

37. 根据权利要求35和36中任一项所述的方法,还包括处理来自所述PPG传感器的一个或多个信号,以检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述受检者的手腕处的所述深部血丛(DBP)层。

38. 根据权利要求35至37中任一项所述的方法,包括处理来自所述PPG传感器的一个或多个信号,以检测与所喷射的血液对应的所述血压脉搏何时到达所述受检者的挠骨动脉内的所述受检者的手腕。

39. 一种用于确定用户的心血管系统内的血压的手腕穿戴式设备,所述心血管系统包括心脏,并且所述用户具有由皮肤覆盖的手腕,所述设备包括:

细长带,所述细长带围绕所述手腕延伸并非侵入式接合所述用户的所述手腕上的所述皮肤;

至少四个EKG电极或ICG电极,所述至少四个EKG电极或ICG电极耦接到所述细长带,以用于检测用于指示在相关联的心室喷射时间的所述心脏的心室喷射的第一信号;

光体积描记(PPG)传感器,该PPG传感器耦接到所述细长带,以用于检测与第一心室喷射信号对应的并且在相关联的脉搏到达时间的用于指示所述血压脉搏到达所述用户的手腕的第二信号;和

控制器,所述控制器被配置为从所述心室喷射时间和脉搏到达时间之间的差异来计算针对所述血压脉搏的脉搏传导时间(PTT),并基于PTT来为所述用户生成一个或多个相对血压值。

40. 根据权利要求39所述的手腕穿戴式设备,其中所述PPG传感器包括光源和多个光探测器,所述光探测器中的至少两个光探测器被设置在距所述光源的不同距离处,以便使得能够检测到由所述光源发射的光的不同的平均穿透深度。

41. 根据权利要求39和40中任一项所述的手腕穿戴式设备,其中所述PPG传感器包括至少两个光源,所述至少两个光源被配置为发射不同波长的光,以便使得能够检测由所述光

源发射的光的多个平均穿透深度。

42. 一种用于确定用户的心血管系统内的血压的设备,所述用户具有手腕和挠骨动脉、限定所述手腕的外表面的皮肤,所述设备包括:

第一光体积描记 (PPG) 或第一脉搏压力传感器,该PPG或第一脉搏压力传感器在手腕上方非侵入式接合所述用户的所述皮肤并被定位在所述用户的所述手腕的所述挠骨动脉上方,以用于检测血压脉搏到达所述用户的手腕;

第二光体积描记 (PPG) 或第二脉搏压力传感器,该PPG或第二脉搏压力传感器能够在从所述用户的手腕偏移的安装位置处安装到所述用户并被配置用于检测所述血压脉搏到达所述安装位置;和

控制器,所述控制器被配置为:

处理来自第一PPG或第一脉搏压力传感器的信号,以检测所述血压脉搏何时到达所述用户的手腕;

处理来自第二PPG或第二脉搏压力传感器的信号,以检测所述血压脉搏何时到达所述安装位置;

计算针对所述血压脉搏在所述安装位置和所述用户的手腕之间的脉搏传导时间 (PTT);以及

基于PTT来为所述用户生成一个或多个血压值。

43. 根据权利要求42所述的设备,其中所述安装位置是所述用户的手臂或手指。

## 将脉搏传导时间 (PTT) 测量系统电耦接到心脏以用于血压测量

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求于2014年9月8日提交的美国临时申请No. 62/047,486的权益;该专利申请全文以引用方式并入本文以用于所有目的。

### 背景技术

[0003] 血压升高(又称高血压)是心血管疾病的主要风险因素。因此,血压测量是很多医学检查中的例行任务。及时检测到高血压能够通过治疗和/或控制受检者高血压时进行有效的工作来帮助阻止相关的心血管损伤。

[0004] 人的血压是一个连续变化的生命参数。因此,不定时的办公室血压测量可能不足以检测到一些形式的高血压。例如,高血压可能以逃避经由隔离的办公室血压测量的检测的模式发生。常见的高血压模式包括白衣高血压(仅在有限的早晨期间升高)、临界性高血压(随着时间在定义水平上下波动)、夜间高血压(仅在睡眠时间期间升高)、单纯收缩期高血压(收缩压升高,舒张压不升高)、以及单纯舒张期高血压(舒张压升高而收缩压不升高)。为了检测此类高血压模式,可能必须要随时间进行附加血压测量,以获得人血压特性的更完整视图。尽管可通过侵入式手段例如经由动脉内压力感测导管来实现连续的血压测量,但更典型地使用非侵入式血压测量方法。

[0005] 当前的非侵入式血压测量方法包括流动血压测量策略和家庭血压测量策略。这些策略提供了人血压特性的此类更完整的视图,并且常常用于建议的情况下。在人进行日常生活活动时,进行流动血压测量。当前,通常使用手臂示波血压测量套囊每20到30分钟进行流动血压测量。在办公室血压测量有很大变化的情况下,在对本来心血管风险就低的人进行高度办公室血压测量的情况下,在办公室和家庭血压测量变化时,在指出或怀疑抵抗药物治疗血压的情况下,在怀疑有高血压发作的情况下,或在怀疑孕妇有先兆子痛的情况下,可建议进行流动血压测量。家庭血压测量包括人在家中进行的隔离自测。在希望有关于一次或多次服用间隔内降压药物的有效性信息的情况下,和/或在流动血压测量的可靠性有疑虑的情况下,可建议进行家庭血压测量。

[0006] 然而,当前的流动和家庭血压测量方法都不能提供血压的连续测量。此外,在使用示波血压测量套囊在睡眠时监测人的血压时,间歇式的套囊膨胀和收缩可能会干扰人的睡眠模式,从而在一定程度上损害受检者并可能改变人的睡眠血压。因此,人们仍然对进行血压的非侵入式连续测量的方便而有效的方法感兴趣。

### 发明内容

[0007] 本发明提供了一种用于对血压进行连续非侵入式测量的手腕穿戴式设备和相关的方法。在一种方法中,手腕穿戴式设备包括用于检测血液何时从左心室喷射的电极,以及用于检测与所喷射的血液的血压脉搏何时到达用户的手腕的光体积描记 (PPG) 或脉搏压力传感器。然后使用血液从左心室喷射到血压到达手腕处的血压脉搏的脉搏传导时间 (PTT)

来计算用户的血压值。在该方法中,以非侵入式和非闭合性方法获得血压值,而不需要任何附加设备。

[0008] 因此,在一个方面中,提供了一种用于确定用户的心血管系统内的血压的手腕穿戴式设备。该心血管系统包括心脏,并且用户具有由皮肤覆盖的手腕。该手腕穿戴式设备包括在设备被穿戴在用户手腕上时非侵入式地接合手腕上的皮肤的第一对电极、位于手腕穿戴式设备外部的第二对电极、光体积描记(PPG)或脉搏压力传感器、和控制器。该第一对电极包括第一驱动电流电极和第一感测电极。该第一驱动电流电极被配置为在第一驱动电流电极和手腕之间传输驱动电流。该第一感测电极被配置为感测用户的第一电压电平。定位该第二对电极以便能够例如通过触摸与具有穿戴设备的手腕的手臂相对的用户手臂上的手指来与用户进行交互。该第二对电极包括第二驱动电流电极和第二感测电极。该第二驱动电流电极被配置为在第二驱动电流电极和用户之间传输驱动电流。该第二感测电极被配置为感测用户的第二电压电平。光体积描记(PPG)或脉搏压力传感器被耦接到手腕穿戴式设备,以用于检测血压脉搏到达用户的手腕。该控制器被配置为:1) 处理用于指示所感测的电压电平的信号,以检测血液何时从用户的心脏的左心室喷射,2) 处理来自PPG或脉搏压力传感器的信号,以检测与所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达用户的手腕,3) 计算针对血压脉搏从血液从左心室喷射到血压脉搏到达手腕的脉搏传导时间(PTT),以及4) 基于PTT来生成用户的一个或多个血压值。

[0009] 第二对电极可被配置为与用户身体的合适的区域进行交互,使得驱动电流的一部分行进穿过受检者的胸腔。例如,第二驱动电流电极被设定尺寸并被定位,以用于由用户的与设备被穿戴在其上的手臂相对的手臂的第一手指进行的接触。并且第二感测电流电极被设定尺寸并被定位,以由所述相对手臂的第二手指接触。作为另一个示例,第二对电极可被设定尺寸并被定位,以便能够与相对的手臂上的任何合适的位置和/或与受检者身上的任何其他合适的位置(例如,受检者的腿部、腹部或胸腔)进行交互,使得驱动电流的大部分行进穿过受检者的胸腔。

[0010] 第一对电极和第二对电极可被定位以增强用户手腕和第一对电极之间的接触。例如,第一驱动电流电极和第一感测电极中的每一者可被设置成使得第一手指和第二手指与第二对电极之间的接触压力使手腕与第一驱动电流电极和第一感测电极中的每一者之间的接触压力增大。该手腕穿戴式设备可包括手腕穿戴式细长带。第一对电极和第二对电极可被设置在腕带上,使得第二对电极的中的每个电极的接触压力导致:(a) 腕带和第一对电极中的相应一个电极之间的接触压力增大,以及(b) 与第一对电极中的相应一个电极和用户的手腕的接触压力增大。

[0011] 该控制器可被配置为从来自第一对电极和第二对电极的一个或多个信号而为用户生成心电图(EKG)。例如,第一感测电极和第二感测电极可用于检测用于生成EKG的用户的电压电平。

[0012] 第一对电极和第二对电极中的每一者可为干式电极。使用干式电极避免了使用一次性电极,例如基于银/氯化银凝胶的电极。

[0013] 第一感测电极和第二感测电极可被配置为检测驱动电流导致的电压差。该电压差可用于为用户生成心阻抗图(ICG)。

[0014] 在采用PPG传感器的实施方案中,PPG传感器可被配置为与常规PPG传感器相比检

测血压脉搏到达手腕中更大的深度。例如,PPG传感器可包括光源和多个光探测器。光探测器中的至少两个光探测器可被设置在距光源的不同距离处,以便使得能够检测光源发射的光的不同的平均穿透深度。该控制器被配置为处理来自光探测器的输出,以确定从相对于所检测的平均穿透深度更深的穿透深度返回的光量。光探测器中的至少两个光探测器可被设置在距光源2mm到10mm的范围内。该PPG传感器可包括至少两个光源,该至少两个光源被配置为发射不同波长的光,以便使得能够检测由光源发射的光的多个平均穿透深度。例如,该至少两个光源可包括红外光源、红光光源或绿光源中的至少两者。所发射的光的不同波长可包括大约525nm的第一波长和大约940nm的第二波长。该控制器被配置为处理来自探测器的输出,以确定从相对于所检测的平均穿透深度更深的穿透深度返回的光量。该PPG传感器可包括多个光源和被设置在距光源的一个或多个不同距离处的多个光探测器。

[0015] 可使用更大的探测深度来监测手腕内的更深层和/或更深动脉。例如,该控制器可被配置为处理来自光探测器的信号以检测与所喷射的血液的血压脉搏何时到达用户手腕处的深部血丛(DBP)层。该PPG传感器可以被定位在挠骨动脉上方并被配置为检测对应于所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达用户的挠骨动脉内的用户手腕。该控制器可被配置为处理来自光探测器的信号,以检测与所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达用户的挠骨动脉内的用户手腕。

[0016] 该PPG传感器可被配置为检测用户动脉的血管舒缩(例如,血管舒张、血管收缩)水平。例如,该控制器可被配置为处理来自光探测器的一个或多个信号,以确定用户的血管的音调。为用户生成的血压值可进一步基于所确定的用户的血管的音调。

[0017] 可使用脉搏压力传感器来替代或结合PPG传感器。在采用脉搏压力传感器的实施方案中,该脉搏压力传感器被配置为检测血压脉搏到达用户手腕,并包括被定位在用户的手腕的挠骨动脉上方的至少一个压力换能器、加速度计或应变仪。

[0018] 该控制器可被进一步配置为基于一个或多个血压值来计算任何合适的时间段内的趋势数据。例如,该时间段可包括一天或多天,一个星期或多个星期,一个月或多个月、或者一年或多年。

