



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110225711 A

(43)申请公布日 2019.09.10

(21)申请号 201880008077.X

(22)申请日 2018.01.04

(30)优先权数据

15/414,354 2017.01.24 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/012404 2018.01.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/140207 EN 2018.08.02

(71)申请人 威里利生命科学有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 R.纳拉西姆汉 T.帕利卡

T.怀特赫斯特

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 金玉洁

(51)Int.Cl.

A61B 5/022(2006.01)

G01L 5/22(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

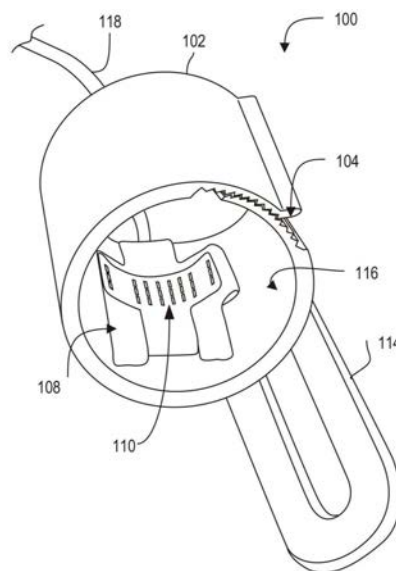
权利要求书4页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

指动脉血压监测器

(57)摘要

一种指动脉血压监测器的示例可以包括设置在指套的内表面上的触觉传感器阵列和控制电路,该触觉传感器阵列包括多个电容传感器以检测由于血流引起的手指的指动脉内的压力变化,其中该压力变化引起该触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容值的变化,该控制电路耦接到该触觉传感器阵列以从该触觉传感器阵列接收电容值,并基于该电容值确定血压。



要求专有财产或权益的本发明的实施例被限定如下：

1. 一种手指可穿戴血压监测设备，所述设备包括：

指套；

触觉传感器阵列，设置在所述指套的内表面上，所述触觉传感器阵列包括多个电容传感器以检测由于血流引起的手指的指动脉内的压力变化，其中所述压力变化引起所述触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容值的变化；以及

控制电路，耦接到所述触觉传感器阵列，用以从所述触觉传感器阵列接收所述电容值，并基于所述电容值确定血压。

2. 根据权利要求1所述的设备，还包括设置在所述指套上的囊，所述囊被耦接以充气使得所述手指被按压到所述触觉传感器阵列上。

3. 根据权利要求2所述的设备，其中所述囊耦接到用于泵送空气以使所述囊充气的泵。

4. 根据权利要求2所述的设备，还包括：设置在所述指套的内表面上并位于所述囊内的加热元件以及设置在所述囊内的制冷剂，其中所述加热元件被激活以使所述制冷剂从液态变为气态以使所述囊充气。

5. 根据权利要求2所述的设备，还包括耦接到所述囊的储存器和与制冷剂一起设置在所述储存器内的加热元件，其中所述加热元件被激活以使所述制冷剂从液态变为气态以使所述囊充气。

6. 根据权利要求2所述的设备，还包括压力传感器，所述压力传感器设置在所述囊内并且被耦接以向所述控制电路提供压力数据。

7. 根据权利要求1所述的设备，其中基于所述电容值的波动确定平均动脉压。

8. 根据权利要求7所述的设备，其中所述电容值的波动形成变化的脉冲幅度的脉动压力，并且其中由所述电容值指示的最大脉冲幅度指示所述指动脉中的所述平均动脉压。

9. 根据权利要求1所述的设备，其中所述触觉传感器阵列的多个电容传感器利用多个层形成，所述多个层包括：

第一导电层，设置在基板上；

第二导电层；

能够变形的电介质柱，设置在所述第一导电层和所述第二导电层之间，其中每个能够变形的电介质柱与所述第一导电层和所述第二导电层组合形成所述触觉传感器阵列的电容传感器的实例，并且其中能够变形的电介质柱的变形引起所述电容传感器的电容值改变；

保护层，设置在所述第二导电层上；以及

屏蔽层，设置在所述保护层上。

10. 根据权利要求9所述的设备，其中所述保护层由开普顿形成，并且其中至少在所述保护层中形成狭缝以减少所述多个电容传感器的实例之间的机械耦合。

11. 根据权利要求1所述的设备，其中所述触觉传感器阵列的多个电容传感器由多个层形成，所述多个层包括：

第一导电层，设置在基板上；

第二导电层；

能够变形的电介质柱，设置在所述第一导电层和所述第二导电层之间，其中每个能够

变形的电介质柱与所述第一导电层和所述第二导电层组合形成所述触觉传感器阵列的电容传感器的实例,并且其中能够变形的电介质柱的变形引起所述电容传感器的电容值改变;以及

电介质层,设置在所述第二导电层上。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述第二导电层是导电布的连续层。

13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述指套具有至少部分地围绕所述手指贴合的形状,并且其中所述指套包括尺寸调节机构以调节所述指套的尺寸以围绕不同尺寸的手指贴合。

14. 根据权利要求1所述的设备,还包括温度传感器,所述温度传感器被耦接以在所述指套被用户穿戴时确定所述手指的温度,并且还被耦接以向所述控制电路提供所述温度。

15. 根据权利要求1所述的设备,还包括麦克风,所述麦克风用于记录所述指动脉中的血液脉冲,并且还被耦接以将所记录的血液脉冲提供给所述控制电路。

16. 根据权利要求1所述的设备,还包括光电容积脉搏波传感器,所述光电容积脉搏波传感器被耦接以将光发射到手指中并测量离开手指的光量,并且还被耦接以将所述离开手指的光量的测量提供给所述控制电路。

17. 根据权利要求1所述的设备,其中所述手指指套和所述控制电路被设置在手套的手指内或安装到固定表面或手持设备。

18. 一种手指指套血压测量装置,该装置包括:

指套;

触觉传感器阵列,设置在所述指套的内表面上,其中所述触觉传感器阵列包括多个电容传感器以检测由于血流引起的手指的指动脉内的压力变化,并且其中所述多个电容传感器中的一个或多个电容传感器的电容值的变化指示由于血流引起的指动脉内的压力变化;以及

控制逻辑,耦接到囊和所述触觉传感器阵列,所述控制逻辑包括至少一个机器能够访问的存储介质,其提供用于获得血压估计的指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时使得所述装置:

确定由于指动脉中的血流引起的所述触觉传感器阵列的多个电容传感器中的至少一个电容传感器的电容水平变化;以及

根据确定的电容水平变化来确定血压。

19. 根据权利要求18所述的装置,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

基于所确定的电容水平变化来确定最大电容水平变化;

基于所述最大电容水平变化,基于所述最大电容水平变化确定所述指动脉处的平均动脉压;

基于所述平均动脉压确定所述指动脉处的收缩血压;以及

基于所述平均动脉压确定所述指动脉处的舒张血压。

20. 根据权利要求18所述的装置,其中,所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时使得所述装置:

对电容水平变化执行频域分析以确定指动脉处的平均动脉压、收缩血压和舒张血压。

21. 根据权利要求18所述的装置,还包括:

囊,设置在所述指套上,所述囊被耦接以充气使得所述触觉传感器阵列被按压到所述手指上,并且

其中所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

使所述囊充气至第一压力,所述第一压力至少大于用户的收缩血压;

在达到第一压力时,以受控速率使所述囊放气;以及

当所述囊放气时,从所述触觉传感器阵列记录电容水平波动以确定由于指动脉中的血流引起的最大脉动。

22. 根据权利要求18所述的装置,还包括:

囊,设置在所述指套上,所述囊被耦接以充气使得所述触觉传感器阵列被按压到所述手指上,并且

其中所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

使所述囊以受控速率充气至第一压力,所述第一压力至少大于用户的收缩血压;和

当囊充气时,从所述触觉传感器阵列记录电容水平波动以确定由于指动脉中的血流引起的最大脉动。

23. 根据权利要求18所述的装置,其中,所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

将所述平均动脉压与阈值平均动脉压值进行比较;以及

如果所述平均心房压高于所述阈值动脉压值,则提供警报,其中所述警报是经由外部读取器提供的。

24. 根据权利要求18所述的装置,还包括:被耦接以确定手指的温度的温度传感器,并且其中,所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

确定手指的温度是否低于温度阈值;以及

如果确定所述温度低于所述温度阈值,则指示用户加热他们的手指。

25. 根据权利要求18所述的装置,还包括光电容积脉搏波传感器,所述光电容积脉搏波传感器被耦接以发射光通过手指并检测离开手指的光量,并且其中所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

基于所述离开手指的光量确定用户的心率;

基于所述离开手指的光量确定用户的呼吸率;以及

基于所述离开手指的光量确定用户的氧饱和度水平。

26. 根据权利要求18所述的装置,还包括加速度计,所述加速度计被耦接以至少在血压读取操作期间确定所述装置的移动和向所述控制电路提供移动数据,并且其中所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

确定所述移动是否大于移动阈值;以及

如果所述移动在所述移动阈值之上,则拒绝血压读取。

27. 根据权利要求18所述的装置,其中,所述至少一个机器能够访问的存储介质还提供

指令,所述指令在由所述控制逻辑执行时还使得所述装置:

在获得血压估计期间,从一个或多个外部读取器向用户提供消息,其中所述消息包括血压波形、天气更新、日历条目和空气质量警报。

28.一种用于从指动脉获得血压读数的方法,所述方法包括:

使手指可穿戴血压监测设备的囊充气至第一压力,其中使囊充气使得手指被按压到所述手指可穿戴血压监测设备的触觉传感器阵列上;

一旦达到第一压力,以受控速率使所述囊放气;

在使所述囊放气时,监测所述触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容水平变化,其中所述电容水平变化指示手指的指动脉内的压力变化;

基于所述监测,基于最大电容水平变化确定血压。

29.根据权利要求28所述的方法,还包括:

基于所述触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容水平变化来确定收缩血压和舒张血压。

30.根据权利要求29所述的方法,其中,基于所述触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容水平变化来确定收缩血压和舒张血压包括:

