



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109803575 A

(43)申请公布日 2019.05.24

(21)申请号 201780045557.9

(22)申请日 2017.07.21

(30)优先权数据

62/365,978 2016.07.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2017/093917 2017.07.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/014870 EN 2018.01.25

(71)申请人 爱脉(知识产权)有限公司

地址 中国香港九龙尖沙咀加拿芬道41-43
号梭罗大厦14楼1406室

(72)发明人 陈鸿达 顾闻博 陶筠威 梁立慧

(74)专利代理机构 深圳市六加知识产权代理有限公司 44372

代理人 宋建平

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

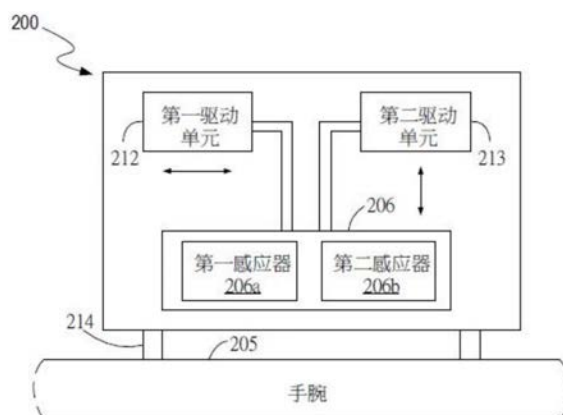
权利要求书4页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

一种用于测量生理信息的电子设备及其方法

(57)摘要

本发明揭示了一电子设备(200)以测量生物的生理信息。该电子设备(200)包括一传感器组件(206),具有一电磁结构的第一驱动单元(212)和一第二驱动单元(213)。该第一驱动单元(212)驱动该传感器组件(206)在该生物皮肤上方沿着一扫描路径以非接触方式扫描该生物皮肤以确定一测量位置。该第二驱动单元(213)以基于该测量位置驱动该传感器组件(206)向着该生物皮肤移动并接触该生物皮肤以测量该生理信息。



1. 一种测量生物体生理信息的电子设备,该电子设备包括:
 - 一传感器组件,
 - 一具有电磁结构的第一驱动单元以驱动该传感器组件在该生物体皮肤上方沿着一扫描路径以非接触方式扫描该生物体皮肤以确定一测量位置;以及
 - 一第二驱动单元以基于该测量位置驱动该传感器组件向着该生物体皮肤移动并接触该生物体皮肤以测量该生理信息。
2. 如权利要求1所述的电子设备,其中在该确定的测量位置的临近区域下预计存在一血管。
3. 如权利要求2所述的电子设备,其中该血管为一桡骨动脉血管。
4. 如权利要求1所述的电子设备,其中第一驱动单元包括:
 - 一磁铁;以及
 - 一线圈;其中该磁铁与该线圈交互作用从而产生一电磁力以驱动该传感器组件。
5. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第一驱动单元包括:
 - 一磁铁;
 - 一线圈;以及
 - 一移动组件和一导轨,其中该移动组件与该传感器组件相耦合,并且该导轨引导该移动组件沿着该导轨移动。
6. 如权利要求5所述的电子设备,其中该磁铁固定而线圈可动并且与该移动组件相连。
7. 如权利要求5所述的电子设备,其中该线圈固定而磁铁可动且与该移动组件相连。
8. 如权利要求5所述的电子设备,其中在该导轨与该移动组件之间设定一移动过程中产生的摩擦力,以减少传感器组件的移位并提高其稳定性。
9. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第一驱动单元还包括一弹性单元,其一端固定而另一端与传感器组件耦合以向传感器组件提供一回弹力。
10. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第二驱动单元包括:
 - 一控制器;以及
 - 至少一齿轮,其与该传感器组件相耦合;其中该控制器控制该齿轮的转动以朝向生物体皮肤的方向或离开生物体皮肤的方向滚动,从而使得与该齿轮耦合的该传感器组件得以向着生物体皮肤方向或离开生物体皮肤方向移动以进行该测量。
11. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第二驱动单元包括:
 - 两面导轨壁;以及
 - 两个齿轮,其中该两个齿轮在该两面导轨壁间并排耦合,以向着该生物体皮肤方向按压该传感器组件并防止该传感器组件倾斜。
12. 如权利要求1所述的电子设备,其中该传感器组件包括:
 - 一第一传感器,其通过发射并探测一种或多种波以扫描该生物体皮肤表面,从而判断该测量位置;以及
 - 一第二传感器,通过将该第二传感器按压该生物体皮肤表面以感测该生理信息。
13. 如权利要求12所述的电子设备,其中该一种或多种波选自电磁波和/或机械波。

14. 如权利要求13所述的电子设备,其中该第一传感器为一光学传感器并且该第二传感器为一压力传感器。

15. 如权利要求12所述的电子设备,其中该第一传感器和该第二传感器间的距离小于一阈值从而使得由于该两个传感器间的位差导致的测量偏差位于一可接受范围内。

16. 如权利要求12所述的电子设备,其中该第二传感器通过在该测量位置临近的多个位置测量压力脉冲信号并基于该测量的压力脉冲信号确定一最优位置以微调该测量位置。

17. 如权利要求12所述的电子设备,其中该第一传感器和该第二传感器分别置于该传感器组件的基板的内置空腔中,并且一透明材料填充该空腔以密封该第一传感器和该第二传感器从而保护及避免该第一传感器和该第二传感器直接接触空腔的外部。

18. 如权利要求1所述的电子设备,其中该传感器组件用于在该测量位置探测该生物体的血氧饱和度,并且在探测该血氧饱和度的过程中基于该测量的生理信息控制传感器组件在生物体皮肤上的接触深度。

19. 如权利要求1所述的电子设备,其中在该传感器组件的探测表面上涂敷一层保护层以减少该生物体皮肤与该传感器组件间的摩擦并有效防止水汽经由该探测表面扩散入该传感器组件。

20. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第二驱动单元驱动该传感器组件在该测量位置向着该生物体皮肤移动并按压该生物体皮肤以测量该生理信息。

21. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第一和第二驱动单元驱动该传感器组件以微调该测量位置并在该微调的位置测量该生理信息。

22. 如权利要求1所述的电子设备,还包括一隔膜单元,其具有多个隔膜段,在每次测量过程中使用一段新隔膜覆盖该电子设备的测量表面。

23. 如权利要求22所述的电子设备,其中使用一滚动单元将该多个隔膜段一段接一段滚动出来以覆盖该测量表面。

24. 如权利要求23所述的电子设备,其中由该生物体手动控制该滚动单元以将该隔膜段滚动出来。

25. 如权利要求23所述的电子设备,其中由一独立马达控制器自动控制该滚动单元以将该隔膜段滚动出来。

26. 如权利要求23所述的电子设备,其中由该第一和/或第二驱动单元控制该滚动单元以将该隔膜段滚动出来。

27. 如权利要求1所述的电子设备,其中经由一预测算法基于该扫描路径及沿着该扫描路径扫描得到的扫描信号预测该测量位置。

28. 如权利要求27所述的电子设备,其中基于该扫描信号及该扫描路径的变化预测该测量位置。

29. 如权利要求1所述的电子设备,其中该第一驱动单元驱动该传感器组件以非接触方式扫描该生物体皮肤以通过以下步骤确定该测量位置:

采用一预训练模型基于在传感器组件当前及先前扫描位置测量的感应信号产生一预测测量位置;

如果该预测测量位置满足一预设条件,输出该预测测量位置以备后续应用;以及

如果该预测测量位置不满足该预设条件,基于该预测测量位置控制该传感器组件向下

一个扫描位置的移动,并返回该第一步以产生下一个预测测量位置。

30.如权利要求29所述的电子设备,其中该传感器组件以变速移向该预测测量位置。

31.如权利要求29所述的电子设备,其中如果该预测测量位置的可靠范围满足该测量位置的精度要求,则满足该预设条件。

32.如权利要求31所述的电子设备,其中该精度要求为该预测测量位置的该可靠范围小于1-2mm。

33.一种医疗保健系统,该系统包括:

权利要求1的该电子设备;以及

佩戴在该生物体身上的可移动框架,

其中该传感器组件与该可移动框架相耦合以测量该生物体的该生理信息,并且在结束测量时与该可移动框架拆分。

34.如权利要求33所述的医疗保健系统,其中该可移动框架通过一腕带佩戴于该生物体的手腕上。

35.如权利要求33所述的医疗保健系统,其中一旦确定一目标位置,则将该可活动框架锁定于该目标位置。

36.一种将一电子设备应用于一生物体的方法,该方法包括:

将一传感器组件置于该生物体皮肤上方;

采用一具有一电磁结构的第一驱动单元驱动该传感器组件以在该生物体皮肤上方沿着一扫描路径以一种非接触方式扫描该生物体皮肤以确定一测量位置;以及

采用一第二驱动单元基于该测量位置驱动该传感器组件向着该生物体皮肤移动并接触该生物体皮肤以测量该生物体的生理信息。

37.如权利要求36所述的方法,其中该测量位置经确定为一血管预计位于该测量位置的临近区域以下。

38.如权利要求36所述的方法,还包括:

通过该第一驱动单元的一磁铁与一线圈间的交互作用产生一电磁力以驱动该传感器组件。

39.如权利要求36所述的方法,还包括引导一与该传感器组件相耦合的移动组件沿着一导轨移动。

40.如权利要求39所述的方法,还包括在该导轨和该移动组件间产生一移动摩擦力以减少该传感器组件的移位元并提高其稳定性。

41.如权利要求36所述的方法,还包括向该传感器组件提供一与该电磁力相对应的回复力。

42.如权利要求36所述的方法,还包括:

使用该传感器组件的一第一传感器扫描该生物体皮肤以确定该测量位置;以及

使用该传感器组件的一第二传感器按压于该生物体上以感测该生理信息。

43.如权利要求42所述的方法,还包括:

微调该测量位置,包括使用该第二传感器在该测量位置临近的多个位置测量压力脉冲信号并基于该测量的压力脉冲信号确定一最优位置。

44.如权利要求36所述的方法,还包括:

采用该传感器组件在该测量位置探测该生物体的血氧饱和度;以及

在探测该血氧饱和度的过程中基于该测量的生理信息控制传感器组件在生物体皮肤上的接触深度。

45. 如权利要求36所述的方法,还包括采用该第一和第二驱动单元驱动该传感器组件以微调该测量位置并在该微调位置测量该生理信息。

46. 如权利要求36所述的方法,还包括在每次测量时在该电子设备的测量表面覆盖一隔膜单元的一段新隔膜。

47. 如权利要求46所述的方法,还包括使用一滚动单元将隔膜单元的多个隔膜段一段接一段滚动出来以覆盖该测量表面。

48. 如权利要求47所述的方法,还包括采用该第一和/或第二驱动单元控制该滚动单元以滚动该隔膜段。

49. 如权利要求36所述的方法,还包括采用一预测算法基于该扫描路径及沿着该扫描路径扫描得到的扫描信号预测该测量位置。

50. 如权利要求49所述的方法,其中基于该扫描信号及该扫描路径的变化而预测该测量位置。

51. 如权利要求36所述的方法,其中该测量位置经由以下方式确定:

采用一预训练模型基于在传感器组件当前及先前扫描位置测量的感应信号产生一预测测量位置;

如果该预测测量位置满足一预设条件,输出该预测测量位置以备后续应用;以及

如果该预测测量位置不满足该预设条件,基于该预测测量位置控制该传感器组件向下一个扫描位置的移动,并返回该第一步以产生下一个预测测量位置。

52. 如权利要求51所述的方法,其中通过以变速移动该传感器组件以接近该预测测量位置从而控制该传感器组件的移动。

53. 如权利要求51所述的方法,其中如果该预测测量位置的可靠范围满足该测量位置的精度要求,则满足该预设条件。

54. 如权利要求53所述的方法,其中该精度要求为该预测测量位置的该可靠范围小于1-2mm。

一种用于测量生理信息的电子设备及其方法

【技术领域】

[0001] 本发明的下述实施例描述了一种电子设备,特别是用于测量用户生理信息的电子设备。

【背景技术】

[0002] 当前在健康护理产业,结合了多种健康工具的技术已变得越来越流行,并且逐渐得到更加普遍的应用。通过利用不断扩充的有效工具,许多电子感测装置可利用逐渐扩充的有效工具而得到并提供大量健康数据,从而为消费者所利用以进行相关的个人及临床决策。通常地,带有健康工具的电子感测装置可以通过非入侵方式测量使用者的心率,心率变化率,血压,体温,移动,和/或其他生物信息。