[0019] 该手腕穿戴式设备可包括本文所述特征的任何合适的组合。例如,该手腕穿戴式设备可包括本文包括的权利要求中引述的特征的任意组合。

[0020] 在另一个方面中,提供了一种用于确定用户的心血管系统内的血压的方法。该心血管系统包括心脏,并且用户具有由皮肤覆盖的手腕。该方法包括在耦接到手腕穿戴式设备的第一驱动电流电极和第二驱动电流电极之间通过受检者来传播交变驱动电流。第二驱动电流电极被设置在设备外部并与受检者接合,使得交变驱动电流的一部分行进穿过受检者的胸腔。第一驱动电流电极非侵入式地接合用户手腕上的皮肤。经由耦接到手腕穿戴式设备的第一感测电极和第二感测电极感测驱动电流导致的受检者的电压电平。第二感测电极位于设备外部并与受检者接合,以便感测驱动电流诱发的电压电平。第一感测电极非侵入式地接合用户手腕上的皮肤。处理所感测的电压电平以检测血液何时从受检者的心脏的左心室喷射。处理来自耦接到手腕穿戴式设备的PPG或脉搏压力传感器的输出,以检测与血液喷射对应的血压脉搏何时到达手腕。计算针对血压脉搏从左心室到血压脉搏到达手腕的脉搏传导时间(PTT)。基于PTT来生成受检者的一个或多个相对血压值。在第二驱动电流电极和第二感测电极被相对手臂的手指或与用户胸腔上的皮肤接触时,可传播交变驱动电流

并感测电压电平。

[0021] 该方法还可包括处理来自PPG传感器的输出,以确定受检者血管的音调。为受检者生成的一个或多个血压值可进一步基于所确定的受检者的血管的音调。

[0022] 生成一个或多个血压值可进一步基于包括针对受检者的实测血压值和对应PTT的校准数据。例如,与使用该方法为受检者计算对应的一个或多个PTT同时或大约同时,可使用示波血压测量套囊来为受检者测量一个或多个血压值。然后可使用示波血压测量套囊测量的血压值、以及使用已知方法的针对受检者的对应一个或多个PTT利用公式表示合适的校准数据。例如,可使用最小平方法来将受检者血压的合适的公式确定为PTT的函数。作为另一个示例,可使用任何合适的方法,例如基于受检者的一个或多个特性(例如,受检者年龄,受检者为男性还是女性,和/或受检者的身高腰围比)输入公式系数或选择预定义公式,预定义受检者血压的合适的公式为PTT的函数。

[0023] 该方法还可包括基于一个或多个相对血压值来计算某时间段内的趋势数据。可使用任何合适的时间段,例如,一天或多天、一个星期或多个星期、个月或多个月、或者一年或多年。

[0024] 该方法还可包括向合适的设备发送一个或多个相对血压值测量和/或趋势数据。例如,可将一个或多个血压测量和/或趋势数据发送到移动设备、平台、计算机或数据库。

[0025] 该方法还可包括从来自第一对电极和第二对电极的一个或多个信号二为受检者生成心电图(EKG)。可使用EKG来检测与压力脉搏对应的从心脏喷射的血液何时到达手腕。

[0026] 该方法还可包括通过以下方法中的至少一种方法来检测由PPG传感器发射的光的不同的平均穿透深度:a)使用距PPG传感器的光源不同距离处设置的至少两个光探测器;以及b)使用被配置为发射不同波长的光的多个光源。该方法可包括处理来自光探测器的输出,以确定从相对于所检测的平均穿透深度更深的穿透深度返回的光量。

[0027] 该方法还可包括处理来自PPG传感器的一个或多个信号,以检测与所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达手腕处所选择的深度和/或位置。例如,该方法可包括处理来自PPG传感器的一个或多个信号以检测与所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达受检者的手腕处的深部血丛(DBP)层。作为另一个示例,该方法可包括处理来自PPG传感器的一个或多个信号以检测与所喷射的血液对应的血压脉搏何时到达受检者的挠骨动脉内的受检者的手腕。

[0028] 该方法还可包括处理来自PPG传感器的一个或多个信号以确定受检者血管的音调。为受检者生成的一个或多个血压值可进一步基于所确定的受检者血管的音调。

[0029] 该方法可包括本文所述动作和/或特征的任何合适的组合。例如,该方法可包括本文包括的权利要求中引述的动作和/或特征的任意组合。

[0030] 在另一个方面中,提供了一种用于确定用户的心血管系统内血压的手腕穿戴式设备。该心血管系统包括心脏,并且用户具有由皮肤覆盖的手腕。该设备包括:1)细长带,该细长带围绕手腕延伸并非侵入式接合用户的手腕上的皮肤,2)至少四个EKG电极或ICG电极,该至少四个EKG电极或ICG电极耦接到细长带,以用于检测用于指示在相关联的心室喷射时间心脏的心室喷射的第一信号,3)光体积描记(PPG)传感器,该PPG传感器耦接到细长带,以用于检测与第一心室喷射信号对应的并且在相关联的脉搏到达时间的用于指示血压脉搏到达用户的手腕的第二信号,以及4)控制器,该控制器被配置为从心室喷射时间和脉搏到

达时间之间的差异来计算针对血压脉搏的脉搏传导时间 (PTT), 并基于 PTT 针对用户来生成一个或多个相对血压值。

[0031] 该 PPG 传感器可被配置为检测来自 PPG 传感器的光的不同的平均穿透深度。例如, PPG 传感器可包括光源和多个光探测器。光探测器中的至少两个光探测器可被设置在距光源不同距离处, 以便使得能够检测光源发射的光的不同的平均穿透深度。作为另一个示例, 该 PPG 传感器可包括至少两个光源, 该至少两个光源被配置为发射不同波长的光, 以便使得能够检测光源发射的光的多个平均穿透深度。

[0032] 在另一个方面中, 提供了一种用于确定具有手腕和挠骨动脉的用户的心血管系统内的血压的设备。皮肤形成手腕的外表面。该手腕穿戴式设备包括耦接到手腕穿戴式设备的第一光体积描记 (PPG) 或第一脉搏压力传感器、可在从用户手腕偏移的安装位置安装到用户的第二光体积描记 (PPG) 或第二脉搏压力传感器、以及控制器。第一 PPG 或第一脉搏压力传感器在手腕上方与用户的皮肤非侵入式接合并被定位在用户的手腕的挠骨动脉上方, 以便检测血压脉搏到达用户的手腕。第二 PPG 或第二脉搏压力传感器被配置为检测血压脉搏到达第二 PPG 传感器的安装位置。该控制器被配置为: 1) 处理来自第一 PPG 或压力传感器的信号以检测血压脉搏何时到达用户手腕, 2) 处理来自第二 PPG 或第二脉搏压力传感器的信号以检测血压脉搏何时到达第二 PPG 传感器的安装位置, 3) 计算血压脉搏在第二 PPG 传感器的安装位置和用户手腕之间的脉搏传导时间 (PTT), 以及 4) 基于 PTT 来为用户生成一个或多个血压值。在很多实施方案中, 该安装位置是用户的手臂或手指。

[0033] 前面给出了本发明一些实施方案的简化概述, 以便提供对本发明的基本理解。本发明内容并非是对本发明的充分概括。并非意在识别本发明的关键/必要要素或勾勒出本发明的范围。其唯一目的是以简化形式给出本发明的一些实施方案, 作为稍晚给出的更详细描述的前序。

[0034] 需参考后面的具体实施方式和附图, 以更全面地理解本发明的实质和优点。

## 附图说明

[0035] 图1示出了根据很多实施方案的血压脉搏从左心室喷射到穿戴手腕穿戴式血压测量设备的手腕的传播路径。

[0036] 图2示出了根据很多实施方案的针对血压脉搏从左心室传播到穿戴手腕穿戴式血压测量设备的手腕的脉搏传导时间 (PTT) 的 EKG、ICG 和 PPG 信号。

[0037] 图3示意性地示出了根据很多实施方案的用于测量受检者的阻抗的四电极配置。

[0038] 图4是根据很多实施方案的手腕穿戴式血压测量设备的示意性侧视图。

[0039] 图5是根据很多实施方案的另一手腕穿戴式血压测量设备的横截面图。

[0040] 图6示意性地示出了根据很多实施方案的用于测量胸腔阻抗变化的方法中的电极位置和相关身体阻抗。

[0041] 图6A是根据很多实施方案的具有被示出为与用户胸腔皮肤接合的外部电极的另一手腕穿戴式血压测量设备的横截面图。

[0042] 图7是根据很多实施方案的手腕穿戴式血压测量设备主要单元的示意图。

[0043] 图8示出了根据很多实施方案的典型 EKG 和 ICG 数据迹线。

[0044] 图9示出了受检者的亚表层。

[0045] 图10到图12示出了根据很多实施方案的检测由PPG传感器发射的光的不同的平均穿透深度,该PPG传感器具有被设置在距PPG传感器的两个光源中的每个光源的不同距离处的返回光探测器。

[0046] 图13和图14示出了根据很多实施方案的亚表层针对两个不同光源波长被设置在不同距离处的光探测器探测的返回光的相对贡献。

[0047] 图15示出了根据很多实施方案的作为针对两个不同源光波长的源-探测器分隔距离的函数的平均穿透深度的变化。

[0048] 图16示出了根据很多实施方案的作为针对两个不同源光波长的源-探测器分隔距离的函数的来自深部血液丛 (DBP) 层的光子比率的变化。

[0049] 图17示出了根据很多实施方案的血压脉搏从左心室喷射通过辅助PPG传感器到达穿戴手腕穿戴式血压测量设备的手腕的传播路径。

[0050] 图18是根据很多实施方案的用于手腕穿戴式血压测量设备的手臂穿戴式辅助PPG传感器的示意侧视图。

[0051] 图19是根据很多实施方案的能够与图18的辅助PPG传感器一起使用的另一手腕穿戴式血压测量设备的横截面图。

### 具体实施方式

[0052] 在以下描述中,将描述本发明的各种实施方案。出于解释的目的,阐述了很多具体配置和细节以便提供对该实施方案的彻底理解。然而,对于本领域的普通技术人员还将显而易见的是,本发明可能在没有这些具体细节的情况下被实践。此外,可省略或简化熟知的特征,以免使模糊所描述的实施方案。

[0053] 现在参考附图,其中类似附图标记在几幅附图中表示类似的部分,图1示出了根据很多实施方案的血压脉搏从受检者心脏的左心室喷射到达穿戴手腕穿戴式血压测量设备10的手腕的传播路径。手腕穿戴式设备10被配置为检测与血压脉搏对应的血液何时从受检者心脏的左心室喷射,以及血压脉搏何时到达手腕穿戴式设备10。手腕穿戴式设备10被配置为计算针对血压脉搏从左心室传导到手腕穿戴式设备10的血压脉搏的脉搏传导时间 (PTT)。然后使用所确定的PTT来为受检者确定一个或多个血压值。

[0054] 通常,PTT是脉搏压力波通过一定长度的受检者动脉树传播所花的时间。PTT与血压具有非线性关系。可能影响血压脉搏在特定动脉中在给定血压下将多快行进的因素包括例如动脉硬度、动脉壁厚度和动脉内径。公式 (1) 提供了PTT和平均动脉血压 (MAP) 之间的函数关系。

$$[0055] \quad MAP = \frac{1}{\alpha} \ln \left[ \frac{\rho D (\Delta \alpha)^2}{h E_0 (PTT)^2} \right] \quad (1)$$

[0056] 其中:MAP为平均动脉血压;

[0057] PTT为脉搏传导时间;

[0058] h为动脉壁厚度;

[0059] D为动脉直径;

[0060]  $\rho$ 为血液密度;

[0061]  $E_0$ 为动脉在零压力下的杨氏模量;

[0062]  $\alpha$ 为取决于受检者的生理常数;以及

[0063]  $\Delta d$ 为受检者的左心室和手腕之间的动脉距离。

[0064] 压力脉搏在其从左心室向手腕传导期间行进穿过不同的动脉。结果,公式(1)中的对应变量的变化,例如,动脉壁厚度(h)、动脉直径(D)和动脉在零压力下的杨氏模量( $E_0$ )将改变血压和血压脉搏多快地行进穿过相应动脉之间的关系。然而,每个血压脉搏都将在从左心室向手腕传导期间行进穿过相同的动脉。因此,利用合适的压力脉搏从左心室向手腕行进穿过的所有动脉的组合的相应有效值来替代动脉壁厚度(h)、动脉直径(D)和零压力下动脉的杨氏模量( $E_0$ )来给出从左心室到手腕的总PTT和MAP之间的关系。因此,可将公式(1)简化成以下在公式(2)中给出的关系。

$$[0065] \quad MAP = \frac{1}{\alpha} \ln \left[ \frac{K}{(PTT)^2} \right] \quad (2)$$