对所述触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容水平变化执行频域分析。

31.根据权利要求28所述的方法,还包括:

使用所述手指可穿戴血压监测设备的温度传感器确定手指的温度;以及

如果所述温度低于温度阈值,则指示用户加热他们的手。

32.根据权利要求28所述的方法,还包括:

使用所述手指可穿戴血压监测设备的加速度计确定手指的移动;以及

如果所述移动超出移动阈值,则拒绝平均动脉压的估计。

33.根据权利要求28所述的方法,还包括:

使用所述手指可穿戴血压监测设备的光电容脉搏波传感器确定用户的心率、呼吸率和氧饱和度中的至少一个。

34.根据权利要求28所述的方法,还包括:

将电容水平的记录提供给外部读取器,其中所述外部读取器确定最大脉冲幅度,并将所述最大脉冲幅度转换为用户在指动脉处的收缩血压和舒张血压。

指动脉血压监测器

技术领域

[0001] 本公开总地涉及血压监测，具体地但非排他地涉及指动脉处的血压监测。

背景技术

[0002] 高血压是大部分人口的健康问题，但定期监测并不常见。血压监测器通常主要用在医生的诊室、医院和/或药房中偶尔出现的自动化系统，但不常被那些患有高血压的人在偶尔的诊室到访之外或在药房等待处方时使用。许多医生要求对血压进行额外的监测，但是患者很少遵从，因为难以获得读数、便携式装置的费用、或者患者由于相关的不适而避免读数。例如，通常由于手臂或手腕的挤压引起相关不适。因此，可能期望具有便携、易于使用且痛苦较小的血压监测设备。

附图说明

[0003] 参考以下附图描述本发明的非限制性和非穷举性实施例，其中除非另有说明，否则相同的附图标记在各个附图中指代相同的部分。并非所有元件实例都必须标记，以免在适当的地方使附图混乱。附图不一定按比例绘制，而是将重点放在说明所描述的原理上。

[0004] 图1A是根据本公开的实施例的血压监测设备100。

[0005] 图1B是根据本公开的实施例的手指可穿戴血压监测设备100的透视图。

[0006] 图2是根据本公开的实施例的手指可穿戴血压监测设备200。

[0007] 图3是根据本公开的实施例的基于手指的血压监测设备400。

[0008] 图4是根据本公开的实施例的手指可穿戴BP监测设备400的功能框图。

[0009] 图5是根据本公开的实施例的触觉传感器阵列510的平面图。

[0010] 图6A和6B分别是根据本公开的实施例的触觉传感器阵列 (TSA) 610的截面图和平面图。

[0011] 图7A和7B分别是根据本公开的实施例的TSA710的截面图和平面图。

[0012] 图8是根据本公开的实施例的囊806。

[0013] 图9是根据本公开的实施例的囊906。

[0014] 图10是根据本公开的实施例的囊1006。

[0015] 图11是根据本公开的实施例的示例性压力曲线1100。

[0016] 图12是根据本公开的实施例的方法1200。

具体实施方式

[0017] 本文描述了用于测量指动脉处的血压的系统和方法的实施例。在以下描述中，阐述了许多具体细节以提供对实施例的透彻理解。然而，相关领域的技术人员将认识到，可以在没有个或多个具体细节的情况下或者利用其他方法、组件、材料等来实践本文描述的技术。在其他情况下，未详细示出或描述公知的结构、材料或操作以避免模糊某些方面。

[0018] 贯穿本说明书对“一个实施例”或“实施例”的引用意味着结合该实施例描述的特

定特征、结构或特性被包括在本发明的至少一个实施例中。因此，贯穿本说明书在各个地方出现的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”不一定都指的是同一实施例。此外，特定特征、结构或特性可以在一个或多个实施例中以任何合适的方式组合。

[0019] 例如高血压的高血压病可能影响大量人群，但由于血压数据的缺口，其程度可能不确定。例如，在经常看医生以解决各种健康问题的个人之外，大多数成年人可能一年只读取血压一次、或许两次。此外，血压随时间或全天的变化可能是对个人可能不明显的其他疾病的诊断指标。因此，可能需要在一天和一年的不同时间的更多的血压读数，以帮助医生更好地了解患者的整体健康状况。

[0020] 虽然某些药房有血压监测站，并且有血压监测设备可供购买，但可能缺乏对这些装置和设备的采用。采用的缺乏可能是由于设备的成本或不想要去药房。然而，即使那些进行一些自我血压监测的个人也可能不太经常地读取读数，因为这些方法/装置操作麻烦、令人疼痛或二者皆有。此外，个人可以自己获得的数据可能永远不会传达给他们的医生。此外，出于若干其他原因（诸如个人的自满、与血压监测相关的疼痛、缺乏运输等），可能不期望通过个人来监测血压。

[0021] 因此，可能期望具有便携式、紧凑的设备，其可以较少侵入地监测用户的血压。可能还期望该设备小、操作简单、并且能够向医生或患者的电子病历报告血压读数。

[0022] 提供血压监测的一种方式可以是手指可穿戴设备，其监测指动脉（诸如尺侧或桡侧上的指动脉）中的血压。手指可穿戴设备可以使用示波法、听诊法或平面压力波测定法来估计用户在指动脉处的血压，其随后可以转换为临床或肱动脉血压。对于平面压力波测定法，手指可穿戴设备可以包括可以在指动脉上压入手指的触觉传感器阵列，其可以变形为指动脉。指动脉可能会或可能不会变形到闭塞。随着手指在触觉传感器阵列上的压力缓慢降低，指动脉可以缓慢地转换回正常形状，并且可以通过内部压力等于由TSA施加在指动脉上的外部压力的点。当指动脉的局部半径至少相对于触觉传感器阵列的电容传感器的尺寸接近无穷大（例如零）时，可能发生该点。在这种状态下，例如，在指动脉的局部曲率半径平坦的情况下，由于心跳引起的动脉中的血流可能导致指动脉的平坦区域经历波动。在平坦状态下可能发生最大波动，并且当局部半径不是很平坦时可能发生波动的增大/减小。虽然在手指和触觉传感器阵列之间的压力受控降低方面讨论了上述操作，但是可替换地，可以使用受控的压力增加来执行该操作，并且可以在受控增加期间测量电容变化。

[0023] 触觉传感器阵列可包括可变形电容传感器，其可能由于动脉壁的波动而变形。这些波动可以改变一个或多个可变形电容传感器的形状（例如高度），而这可以改变它们的电容值。可以测量变化的电容，其提供指动脉中的血压的指示。电容传感器的电容水平可以转换成压力水平，例如mmHg。电容波动/变化的最大幅度可以是指动脉处的平均动脉压的估计。然后，可以基于平均动脉压来估计指动脉处的收缩血压和舒张血压。随后，可以将指动脉血压估计值转换为临床或肱动脉血压测量值。

[0024] 为了实施听诊法，可以通过手指可穿戴设备将指动脉按压到闭塞，然后缓慢地降低压力。设备中包含的麦克风可以记录声音，称为Korotkoff声音，该声音随着血液开始流动而起源于指动脉。随着施加于动脉的压力减小，Korotkoff声音在特性上发生变化。对应于第一Korotkoff声音的所施加压力可以是收缩血压的估计，并且对应于Korotkoff声音的终止的施加压力可以是舒张血压的估计。

[0025] 为了实施示波法,可以通过囊将指动脉按压或挤压至至少高于收缩血压的压力,然后可以缓慢地降低压力。在压力降低期间,测量囊中的压力的空气压力传感器还可以测量由于指动脉中的血流引起的囊中的压力振荡。压力振荡可以从小开始、增大到最大振幅、然后降低。类似于平面压力波测定法技术,在最大振幅处施加的压力可以是平均动脉压的估计。根据平均动脉压,可以估计收缩压和舒张压。

[0026] 图1A是根据本公开的实施例的血压监测设备100。血压监测设备100(简称设备100)可以被指动脉(例如手指)穿戴或者与指动脉(例如手指)接合,以确定用户的血压以及其他诊断数据。在一些实施例中,其他诊断数据可包括心率(HR)、呼吸率(RR)、温度和血氧饱和度(SpO₂)。在一些实施例中,还可以检测设备100的运动。可以在白天、夜晚、白天和夜晚、或周期性地设备100穿戴在用户的手指上以监测用户的血压。在一些实施例中,设备100可以向外部读取器(未示出)提供血压读数和其他诊断数据/移动数据。继而,外部读取器可以例如记录数据、向用户和/或用户的医生警告指定范围之外的读数、或者将数据传送到与用户相关联的电子病历。

[0027] 设备100的所示实施例包括指套(cuff)102、尺寸调节机构104、囊106、基板108、触觉传感器阵列(TSA)110、控制电路112和对准凸片114。设备100可被穿戴在手指上,其中TSA 110定向成与手指的指动脉对准。在一些实施例中,TSA 110可以与手掌成45°对准,使得TSA 110在手指的尺侧上的指动脉上居中。可调节尺寸调节机构104以确保手指周围的紧密贴合。在一些实施例中,囊106可以动态地充气以确保指动脉和TSA 110被压在一起。随后,TSA 110可以测量指动脉中的血液脉冲,其可以被转换成平均动脉压(MAP)、收缩血压(SBP)和/或舒张血压(DBP)。在一些实施例中,控制电路112可以执行该转换。在其他实施例中,可以经由有线或无线方式将测量传送到外部读取器以进行转换过程。虽然设备100包括囊106以便于手指对TSA 110的压力,但是在其他实施例中,可以省略囊,并且可以调节尺寸调节机构104以提供必要的压力。