[0003] 在一个应用领域,电子感测装置被设计为通过腕部血管测量用户的健康数据,例如,心率及血压。一种袖带型腕式血压计通过阻塞手腕周围血管内的血液流动以测量血压。因此,该种设备无法持续测量血压。为了持续测量血压,有些电子感测装置通过测量光电容积脉搏波信号及心电图信号以计算脉搏传递时间并由此估计血压。然而,基于脉搏传递时间进行血压估算需要频繁地校准。并且,同时测量光电容积脉搏波信号及心电图信号也并不方便。

[0004] 鉴于对健康数据测量的庞大需求,期望进一步改进并提供一种精确且小型化电子感测装置以进行连续血压测量。

【发明内容】

[0005] 本发明提出了一种测量生命体生理信息的电子设备,该电子设备包括一传感器组件,一具有电磁结构的第一驱动单元和一第二驱动单元。其中该第一驱动单元驱动该传感器组件在该生命体皮肤上方沿着一扫描路径以非接触方式扫描该生命体皮肤以确定一测量位置;该第二驱动单元基于该测量位置驱动该传感器组件向着该生命体皮肤移动并接触该生命体皮肤以测量该生理信息。

[0006] 其他实施例将在后文中探讨。

【附图说明】

[0007] 图1显示根据根据本发明的一个实施例的在使用者手腕上用于血压测量的优选位置的示意图。

图2显示根据本发明的一个实施例的用于健康护理的电子设备200的方框图。

图3显示根据本发明的一个实施例的用于健康护理的电子设备300的示意图。

图4显示根据本发明的一个实施例的用于在使用者手腕内侧侦测血压的电子设备400的示意图。

图5显示根据本发明的一个实施例的应用于电子设备200中的传感器组件206的俯视图。

图6A和6B显示根据本发明的一个实施例的带有传感器组件206的电子设备于用户手腕上的操作机制示意图。

图7A显示根据本发明的一个实施例的当传感器组件206如图6A所示与使用者手腕接触时其接收的反射光信号及压力脉冲信号的波形图。

图7B显示根据本发明的一个实施例的当传感器组件206如图6B所示的按压使用者手腕时其接收的反射光信号及压力脉冲信号的波形图。

图8A显示根据本发明的一个实施例的具有隔膜单元的电子设备200的示例性结构示意图。

图8B显示根据本发明的一个实施例的关于隔膜单元的一段新隔膜873的底视图。

图8C显示根据本发明的一个实施例的带有隔膜单元的电子设备200接触用户皮肤的示意图。

图9A显示根据本发明的一个实施例的具有一涂层的传感器组件906的俯视图。

图9B显示根据本发明的一个实施例的具有该涂层的传感器组件906的横断面视图(由图9a的AA'方向)。

图10A显示根据本发明的一个实施例的通过腕带佩戴于使用者手腕上的可活动框架的示意图。

图10B显示根据本发明的一个实施例的置于用户手腕上并与可活动框架相耦合以测量用户的健康信息的便携式设备的示意图。

图11显示根据本发明的一个实施例的感应信号,扫描路径及皮肤轮廓间的测量关系的实例图。

图12显示根据本发明的一个实施例的经由一预测算法预测测量位置的流程图。

图13显示根据本发明的一个实施例的一种将电子设备应用于用户的流程图。

【具体实施方式】

[0008] 为使对本发明的目的、构造特征及其功能有进一步的了解,兹配合相关实施例及图示详细说明如下:

[0009] 现将详细地参考本发明的当前实施例,每个实施例通过解释本发明,而不是限制本发明的方式提供。实际上,对于本领域技术人员来说显而易见地是,在不脱离本发明的范围或精神的情况下,可在本发明中做出修改和变型。

[0010] 此外,在以下描述中,阐述诸多特定细节(诸如,特定组态、尺寸及制程等)以便提供对实施例的透彻理解。然而,应理解,所描述的发明的各种组件可以除本文中所描述的彼等形式之外的多种形式组合及/或实践。特定言之,以关于下文提供的一些实例的特定组合来描述模块及组件然而,其他组合为可能的,其可藉由新增、移除及/或重新布置模块以获得具有所需特征的装置或系统来实现。鉴于以上背景,本发明的主旨是提供一种电子设备以监测用户的健康状态。

[0011] 在一实施例中,用于健康护理的电子设备可以是一种腕式佩戴设备以测量用户的健康数据,例如,心率,心率变化率,血压,血氧饱和度,和/或精神压力,但本实施例不限于此。在一个实施例中,电子设备是一种佩戴于使用者手腕上的软或硬质的腕带并且在不脱离示范性实施例的范畴的情况下可以具有多种的形状及尺寸。其他示范性实施例包括可佩

戴于手臂,脖颈,脚踝或人体的其他部分。

[0012] 图1显示根据本发明的一个示例性实施例的在使用者手腕上用于血压测量的优选位置的示意图。电子设备包括压力传感器(如图2所示),置于用户手腕靠近血管的位置,用于测量血压。更详细地说,如虚线圆圈101所示,压力传感器置于桡骨末端上的桡骨动脉附近。圆圈101内的桡骨动脉放大图102描绘了其中更多细节,其中可见压力传感器置于桡骨动脉的邻近区域内。当压力传感器将桡骨动脉压向桡骨时,在仅由一层薄薄的皮肤及皮下组织覆盖的手腕处即可清楚地检测到脉搏信号。由此,需要确定如圆圈101所示的手腕桡骨动脉的目标邻近区域以确保测量准确性。

[0013] 在某些情况下,采用了一压力传感器阵列以在某一区域内,例如圆圈101中,侦测多个脉冲信号,并且从中选择一个最大信号,其对应位置靠近手腕的桡骨动脉,从而可以准确地测量用户的健康数据,例如心率和血压。然而,压力传感器阵列体积较大且成本较高。在某些情况下,使用一马达在手腕皮肤表面上沿一预设方向,例如图1中所描绘垂直于动脉血管方向的方向104,移动压力传感器以在该预设方向上侦测多个脉冲信号。类似的,从中选择一个最大信号从而确定其对应位置以测量用户的健康数据。然而,在移动过程中,由于压力传感器与皮肤表面相接触,该马达需要具有足够扭矩以克服传感器与皮肤表面之间的摩擦。通常地,使用步进马达或直流马达以操控压力传感器沿着手腕表面移动扫描从而获得多个脉冲信号,以识别预计动脉血管位于其下的最优测量位置。然而,步进或直流马达体积庞大从而使得整个电子设备不够紧凑且不利于长期使用。

[0014] 为了克服以上问题,在一实施例中,本发明藉由一种非接触式传感器,例如,无线波传感器,沿着手腕表面移动以在多个位置感测用户的生理信息,即,在扫描手腕皮肤的过程中无需,至少部分时候无需,接触皮肤表面(非接触方式),并基于感测的生理信息确定测量位置。在一个示例性实施例中,无线波传感器包括能够发射并侦测电磁波或机械波的电磁或机械波传感器。在一个实施例中,无线波传感器为一种光学传感器。在一个示例性实施例中,非接触扫描区域大约为15-20毫米。在一个示例性实施例中,该测量位置靠近,至少位于一个可接受的邻近范围内,手腕皮肤表面下的目标血管。在一个示例性实施例中,非接触式传感器在移动过程中向手腕表面发射一个信号,例如,光信号或超声波信号,并侦测自手腕反射回的信号。基于侦测的信号,即可识别目标测量位置。之后即可使用一压力传感器在识别的测量位置上感测血压等用户的生理信息。在实施例中,藉由非接触式扫描方式识别的测量位置的精度大约为3毫米,之后需要使用压力传感器微调所述测量位置,具体方式包括在围绕所识别的测量位置的多个位置上感测压力脉冲信号并基于感测的压力脉冲信号判断得到一个更精确地测量位置。在另一实施例中,通过运用预测算法可以使得由非接触式扫描识别的测量位置的精度提升到1毫米以内。在此例中,压力传感器可以直接在经由非接触扫描方式识别的测量位置上感测用户的血压等生理信息。在一实施例中,由于在感测过程中,非接触式传感器一直位于皮肤表面之上而无需,至少部分无需,接触皮肤表面,因此与现有技术中驱动压力传感器接触并沿着皮肤表面移动所需的扭矩力相比,驱动非接触式传感器沿手腕表面上方移动所需的扭矩力将会显著减少。在此情况下,可以使用更紧凑的驱动单元,例如,音圈马达,以驱动非接触传感器沿皮肤表面上方移动。音圈马达的尺寸远远小于其他机械/电子马达,例如,步进或直流马达。此外,音圈马达可以控制安装于马达上的传感器的倾斜角度从而达至更准确的测量效果。

[0015] 图2显示根据本发明的一个实施例的用于健康护理的电子设备200的方块图。如图2所示,当电子设备200佩戴于用户手腕216上时,它将通过支撑单元214安置于手腕216的内侧205。电子设备200包括一传感器组件206,用于感测使用者的生理信息,例如,心率、血压以及血氧饱和度信息;一第一驱动单元212,用于驱动传感器组件206在一个默认区域内扫描手腕表面205以侦测用于测量用户的健康数据的测量位置;以及一第二驱动单元213以驱动传感器组件206沿着与皮肤表面205垂直或基本垂直的方向移动从而在非接触式扫描的过程中维持皮肤与传感器组件206间的距离不变,并且在感测血压脉冲及光电容积脉搏波信号波形时可移动传感器组件206以接触甚至压向手腕皮肤。

[0016] 在一个示例性实施例中,传感器组件206包括一第一传感器206a和一第二传感器206b,其中第一传感器206a为一种光学传感器,用于以非接触方式侦测手腕的血管位置,并且第二传感器206b为一种压力传感器,其被一种压制力所驱动以朝向皮肤表面205移动并按压皮肤表面205以微调测量位置并基于该位置测量血管腔压。在一实施例中,第一传感器206a在沿着一默认路径移动时向手腕216方向发射光信号并侦测由手腕216反射回的光线,从而基于侦测结果确定测量的血管位置。在一实施例中,在传感器组件206中第一传感器206a和第二传感器206b整合为一体并由第一驱动单元212和第二驱动单元213驱动以沿着第一和第二方向一起移动。在另一实施例中,第一传感器206a和第二传感器206b为分离单元。在这种情况下,将驱动第一传感器206a以非接触式扫描手腕表面以确定测量位置,并驱动第二传感器206b在测量位置按压手腕皮肤以感测血压。然而,为了便于描述和理解,在之后中将基于第一和第二传感器随着传感器组件206共同移动的实施例进行描述。当然,正如本领域技术人员可以理解之,经过合理的改动,以下的实施例同样可以适用于另一实施例,即,第一和第二传感器206a和206b彼此分开且各自移动的实施例。

[0017] 图3显示根据本发明的一个实施例的用于健康护理的电子设备300的示意图。图3将结合图2进行描述。与先前图标中组件/要素具有相同或相似引用序号的组件/要素亦具有相同或相似的结构/功能。在图3所示的电子设备300中,一引导单元314与传感器组件206相耦合,以引导传感器组件206以非接触方式扫描手腕表面205。在一个示例性实施例中,引导单元314包括至少一个引导轨道303以及至少一个移动组件304以沿着引导轨道303移动。在一实施例中,移动组件304是一滚动或滑动组件。本领域技术人员可以理解的,引导单元314并不限于如图3所示的结构,可以具有可替代配置。例如,引导轨道303可以引导移动组件304沿着一直线或曲线路线移动。引导轨道303以及移动组件304可以是能够满足引导功能的任何形状/结构。此外,图2中的第一驱动单元212(图3中未示出)为一种电磁马达,其包括至少一磁铁301a以及至少一线圈302a,该线圈302a与磁铁301a交互作用以产生电磁力。该电磁马达与引导单元314相耦合以基于电磁力驱动引导单元314引导传感器扫描皮肤表面。在一个示例性实施例中,第一驱动单元212是一音圈马达。