[0066] 其中: $K = \frac{\rho D (\Delta d)^2}{h E_0}$ 适用于受检者和测量PTT的动脉树段。

[0067] 可使用任何合适的方法来确定(K)和( $\alpha$ )的值。例如,与经由手腕穿戴式设备10为受检者确定对应的一个或多个PTT的同时或大约同时,可使用示波血压测量套囊来为受检者测量一个或多个血压值。然后可使用示波血压测量套囊测量的血压值、以及使用已知方法的针对受检者的对应一个或多个PTT来利用公式表示合适的校准数据。例如,可使用最小平方法来确定合适的值或关系,以用于确定(K)和( $\alpha$ )的值。

[0068] 可使用类似的方法基于所测量的PTT值来预测MAP、收缩血压(SBP)和舒张血压(DBP)值。例如,公式(3)、(4)和(5)是可用于从所测量的PTT分别预测MAP、SBP和DBP的示例性回归公式。

$$[0069] \quad MAP = K_{MAP} \times [\log(PTT) - \log(PTT_0)] + MAP_{BASELINE} \quad (3)$$

[0070] 其中:MAP是所预测的平均动脉血压;

[0071]  $MAP_{BASELINE}$ 是基线实测MAP;

[0072]  $K_{MAP}$ 是针对MAP的取决于受检者的常数;

[0073] PTT是所测量的脉搏传导时间;以及

[0074]  $PTT_0$ 是针对 $MAP_{BASELINE}$ 的实测脉搏传导时间。

$$[0075] \quad SBP = K_{SBP} \times [\log(PTT) - \log(PTT_0)] + SBP_{BASELINE} \quad (4)$$

[0076] 其中:SBP是所预测的收缩血压;

[0077]  $SBP_{BASELINE}$ 是基线实测收缩血压;

[0078]  $K_{SBP}$ 是针对收缩血压的取决于受检者的常数;

[0079] PTT是所测量的脉搏传导时间;以及

[0080]  $PTT_0$ 是针对 $SBP_{BASELINE}$ 的实测脉搏传导时间。

$$[0081] \quad DBP = K_{DBP} \times [\log(PTT) - \log(PTT_0)] + DBP_{BASELINE} \quad (5)$$

[0082] 其中:DBP是所预测的舒张血压;

[0083]  $DBP_{BASELINE}$ 是基线实测舒张血压;

[0084]  $K_{DBP}$ 是针对舒张血压的取决于受检者的常数;

[0085] PTT是所测量的脉搏传导时间;以及

[0086]  $PTT_0$ 是针对 $DBP_{BASELINE}$ 的实测脉搏传导时间。

[0087] 图2示出了相对于血压脉搏在受检者左心室和手腕穿戴式设备10之间的脉搏传导

时间 (PTT) 18 的 EKG 迹线段 12、ICG 迹线段 14 和 PPG 信号 16。在很多实施方案中,手腕穿戴式设备 10 包括用于为受检者生成 EKG 迹线和 ICG 迹线的电极以及为受检者生成 PPG 信号的 PPG 传感器。EKG 迹线段 12 具有被称为 QRS 复合段的一段 (QRS), 其反映了左右心室的快速去极化。EKG 迹线的突出峰 (R) 对应于左心室收缩的开始。脉搏到达时间 (PAT) 20 是 EKG 迹线的峰 (R) 和血压脉搏到达手腕穿戴式设备 10 之间的时间。在左心室收缩时,左心室内的压力升高到压力超过主动脉中压力的点,由此导致主动脉瓣打开。喷射前期 (PEP) 22 是 EKG 迹线的峰 (R) 和主动脉瓣打开之间的时间。PEP 22 与血压弱相关。ICG 迹线 14 提供了关于主动脉瓣何时打开的更好指示。从左心室向主动脉中喷射血液导致受检者的胸腔阻抗暂时显著降低,这对应于 ICG 迹线中的暂时升高,这是阻抗随时间的变化的负值。因此,在很多实施方案中,ICG 迹线 14 是识别 ICG 迹线中的暂时增大对应于主动脉瓣打开和血压脉搏开始传播的开始处 24 的过程。在很多实施方案中,经由 PPG 信号 16 检测血压脉搏的到达,其包括在血压脉搏到达手腕穿戴式设备 10 时出现的拐点 26。

[0088] 图 3 示意性地示出了根据很多实施方案的用于测量受检者阻抗的四电极配置 30。四电极配置 30 包括与第一驱动电流电极 34 和第二驱动电流电极 36 电耦接的驱动电流发生器 32。在很多实施方案中,驱动电流发生器 32 经由电极 34, 36 来向受检者 38 赋予交变电流。四电极配置 30 还包括与第一感测电极 42 和第二感测电极 44 电耦接的电压传感器 40。使用与驱动电流电极 34, 36 分开的感测电极 42, 44, 以用于通过利用相对于电流驱动电极 34, 36 传输低得多水平的电流的电极来感测电压,以减小阻抗和收缩电阻的影响。在很多实施方案中,交变驱动电流具有介于 20kHz 和 100kHz 之间的频率。低于 20kHz 的驱动电流可形成肌肉激励。尽管 100kHz 的驱动电流产生比低频低大约 100 倍的皮肤电极阻抗,但在大于 100kHz 处施加的驱动电流可导致杂散电容。大约 85kHz 的驱动电流是优选的。

[0089] 图 4 示出了根据很多实施方案的手腕穿戴式血压测量设备 50 的侧视图。手腕穿戴式设备 50 包括主要单元 52、手腕穿戴式细长带 54、第一驱动电流电极 56、第一感测电极 58、第二驱动电流电极 60、第二感测电极 62 和 PPG 传感器 64。第一驱动电流电极 56、第一感测电极 58 和 PPG 传感器 64: 1) 支撑于手腕穿戴式细长带 54 上, 2) 被定位在并被取向成与穿戴手腕穿戴式设备 50 的受检者的手腕进行交互, 以及 3) 与主要单元 52 操作性地连接。第二驱动电流电极 60 和第二感测电极 62: 1) 支撑于手腕穿戴式细长带上, 2) 被定位在并被取向成可与受检者进行交互, 使得驱动电流行进穿过受检者的胸腔 (例如, 与穿戴手腕穿戴式设备 50 的手臂相对的手臂上的手指分开), 以及 3) 与主要单元 52 操作性地连接。主要单元 52 包括用于经由第一驱动电流电极 56 和第二驱动电流电极 60 赋予驱动电流通过受检者并用于处理来自 PPG 传感器 64 以及第一感测电极 58 和第二感测电极 62 的信号的电路和/或软件, 以便测量 PTT 并基于 PTT 来为受检者计算一个或多个血压值。

[0090] 图 5 示出了根据很多实施方案的另一手腕穿戴式血压测量设备 70 的侧视图。手腕穿戴式设备 70 包括与手腕穿戴式设备 50 相同的部件, 但第一驱动电流电极 56 和第一感测电极 58 被定位成增强与受检者的手腕 72 的接触压力。在例示的实施方案中, 第一驱动电流电极 56 相对于第二驱动电流电极 60 被设置在手腕穿戴式带 54 的正相对的内部表面上, 使得例如受检者手指和第二驱动电流电极 60 之间的接触压力通过手腕穿戴式带 54 向第一驱动电流电极 56 传递挤压, 由此增大第一驱动电流电极 56 和手腕 72 之间的接触压力。通过类似方法, 第一感测电极 58 相对于第二感测电极 62 被设置在手腕穿戴式带 54 的正相对的内部表面

上,使得例如受检者手指和第二感测电极62之间的接触压力通过手腕穿戴式带54向第一感测电极58传递挤压,由此增大第一感测电极58和手腕72之间的接触压力。可使用任何合适的变形形式。例如,可交换第一驱动电流电极56和第一感测电极58的位置。作为另一个示例,电极56,58,60,62可位于手腕穿戴式带54上的任何其他合适的位置处。作为另一个示例,任何合适数量的电极56,58,60,62均可被设置在主要单元52上。

[0091] 在例示的实施方案中,PPG传感器64位于手腕穿戴式带54上,从而设置成感测受检者的挠动脉74内的血压脉搏的到达。示出了受检者的尺骨76和挠骨78的横截面作为参考。

[0092] 图6示意性地示出了根据很多实施方案的用于测量胸腔阻抗的方法中的电极位置和相关身体阻抗。在例示的方法中,第一驱动电流电极56和第一感测电极58保持与受检者的左手腕接触。第二驱动电流电极60被受检者的右手食指接触。第二感测电极62被受检者的右手拇指接触。第一和第二驱动电流电极56,60在驱动电流电极56,60之间赋予跨越身体的交变驱动电流80。跨越身体的驱动电流80传播通过左手腕、通过左手臂、通过胸腔、通过右臂、以及通过右手食指。第一驱动电流电极56局部的左手腕组合阻抗和第一驱动电流电极56和左手腕的接触阻抗被示意性地表示为阻抗(Z1)。与第二驱动电流电极60接触的右手食指的组合阻抗以及第二驱动电流电极60和右手食指的接触阻抗被示意性地表示为阻抗(Z3)。阻抗(Z1和Z3)之间的跨越身体的净阻抗被示意性地表示为阻抗(Z5)。第一感测电极58局部的左手腕组合阻抗和第一感测电极58和左手腕的接触阻抗被示意性地表示为阻抗(Z2)。与第二感测电极62接触的右手拇指的组合阻抗以及第二感测电极62和右手拇指的接触阻抗被示意性地表示为阻抗(Z4)。在很多实施方案中,因为第一感测电极58和第二感测电极62被配置为测量电压差异而不传输任何大量电流,所得的跨阻抗(Z2和Z4)的电压降很小,使得由第一感测电极58和第二感测电极62感测的电压差异匹配跨阻抗(Z5)的电压差异。

[0093] 图6A示出了根据很多实施方案的另一手腕穿戴式血压测量设备71的侧视图。手腕穿戴式设备71包括与手腕穿戴式设备70相同的部件,但定位第二驱动电流电极60和第二感测电极62,使得通过用户定位穿戴手腕穿戴式设备71的手臂,从而将电极60,62按压成与用户的任何合适的皮肤部分接触,使得它们能够与用户的另一个部分接合。例如,图6A示出了在用户胸腔73的皮肤位置(例如,与穿戴设备71的手臂相对的下胸部皮肤)处按压电极60,62。作为另一个示例,可在与穿戴设备71的手臂相对的用户手臂上的皮肤处按压电极60.62。

[0094] 图7示意性地示出了用于测量血压的手腕穿戴式设备的一个实施方案。在例示的实施方案中,该手腕穿戴式设备包括一个或多个处理器82、存储器84、显示器86、一个或多个输入/输出设备88、数据总线90、ICG/EKG单元92、PPG传感器64和PPG传感器控制单元94。在很多实施方案中,存储器84包括只读存储器(ROM)96和随机存取存储器(RAM)98。一个或多个处理器82可被实现为任何合适的形式,其包括一个或多个现场可编程门阵列(FPGA)。

[0095] ICG/EKG单元92包括ICG/EKG信号处理单元100、ICG/EKG数模单元102、ICG/EKG模拟前端单元104和ICG/EKG模数单元106。信号处理单元100生成数字交变驱动信号(例如,对应于85kHz正弦驱动电流的数字驱动信号)并向数模单元102供应数字交变驱动信号。数模单元102生成匹配数字交变驱动信号的正弦驱动电流并向模拟前端单元104供应正弦驱动电流。模拟前端100向第一和第二驱动电流电极56,60供应正弦驱动电流,以通过受检者进

行传播(例如,作为图6所示的跨越身体的交变驱动电流80)。经由第一感测电极58和第二感测电极62来感测所得的电压电平。来自感测电极58,62的信号被模拟前端104处理,以生成模拟电压信号,从而向模数单元106供应。模数单元106将模拟电压信号转换成要供应到信号处理单元100的对应数字信号。信号处理单元100然后生成对应的ICG/EKG数字信号,该对应的ICG/EKG数字信号可被一个或多个处理器82处理,以确定主动脉瓣的打开,因此确定从左心室到手腕穿戴式设备的血压脉搏的传播的对应开始。