[0028] 指套102可以形成为至少部分地贴合在手指周围,并且还可以为各种其他组件提供支撑。指套102可以由塑料、金属、陶瓷或任何不太可能影响BP监测组件/测量的生物相容性材料形成。指套102可以是环形的,具有径向厚度、宽度(沿着手指)和周长/直径。径向厚度可以足够厚以向囊106和TSA 110提供不可变形的支撑。周长可以在22至25mm的范围内,但也可以通过尺寸调节机构104调节以适应宽范围的手指尺寸。例如,指套102可以是可调节的,以适应食指或小拇指。在一些实施例中,指套102的宽度和周长,尤其是指套102的内表面,可以基于由AHA(美国心脏协会)设定的关于相对于臂周长的可充气指套尺寸的指南。根据该指南,囊106应具有臂周长的80%的长度和臂周长的40%的宽度,这导致长宽比为2:1。这样,指套102的内周长可以合意地足够大,以允许囊106的周长和宽度满足关于手指周长的比率。

[0029] 尺寸调节机构104可以结合到指套102的一部分中,并且可以允许用户调节指套102的尺寸(例如周长)以获得所需的贴合。在一些实施例中,期望的贴合可以是紧密贴合,其允许手指和TSA 110紧密接触。可能期望防止设备100松弛地贴合在手指上。然而,由于囊106将手指压在TSA 110上,所以即使当设备100被松弛地穿戴在手指上时,设备100也可按预期操作。在一些实施例中,尺寸调节机构104可以是如图1所示的棘轮型调节。在其他实施例中,尺寸调节机构104可以由钩环、带扣等类型的机构形成。当然,可以省略尺寸调节机构

104,并且可以根据用户的手指来适应指套102或者可以以各种尺寸获得指套102。

[0030] 囊106可以设置在指套102的内表面上,并且在一些实施例中,可以沿着指套102的内周长的大部分设置。在一些实施例中,囊106通常可设置在与TSA 110的位置相对的内表面上。囊106可以由柔软的柔性材料形成,该材料可以由于内部压力的增加而扩大/拉伸。在一些实施例中,可以在囊106中引入(例如泵送)空气以使囊106膨胀。在其他实施例中,耦接到或设置在囊106内的制冷剂可经历从液体到气体的相变以提供所期望的膨胀,其中通过加热所述制冷剂诱发所述相变。可替换地,囊106可以由形状记忆合金代替,该形状记忆合金例如可以响应于控制电压将手指按压到TSA 110中,或者可以使用机械致动器将手指按压到TSA 110上。尽管未在图1中示出,但是压力传感器可设置在囊106内以测量囊106的内部压力。在一些实施例中,压力传感器可用于实现血压的示波估计。囊106的膨胀可以迫使用户的手指更紧地压在TSA 110上,这可以在TSA 110和与TSA 110对准的指动脉之间提供更好的相互作用。

[0031] 基板108可以为TSA 110和/或控制电路112提供安装表面。基板可以由诸如塑料、陶瓷或金属的刚性材料形成,并且可以设置在指套102的内表面上。

[0032] TSA 110可以由多个单独的电容传感器形成的传感器阵列。TSA 110可以设置在基板108上并且布置成与用户的手指接触。多个电容传感器可以布置成包括多个列和多个行的二维阵列。在一些实施例中,列可以布置成与手指纵向对准,并且行沿周向对准。当然,可以实现列和行的相反布置。在一些实施例中,可能存在比行更多的列以确保TSA 110或至少一列电容传感器在手指的指动脉区域上居中。通常,可能期望使TSA 110的至少一个电容传感器接触指动脉正上方的皮肤,使得可以测量指动脉中改变的压力作为至少一个电容传感器的电容的变化。可替换地,TSA 110可以由柔软的柔性材料形成,其与指套102的内部形状一致和/或至少部分地围绕手指贴合。可替换地,TSA 110可具有半圆周形状以至少符合手指的外侧。

[0033] 在一些实施例中,TSA 110可包括TSA100手指侧的开普顿(Kapton)或聚酰亚胺胶囊层。Kapton或聚酰亚胺层可以为TSA 110提供机械保护层。然而,在一些实施例中,Kapton或聚酰亚胺层可以在行、列之间或单独的电容传感器之间分开,以机械地去耦相邻的行、列或单独的电容传感器。在其他实施例中,TSA 110可以包括向各个电容传感器提供电极的导电布层。导电布可以机械地去耦TSA 110的相邻电容传感器。通常,TSA 110可以被耦接以检测和测量由于心跳引起的指动脉中的血流和所产生的血压。例如,TSA 110的一个或多个单独的电容传感器可以与指动脉对准,并且可以检测由于电容传感器响应于指动脉内的压力变化而变形而引起的指动脉内的压力变化,其指示血流和血压。检测到的导致TSA 110的电容读数变化的压力变化可以在指动脉处转换成MAP,其随后可以在指动脉处转换成SBP和DBP。

[0034] 控制电路112可以被耦接以编排设备100的操作,并且可以设置在指套102的内表面和基板108之间。在一些实施例中,控制电路112可以设置在基板108的面向指套102的内表面的一侧上。在其他实施例中,控制电路112可以设置在基板108下方的指套102的内表面上。控制电路112可以耦接到TSA 110以接收电容读数,并且可以进一步耦接到囊108以控制充气 and 放气。另外,控制电路112可以经由有线或无线地耦接到外部读取器,以提供和接收数据和/或电力。

[0035] 对准凸片114可以帮助用户将TSA 110对准到期望的指动脉。例如,对准凸片114可以与手掌对准,使得TSA 110可以与指动脉对准。在一些实施例中,TSA 110可以与手指的尺侧上的指动脉对准,并且可以通过对准突片114促进对准。虽然食指桡侧的指动脉也可用于监测血压,但尺侧的指动脉可能更为理想,因为它比桡侧的指动脉更大且更接近皮肤表面。还可以测量来自其他手指(包括中指、无名指和小指)的BP。

[0036] 图1B是根据本公开的实施例的手指可穿戴血压监测设备100的透视图。图1B示出了设置在基板108上的TSA 110,基板108设置在指套102的内表面116上。电连接118可以耦接到控制电子设备112(未示出),控制电子设备112可以设置在基板108下方。另外,对准凸片104被示出为耦接到指套102的长延伸部。当用户将设备100放在手指上时,长延伸部可以滑入或定位在用户的手掌中/上。在所示的TSA 110到对准凸片104的定向中,例如,设备100可被穿戴在左手上,使得TSA 110与尺侧的指动脉对准。尽管示出了对准凸片104从指套102延伸,但是在其他实施例中,可以根据放置在指套102上的标记来帮助对准。

[0037] 在操作中,设备100可以检测和监测用户的BP以及各种其他诊断变量。在一些实施例中,设备100可以实施平面压力波测定法以确定指动脉处的用户BP,然后可以将其转换为肱动脉BP测量。在其他实施例中,设备100可以实施示波法和/或听诊法以监测指动脉中的BP。通常,囊106可以被充气以使手指按压到TSA 110上,然后囊106可以放气。在囊106的充气或放气期间,TSA 110可测量指动脉中的压力脉冲,其可被转换成血压估计。例如,囊106可以以缓慢的受控方式充气,并且可以在TSA 110缓慢地压入指动脉时测量压力脉冲。可替换地或另外地,可以在囊106的缓慢的受控的放气期间测量压力脉冲,这可以允许TSA 110缓慢地减小施加到指动脉的压力。在任一操作中,例如,当指动脉的局部曲率半径至少与TSA 110的电容传感器的尺寸相比较接近无穷大时,TSA 110可以在指动脉的动脉壁上创建允许执行平面压力波测定法的条件。尽管可以根据囊106的放气来描述设备100的详细操作,但是可以在囊106的缓慢的受控充气期间应用相同的操作原理。

[0038] 为了使用平面压力波测定法来确定BP(诸如可以用于确定SBP和DBP的MAP),控制电路112可以使囊106充气至至少高于用户的SBP的压力。在一些实施例中,囊106可以充气直到指动脉闭塞。然而,充气到闭塞可能不是必需的,但是可以在最初使用设备100时执行确保压力高于SBP。为了确定是否达到闭塞,TSA 110可以经由电容测量来监测压力变化。一旦囊106已经充气到期望的压力,控制电路112可以以缓慢且受控的速率使囊106放气。例如,囊106可以以每秒2至3mmHg的速率放气。当囊放气时,TSA 110可以测量由于BP和血流而在指动脉内发生的压力变化。随着囊106施加的压力减小,指动脉上的外部压力将减小。指动脉上的外部压力的减小影响动脉上的外部压力和动脉上的内部压力之间的差。由于这两个压力倾向于相等,此时动脉壁至少在TSA 110的电容传感器方面可以是平坦的,由心跳引起的血流脉冲开始示出由TSA 110检测到的变化。这些变化可能表现为脉动波形或TSA 110的电容测量/水平的波动。在脉动波形中出现最大振幅的压力可以是MAP(平均动脉压),其可以指示用户在指动脉中的BP。在检测到MAP之后,控制电路112可以将数据提供给外部读取器来进行算法操作以从MAP提取SBP和DBP,或者控制电路112可以估计MAP、SBP和DBP。

[0039] 响应于MAP、SBP和/或DBP的确定,设备100可以执行各种任务。例如,如果BP数据示出高BP读数,则可以经由外部读取器警告用户咨询他们的医生或提醒用户服用他们的BP药物。可替换地,数据可以由设备100提供以登入外部读取器,外部读取器可以例如周期性地

将数据上载到用户的电子病历或应用。在一些实施例中，外部读取器可在执行BP读取时向用户提供消息。例如，可以是智能手机的外部读取器可以在执行BP读取时提供新闻、天气、游戏或心跳波形。

[0040] 虽然设备100可以是自由穿戴在手指上的环型设备，但是设备100也可以包括在各种其他可穿戴设备或手持设备中。例如，设备100可以插入以供用户穿戴的手套的手指中，或者设备100可以被包括在手持设备中，该手持设备可以包括显示器和其他指示器以帮助用户进行操作。