[0018] 在一个示例性实施例中,磁铁301a为固定安置而线圈302a为可移动的并且与移动组件304连接。当电流流经线圈302a时,将在磁铁301a和线圈302a之间产生一个电磁感应力以使线圈302a,带动移动组件304一并,沿着导轨303向靠近或离开磁铁301a的方向移动。在另一实施例中,线圈302a是固定的而磁铁301a是可移动的并且以类似结构与移动组件304相连接。此外,一端固定且另一端与移动组件304相耦合的弹性单元307为移动组件304提供一回弹力。在一个示例性实施例中,弹性单元307为一弹簧。在一个示例性实施例中,弹性单

元307的一端与磁铁相固定而另一端与移动组件304相耦合。基于电磁力与回复力的共同作用,当电流流经线圈302a时,引导单元314即可引导传感器组件206向着目标位置移动并稳定停留在目标位置上。当没有电流流经线圈302a时,弹性单元307的回复力将会将传感器组件206带回其初始位置。

[0019] 在一个示例性实施例中,在导轨303和移动组件304之间预定义一摩擦力,以当传感器组件206停在目标位置上时减少其移位并提高其稳定性。在另一个示例性实施例中,将两组或多组磁铁线圈组合301a/302a和301b/302b安置于移动组件304的两边以在移动组件304的两边提供推/拉力,从而增强移动控制性并提升稳定性。当然,本领域普通技术人员可以理解,此处所讨论的该电子设备的细节描述仅用于举例说明,在不违背本发明精神及范围的情况下电子设备亦可具有其他实施例以及细节。例如,可将弹性单元307在任何位置配置为任何形式,只要可以提供与电磁感应力相对应的回复力即可,从而当电磁马达关闭时可以将传感器组件206带回初始位置。在一个示例性实施例中,可以沿着导轨303在任何位置将弹性单元307配置为任何形式。

[0020] 在一个示例性实施例中,由第一传感器206a沿跨血管方向执行非接触式扫描操作,并且第一传感器206a与皮肤表面之间的距离被控制为1-2毫米以内。在一实施例中,第一驱动单元212将控制传感器组件206的移动以执行第一传感器206a的扫描过程。由皮肤反射回且被第一传感器206a接收的信号将作为反馈信号控制传感器与皮肤的间距。在操作过程中,感应信号的强度随着传感器206a与皮肤表面间的距离变化而变化,即,感应到的信号越强,则表示传感器206a越靠近皮肤;而感应到的信号越弱,则表示传感器206a越远离皮肤。为了降低由于传感器206a和皮肤表面的间距变化而对感应信号的测量精度产生的影响,将控制使传感器206a与皮肤表面的间距恒定。此外,当传感器206a靠近血管时,例如,距离皮肤表面1-2毫米,即可由感应信号侦测到血管脉冲信息。通过沿默认路径扫描皮肤表面并保持传感器206a与皮肤表面的间距位于1-2毫米内,即可根据感应信号的分析结果识别一大致表示血管位置的测量位置范围。一旦确定了测量位置范围,可以实施一位置微调操作以搜寻一个更加准确地血管位置以进行血压测量。在一个实施例中,通过驱动第一驱动单元212以及第二驱动单元213以实施该微调操作。在位置微调操作中,在某一压制力控制下,第二传感器206b在所述测量位置范围内的多个位置收集多个血管脉冲信号以确定一个更精确的测量位置。

[0021] 在另一实施例中,图11显示根据本发明的一个实施例的表明感应信号1101,扫描路径及皮肤轮廓间的测量关系的实例图。在非接触式扫描操作中,第一传感器206a感测的感应信号1101和其扫描路径1102将被收集且存储起来。由于传感器206a和皮肤表面的间距被控制为恒定,传感器206a的扫描路径1102即可用于表示皮肤轮廓1103。一旦非接触式扫描操作结束,即可对传感器206a的感应信号1101及其扫描路径1102进行特征提取,并输入一预训练模型。在一个示例性实施例中,经由机器学习过程训练且建立该预训练模型。预训练模型将会分析感应信号1101以及表示皮肤轮廓1103的扫描路径1102,以预测用于血压测量的血管位置。通常地,动脉血管位于手腕皮肤的一凸起表面下。然而,血管引致的皮肤凸起可能会与某些肌腱的突出前端引致的皮肤凸起相混淆。例如,位于肌腱1104和血管1105上的皮肤表面1103a和1103b皆会微微突出于皮肤表面。然而,如图11所示,在肌腱区域内感测的含有动脉脉冲信息的信号将明显小于在血管区域内感测的含有动脉脉冲信息的信号。

通过训练包括感应信号的先验数据,包括来自多个人的感应信号、扫描路径以及对应的血管位置,即可生成预训练模型,能够基于感应信号1101和扫描路径1102的变化精确预测血管位置,此处手腕表面往往有凸起且携带有动脉脉冲信息的信号相对较强。在一个示例性实施例中,通过预训练模型确定测量位置的精度可以提高到距离血管不超过1毫米。因此,在另一个实施例中,即可省略位置微调操作而直接在预测的测量位置内进行血压测量。

[0022] 在仍然另一个实施例中,如图12所描绘,机器学习过程预测测量位置的流程图,在非接触式扫描操作中,将持续收集、存储并处理传感器206a的感应信号及扫描路径。在步骤1201中,当传感器206a移至当前扫描位置并随之进行测量后,则在步骤1202中对所感应信号以及该扫描位置进行特征提取,并将所提取特征值存入一个数据存储器以备后续应用。在一个实施例中,在步骤1201中当传感器206a移至当前扫描位置并随之进行测量后,基于一系列扫描位置即可确定皮肤轮廓。这之后,在步骤1203中,将传感器206a的感测数据,包括在当前及之前的移动过程中测量的数据,以及由当前及之前的扫描位置所表示的扫描路径一并输入一预训练模型中。之后在步骤1203中预训练模型将基于当前和历史感测数据以及感测路径预测血管位置范围。在步骤1204中,如果预测的血管位置范围满足一默认条件,例如,预测的血管位置范围小于1毫米,则将所预测的血管位置范围输出为已识别测量位置以备之后之用。否则,在步骤1205中基于预测的血管位置范围控制传感器206a移至下一个扫描位置,并且之后非接触扫描操作将返回步骤1201。藉由此种扫描方式,由于预训练模型一旦识别出血管位置即可立即停止扫描过程,因此无需为识别血管位置而扫描手腕表面上的整个预设范围。此外,基于预测的血管位置范围而实时控制传感器206a的移动,将无需使传感器206a沿着扫描路径逐步移动,而是可以以可变速度移动更快地接近目标血管位置。在一个示例性实施例中,藉由本扫描方法,识别血管位置的速度和效率将会得到显著提升。

[0023] 在一个示例性实施例中,通过机器学习过程基于扫描数据和扫描路径即可预测测量位置。

[0024] 在一实施例中,预训练模型将会预测动脉位置及其可靠范围,并根据预测结果控制传感器206a下一步移动位置。在一个示例性实施例中,传感器206a的移动速率取决于传感器206a的当前位置与可能动脉范围的距离。例如,当传感器206a的当前位置与可能动脉范围的间距超过一个预设阈值时(即表示传感器206a远离可能动脉范围),与当前位置与可能动脉范围的间距小于该预设阈值的情况相比,传感器将会移动得相对快些。因此,非接触式扫描操作的效率将会提高。一旦动脉预测位置的可靠范围符合测量位置的准确性要求,将停止非接触式扫描操作。在一实施例中,该准确性要求即为动脉预测位置的可靠范围小于1至2毫米,

[0025] 在一个示例性实施例中,基于大量的先验非接触扫描数据及对应的已知血液位置,即可训练并建立用于预测血管位置的预训练模型。由非接触扫描数据提取的特征作为模型的输入参数X,并且对应的已知血液位置作为模型的输出Y。模型的输入X和输出Y被划分为三个组:训练组(包括X_训练和Y_训练);验证组(包括X_验证组和Y_验证组)以及测试组(X_测试和Y_测试)。训练和测试组用于建立模型,测试组用于测试模型性能。预训练模型的算法可以是,但不限于,支持向量机,线性回归,或者人工神经网络。

[0026] 请参阅图3,根据一个示例性实施例,当手腕上用于血压测量的测量位置一经确定,第二驱动单元213(图3中未示出)将会控制传感器组件206在测量位置处移向并按压手

腕表面205以测量使用者血压。在一个示例性实施例中,第二驱动单元213包括一个控制器308,用于控制一齿轮(未于图3中示出)或一齿轮系列310a和310b的旋转以向着或离开手腕205表面的方向旋转,从而使得与齿轮或齿轮系列310a和310b耦合的传感器组件206亦移向并按压手腕205表面,如图3所示。在一个实施例中,齿轮或齿轮系列310a和310b耦合于两个引导壁311和312之间以防止在将传感器组件206按向手腕表面时传感器组件206出现倾斜。在一个示例性实施例中,引导壁312与控制器308相结合。本领域的技术人员将明白这些实施例仅为示范样例。例如,第二驱动单元213可以是一机械马达,例如气动马达,或者电子马达,例如步进或直流马达,并且可以为任何与传感器组件206耦合的构造,只要满足驱动传感器组件206移向并按压手腕表面的需求以感测加诸于血管壁的血压即可。此外,第二驱动单元213可以直接或间接地耦合于传感器组件206以驱动传感器组件206向手腕表面205方向移动。

[0027] 图4显示根据本发明的一个实施例的用于在使用者手腕内侧侦测血压的电子设备400的示意图。图4将结合图2至图3进行描述。与先前图标中组件/要素具有相同或相似引用序号的组件/要素亦具有相同或相似的结构/功能。在图4的电子设备400中,一电磁马达包括一线圈402,其置于两个磁铁401a和401b之间。在一个示例性实施例中,磁铁401a和401b是固定的而线圈402是可动的且与一移动单元404相连,通过导通并调节流经线圈402的电流即可驱动该移动单元404沿着一引导轨道403移动。在一个实例中,移动单元404为一滚动或滑动单元。移动单元404耦合于传感器组件206以带领传感器组件206沿着预设路径扫描手腕表面205。当电流流经线圈402时,在磁铁401a/401b与线圈402之间将会产生一电磁感应力以使得线圈402沿着与手腕表面平行或几乎平行的方向移动。因此,将驱动与线圈402相连的移动单元404以沿引导轨道403移动,从而带着传感器组件206以扫描手腕表面205。在另一示例性实施例中,磁铁401a和401b是可移动的且与移动单元404相耦合,而线圈402则是固定的。此外,一弹性单元407与线圈402耦合以向线圈402提供一回弹力。本领域技术人员可以理解的是,除了如图3和图4描绘的实施例中的电磁马达之外,电磁马达还可以有其他不同构造以驱动传感器组件206扫描手腕表面205。在一实例中,电磁马达是一音圈马达,

[0028] 图5显示根据本发明的一个实施例的应用于电子设备200中的传感器组件206的俯视图。图5将结合图2进行描述。如图5所示,传感器组件206为一混合型传感器组件包括两个传感器506a和506b。第一传感器506a用于通过非接触式扫描手腕表面205而搜寻测量位置。第二传感器506b用于在所述测量位置感测血液流经血管时加诸于血管壁的血压。在一实例中,该血管为一动脉管。第一传感器506a和第二传感器506b被配置在传感器组件206的同一边,即面向手腕表面的那一边。两个传感器506a和506b的间距处于一预设阈值范围内,从而在确保两个传感器506a和506b彼此隔离的同时亦使得由于两个传感器506a和506b的位差而引致的测量偏差是可接受。此外,当第一传感器506a识别出测量位置后,第一驱动单元212将调节传感器组件206在手腕表面205上的位置,从而使得第二传感器506b位于该测量位置处以进行之后操作。