[0096] PPG传感器单元64包括PPG照明单元108和探测器线阵列110。PPG照明单元108包括两个向手腕上发射具有不同波长的光的光源112,114。尽管可使用任何合适的波长,但第一光源112生成波长为525nm的光束。第二光源114生成波长为940nm的光束。可使用并选择任何合适数量的光源和对应波长以提供光的组织穿透特性的期望变化。探测器线阵列110可包括任何合适数量的光探测器。在很多实施方案中,光探测器被设置在距光源112,114的多个不同距离处,使得探测到的光与不同的平均穿透深度相关联,从而能够探测在不同层处和/或在手腕中比单个光源和单个探测器PPG传感器感测的层更深的层内的血压脉搏的到达。在例示的实施方案中,探测器线阵列110包括四个光探测器116,118,120,122,其中光探测器116,118,120,122中的每个光探测器被设置在距光源112,114不同的距离处。例如,光探测器116,118,120,122可被设置在分别距光源112,114中的每个光源的2mm、3mm、4mm和6mm处。由光探测器116,118,120,122生成的信号被供应到PPG控制单元94,该PPG控制单元94包括用于生成能够被一个或多个处理器82处理的PPG传感器数字数据以确定血压脉搏到达手腕穿戴式设备的模数转换器。PPG控制单元94控制对光源112,114的激活,并能够在充分高的频率下交替点亮光源112,114,以能够综合评估利用光源112,114提供的不同波长对手腕照明生成的PPG传感器数字数据。

[0097] 所生成的ICG/EKG数字数据和PPG传感器数字数据可被传输到并存储于RAM 98中,以用于任何合适的后续使用。例如,该数据可:1) 被一个或多个处理器82处理以为受检者确定PTT和对应的血压值,2) 被显示在显示器86上,和/或3) 经由输入/输出设备88被输出,以用于任何合适目的,例如健康护理专业和/或监测服务。在很多实施方案中,一个或多个处理器82处理ICG/EKG和PPG传感器数字数据,以基于一个或多个相对血压值而在一定时间段内生成趋势数据。可在任何合适的时间段((例如,一天或多天、一星期或多个星期、一个月或多个月、和/或一年或多年)生成此类趋势数据。一个或多个血压值和/或相关联的趋势数据可:1) 被存储在RAM 98中,2) 被显示在显示器86上,和/或3) 经由输入/输出设备88输出,以用于任何合适的目的,例如健康护理专业和/或监测服务。

[0098] 图8示出了根据很多实施方案的典型EKG和ICG数据迹线。使用所施加的驱动电流 $I(t)$ 和所测量的所得电压差异信号 $V(t)$ 根据公式(6)来计算AC身体阻抗 $Z(t)$ 。

$$[0099] \quad Z(t) = V(t) / I(t) \quad (6)$$

[0100] 然后通过计算 $Z(t)$ 的负时间微分来生成ICG信号,如公式(7)所示。

$$[0101] \quad \text{ICG信号} = -dZ/dt \quad (7)$$

[0102] EKG信号由具有在与阻抗驱动电流的较高频率(例如,85kHz)相比低得多的频率(例如0.05Hz-100Hz)下的变化的在身体内生成的电压来生成。因此,可处理来自第一感测电极58和第二感测电极62的信号,以生成ICG和EKG迹线两者。在生成EKG和ICG迹线两者时,可确定喷射前期(PEP)。在PEP时间段与血压未很好相关时,其可能与血管舒缩(血管舒张和

血管收缩)程度相关,由此充当可用于将血压与实测PTT相关的附加因素。例如,可发展出预测血压是PTT和PEP的相关函数的关系。

[0103] 图9示出了受检者的亚表层。所示的层包括:1)角质层(大约20 $\mu\text{m}$ 厚),2)活的表皮(80到100 $\mu\text{m}$ 厚),3)乳状真皮层(150到200 $\mu\text{m}$ 厚),4)表浅淋巴系统(80到100 $\mu\text{m}$ 厚,血液体积分数大约为1.1%),5)网状真皮层(1400到1600 $\mu\text{m}$ 厚,血液体积分数大约为0.83%),以及6)深部血网丛(80到120 $\mu\text{m}$ 厚,血液体积分数大约为4.1%)。在到达手腕时,血压脉搏在传播到覆层之前到达深部血网丛层。由于血管舒缩(血管舒张和血管收缩)在调节动脉树中更下游的小动脉和毛细血管中血流中起到重要作用,因此使用PPG传感器检测深部血网丛层中血压脉搏的到达可以通过减小更易受到血压脉搏的脉搏波速度的血管舒缩诱发的变化影响的更浅层中PTT的血管舒缩诱发的变化,来增大血压和PTT之间的相关强度。

[0104] 图10到图12示出了根据很多实施方案的检测PPG传感器发射的不同的平均穿透深度,该PPG传感器具有被设置在距PPG传感器两个光源的每个不同距离处的返回光探测器。图10示出了525nm光源和距525nm光源2mm设置的点探测器的组合的感测深度的分布。图11示出了525nm光源和距525nm光源2mm、3mm、4mm和6mm设置的点探测器的组合的感测深度的分布,以及平均穿透深度和根据源-探测器分隔距离,来自深部血网丛层的光子与总探测到的返回光的比率的对应曲线图。图12示出了940nm光源和距940nm光源2mm、3mm、4mm和6mm设置的点探测器的组合的感测深度的分布,以及平均穿透深度和根据源-探测器分隔距离,来自深部血网丛层的光子与总探测到的返回光的比率的对应曲线图。图13和图14示出了针对每个层的对于每个波长和源-探测器分隔距离的总探测的返回光的贡献。图15和图16示出了与图11和图12的曲线图对应的组合曲线图。

[0105] 使用图10到图16所示的数据可处理针对光源112,114生成的每个光波长生成的来自探测器116,118,120,122的信号以检测血压脉搏在所选择层(例如,具有深部血网丛层)内的到达。例如,由于从网状真皮层返回的入射在探测器116,118,120,122上的返回光的百分比大,因此可首先检测到血压脉搏在网状真皮层内的到达。一旦确定到达网状真皮层的时间,便可组合和/或处理到达网状真皮层的时间之前合适的时间段期间的信号以将关注集中于检测血压脉搏更早到达深部血网丛层。典型地,红外(例如,940nm波长)光与可见光,例如绿光(例如,525nm波长)或红光(例如,660nm波长)相比穿透到皮肤中更深。因此,从红外光记录的PPG波长对应于从更深血管反射的光,而从绿光记录的PPG波长对应于从接近皮肤表面的毛细血管反射的光。由于血液脉搏到达更深血管比接近皮肤表面的毛细血管更早,因此血液脉搏在同一位置(例如,手腕上)在绿光PPG之前出现在红外PPG中。可以使用红外和绿光PPG信号的互相关确定血液脉搏到达更深血管和血液脉搏到达皮肤表面附近毛细血管处之间的相对延迟。

[0106] PPG信号可以首先通过几种方法中的一种方法过滤,例如,利用低通滤波器或利用回归滤波器。脉搏到达可被检测为PPG信号大小的峰或“过零点”。另选地,可相对于时间对PPG信号求微分并使用微分信号来确定脉搏到达时间。可对单个脉搏进行这种信号处理,从而获得针对每次心跳的PTT。或者,可对作为来自一个或多个脉搏的平均值的信号进行处理。一种多心跳平均方法是首先使用傅里叶变换来将信号(ICG或ECG,还有PPG)转换到频域中。然后,两个变换信号之间的互相关将给出PTT值。

[0107] 图17示出了测量能够用于为受检者生成一个或多个血压值的PTT的另一种方法。

这种方法中测量的PTT针对血压脉搏从手臂穿戴式辅助设备130传播到达手腕穿戴式设备132。辅助设备130和手腕穿戴式设备132能够使用任何合适的方法来检测血压脉搏的到达，例如经由本文所述的PPG传感器。

[0108] 图18和图19示出了辅助设备130和手腕穿戴式设备132的侧视图。辅助设备130包括手臂穿戴式细长带134和耦接到带134的辅助PPG传感器136。辅助设备130可包括一个或多个参考特征或标记，以便使得能够相对于所选择的下方动脉可靠地定位和/或取向辅助PPG传感器136，以便检测所选择的下方动脉内的血压脉搏的到达。可类似于手腕穿戴式设备50,70,相对于PPG传感器64来配置手腕穿戴式设备132并且手腕穿戴式设备132可具有类似于主要单元52相对于其所有相关功能而配置的主要单元138。

[0109] 应当理解，可通过若干方法利用个人信息数据来为设备的用户提供益处。例如，可将个人信息诸如健康或生物测定数据用于方便的认证和/或访问设备，而无需用户输入口令。再者，对用户健康数据或生物测定数据（例如，血压测量）的收集可用于提供关于用户健康和/或康健水平的反馈。还应当理解，负责收集、分析、存储、传输、公开和/或通过其他方法利用个人信息数据的实体遵循既定的隐私和安全政策和/或做法，其符合或超越行业和/或政府标准，例如数据加密。例如，应当仅在接收到用户通知的同意之后收集个人信息数据，并用于实体的合法合理使用，而不在那些合法合理使用之外共享或销售。另外，此类实体应采取所需的措施，以保障和保护对采集的个人信息数据的访问，并且确保能够访问个人信息数据的那些人遵守既定的隐私和安全政策和/或做法。此外，可由第三方审核此类实体以证实遵循既定的隐私和安全政策和/或做法。还设想，用户可选择性地防止或阻止使用或访问个人信息数据。硬件元件和/或软件元件或特征部被配置为阻碍使用或访问。例如，用户可选择去除、禁用或限制对收集个人信息诸如健康数据或适应性数据的特定健康相关的应用程序的访问。另选地，用户可任选地通过提供其他安全信息诸如口令、个人识别号、触摸手势或其他本领域技术人员熟知的其他认证方法来绕过生物测定认证方法。

[0110] 其他变化在本发明的实质内。因此，尽管本发明易受各种修改形式和替代构造的影响，但其一些例示的实施方案在附图中被示出并已在本文中详细描述。然而，应当理解，此处并非旨在将本发明限制于特定形式或所公开的形式，而正相反，其目的在于覆盖落在由所附权利要求书所限定的本发明的实质和范围内的所有修改形式、等同形式和替代形式。

[0111] 在描述本发明的上下文中（尤其是在以下权利要求的上下文中）使用术语“一个”（“a”和“an”）、“该”和类似参考标记要被解释成涵盖单数和复数，除非在本文中给出其他指示或由上下文清晰作出不同表述。除非作出不同表述，术语“包括”、“具有”和“包含”要被解释为开放式的术语（即，表示“包括但不限于”）。术语“连接”要被解释成部分或全部包含于、附接到或连结在一起，即使有某些事物居间。本文中对值域的表述仅仅意在充当逐个援引落在该值域内的每个独立值的简短方法，除非本文中作出其他表述，并且每个独立的值被并入说明书中，如同其在本文中逐一引述一样。可以通过任何合适的次序执行本文所述的所有方法，除非本文作出其他表述或由上下文作出其他清晰的不同表述。使用本文提供的任何和所有示例或示例性语言（例如，“诸如”）仅仅意在更好地阐明本发明的实施方案，并非要对本发明的范围施加限制，除非作出其他声明。本说明书中的任何语言都不应被解释为指示任何未主张的元素是实践本发明所必要的。

[0112] 本文描述了本发明的优选实施方案,包括已知的发明人用于执行本发明的最佳模式。在阅读以上描述时,那些优选实施方案的变化可以变得对于本领域技术人员而言显而易见。发明人期望技术人员酌情采用此类变化,发明人预期以本文具体所述之外的其他方法来实践本发明。因此,在适用法律许可的条件下,本发明包括本文所附权利要求中所述主题的所有修改形式和等同形式。此外,除非本文作出不同表述或者由上下文作出其他清楚的不同表述,本发明涵盖上述要素在其所有可能变化中的任意组合。