[0041] 图2是根据本公开的实施例的手指可穿戴血压监测设备200。手指可穿戴血压监测设备200 (简称设备200) 可以是设备100的示例。设备200可以形成至少部分地围绕手指贴合以使用指动脉监测血压和其他诊断数据。例如，设备200可以使用一个或多个电容传感器检测基于指动脉的BP，并且利用心率、呼吸率、温度、声音和运动数据来增强BP数据。其他诊断数据可以自己向用户或医生提供信息，但也可以用于通知BP测量。通常，设备200可以确定指动脉处的MAP，然后可以在指动脉处将其算法转换为SBP和DBP。另外，可以通过一个或多个传递函数将指动脉BP数据转换为临床/肱动脉血压数据。在一些实施例中，可以通过包括在设备200中的控制逻辑来执行对指动脉处的BP的估计和/或到临床/肱动脉BP的转换。在其他实施例中，控制电路可以将原始电容数据连同其他传感器数据一起提供给外部设备，用于分析和报告数据和BP估计。

[0042] 设备200的所示实施例包括指套202、尺寸调节机构204、囊206、基板208、TSA 210、控制电路212、加速度计220、温度传感器222、光电容积脉搏波 (PPG) 传感器224和麦克风226。指套202、尺寸调节机构204、囊206、基板208和TSA 210可以类似于设备100的相同组件，并且因此，为了简洁起见，省略了关于图2的详细讨论。

[0043] 加速度计220可以测量手指的移动并将所述测量提供给控制电路212。加速度计220可以设置在指套202上 (诸如指套的内表面)，或者可以嵌入指套202中。在BP测量期间手指的移动可能影响测量的准确性。然而，在了解移动强度的情况下，控制电路212可忽略移动并继续读取、停止读取、基于移动调整读取、或拒绝BP读取。另外，加速度计可用于降低当手指处于与心脏不同的海拔/高度时发生的BP读取的流体静力学效应。例如，如果提示用户移动手指与他们的心脏齐平，则加速度计可以在BP读取之前测量设备200的移动和取向。

[0044] 温度传感器222可以设置在指套202的内表面上，并且布置成至少在BP读取期间与手指紧密接触。温度传感器222可以测量手指的温度，例如皮肤温度，并将所述测量提供给控制电路212。温度测量值可用于调节指动脉中的血管舒缩作用。因为指动脉更容易受血管收缩和血管舒张 (其可以改变外周血流量和BP测量值) 的影响，如果温度在设定范围之外，手指的温度可用于补偿BP测量。例如，如果温度低于25摄氏度或高于40摄氏度，则可以调整BP估计。例如，如果手指温度低，则设备可以请求用户加热手并重复测量。可替换地，该设备可以使用指动脉在不同温度下的顺应性变化来校正原始BP估计值。

[0045] PPG传感器224可以设置在指套202的内表面上，被布置成通过手指发光并在光传播出手指时检测光。例如，PPG传感器224可包括红色和/或红外发射器和相应的接收器/检测器。红色和红外发射器可以是发光二极管 (LED)，并且可以调谐到红色和红外波长的接收器可以是光电探测器。PPG传感器224可用于基于红光和红外光的吸收来检测用户的心率 (HR)、呼吸率 (RR) 和血氧饱和度 (SpO2)。另外，PPG传感器224可用于检测在指动脉中发生的

脉冲的定时。例如,定时信息可用于通知何时开始和/或结束BP测量。由PPG传感器224确定的光吸收数据可以提供给控制电路212,然后控制电路212可以基于此确定HR、RR和SpO₂。

[0046] 麦克风226也可以设置在指套202的内表面上,并且被耦接以记录在指动脉中发生的血液脉冲。在一些实施例中,麦克风226可以是压电麦克风。可以提供给控制电路212的声音记录可以用于检测用于血压估计的Korotkoff声音。Korotkoff声音可用于实施听诊技术。

[0047] 控制电路212耦接到设备200的各种传感器和电子组件,并编排设备的操作。控制电路212可以包括模数转换器(ADC),其被耦接以接收来自各种传感器的模拟信号并将其转换为数字表示。然后,控制电路212可以使用数字表示来确定用户的数字BP并且还提供HR、RR和SpO₂。否则,控制电路212可以经由有线或无线连接向外部读取器提供数字表示,以确定指动脉BP。在一些实施例中,控制电路212可以从TSA 210接收电容测量,然后可以使用TSA210来确定MAP,进而确定用户的SBP和DBP。另外,可以将电容测量提供给外部读取器以估计MAP、SBP和DBP。

[0048] 图3是根据本公开的实施例的基于手指的血压监测设备300。基于手指的血压监测设备300(简称设备300)可以是设备100和/或200的示例实现。设备300可以安装到固定表面、包含在手套内、或者包括在手持设备中,其例如允许用户将手指放入设备300中以测量用户的BP。设备300的所示实施例包括固定器302、基板308和TSA 310。还可以包括图3中未示出的设备100和/或200的其他特征,但是为了简洁起见已经省略了这些特征。

[0049] 固定器302可以是不完全环绕用户手指的指套,可以安装到稳定的表面(例如桌子、柜台、水槽),包括在手套的手指中或者手持设备的一部分中。基板308和TSA 310可以安装在固定器302的内表面上。在一些实施例中,至少TSA 310可以安装成偏离固定器302的底部,使得它可以与指动脉(例如尺动脉)对准。

[0050] 在操作中,用户可以将手指放入设备400中,以便正确地对准TSA 310。固定器302可以包括标记以通知用户期望的手指放置以实现期望的动脉对准。在按压到设备400上时,TSA 310可以开始测量TSA 310中的电容变化以估计用户的数字BP。在一些实施例中,设备400可以包括一个或多个指示器(未示出),例如LED,以向用户指示是否施加了足够的压力、是否已经获得正确的对准以及何时完成读取。

[0051] 图4是根据本公开的实施例的手指可穿戴BP监测设备400的功能框图。设备400可以是设备100、200和/或300的示例。在所描绘的实施例中,设备400包括控制电路412。控制电路412可以是控制电路112、212和/或312的一个实现。控制电路412的所示实施例包括电源405和控制器415。电源405的所示实施例包括能量收集天线407、充电电路409和电池411。控制器415的所示实施例包括控制逻辑417、BP逻辑419、ADC 447、多路复用器(MUX) 449和通信逻辑421。

[0052] 电源405向控制器415和设备400的各种其他传感器和组件提供操作电压。天线423由控制器415操作,以将信息通信到设备400和/或从设备400通信信息。在所示实施例中,天线423、控制器415和电源405设置在诸如基板108的基板上。

[0053] 在所示实施例中,电源405包括电池411以为包括控制器415的各种嵌入式电子设备供电。电池411可以由充电电路409和能量收集天线407感应充电。在一个实施例中,天线423和能量收集天线407是独立的天线,其服务于它们各自的能量收集和通信功能。在另一

个实施例中,能量收集天线407和天线423是相同的物理天线,它们对于它们各自的感应充电功能和与读取器435的无线通信共享时间。在其他实施例中,电池411可以经由插入设备400的电线来充电。

[0054] 充电电路409可以包括整流器/调节器,以在没有电池411的情况下调节所捕获的能量来对电池411充电或直接对控制器415供电。充电电路409还可以包括一个或多个能量存储设备,以减轻能量收集天线407中的高频变化。例如,可以连接一个或多个能量存储设备(例如,电容器、电感器等)以用作低通滤波器。

[0055] 控制器415包含用于编排其他嵌入组件的操作的逻辑。控制逻辑417控制设备400的一般操作,包括提供逻辑用户界面、功率控制功能等。另外,控制逻辑417控制囊406的充气和放气,并从囊406中包括的压力传感器接收压力数据。模数转换器(ADC)447可以从其他传感器425和传感器阵列410接收数据。ADC 447可以将接收的数据转换为数字格式,并将其提供给控制逻辑417和/或BP逻辑419。在一些实施例中,ADC 447可以经由MUX449耦接到传感器阵列410和其他传感器425,MUX 449控制数据流入ADC447。

[0056] BP逻辑419可以从传感器阵列410接收电容测量并将电容测量转换成等效的压力值。例如,压力值可以是以mmHg为单位。压力值可以进一步转换成压力波,可以在时域或频域中对其进行分析以确定指动脉处的MAP、SBP和DBP。在一些实施例中,例如,指动脉处的血压数据可以被转换为肱动脉位置处的相应血压数据。BP逻辑419可以分析脉冲波以确定发生最大脉动幅度的压力。确定的压力可以基于传感器阵列410的一个电容传感器、基于所有电容传感器的平均、或基于最低确定的压力。

[0057] 在一些实施例中,BP逻辑419可以从麦克风接收声音记录以实现听诊法血压估计。麦克风可以是可以布置成记录在指动脉中发生的血脉冲的其他传感器425的一部分。BP逻辑419可以分析与从囊406接收的压力数据(由于囊406中的压力传感器)相关的声音记录,以确定Korotkoff声音开始和结束时的压力。如果在此期间囊406中的压力正在减小,则对应于Korotkoff声音的开始的压力可以是SBP的估计,而对应于Korotkoff声音的结束的压力可以是DBP的估计。

[0058] 在一些实施例中,BP逻辑419可以使用示波法确定MAP、SBP和DBP。MAP、SBP和DBP的确定可以类似于平面压力波测定法技术,但是可以使用压力传感器测量来代替TSA 410的电容测量。例如,囊406中包括的压力传感器可以测量由于在囊406上按压手指的指动脉中的血流引起的压力变化。对应于压力脉冲的最大幅度时的压力可以是MAP的估计。随后,BP逻辑419可以通过一个或多个回归确定SBP和DBP。

[0059] 在一些实施例中,BP逻辑419可以使用所有三种技术来执行BP估计。然后可以比较来自三种不同技术的BP估计以确定在指动脉处的用户的BP的最接近估计。

[0060] 控制逻辑417可以从其他传感器406接收诊断数据,其他传感器406可以包括温度传感器、加速度计、PPG和麦克风。可以分析数据以确定任何测量是否在建立的阈值之外,并且如果是,则相应地响应。例如,如果加速度计数据示出在血压读取期间手指移动超过期望,则控制逻辑417可以拒绝该读数。另外,控制逻辑417可以基于PPG传感器数据确定用户的HR、RR和/或SpO₂。最后,如果温度在建立的范围之外,温度数据可用于调节任何血压估计。