[0029] 在操作过程中,首先,将传感器组件206至于手腕表面上方并驱动其沿着一扫描路径扫描手腕表面205从而由其中的第一传感器506a确定目标血管的位置。在一个示例性实施例中,目标血管为一桡骨动脉管。当识别出目标血管位置后,传感器组件206将停止移动并

停留在该目标血管的位置上方。此后,将驱动传感器组件206向着手腕表面移动并进一步在目标血管位置处压紧手腕表面从而藉由第二传感器506b测量血压。

[0030] 在一个示例性实施例中,可以藉由已经由参考测力计校准的第二传感器506b度量绝对压力度数。根据度量的绝对压力度数即可推导或估量出使用者血压值。

[0031] 在另一个示例性实施例中,可以藉由第二传感器506b感测动脉管壁动态从而产生一个动脉压力脉冲波形,其中包括沿血管壁的血压传播速度/时间,动脉脉冲反射速度/时间,以及动脉脉冲的反射增强指数等的信息或特征。根据自动脉压力脉冲波形提取的上述信息或特征即可推导或预测出使用者血压值。

[0032] 在另一示例性实施例中,可以藉由第一传感器506a感测血流动态从而产生一个血量脉冲波形,其中包括血流速度,血流反射速度/时间以及血流的反射增强指数等的信息或特征。在一实施例中,第一传感器506a向着动脉上方的手腕表面205发射光线并侦测由手腕反射回的光线,从而基于携带有血管内血液信息的反射光线感测血流动态。根据自血流脉冲波形提取的上述信息或特征即可推导或估算出使用者血压值。

[0033] 此外,根据一示例性实施例,绝对压力度数,由动脉压力脉冲波形提取的信息或特征,和/或由血量脉冲波形提取的信息或特征即可一并用于推导或预测使用者血压值。在测量绝对压力读数、动脉压力脉冲以及血量脉冲波形的过程中,基于由第一和第二传感器506a和506b感测的脉冲波形控制施加于传感器组件206以按压皮肤表面的接触压力。在一个实例中,第一传感器506a为一光学传感器而第二传感器506b为一压力传感器。

[0034] 另外,由于手腕处的毛细血管数量很少,和在手指处通过毛细血管测量血氧饱和度相比,在手腕处通过毛细血管测量血氧饱和度将困难得多。在此情况下,由于桡骨动脉靠近手腕表面且流经更多的血液,因此通过桡骨动脉测量血氧饱和度是一个不错的解决方案。然而,在桡骨动脉上的皮肤表面处,较强的机械脉冲会影响到红光和/或红外线光的反射脉冲,并进一步影响到脉搏血氧仪的测量精度。在一个示例性实例中,整合有光学传感器506a和压力传感器506b的传感器组件206可用于在桡骨动脉处准确地测量血氧饱和度。

[0035] 图6A和6B显示根据本发明的一个实施例的带有传感器组件206的电子设备200于用户手腕上的操作机制示意图。图6A和6B将结合图2和图5进行描述。图6A和6B中的传感器组件206的横断面视图是沿图5的A-A'线方向看过去。传感器组件206由如图2所述的第一驱动单元212和第二驱动单元213所控制。

[0036] 在操作过程中,当光学传感器506a于手腕上识别出桡骨动脉641所处的测量位置后,传感器组件206将会在识别的测量位置处向着手腕表面205移动。参考图6A,当在识别的测量位置处驱动传感器组件206向着手腕表面移动并接触到手腕表面205时,如图7A所示,光学传感器506a即可侦测到由皮肤表面205反射的光学信号,又称光电容积脉搏波 (PPG) 信号,其携带有血量变化的信息以测量血氧饱和度。在一个实施例中,光学传感器506a向手腕发射光并侦测来自手腕的光电容积脉搏波信号。参考图6B,当接触到手腕表面205后,在一预设压制力作用下,传感器组件206将继续向着桡骨动脉641上的手腕表面205移动并进一步按压该表面直至传感器组件206到达一个默认深度以进行血压测量。

[0037] 图7A显示根据本发明的一个实施例的当传感器组件206如图6A所示与使用者手腕接触时其接收的反射光信号及压力脉冲信号的波形图。图7B显示根据本发明的一个实施例的当传感器组件206如图6B所示的按压使用者手腕205时其接收的反射光信号及压力脉冲

信号的波形图。在操作过程中,基于自手腕表面205反射并由传感器组件206侦测的光学信号计算用户的血氧含量。更详细地说,是基于光学信号的交流部分与直流部分的比值计算血氧含量。光学信号的交流部分为一可变部,其包含由机械变化及血流变化引致的改变。为了获得血氧含量的精确测量结果,消除机械变化对光学信号的交流部分的影响十分重要。

[0038] 通过比较图7A和7B,当传感器组件206向着桡骨动脉641按压时,由于皮肤组织与动脉搏动的共振逐步增加,虽然在图7B中光学信号的交流部分比图7A中光学信号的交流部分更强,但交流强度的增长主要是由机械脉冲引起。因此,血氧饱和度的测量精度将随之受到影响。为了消除桡骨动脉的机械脉冲的影响,在测量血氧饱和度时,最好避免传感器组件206深度按压桡骨动脉。另一方面,由于传感器组件206与皮肤表面205间的间隙导致的漏光同样会影响测量精度,在测量血氧饱和度的过程中传感器组件206将紧贴皮肤表面以避免漏光。因此,在控制传感器组件206按压皮肤表面205时,将会确定传感器组件206在皮肤表面的最佳接触深度,在此处桡骨动脉的机械脉冲对血氧饱和度的测量精度的影响以及漏光将会得到显著抑制。

[0039] 此外,如图7A和7B所示,根据一示例性实例,按压脉冲信号将随着传感器组件206在皮肤表面205上的按压深度增加而增加。换句话说,按压脉冲信号将随着传感器组件206在皮肤表面205上的按压深度变化。因此,可以基于侦测的压力脉冲信号控制传感器组件206在手腕表面上的接触深度以将传感器组件206维持在一个最佳接触深度。

[0040] 在一个实施例中,当传感器组件206按压手腕表面205时,压力传感器506b(图5)将监控传感器组件206和手腕间的按压脉冲以控制施加于传感器组件206的压制力。为了最小化由于机械脉冲对血氧饱和度的测量精度的影响同时避免漏光,当压力脉冲位于0-40mmHg之间时光学传感器506a将会测量血氧饱和度。换句话说,测量血氧饱和度的最佳情况是当传感器组件206刚刚接触到皮肤表面205时。通过监控由血压传感器506b感测的压力脉冲,即可识别出最佳情形并通过调节施加于传感器组件206上的压制力维持该最佳情形。

[0041] 在一个示例性实施例中,为了避免传感器组件206直接接触皮肤表面,在传感器组件206的测量表面覆盖有一层隔膜以隔绝传感器组件206与皮肤直接接触。图8A显示根据本发明的一个实施例的具有隔膜单元的电子设备200的示例性结构示意图。参见图8A,在电子设备的测量表面871加覆有一层隔膜,从而使测量表面871与使用者的皮肤表面205相隔离。为了方便用户使用,在电子设备里面安置有至少一个滚动组件以逐段滚动多段隔膜。在一个如图8A所述的示范性实施例中,电子设备包括两个滚动组件872a和872b。在进一步地示范性实例中,可以由用户手动控制或藉由一独立马达控制器自动控制滚动组件872a和872b以滚动隔膜段。在另一个示范性实施例中,可以将滚动组件872a和872b与第一驱动单元212或第二驱动单元213(图2)相整合以控制隔膜段的滚动。在一个示范性实例中,由第一驱动单元212和/或第二驱动单元213控制滚动组件872a和872b以滚动隔膜段。

[0042] 在每进行新一次测量时,如图8A所示明,将从隔膜单元滚动出一段新的隔膜以覆盖测量表面871,并且将已使用过的隔膜段874滚动收入设备中以作回收。在一个实施例中,隔膜单元中未使用的隔膜段873存储于电子设备200的一边而已使用过的隔膜段874将被回收并存储于电子设备200的另一边。

[0043] 图8B显示根据本发明的一个实施例的关于隔膜单元的一段新隔膜873的底视图。在操作过程中,在每进行新一次测量前,已使用过的隔膜段874将会被滚动回收入电子设备

并接着将一段新的隔膜段873滚动出来以覆盖测量表面871。当电子设备200戴在用户手腕上时,新的隔膜段873将附着于皮肤表面205以防止电子设备200的测量表面871直接接触不同使用者的皮肤,同时增进电子设备200的稳定性,如图8C所示,从而避免不同使用者间的交叉感染。

[0044] 此外,图9A显示根据本发明的一个实施例的具有一涂层的传感器组件906的俯视图。图9B显示根据本发明的一个实施例的具有该涂层的传感器组件906的横断面视图(由图9a的AA'方向)。图9A和9B将结合图5进行描述。如图9A所示,在传感器组件906的基底层982内嵌入两个空腔981a和981b,第一传感器506a和第二传感器506b分别安置于第一传感器空腔981a及第二传感器空腔981b内。更具体地,如图9A和9B所示,第一传感器506a放置于第一传感器空腔981a的底部。之后在第一传感器空腔981a中填充一种透明材料以密封第一传感器506a从而保护和防止第一传感器506a直接接触外界。在一实施例中,透明材料为第一传感器506a或第二传感器506b形成一封装层983。此外,在传感器组件906的表面涂覆有一保护层984,不仅能减小手腕表面205和传感器组件906之间的摩擦,同时亦能尽量减少潮气扩散入各自传感器的封装层中,例如第一传感器506a的封装层983,从而提高整个传感器组件906的可靠性。在一实施例中,保护层984是喷涂在传感器组件906的表面上。

[0045] 根据一实施例,图10A显示根据本发明的一个实施例的通过腕带佩戴于使用者手腕上的可活动框架的示意图。根据一替代实施例,图10B显示根据本发明的一个实施例的一个与可活动框架相耦合以测量用户健康信息的便携设备的示意图。在图10A中所示的实施例中,为了减少经常佩戴于手腕上的设备重量,将一可活动框架1000佩戴于使用者手腕上,以接受传感器组件206,其中传感器组件206可以与之连接或分离。在一实施例中,可移动框架1000通过一腕带1001佩戴于使用者手腕上,如图10A所示。在另一实施例中,可移动框架1000可以通过手套或其他可穿戴样式佩戴于使用者手腕上。为了测量用户的健康信息,如图10B所示,一包括有传感器组件206,第一驱动单元212以及第二驱动单元213(图10B中未示出)的便携设备1003置于用户手腕上同时传感器组件206手动地或自动地与可移动框架1000相耦合。在一实施例中,第一驱动单元212,第二驱动单元213以及传感器组件206与便携设备1003是可分离的。在另一实施例中,第二驱动单元213与传感器组件206相集成而第一驱动单元212可以从便携设备1003拆分开。在仍然另一个实施例中,第一驱动单元212,第二驱动单元213和传感器组件206与便携设备1003整合于一体。

[0046] 在操作过程中,第一驱动单元212驱动与框架1000耦合的传感器组件206以扫描用户的皮肤表面从而确定一个合适的测量位置用以测量。之后,将第一驱动单元212从便携设备1003拆下来以减负,并且第二驱动单元213将会驱动传感器组件206与框架1000共同向着该合适位置所在的手腕表面移动,从而执行脉搏血氧和血压的测定操作。在另一个实施例中,当识别出合适位置后,无需将第一驱动单元212从便携设备1003拆除,第二驱动单元213即开始控制传感器组件206与框架1000共同向着手腕表面移动。此外,当识别出合适位置时,可移动框架1000可被锁定在识别位置以防止传感器组件206在测量过程中沿手腕表面摆动造成偏移。