[0113] 本文中援引的所有参考文献,包括出版物、专利申请和专利,都通过参考并入本文,如同每篇参考文献都逐一并特定被指示通过参考并入并在本文中全部阐述一样。

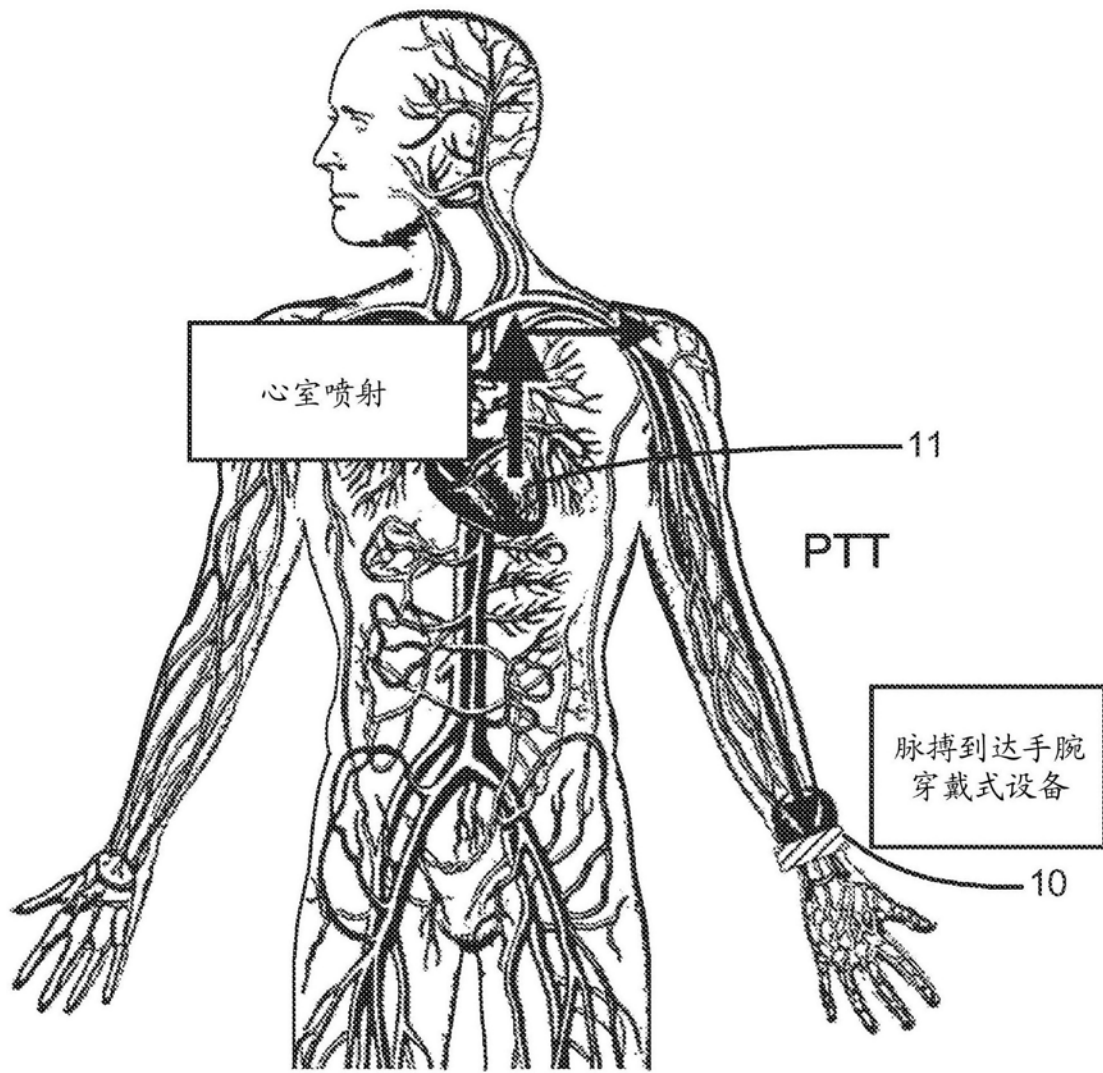


图1

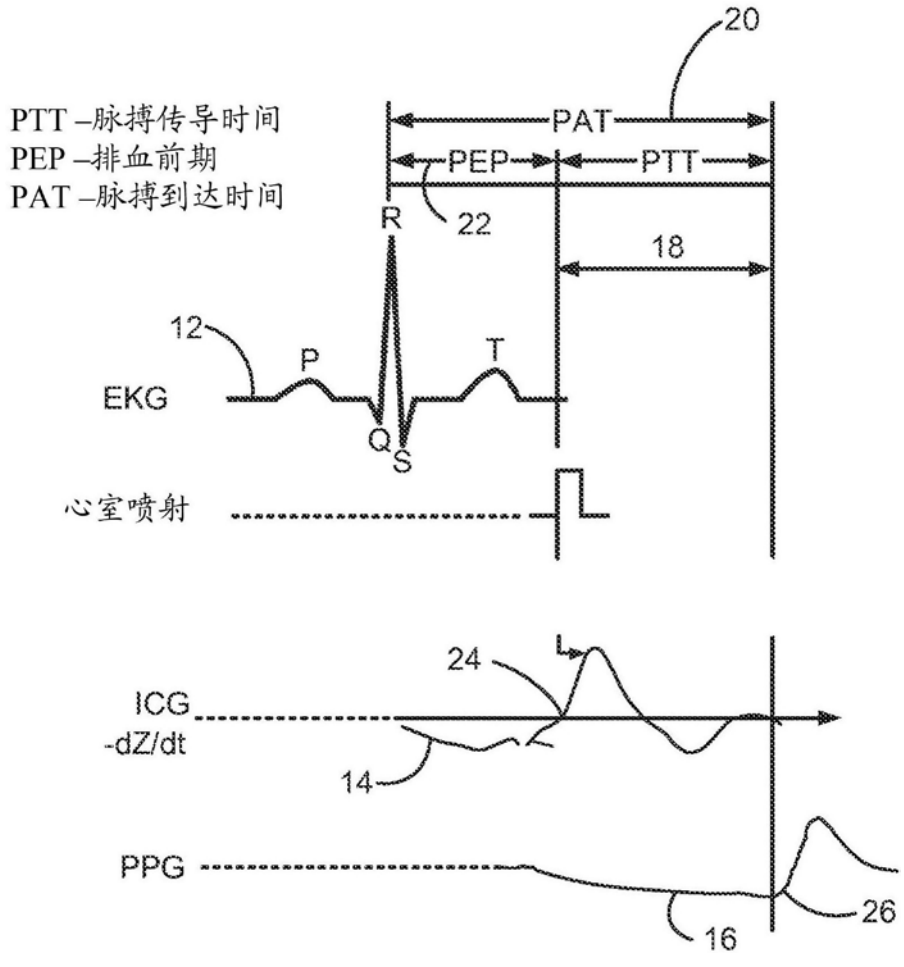


图2

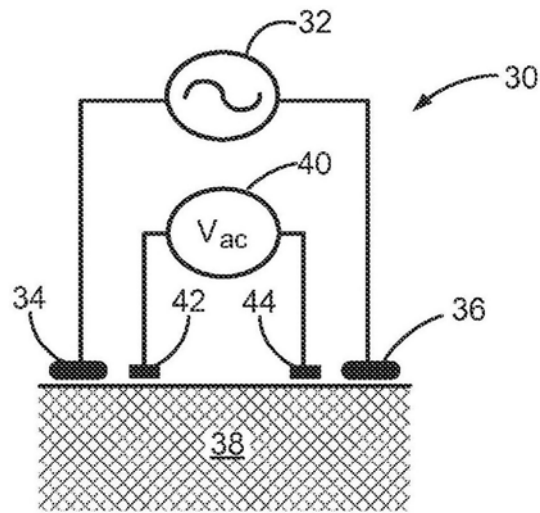


图3

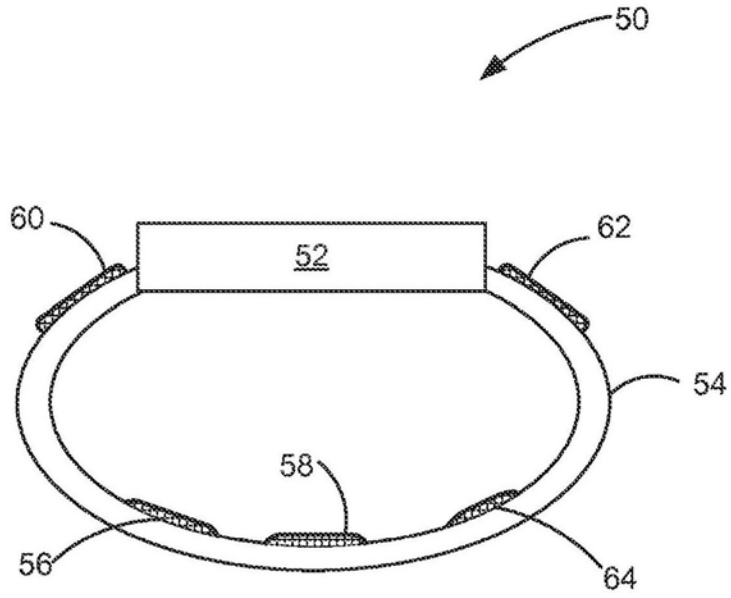


图4

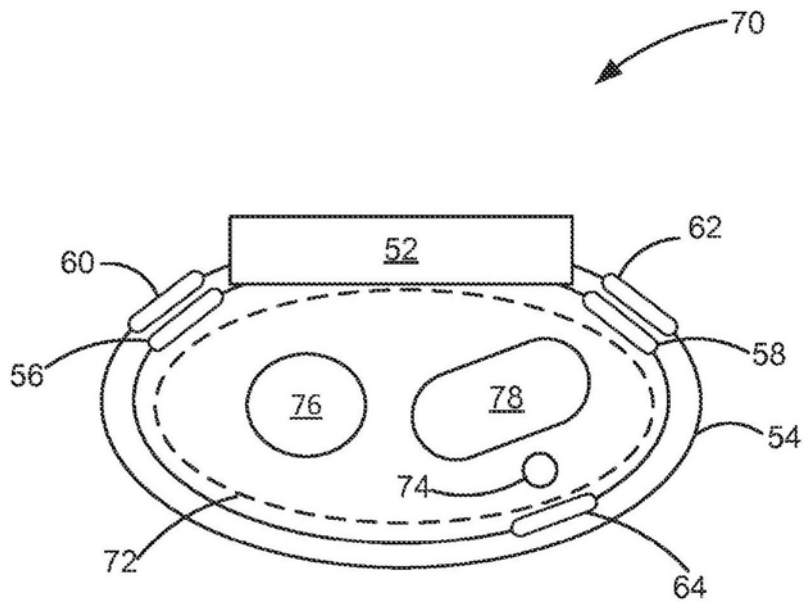


图5

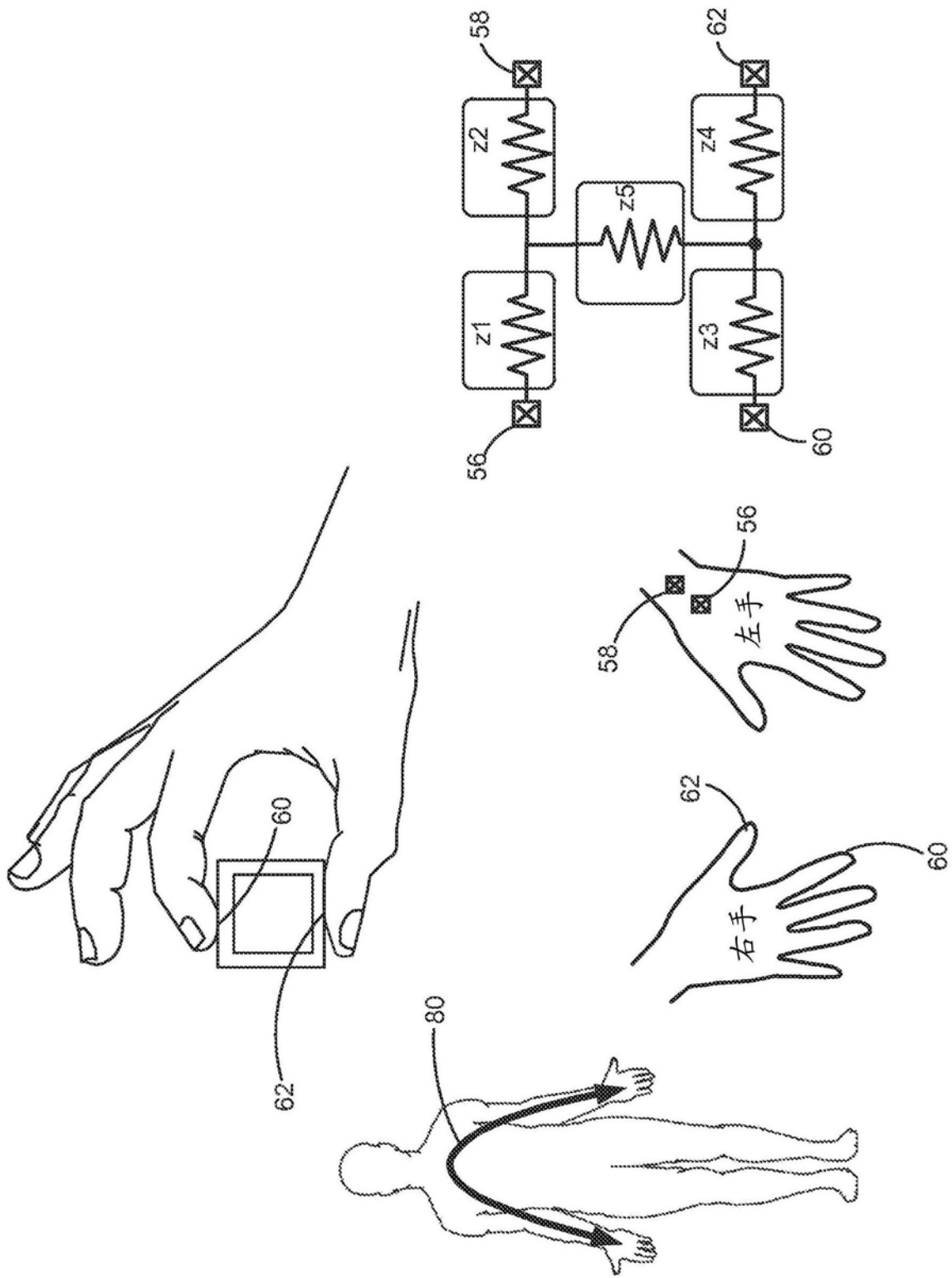


图6

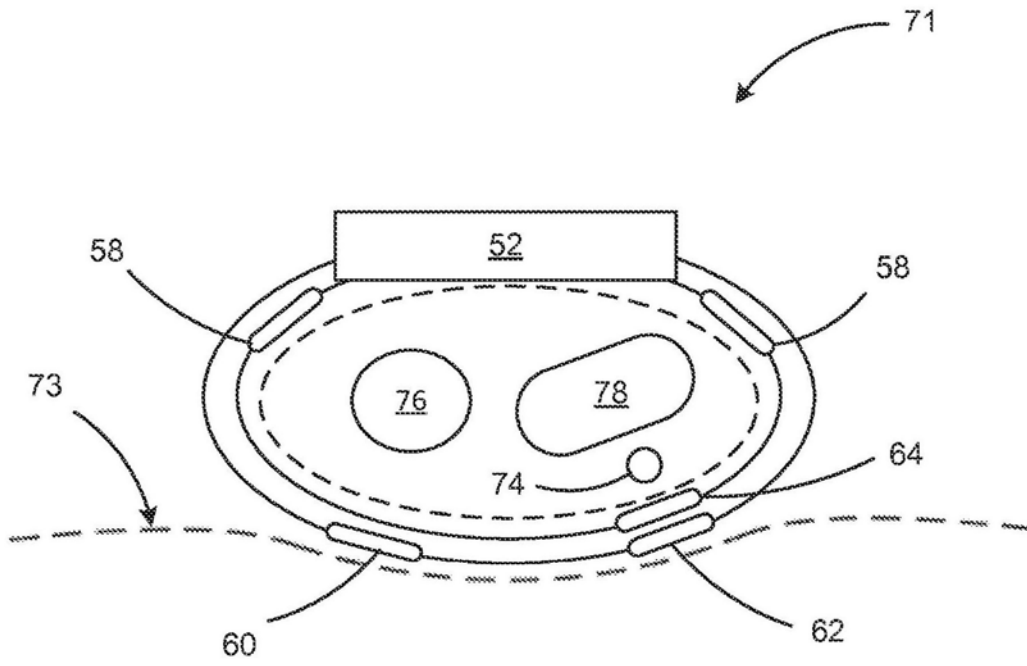


图6A

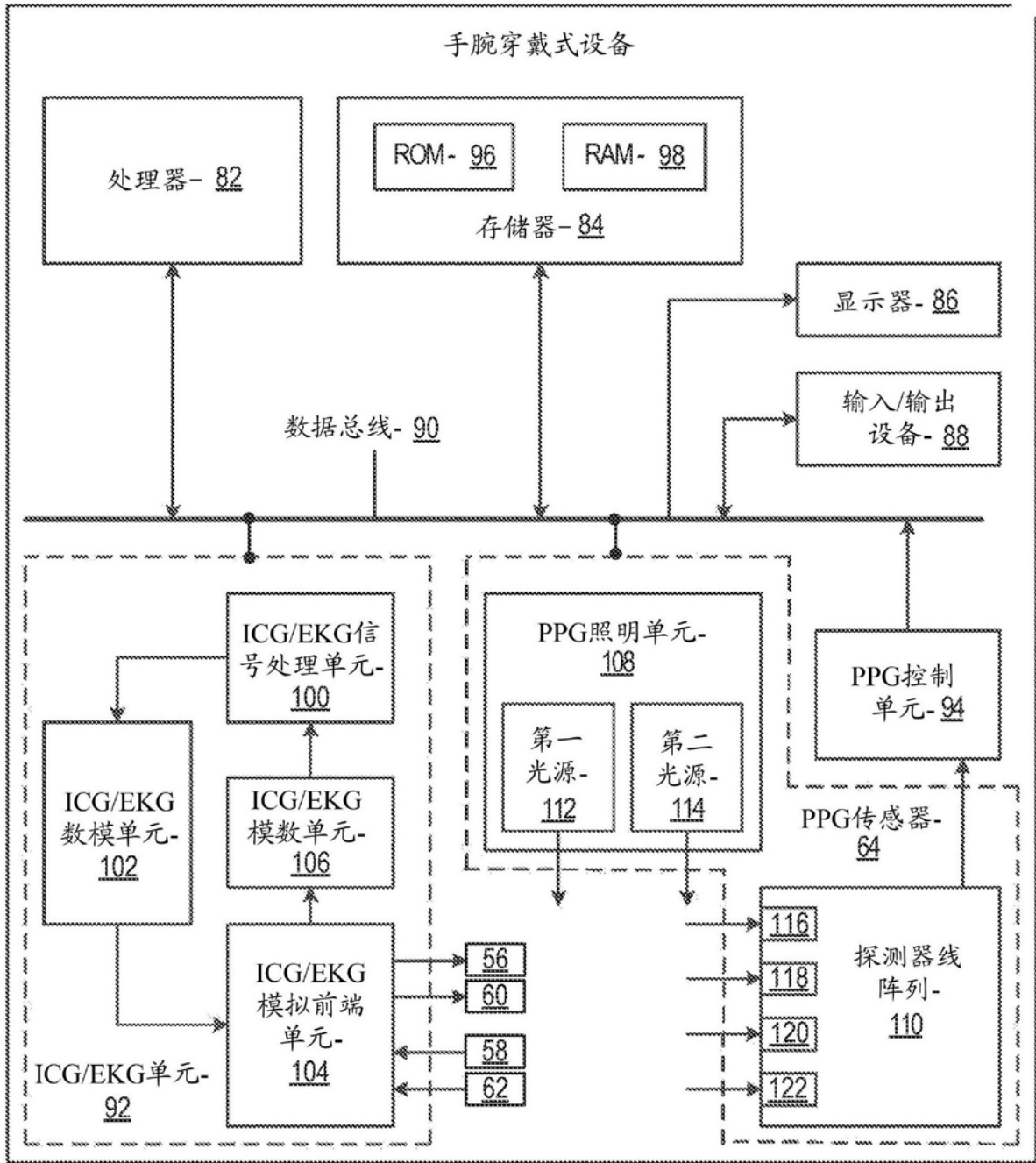


图7