[0061] 通信逻辑421提供用于经由天线423与读取器435进行无线通信的通信协议。在一

个实施例中,当存在从读取器435输出的电磁场451时,通信逻辑421经由天线423提供反向散射通信。在一个实施例中,通信逻辑421作为智能无线射频识别(“RFID”)标签操作,其调制天线423的阻抗以用于反向散射无线通信。控制器415的各种逻辑模块可以在通用微处理器上执行的软件/固件中实现、在硬件(例如,专用集成电路)中实现或两者的组合中实现。

[0062] 所示实施例还包括具有处理器443、天线445和存储器437的读取器435。存储器437包括数据存储装置439和程序指令441。如图所示,读取器435可以设置在设备400的外部,可以放置在充电设备400附近,向设备400发送指令和/或从设备400提取数据。在一个实施例中,读取器435可以类似于为设备400提供保持器或壳体的手持便携式设备。

[0063] 外部读取器435包括天线445(或多于一个天线的组)以向设备400发送无线信号451和从设备400接收无线信号451。外部读取器435还包括计算系统,其中处理器443与存储器437通信。存储器437是非暂时性计算机可读介质,其可以包括但不限于磁盘、光盘、有机存储器和/或处理器443可读的任何其他易失性(例如,RAM)或非易失性(例如,ROM)存储系统。存储器437可以包括数据存储装置439以存储数据的指示,诸如数据日志(例如,用户日志)、程序设置(例如,调整设备400和/或外部读取器435的行为)等。存储器437还可以包括程序指令441,用于由处理器443执行以使外部读取器435执行由指令441指定的处理。例如,程序指令441可以使外部读取器435提供用户界面,其允许检索从设备400通信的信息、或者允许向设备400发送信息以编程或以其他方式选择设备400的操作模式。外部读取器435还可以包括一个或多个硬件组件,用于操作天线445,以向设备400发送无线信号451和从设备400接收无线信号451。

[0064] 外部读取器435可以是智能电话、数字助理或具有足以提供无线通信链路451的无线连接性的其他便携式计算设备。外部读取器435还可以实现为可以插入便携式计算设备的天线模块,例如在通信链路451以便携式计算设备中不常用的载波频率操作的实施例中。在一些实施例中,外部读取器435可以提示设备400的用户准备BP读取,这可以向用户提供将手指定位在与他们的心脏相等的高度的时刻。另外,在执行BP读取时,外部读取器435可以为用户提供消遣。例如,消遣可以采取新闻文章、当前天气状况、游戏或显示心跳波形和BP测量值的形式。

[0065] 图5是根据本公开的实施例的触觉传感器阵列510的平面图。触觉传感器阵列(TSA)510可以是TSA 110、210、310和/或410的示例。TSA 510的所示实施例可包括布置成具有列530和行532的阵列的多个电容传感器528。在一些实施例中,基板508可以为TSA 510提供机械支撑,并且可以安装或设置在指套502的内表面516上。在一些实施例中,TSA 510可以具有半圆周形状以用于或贴合在手指的至少一部分周围、和/或指套(例如指套102)的内表面。在其他实施例中,TSA 510可以是柔性的,使得它可以符合手指。

[0066] 每个电容传感器528可以由金属-绝缘体-金属电容器形成,绝缘体能够在压力的存在下变形。由于绝缘体的变形(例如,平坦化),各个电容传感器528的电容可能改变。例如,如果电容传感器528变平,则两个导体之间的距离减小,这增加了传感器528的电容。另一方面,如果电容传感器528被拉伸使得两个导体之间的距离增加,则电容减小。另外,如果电容传感器528弯曲,则形成两个电极的导体的边缘可能移动成更靠近,这也可能影响电容。通过测量电容的变化量(例如,电容的增加),可以确定施加到电容传感器528的指示压力量。

[0067] 在一些实施例中,列530可以布置成与指动脉平行。在这样的实施例中,同一列中的电容传感器528的若干实例可以与指动脉对准。在一些实施例中,列的数量可以大于行数,以确保当用户穿戴手指可穿戴设备时TSA 510覆盖期望的指动脉。虽然图5示出了7列和6行,但是可以实现其他数量的列和行,例如10列和3行。另外,相邻列530之间的间距可以使得列之间的距离可以提供单个列以覆盖指动脉。例如,在一些实施例中,列530之间的间距可以是0.75mm。然而,由于TSA 510与指动脉的不精确对准,使用的实例可具有至少部分地与指动脉重叠的多个列530。

[0068] 图6A和6B分别是根据本公开的实施例的TSA 610的截面图和平面图。TSA 610可以是TSA 110、210、310、410和/或510的示例。TSA 610包括形成阵列的多个电容传感器628。电容传感器628的阵列可以布置成具有行和列的网格。参见图6A, TSA 610的所示实施例包括多个层,这些层组合以形成多个电容传感器628中的每一个。多个层包括支撑层646、第一电极层644、电介质柱层642、第二电极层640、保护层638和屏蔽层636。支撑层646可以为TSA 610的各种其他层提供机械支撑。另外,当TSA 610安装在手指可穿戴的指套中时,支撑层646可以设置在诸如基板108的基板上。在TSA 610的另一侧,屏蔽层636可以是面向手指的,并且可以提供针对手指的TSA 610的内层的一些保护。另外,屏蔽层636可以降低在手指与第一电极层644和第二电极层640之间形成的寄生电容。

[0069] 第一电极层644可以形成用于形成电容传感器628的每一个的金属-绝缘体-金属(MIM)电容器的一侧。在一些实施例中,对于多个电容传感器628中的每一个,第一电极644可以是像素化的。第一电极644可以利用诸如金属或导电聚合物的导电材料形成。另外,第一电极层644中的每个电极可以单独地耦接到迹线,该迹线为电容传感器628提供相应的输出。

[0070] 第二电极层640可以是形成电容传感器628的MIM电容器中的第二导电层。第二电极层628可以由与第一电极层644相同或相似的材料形成。虽然未示出,但是用于每个电容传感器628的第二电极层640可以耦接到导电迹线,该导电迹线提供到每个电容传感器628的电耦接,使得可以单独测量每个电容传感器628的电容。

[0071] 电介质柱层642可以包括形成阵列的多个分离的和单独的柱,并且该阵列可以在MIM电容器中形成绝缘层。虽然示出的电介质柱层642由单独的柱形成,但是层642也可以由连续的软材料层形成,其中像素化的第一电极层644和第二电极层640形成在相对的侧面上。每个单独的柱可以设置在第一电极层644和第二电极层640之间。另外,每个单独的支柱可以是可变形的,使得它们能够由于压力而减小高度,或者如果被拉动则甚至可以在高度上延伸。各个柱的变形可以改变多个电介质柱中的每一个的电容。另外,第一电极层644和第二电极层640可以在相邻的电容传感器628之间的间隙中变形,其中变形也可以影响传感器的电容。在一些实施例中,电容的变化可以被提供为电容水平信号,其可以指示所施加的压力的量。在一些实施例中,电介质柱层642的每个柱可以利用柔软的柔性介电材料(例如硅树脂)形成。

[0072] 保护层638可以设置在第二电极层640上方,并且可以为TSA 610提供一些机械支撑和保护。在一些实施例中,保护层638可以为耦接到每个电容传感器628的第二导电层640的电迹线提供支撑。在一些实施例中,保护层638可以由Kapton形成。

[0073] 在一些实施例中,保护层638可以在相邻的电容传感器628之间具有形成在其中的

狭缝648。在一些实施例中,狭缝648可以仅在列方向上形成,例如与手指对准,以机械地去耦相邻的列。通过机械地去耦相邻列,相邻列中的电容传感器628可能对指动脉中的压力变化更敏感。在一些实施例中,狭缝648可以在列方向和方向二者上形成,从而在两个方向上机械地去耦电容传感器628。在两个方向上形成狭缝648可以提供额外的机械去耦,并且增加对电容传感器628的灵敏度。

[0074] 图6B中所示的TSA 610的平面图示出了支撑层646、第一电极层640/644的各个区域、电介质柱层642的各个电介质柱以及保护层638。保护层638由覆盖整个图6B的透明交叉影线描绘。狭缝648示出为在列方向和行方向二者上的各个电容传感器628之间形成,但是一些实施例可以仅包括在一个方向上的狭缝648。

[0075] 图7A和7B分别是根据本公开的实施例的TSA 710的截面图和平面图。TSA 710可以是TSA 110、210、310、410和/或510的示例。TSA 710包括以二维阵列布置的多个电容传感器728。二维阵列可以按列数超过行数的行和列布置,类似于TSA 510。列可以与手指纵向对准,而行可以与手指周向对准。

[0076] TSA 710的所示实施例包括支撑层746、第一电极层744、电介质柱层742、第二电极层750和保护层752。支撑层746、第一电极层744和电介质柱层742可以类似于TSA 610的相同层,并且因此,为了简洁起见,将不再详细讨论。TSA 710的组合层可以形成多个电容传感器720,其可以由设置在电介质柱层742的电介质柱的相对侧上的第一和第二电极层形成的MIM电容器。由于电介质柱的可变形性质,当压力或张力施加到TSA 710的电容传感器728时,电容传感器728的每一个的电容可以改变。

[0077] 第二电极层750可以利用延伸穿过TSA710的导电布形成。导电布可以为电容传感器728的一侧提供导体以及来自每个电容传感器的电迹线以接收数据信号。导电布的使用可以允许每个电容传感器728自由移动而不会将移动传递到相邻的电容传感器。

[0078] 保护层752可以是设置在第二电极层750上的连续层。保护层752可以是朝向手指的,可以提供物理保护以免与周围环境相互作用。在一些实施例中,保护层752可以是柔软且柔韧的,以便不限制下面的电介质柱层742的移动(例如压缩)。例如,保护层752可以由硅树脂、聚氨酯膜或其他柔软的柔性塑料形成。