[0047] 测量之后,将便携设备1003从手腕卸除下来以减少使用者手腕的负担。在另一个实施例中,传感器组件206通常是与可移动框架1000固定佩戴于使用者手腕上。为了测量用户健康信息,具有两个驱动单元212和213的便携设备1003与传感器组件206相耦合以控制

传感器组件206的移动从而实现如前所述的测量操作。

[0048] 在一实施例中,图13显示根据本发明的一个实施例的一电子设备在用户上的应用流程图。图13将结合图2进行描述。在方框1300中,将一传感器组件206置于用户皮肤上。在方框1302中,由一具有电磁结构的第一驱动单元212驱动传感器组件206沿着一扫描路径在用户皮肤上方以一种非接触式方式扫描用户皮肤,从而确定一测量位置。在方框1304中,基于该测量位置,由第二驱动单元213驱动传感器组件206向着用户皮肤移动并接触用户皮肤以测量生理信息。

[0049] 在一实例中,第一驱动单元的一磁铁与一线圈相互作用以产生一电磁力从而驱动传感器组件。

[0050] 在另一实例中,由一移动元件移动一个滑动元件沿着一导轨移动。在仍然另一实例中,在移动过程中在导轨和移动元件之间产生一摩擦力以减少传感器组件的移位并提高其稳定性。

[0051] 多个功能性、操作及结构经揭示为并入至电子设备200中或藉由电子设备200执行的部分而言,应理解,各种实施例可省略任何或所有该等所描述的功能性、操作及结构。因此,电子设备200的不同实施例可具有本文中论述的各种能力、设备、实体特征、模式及操作参数中的一些、无一者或所有。

[0052] 尽管上文中已就各种例示性实施例及实施对本发明进行了描述,但应理解,在个别实施例中的一或多者中所描述的各种特征、态样及功能性在其适用性上不限于对其进行描述时所涉及的特定实施例,而是相反地可单独或以各种组合应用于本发明的其他实施例中的一或多者,无论是否描述此等实施例,且无论是否将此等特征呈现为所描述实施例的一部分。因此,本发明的宽度及范畴不应由上文所描述的例示性实施例中的任一者限制,而是替代地由本文中所呈现的专利申请范围定义。

[0053] 综上所述,乃仅记载本创作为呈现解决问题所采用的技术手段的实施方式或实施例而已,并非用来限定本创作专利实施的范围。即凡与本创作专利申请范围文义相符,或依本创作专利范围所做的均等变化与修饰,皆为本创作专利范围所涵盖。