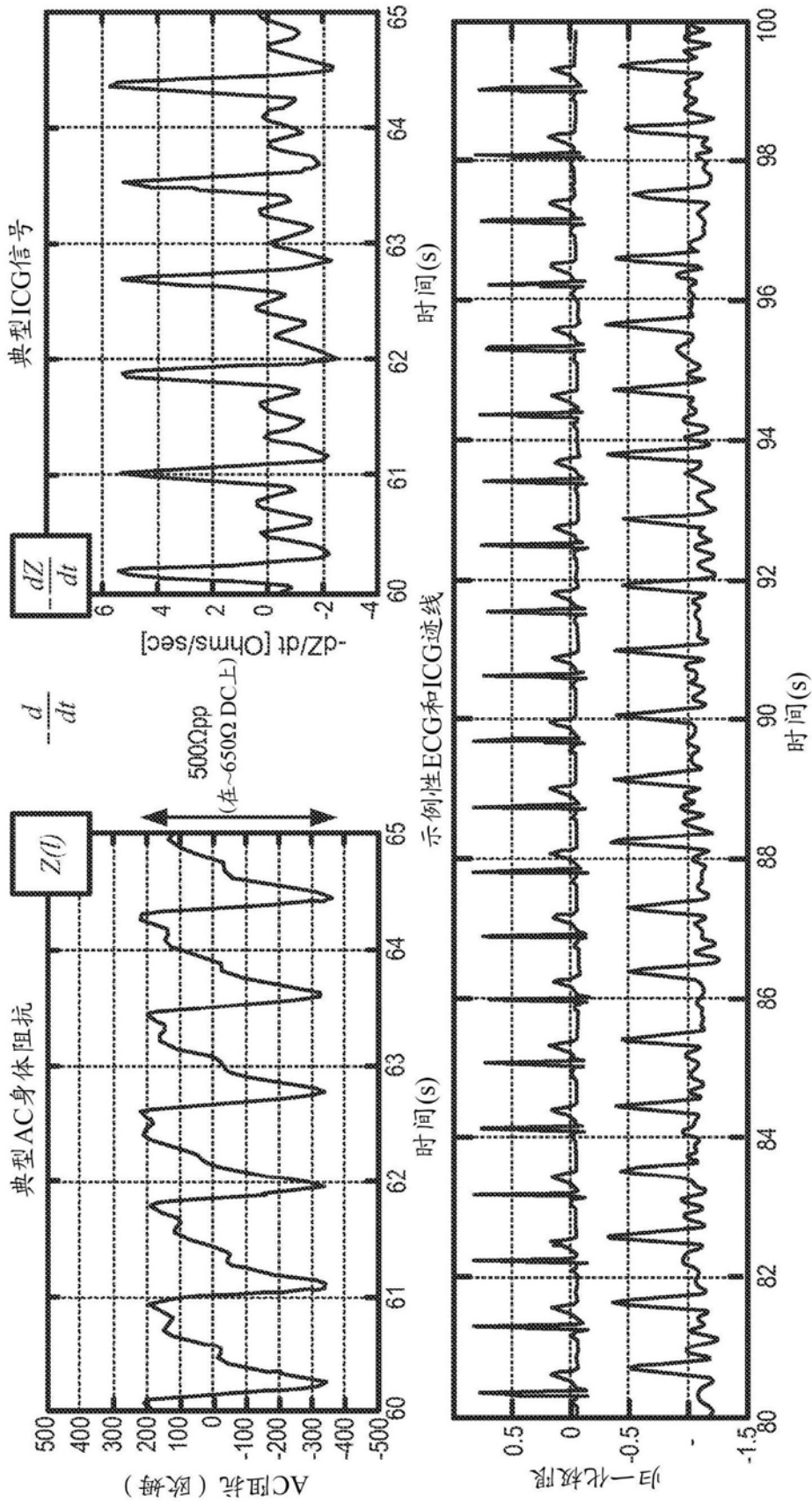


图8

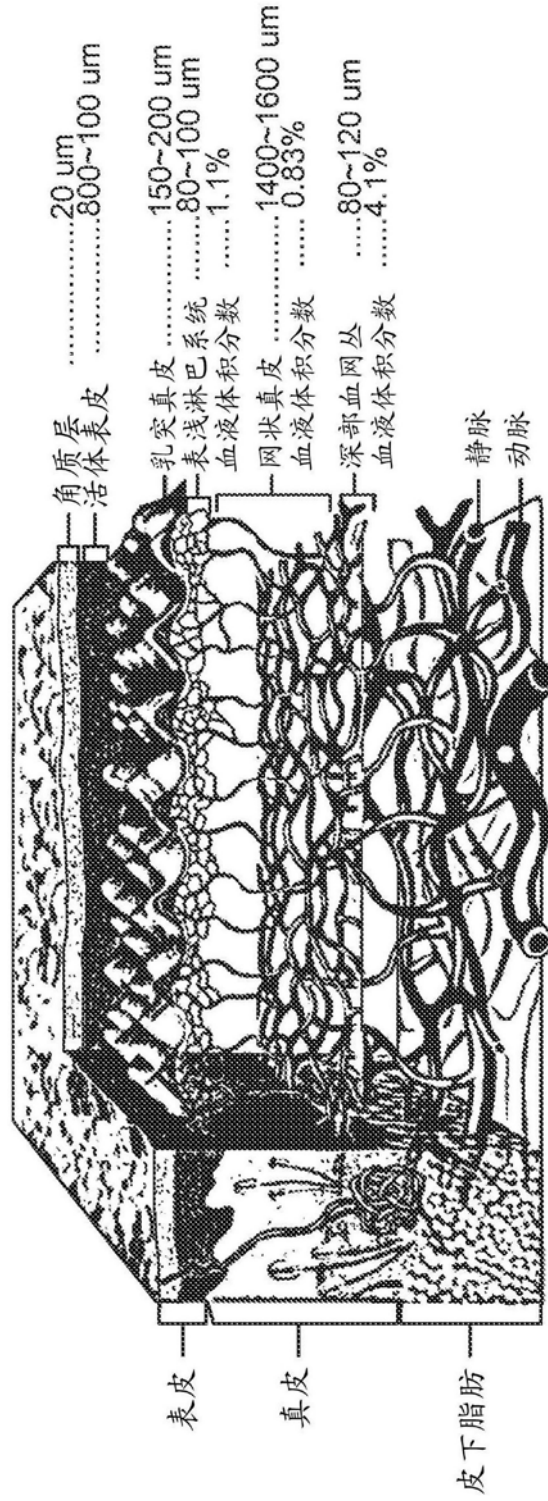


图9

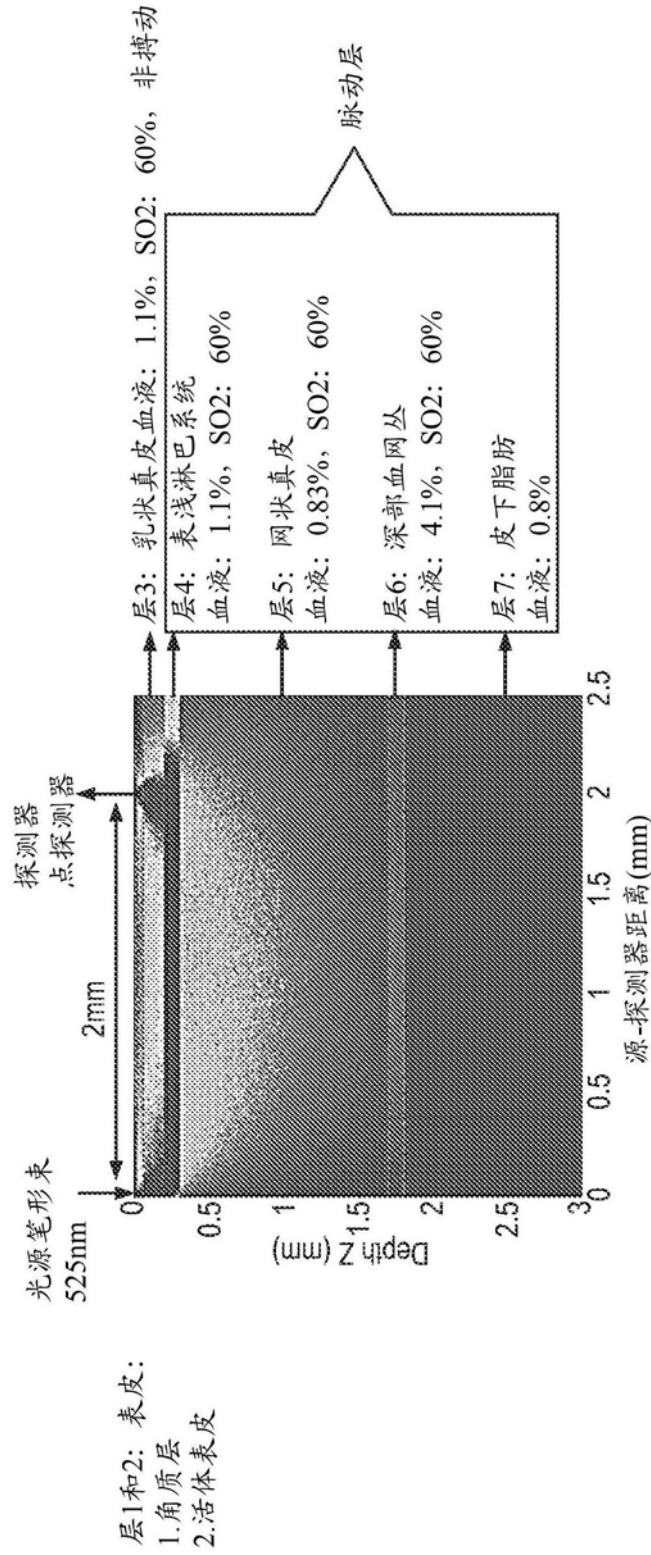


图10



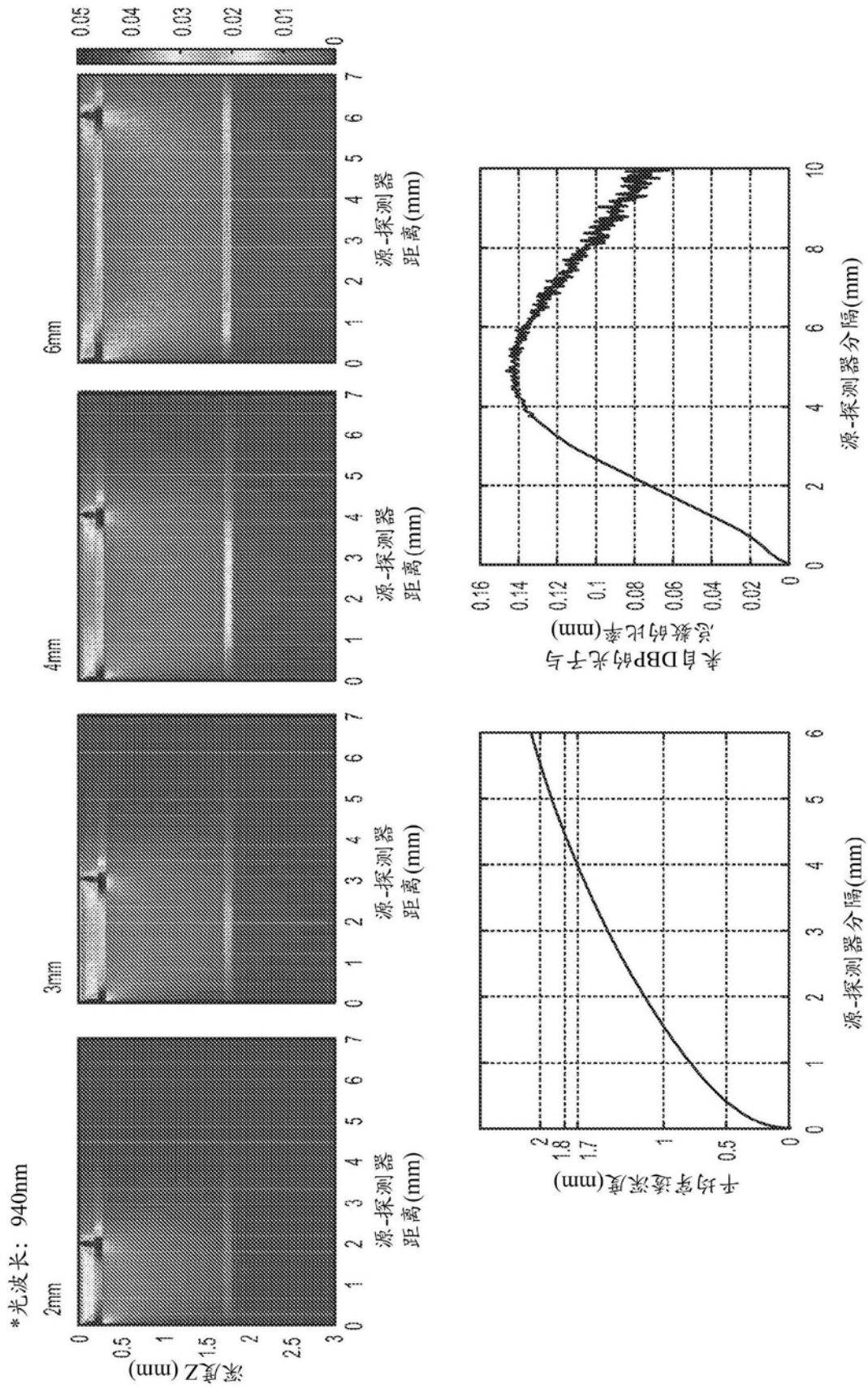


图12

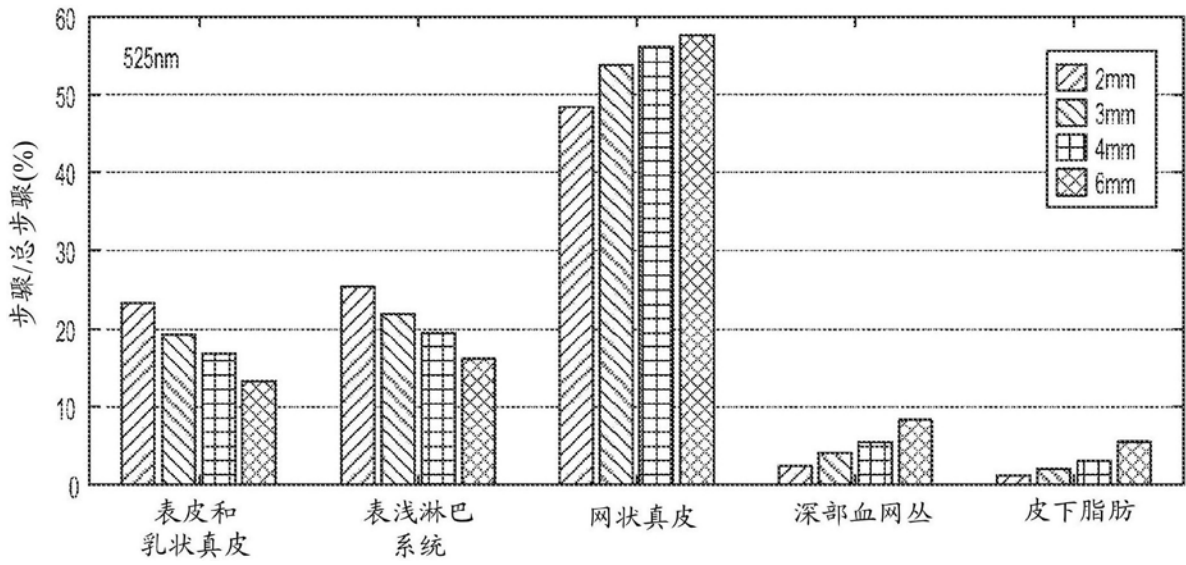


图13

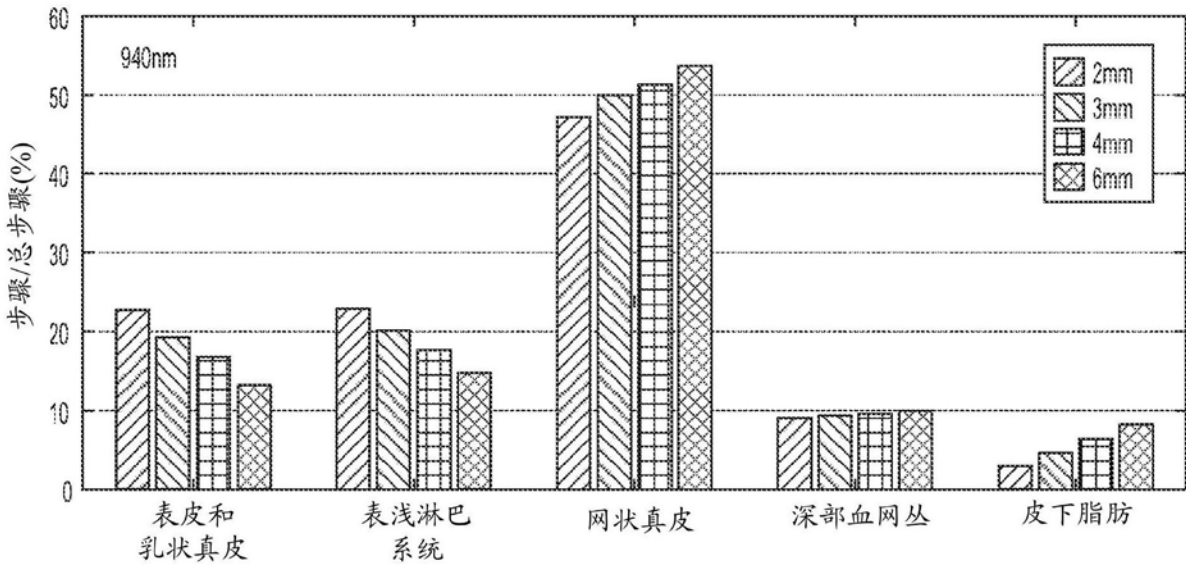


图14

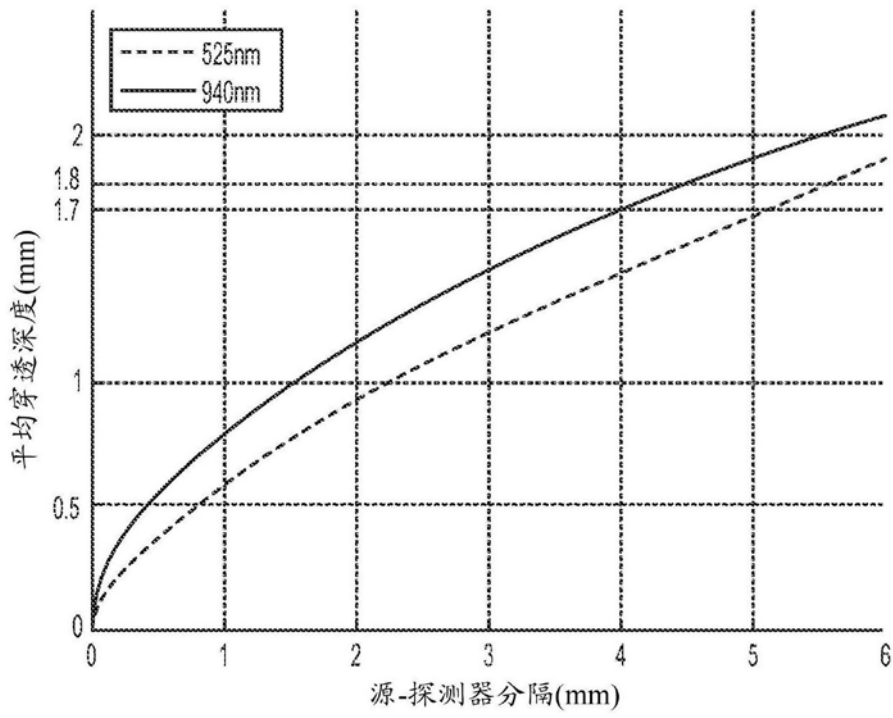


图15

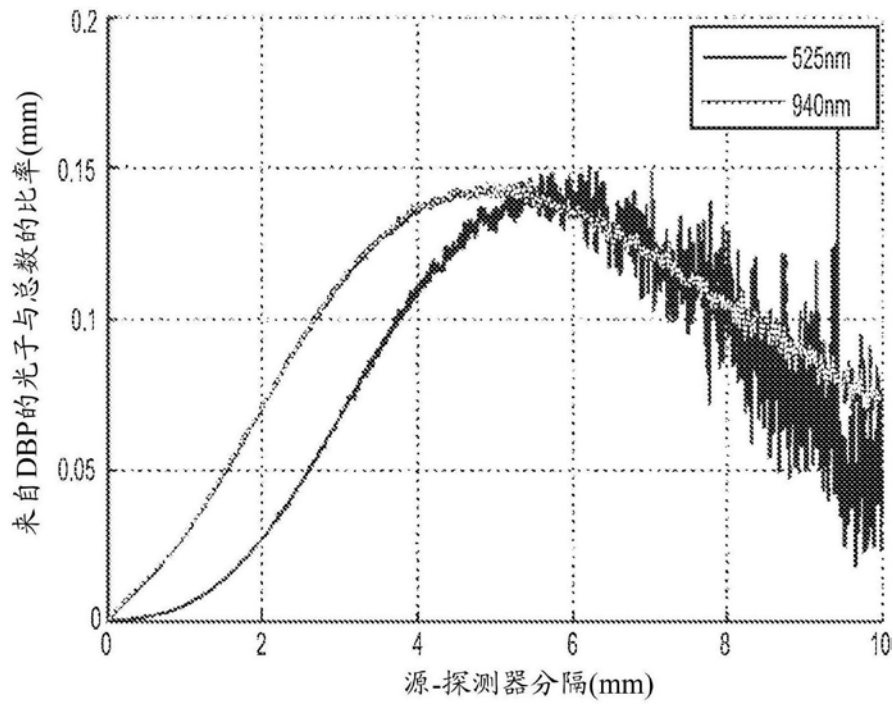


图16

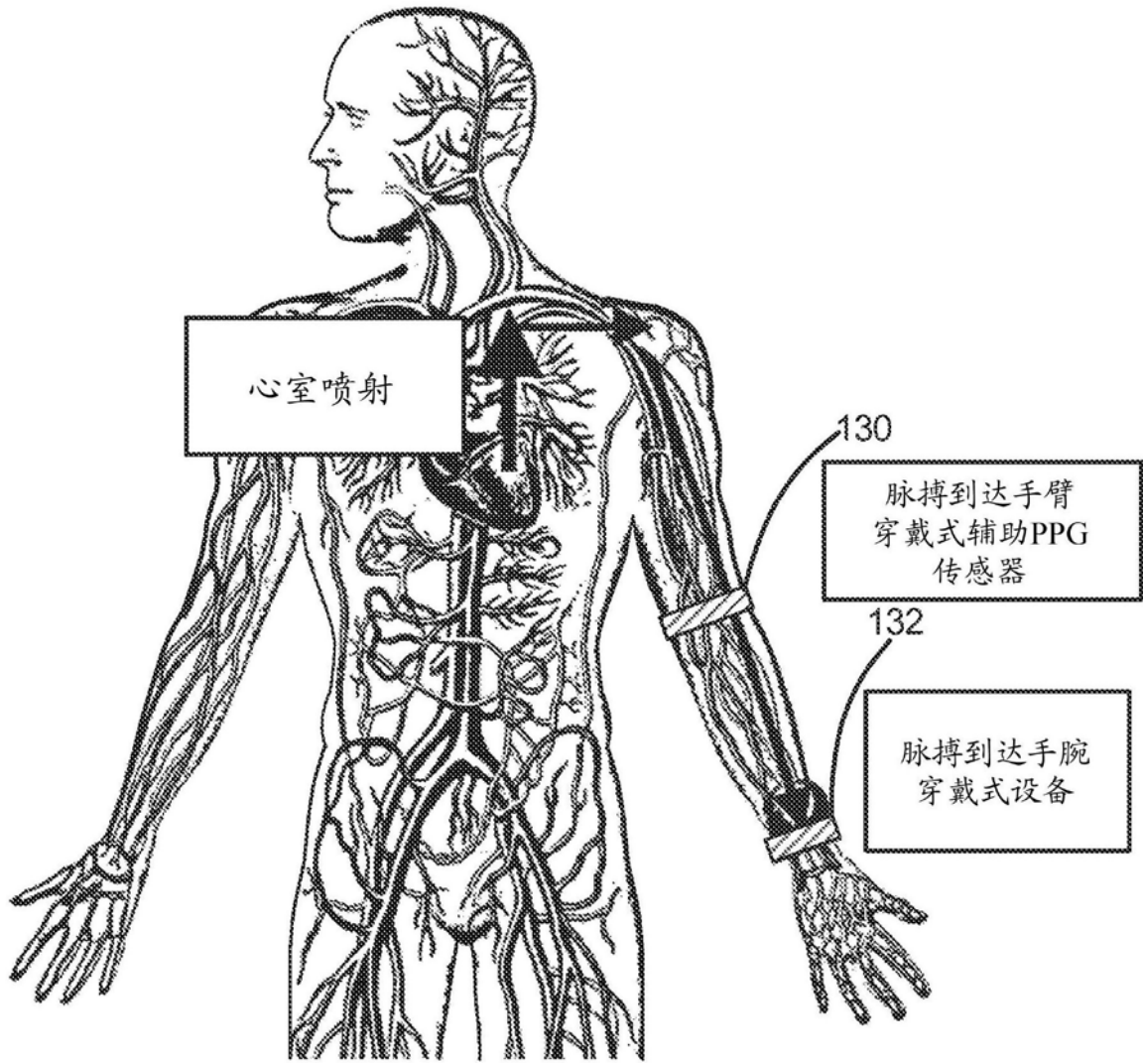


图17

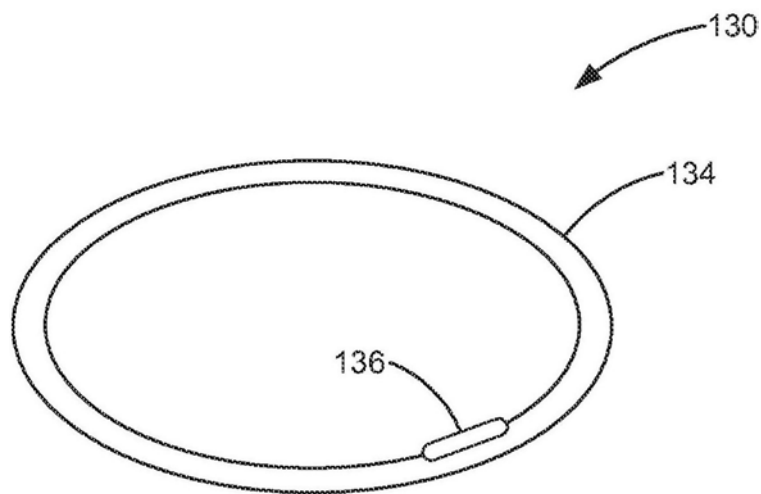