[0079] 图7B中所示的TSA 710的平面图示出了支撑层746、第一电极层744的各个区域、电介质层742的各个电介质柱和第二电极750。第二电极750由覆盖整个图7B的透明交叉影线描绘。

[0080] 图8是根据本公开的实施例的囊806。囊806可以是囊106、206和/或406的示例。囊806可设置在指套802的内表面816上。囊806的所示实施例可以连接到气泵854,并且压力传感器856可以设置在囊806内。在一些实施例中,例如,气泵854可以响应于来自控制电路112的控制信号将空气泵送到囊806中。压力传感器856可以测量囊806的压力,其可以作为响应提供给控制电路112。另外,气泵854还可以响应于来自控制电路112的控制信号以期望的受控速率使囊806放气。

[0081] 囊806可以利用柔性的、可拉伸的材料形成,使得其响应于空气的引入而充气。例如,囊可以由柔软的、可拉伸的塑料、聚氨酯或乳胶形成。响应于放气,囊806可以在内表面816上重获绷紧形式,从而不妨碍从手指移除指套802或者将手指插入指套806中。在一些实施例中,相对于手指的尺寸,囊806可具有手指周长的80%的长度和手指周长的40%的宽

度。在其他实施例中,囊806可以设置在指套802的内表面上与TSA相对的一侧。压力传感器856可以设置在囊806内的指套802的内表面上。在一些实施例中,压力传感器856可以是MEMS型压力传感器。

[0082] 在操作中,气泵854可以响应于控制信号将空气泵送到囊806中,并且压力传感器856可以监测囊806的内部压力。可以将内部压力测量提供给控制电路以确定何时停止充气。

[0083] 图9是根据本公开的实施例的囊906。囊906可以是囊106、206和/或406的示例。囊906的所示实施例包括加热线圈958、制冷剂960和压力传感器956。加热线圈958可以设置在指套902的内表面916上,并且布置在囊906内。囊906也设置在指套902的内表面上。为了使囊906充气,制冷剂可以经历从液态到气态的相变。

[0084] 囊906可以由与囊806类似的材料形成。然而,囊906可以由不会与制冷剂960反应或被制冷剂960劣化的材料形成。在一些实施例中,囊906的内表面可涂覆有非反应性材料,以避免由于制冷剂960而劣化。

[0085] 制冷剂960可以在默认状态下处于液相,但是在加热时可以经历相变到气相。相变到气相可使囊906充气。制冷剂可以是高沸点制冷剂,其可以在例如高于体温的温度下转化成气相。例如,制冷剂可以是R-113制冷剂,其是沸点约为50℃的三氯三氟乙烷。

[0086] 在一些实施例中,加热线圈958可以被耦接以例如从控制电路112接收电力。向加热线圈958提供电力可以加热制冷剂960以引起相变。加热线圈958可以由不与制冷剂960反应的金属导体形成,或者可以涂覆有非反应性材料。控制电路112可以向加热线圈958提供电力以将制冷剂960加热到至少其沸点。使制冷剂沸腾将提供所需的气体以使囊906充气。

[0087] 可以类似于压力传感器856的压力传感器956可以监测囊906的内部压力,并作为响应向控制电路112提供压力数据。控制电路112可以确定何时从加热线圈958移除电力以使囊906放气。

[0088] 图10是根据本公开的实施例的囊1006。囊1006可以是囊106、206、406和/或906的示例。除了制冷剂1060和加热线圈1058可以设置在储存器1062内而不是在囊1006内,囊1006可以类似于囊906。储存器1062可以经由导管/通道1064流体地耦接到囊1006。制冷剂1060可以在储存器1062中处于液态。当加热线圈1058接收电力时,储存器1062内的制冷剂1060可以经历相变到气相,然后通过导管1064移动到囊1006中以使囊充气。虽然仅示出了一个储存器1062,并且其位于囊1006的一端,但在其他实施例中,第二储存器1062可以耦接到囊1006的相对端。在这样的配置中,制冷剂1060可以在返回到液相之后流回到两个储存器中的一个中。

[0089] 图11是根据本公开的实施例的示例性压力曲线1100。曲线1100示出了当手指可穿戴血压监测设备(诸如设备100)执行血压读取操作时的压力和时间的关系。例如,曲线1100将用于进一步讨论设备100的操作。虽然可以关于设备100描述曲线1100,但是曲线1100还可以用于说明本文所讨论的其他实施例的操作。

[0090] 曲线1100示出了来自TSA 110的所有电容传感器的电容读数,其相对于时间以mmHg为单位绘制。例如,曲线1100可以示出30个单独电容传感器的电容读数。从电容测量中提取的每个压力波包括脉动分量,该脉动分量是当由于TSA 110被压在指动脉上而施加到指动脉的压力类似于指动脉中的内部压力(例如,血压)时出现的。由于压力对电容传感器

的直接影响,来自TSA 110的电容值可以转换为压力。

[0091] 在时间 t_0 ,囊106可处于放气状态,使得手指不将或几乎不将压力施加到TSA 110。在时间 t_1 ,囊106可以响应于来自控制电路112的一个或多个控制信号而充气。囊106可以被充气至至少大于用户的收缩BP的压力。黑色虚线示出由压力传感器(例如压力传感器856)记录的囊106中的压力。当压力在 t_2 达到期望的最大值时,控制电路112可以使囊106的压力以缓慢的受控速率减小。例如,囊106可以以2-3mmHg/秒放气。虽然曲线1100示出了在时间 t_2 处的压力为约200mmHg和更高(这高于典型的SBP读数),但是最大压力可以小于200mmHg,这取决于用户的平均SBP。然而,在一些实施例中,囊106可以被充气直到获得指动脉的闭塞。

[0092] 在时间 t_1 和 t_2 之间,囊106将手指按压到TSA 110上以使TSA 110使指动脉变形。例如,可以将TSA 110按压在直接在指动脉上方的皮肤和组织上。例如,将TSA 110牢固地压入指动脉上方的组织中可以使一系列或多列电容传感器直接压在指动脉上方的组织上。可能期望电容传感器的尺寸使得单个电容传感器或一系列传感器小于指动脉的直径。列之间的间距也可以小于指动脉的直径。这样确定电容传感器的尺寸可以有助于平面压力波测定法。通常,可能期望使至少一个电容传感器在指动脉上居中。

[0093] 当压力在 t_2 达到最大值时,指动脉可能变形以影响指动脉内的血流。然而,随着囊106放气,指动脉中的压力相应地减小。另外,由TSA 110按压的动脉壁可以开始恢复到正常状况(例如,无阻碍)。然而,当动脉壁接近其无阻碍状况时,动脉壁经过这样的状况:相对于在其上按压的电容传感器的尺寸,动脉壁看起来无限平坦,例如,局部曲率半径接近无穷大。此时,透壁压力可以为零。透壁压力是内部压力和外部压力之间的差。内部压力将是血压,因此相等的外部压力可以提供血压的测量。当局部曲率半径达到该状况时,由于血液响应于心跳流动,动脉壁可以提供最大的脉动压力。然而,当动脉壁经过这种状态之后,脉动压力将开始增加然后减小,如 t_3 和 t_4 之间的脉动压力的增加以及随后 t_4 和 t_5 之间的脉动压力的减小所示。

[0094] 在时间 t_3 ,动脉壁开始靠近接近无限状况的局部半径,此时脉动压力可以开始由TSA 110测量。由于响应于心跳的血流而导致的测量的脉动压力可以由动脉壁的形状变化而开始增加直到时间 t_4 。在时间 t_4 ,动脉壁可以达到最大平坦度(例如,相对于电容传感器的曲率接近无穷大),这提供具有最大振幅的脉动压力。此外,在时间 t_4 和 t_5 之间,脉动压力将减小,直到囊106不施加压力。

[0095] 对应于在时间 t_4 测量的最大脉动幅度的施加压力可以表示或者是指动脉处的平均动脉压(MAP)的估计。在一些实施例中,MAP估计可以基于单个电容传感器或一系列电容传感器的电容变化。在其他实施例中,MAP估计可以基于TSA 110的所有电容传感器的平均值。在又一实施例中,MAP估计可以基于提供最低压力读数的电容传感器。如曲线1100中所示,MAP估计被估计为79mmHg,而参考MAP为82mmHg。例如,参考MAP可以是基于肱动脉BP测量或者基于标准BP指南的用户MAP。

[0096] 附加地或可替换地,可以使用听诊法来估计指动脉中的血压。为了实施听诊法,麦克风226可用于记录在指动脉中发生的血液脉冲的声音。为了使用听诊法原理进行血压监测,可以使囊106充气以获得指动脉的闭塞。在闭塞指动脉之后,可以以缓慢且受控的速率减小囊106的压力。随着压力减小,血液开始在指动脉中流动,引起可由麦克风226记录的可

听脉冲。这些脉冲可以称为Korotkoff声音。对应于Korotkoff声音的开始和结束的压力可以分别估计用户的SBP和DBP。除了平面压力波测定法技术之外或作为其替代,可以实施听诊法技术。

[0097] 此外,可以实施示波法以基于在指动脉中的通过TSA 110的压力减小期间发生的血流中的脉冲来估计指动脉处的MAP、SBP和DBP。例如,根据囊106的压力的压力读数可以测量由于血流而发生的压力脉冲。压力脉冲可以示出与曲线图100所示类似的压力测量。具有最大幅度的压力脉冲可以是MAP的估计,其可以用于估计SBP和DBP。

[0098] 图12是根据本公开的实施例的方法1200。方法1200可以是设备100、200和/或300的示例操作。方法1200概述了使用手指可穿戴的血压监测设备至少确定用户的数字血压的一些步骤。在一些实施例中,该设备可以实施平面压力波测定法以确定血压。在其他实施例中,除了平面压力波测定法之外或代替平面压力波测定法,可以实施示波法或听诊法。虽然在使囊缓慢放气以确定指动脉处的BP的方面讨论方法1200,但是方法1200也可以在囊的缓慢、受控充气期间使用。