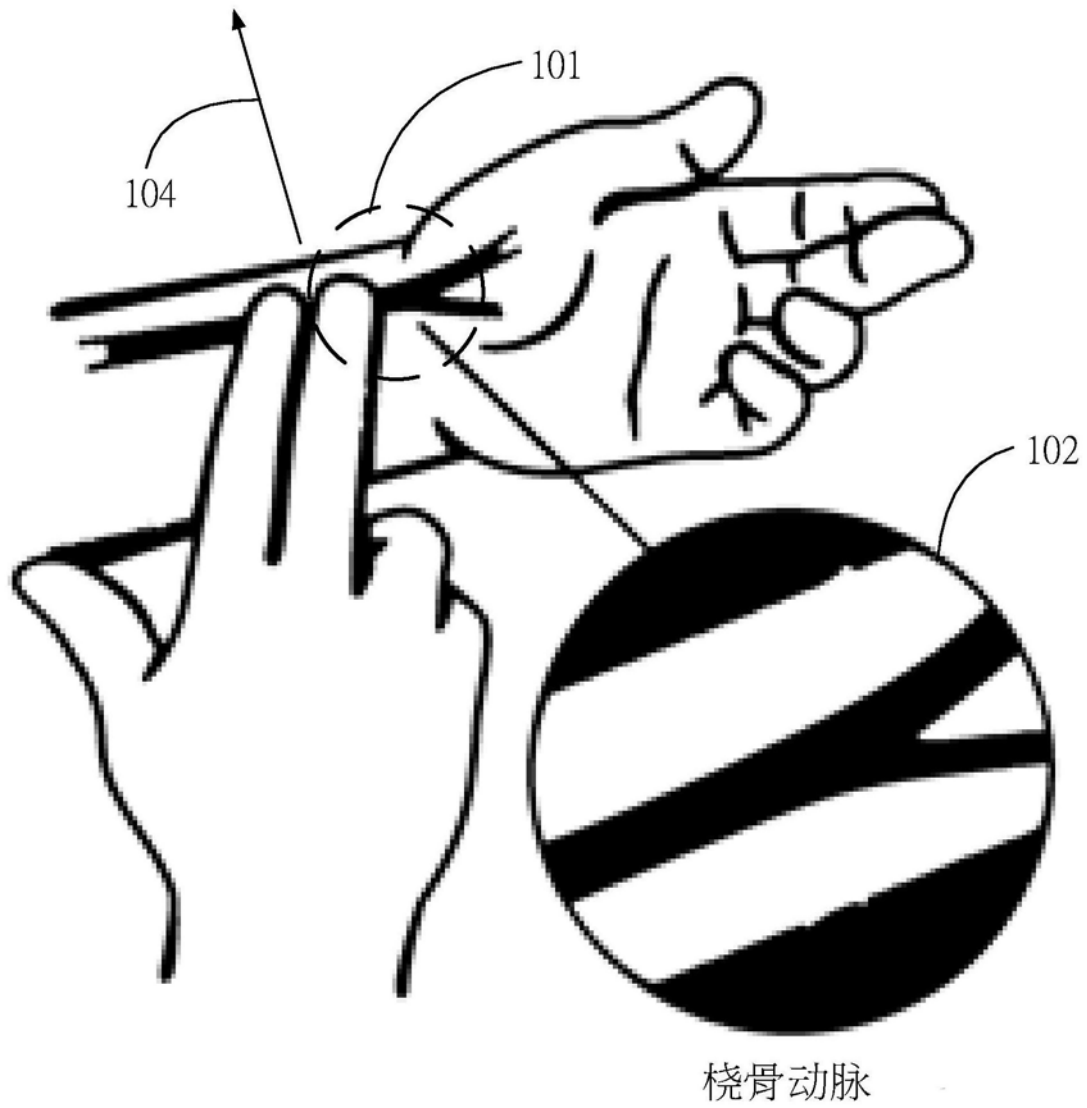


图1

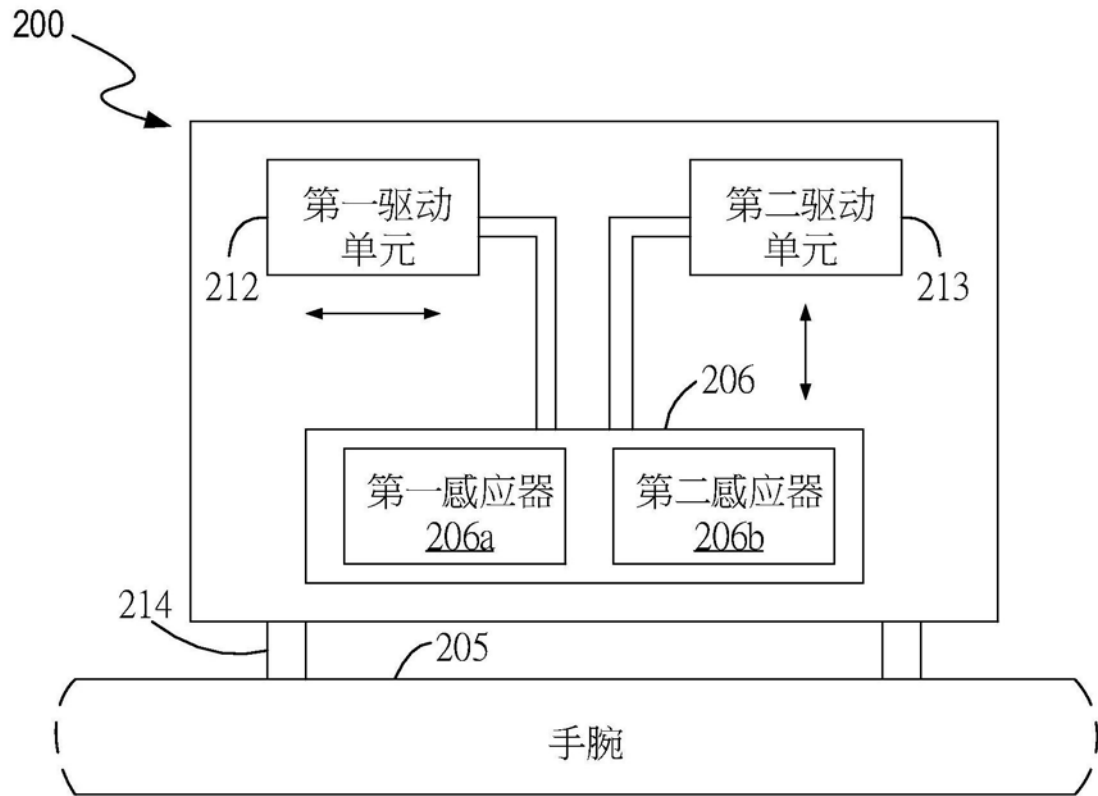


图2

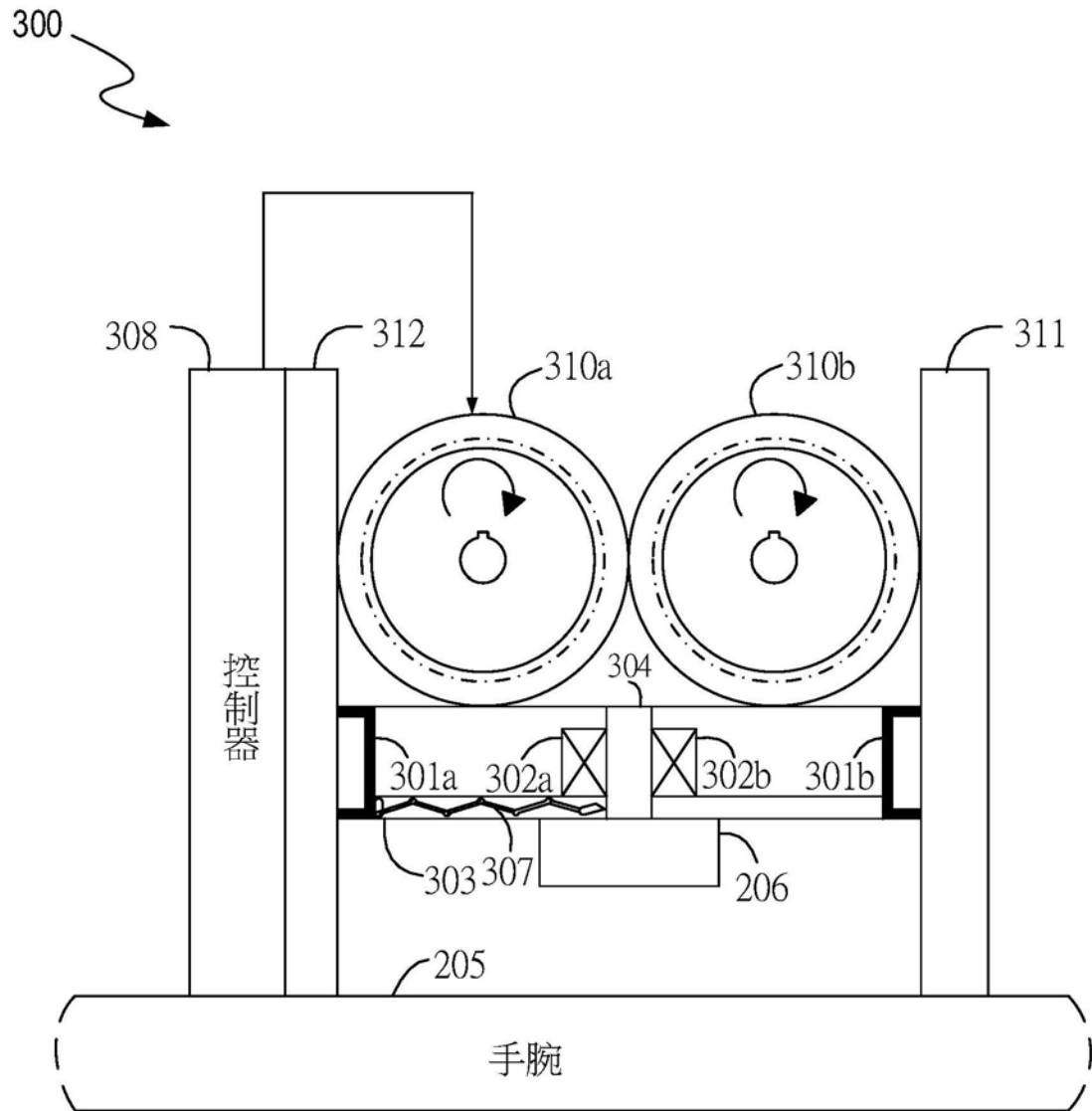


图3

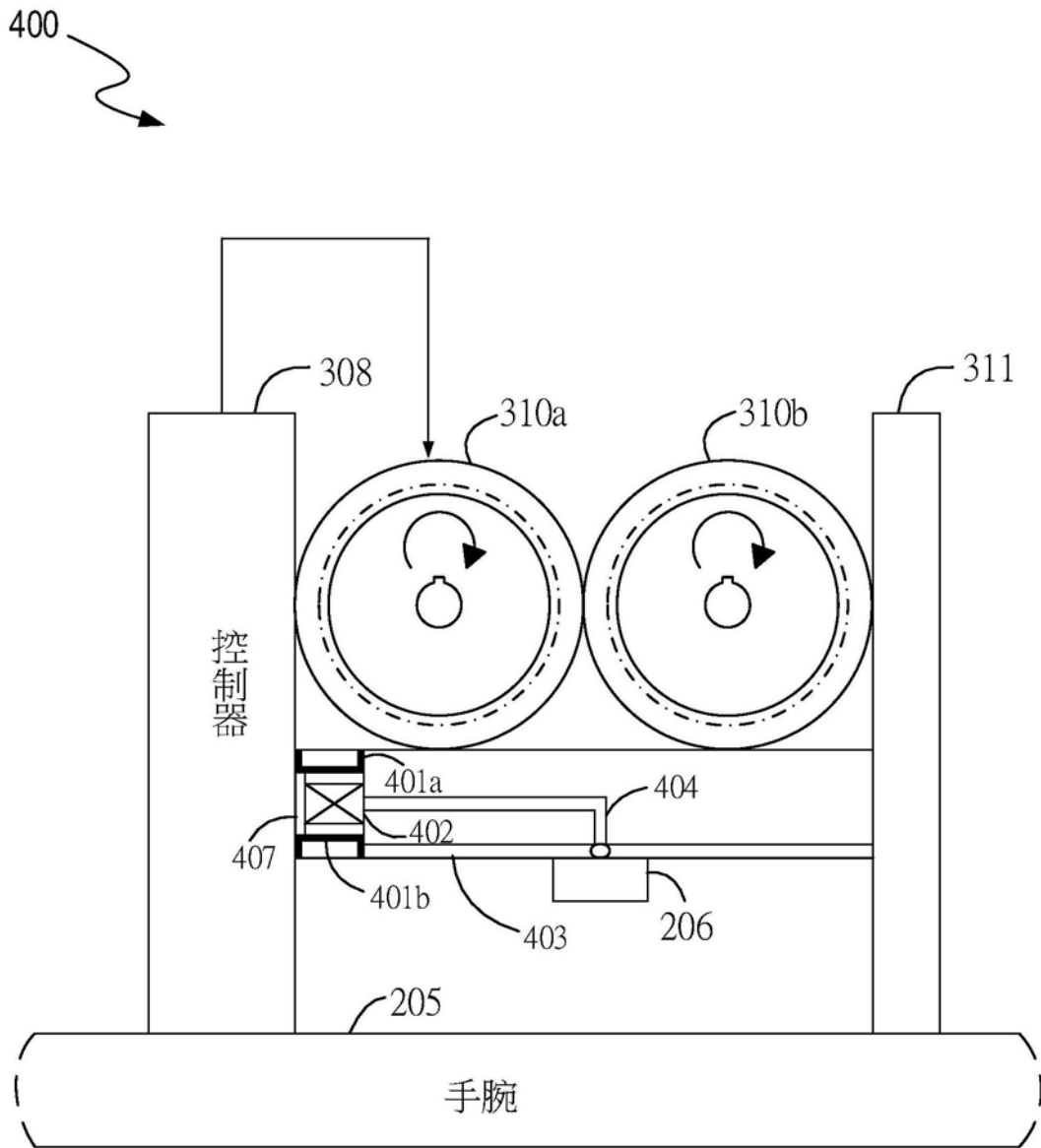


图4

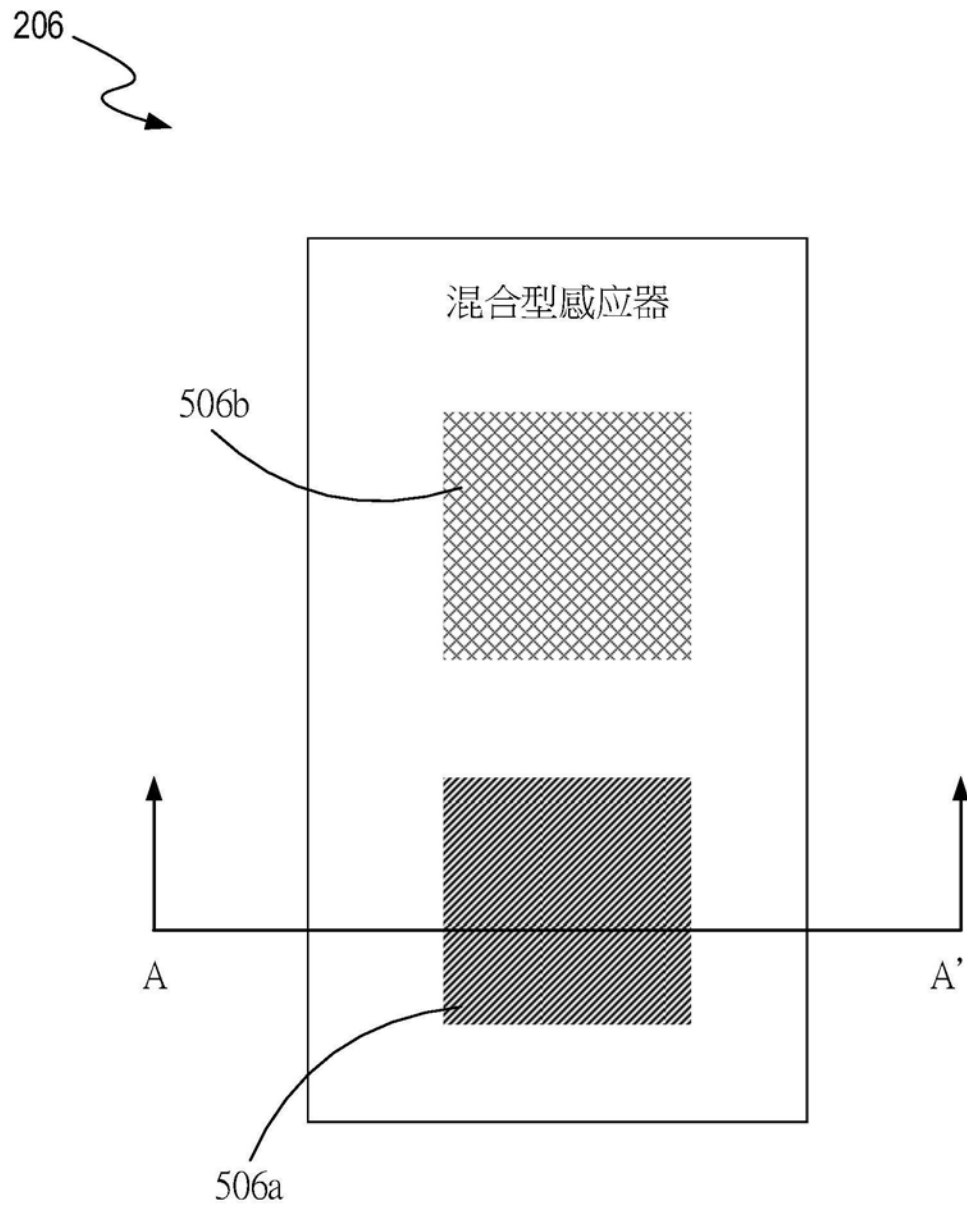


图5

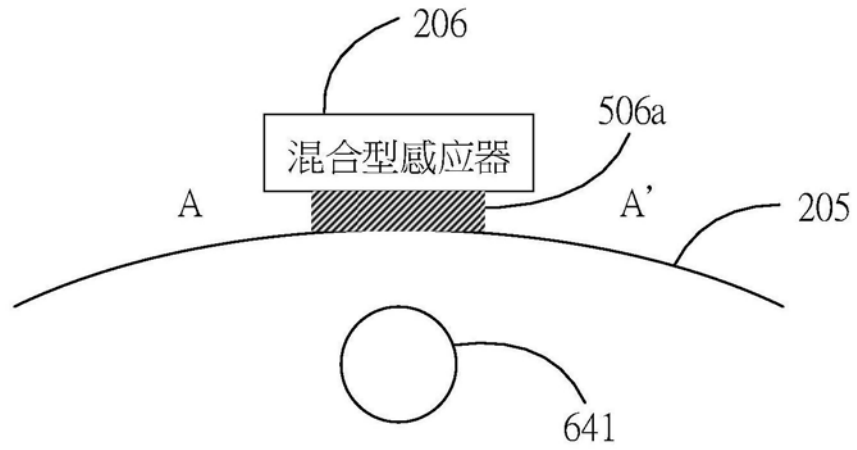


图6A

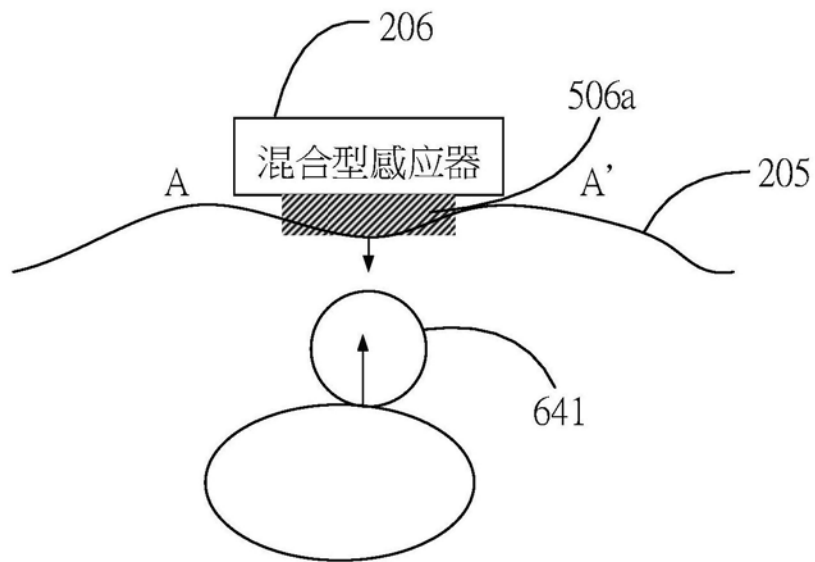


图6B

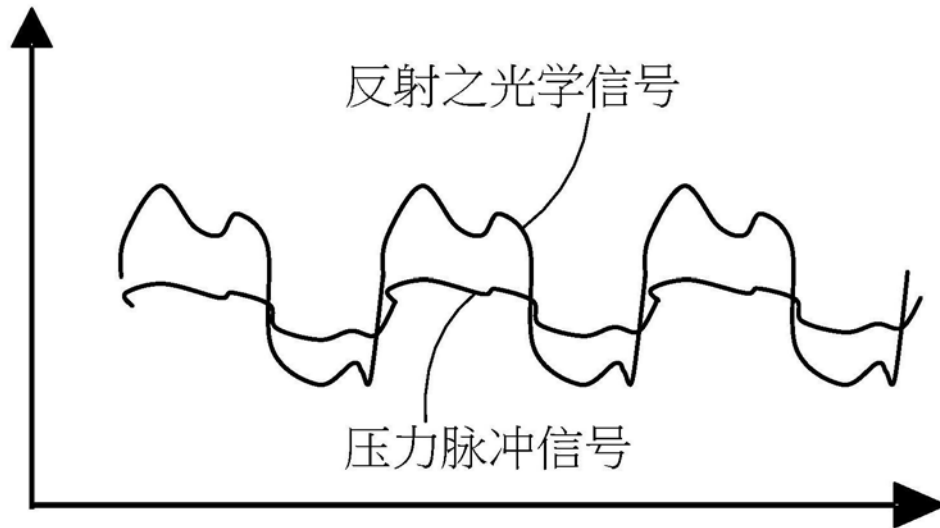


图7A

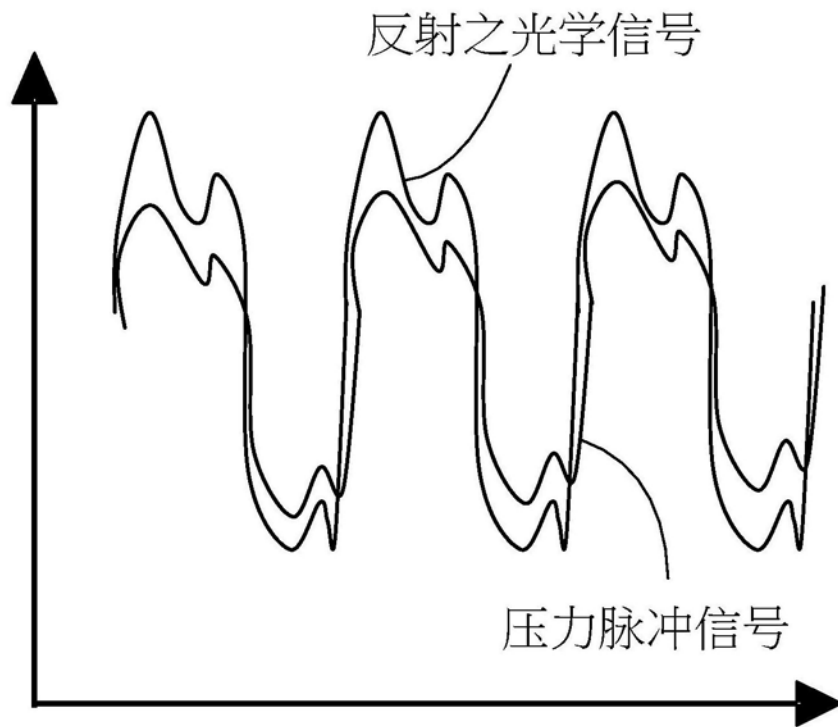


图7B

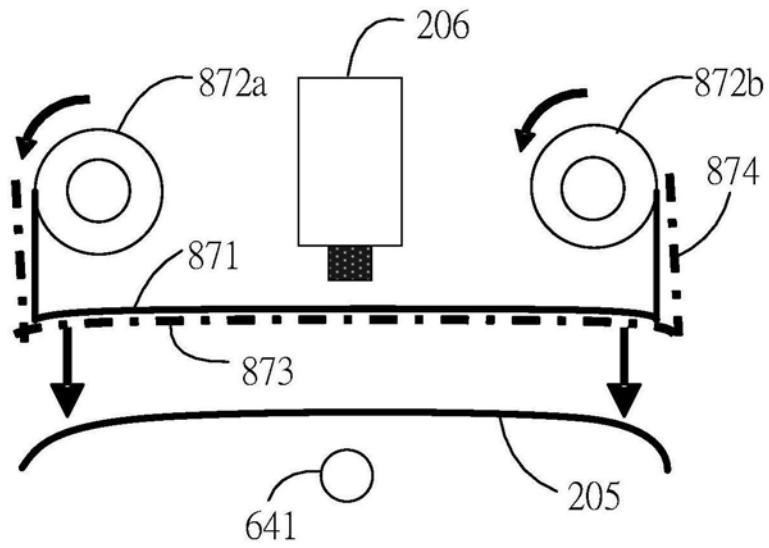


图8A

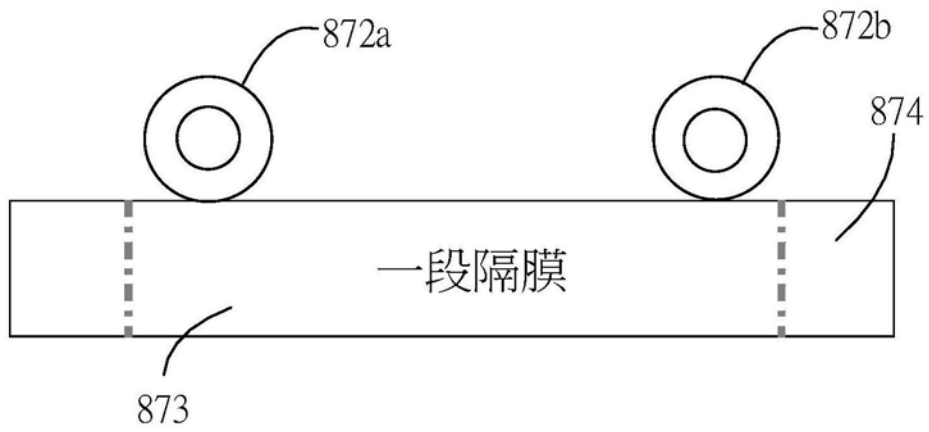