图18

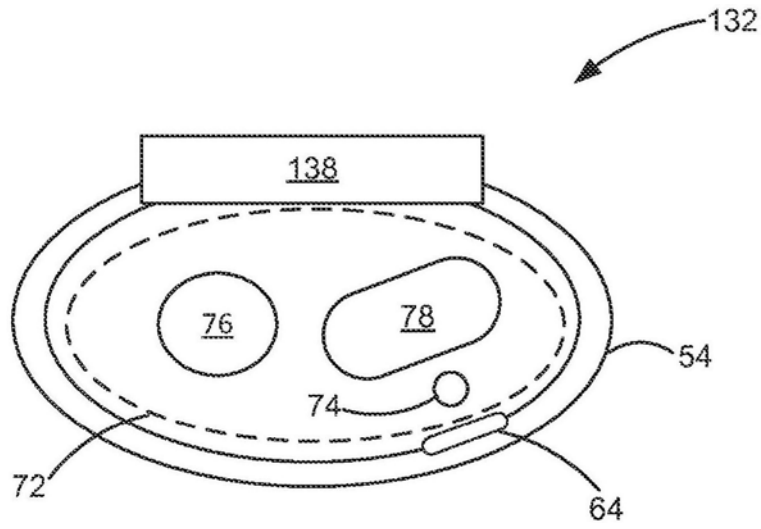


图19

专利名称(译)	将脉搏传导时间(PTT)测量系统电耦接到心脏以用于血压测量		
公开(公告)号	<a href="#">CN107072538A</a>	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580046584.9	申请日	2015-09-08
[标]申请(专利权)人(译)	苹果公司		
申请(专利权)人(译)	苹果公司		
当前申请(专利权)人(译)	苹果公司		
[标]发明人	T J 苏里万 W N 多尔蒂 R C 基莫托 E H 克拉森 R 纳拉塞姆汉 S 维多 T K 维泰赫斯特 D P S 勇 S 奎杰诺 曾子敬		
发明人	T·J·苏里万 W·N·多尔蒂 R·C·基莫托 E·H·克拉森 R·纳拉塞姆汉 S·维多 T·K·维泰赫斯特 D·P·S·勇 S·奎杰诺 曾子敬		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0408 A61B5/053 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/04085 A61B5/053 A61B5/14551 A61B5/681 A61B5/6824		
代理人(译)	周磊		
优先权	62/047486 2014-09-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明公开了一种以非侵入方式测量脉搏传导时间并使用脉搏传导时间来计算血压值的手腕穿戴式设备和相关的方法。该手腕穿戴式设备包括手腕穿戴式细长带、耦接到手腕穿戴式设备以用于检测心脏的心室喷射的至少四个EKG电极或ICG电极、耦接到手腕穿戴式设备以用于检测血压脉搏到达用户的手腕的光体积描记(PPG)传感器、以及被配置为计算血压脉搏的脉搏传导时间(PTT)的控制器。该控制器基于PTT来计算针对用户的一个或多个血压值。