[0099] 该方法可以在步骤1202开始,使手指可穿戴血压监测设备的囊充气至第一压力。使囊充气可能导致用户的手指被压入到设备的TSA中。在一些实施例中,第一压力可以是至少大于用户的SBP的压力。在其他实施例中,第一压力可以足够高以阻塞手指的指动脉中的血流。

[0100] 步骤1202之后可以是步骤1204,其包括一旦达到第一压力就以受控速率使囊放气。在一些实施方案中,囊可以以2至3mmHg/s的速率放气。步骤1204之后可以是步骤1206,其包括在使囊放气时,监测触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容水平变化,其中电容水平变化指示手指的指动脉内的压力变化。使囊充气可以将TSA按压到手指中以使下面的指动脉变形或闭塞,而以受控的方式使囊放气除了可以测量血压之外,还可以允许由于动脉的物理变形导致的指动脉内部的压力变化。

[0101] 步骤1206之后可以是步骤1208,其包括基于监测,基于电容水平变化确定指动脉中的血流的最大脉冲幅度。最大脉冲幅度可以根据由TSA响应于指动脉中的血流所测量的最大电容变化来确定。当指动脉的局部曲率半径接近无穷大(这允许动脉壁响应于血压移动最大距离)时,可以测量最大电容变化。

[0102] 步骤1208之后可以是步骤1210,其包括基于最大脉冲幅度估计指动脉中的平均动脉压。可以根据发生最大脉冲幅度的施加压力估计平均动脉压。在一些实施例中,发生最大脉冲幅度的施加压力可以是TSA的所有电容传感器的平均值,或者可以基于TSA记录的最低压力。在一些实施例中,可以在频域中分析由TSA测量的脉动波以确定平均动脉压。

[0103] 步骤1202-1210中的任何步骤之后可以是可选步骤1212至1218,其包括其他诊断变量的测量。另外,步骤1212-1218可以以任何顺序和/或脱离任何其他步骤来执行。例如,步骤1212可以包括基于平均动脉压确定收缩血压和舒张血压。也可以执行可选步骤1214,其包括使用温度传感器确定手指的温度,并且如果温度在温度范围之外,则调节平均动脉压的估计。另外,可以执行可选步骤1216,其包括使用加速度计确定手指的移动,并且如果移动在移动阈值之外,则拒绝平均动脉压的估计。此外,可以执行步骤1218,其包括使用手指可穿戴血压监测设备的PPG传感器确定用户的心率、呼吸率和氧饱和度。

[0104] 除了上面列出的处理步骤之外,可以执行各种其他步骤,例如将血压数据和其他

数据传送到外部读取器以显示给用户和/或提供给医生。在一些实施例中,可以通过相关联的应用或经由用户的电子病历将数据提供给医生。

[0105] 一些或所有处理方框在处理1200中出现的顺序不应被视为限制性的。相反,受益于本公开的本领域普通技术人员将理解,一些处理方框可以以未示出的或甚至并行的各种顺序执行。

[0106] 以计算机软件和硬件的形式描述上述处理。所描述的技术可以构成在有形或非暂时性机器(例如,计算机)可读存储介质中体现的机器可执行指令,机器可执行指令在由机器执行时将使机器执行所描述的操作。另外,这些处理可以实施在硬件中,例如专用集成电路(“ASIC”)或其他。

[0107] 有形机器可读存储介质包括以机器(例如,计算机、网络设备、个人数字助理、制造工具、具有一个或多个处理器的集合的任何设备等)可访问的非暂时形式提供(即,存储)信息的任何机制。例如,机器可读存储介质包括可记录/不可记录介质(例如,只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、磁盘存储介质、光存储介质、闪存设备等)。

[0108] 包括摘要中描述的内容的本发明的所示实施例的以上描述,并非旨在穷举或将本发明限制于所公开的精确形式。尽管出于说明性目的在本文中描述了本发明的特定实施例和示例,但是如相关领域的技术人员将认识到的,在本发明的范围内可以进行各种修改。

[0109] 可以根据以上详细描述对本发明进行这些修改。以下权利要求中使用的术语不应被解释为将本发明限制于说明书中公开的特定实施例。相反,本发明的范围完全由所附权利要求确定,所述权利要求应根据权利要求解释的既定原则来解释。