图8B

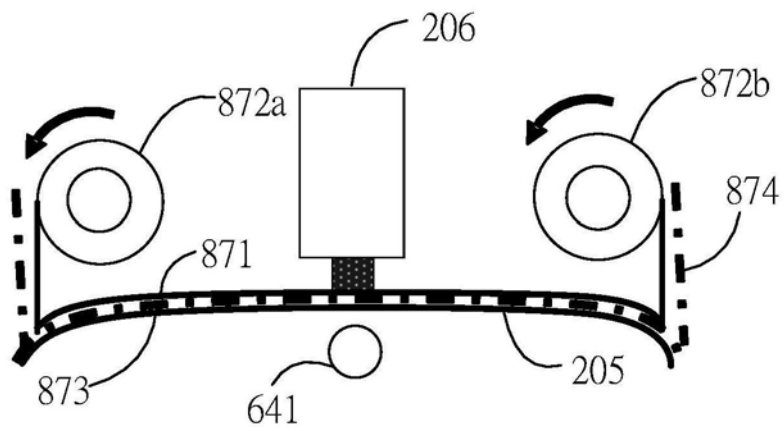


图8C

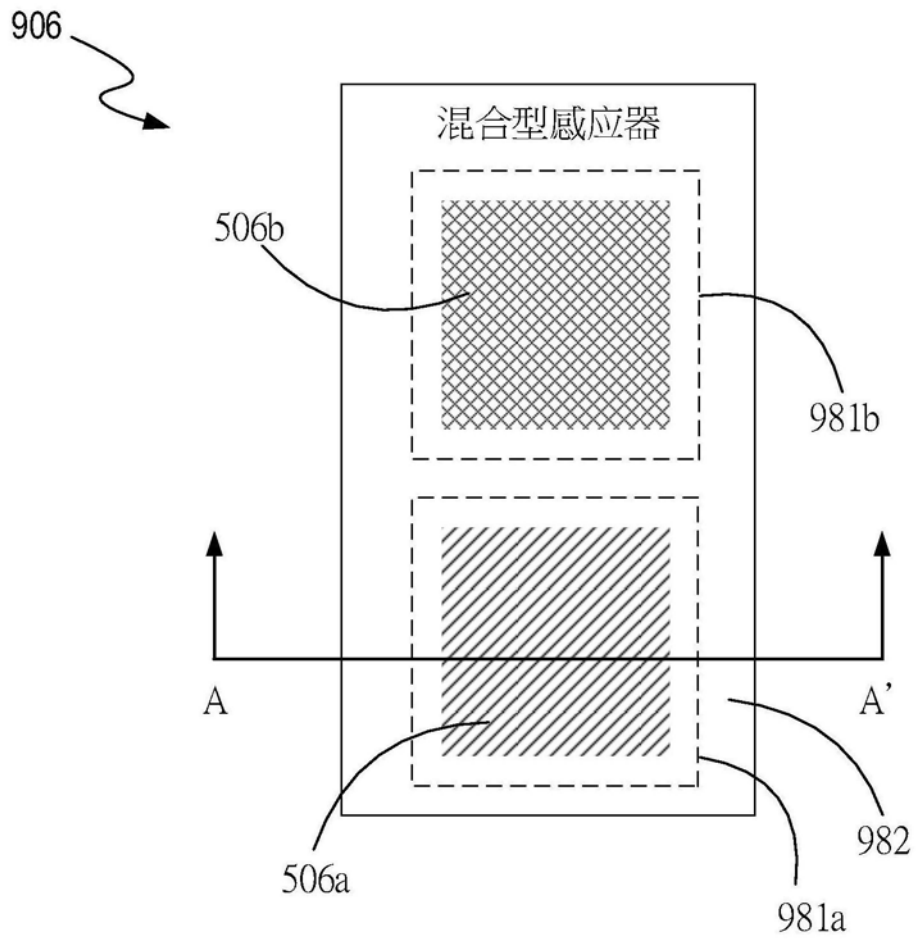


图9A

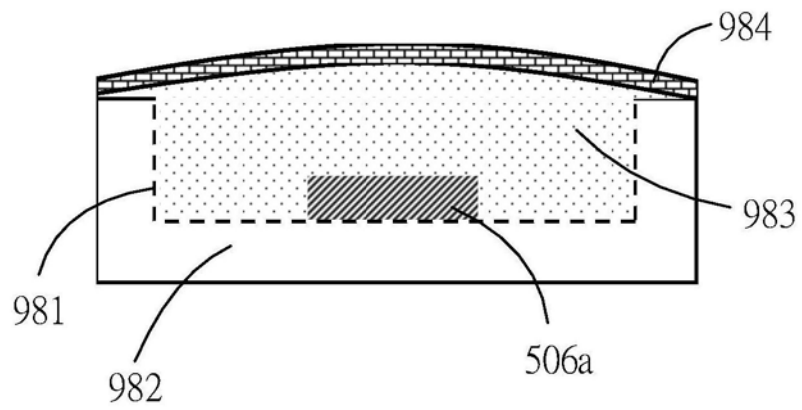


图9B

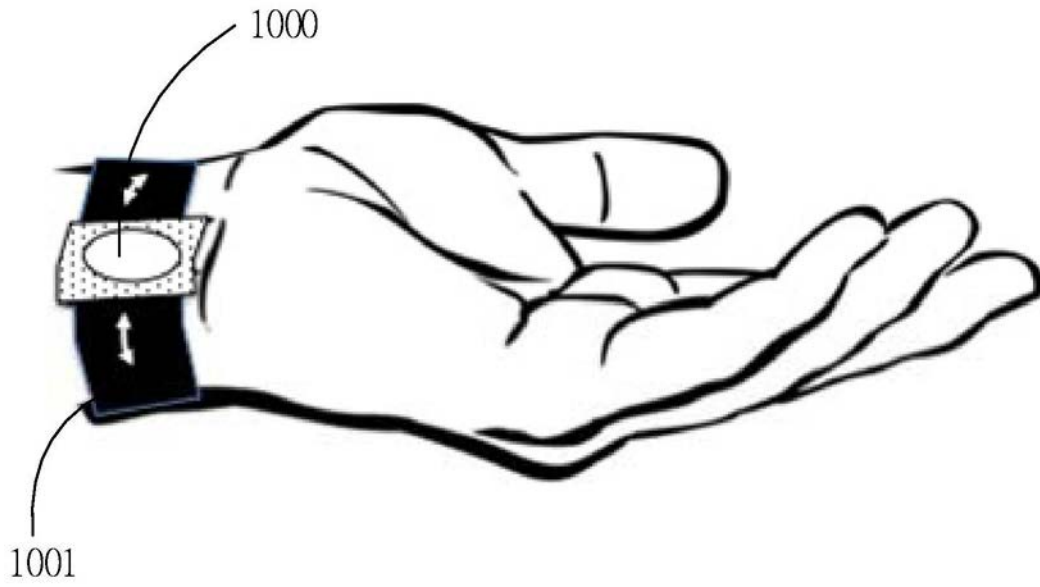


图10A

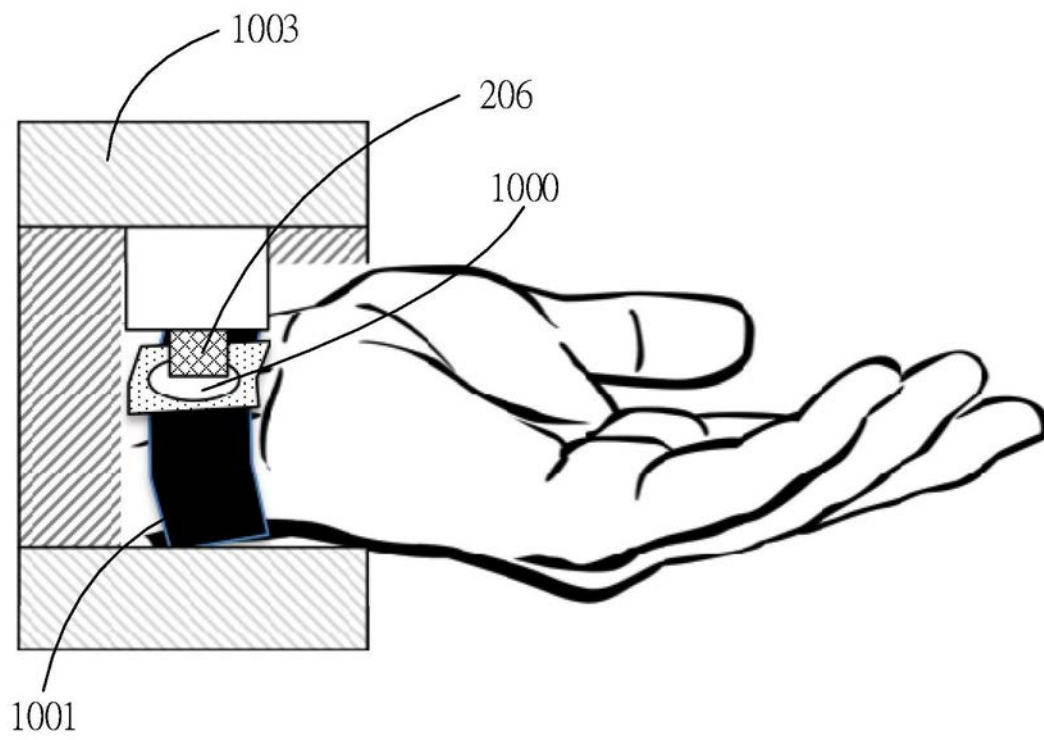


图10B

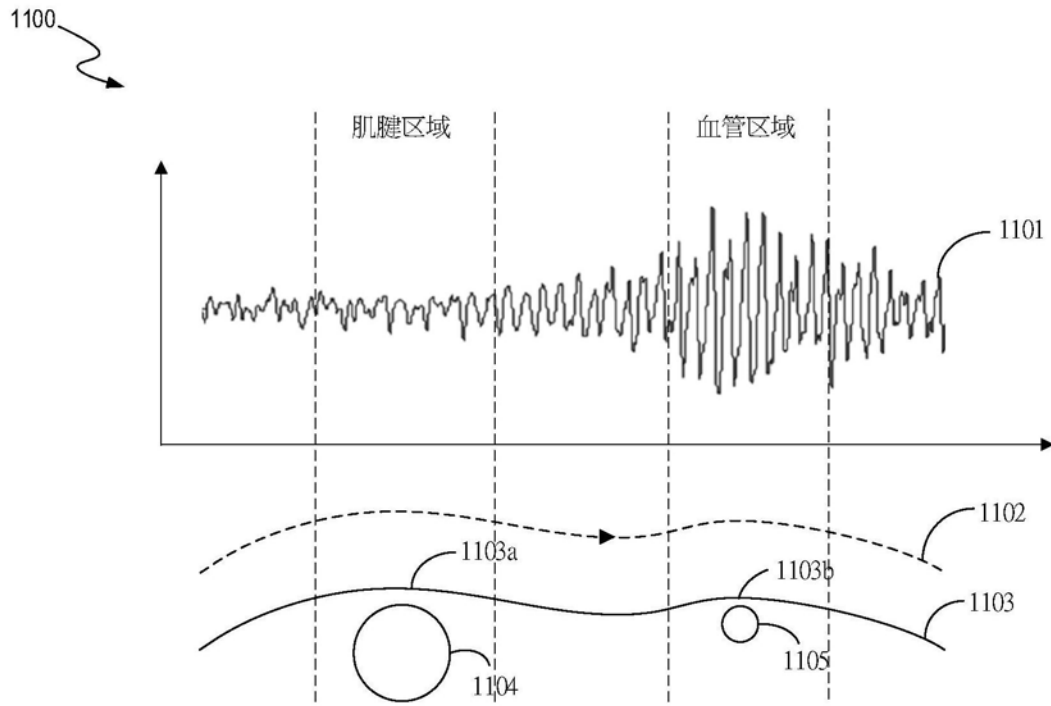


图11

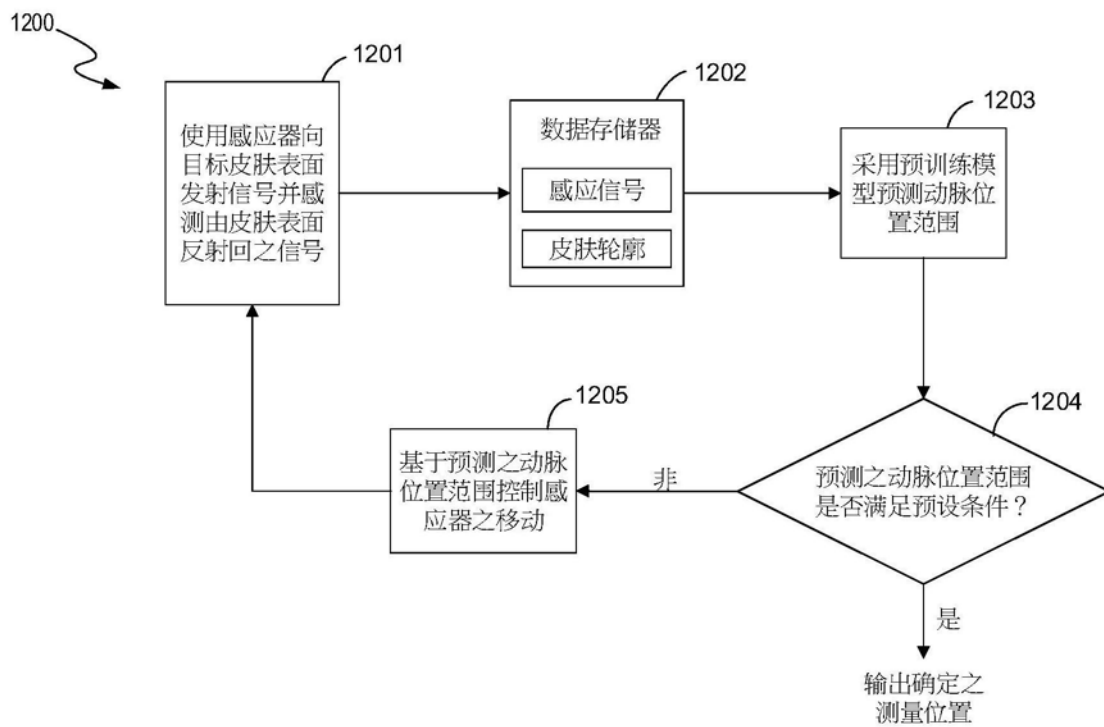


图12

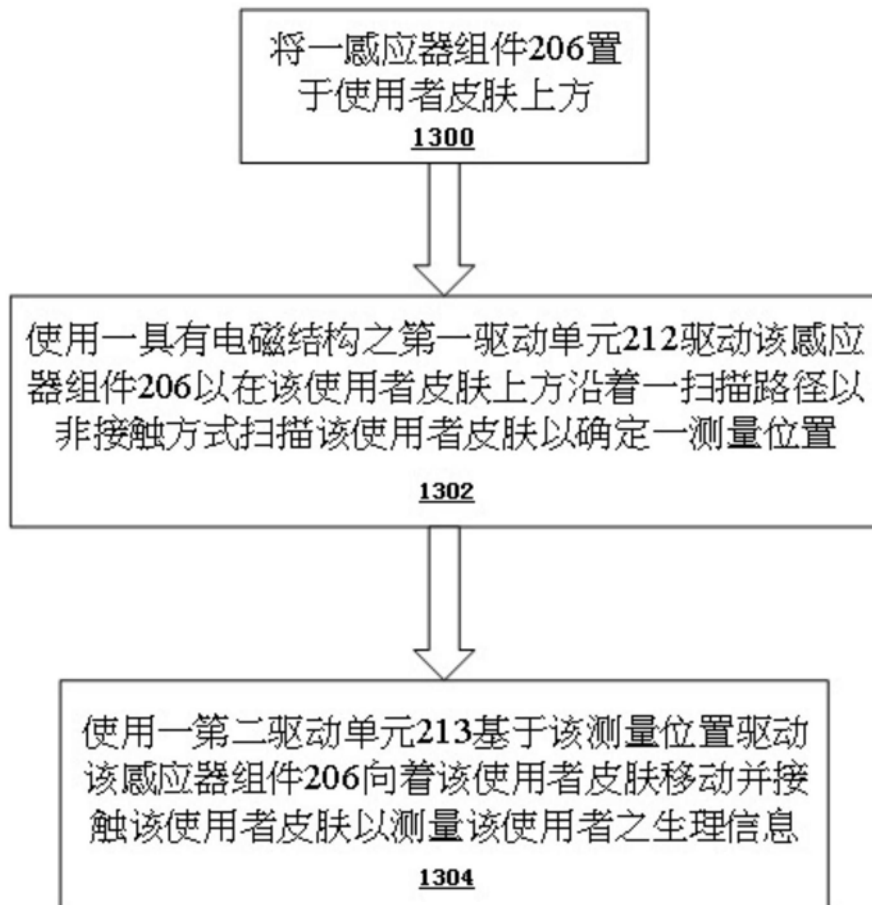


图13

专利名称(译)	一种用于测量生理信息的电子设备及其方法		
公开(公告)号	CN109803575A	公开(公告)日	2019-05-24
申请号	CN201780045557.9	申请日	2017-07-21
[标]发明人	陈鸿达 顾闻博 陶筠威 梁立慧		
发明人	陈鸿达 顾闻博 陶筠威 梁立慧		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/022 A61B5/02416 A61B5/14542 A61B5/489 A61B5/681 A61B5/6886 A61B5/0205 A61B5/02438 A61B5/14552 A61B5/6843 A61B5/6844		
代理人(译)	宋建平		
优先权	62/365978 2016-07-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明揭示了一电子设备(200)以测量生物的生理信息。该电子设备(200)包括一传感器组件(206)，具有一电磁结构的第一驱动单元(212)和一第二驱动单元(213)。该第一驱动单元(212)驱动该传感器组件(206)在该生物皮肤上方沿着一扫描路径以非接触方式扫描该生物皮肤以确定一测量位置。该第二驱动单元(213)以基于该测量位置驱动该传感器组件(206)向着该生物皮肤移动并接触该生物皮肤以测量该生理信息。