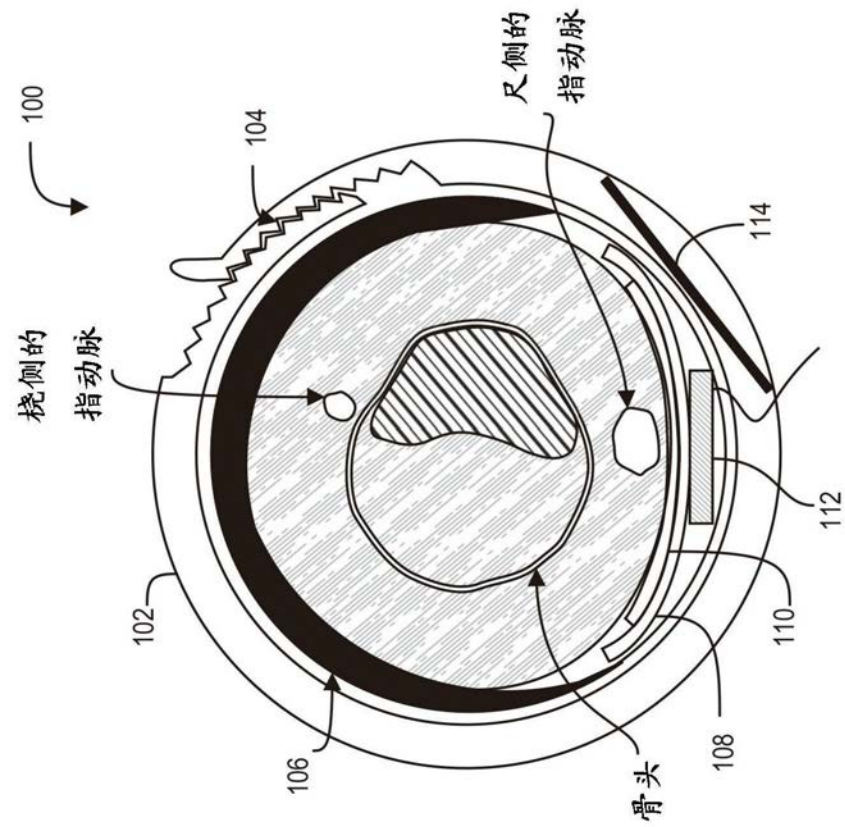


图1A

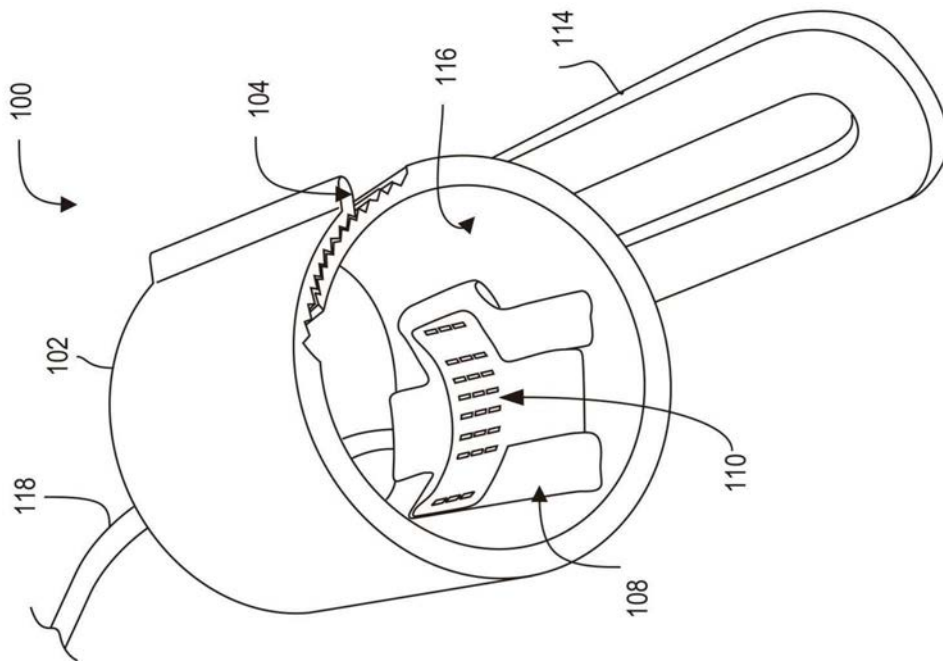


图1B

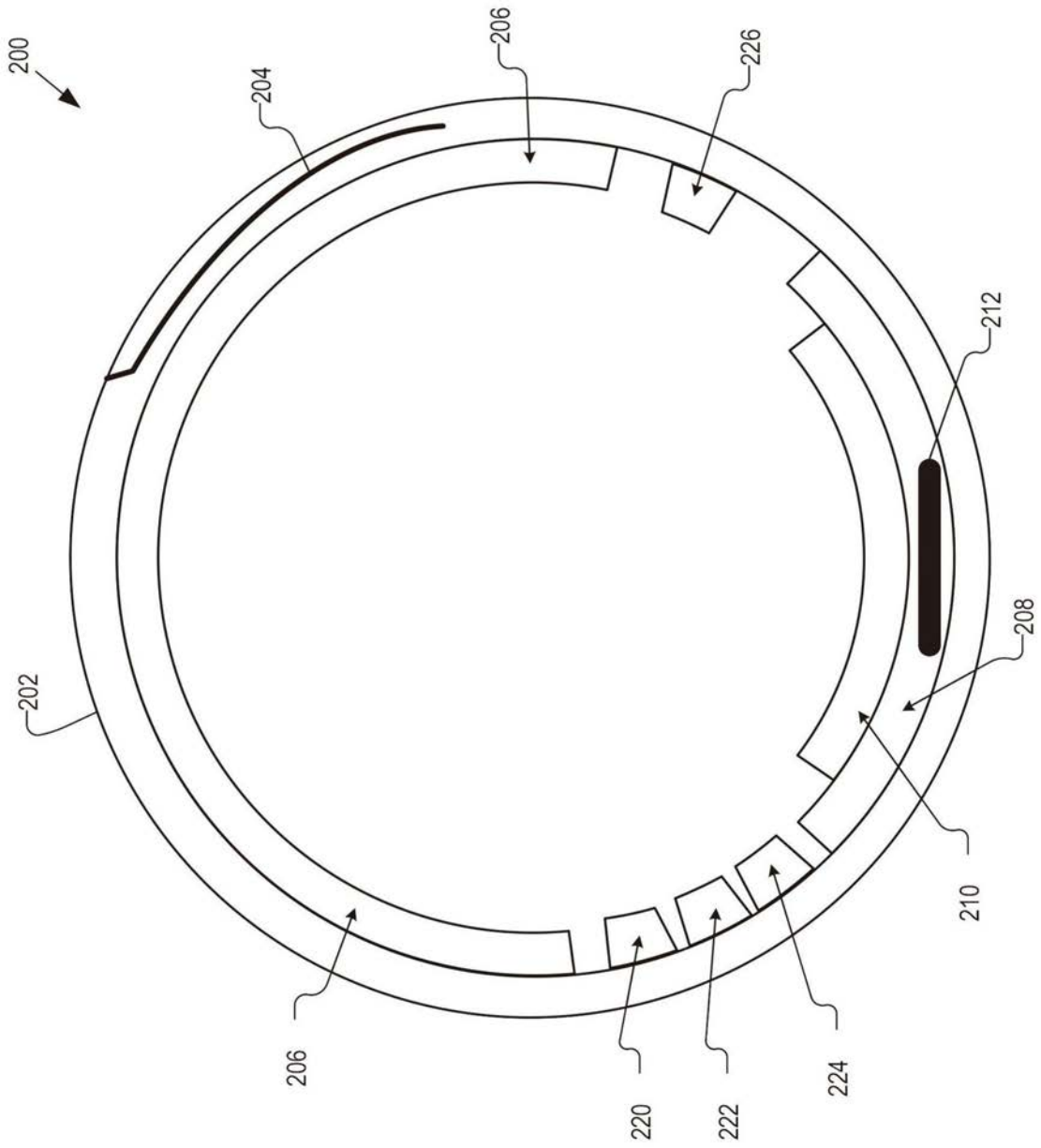


图2

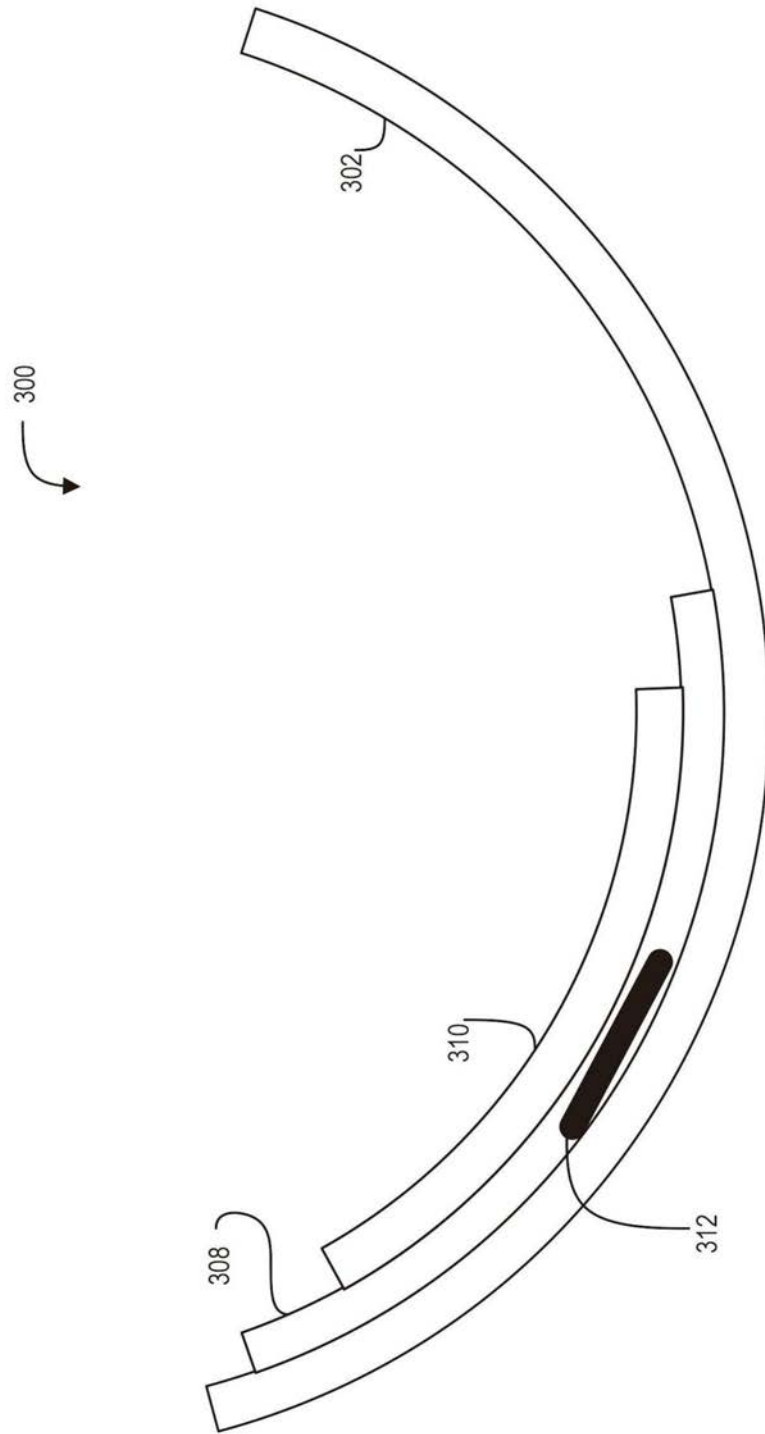


图3

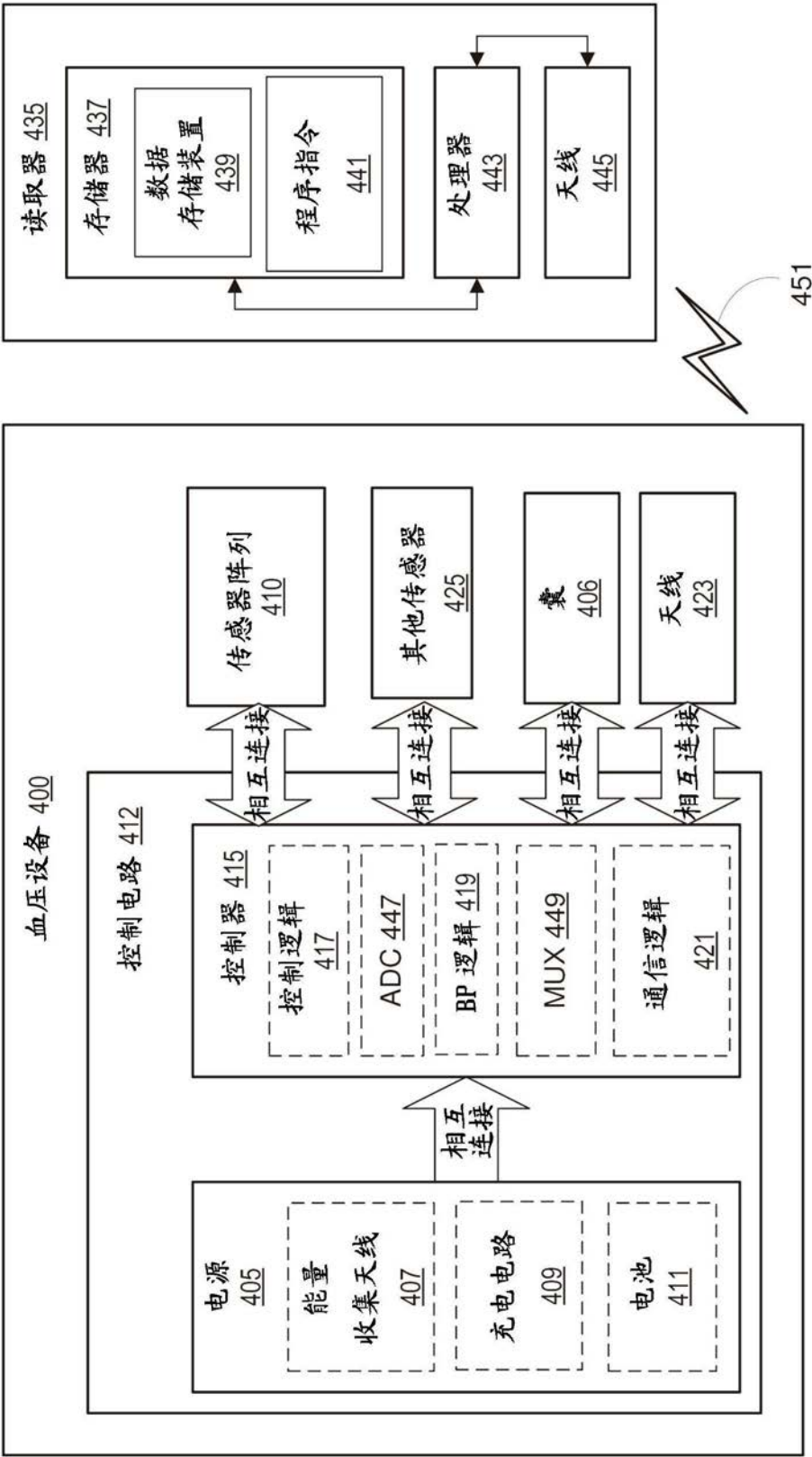


图4

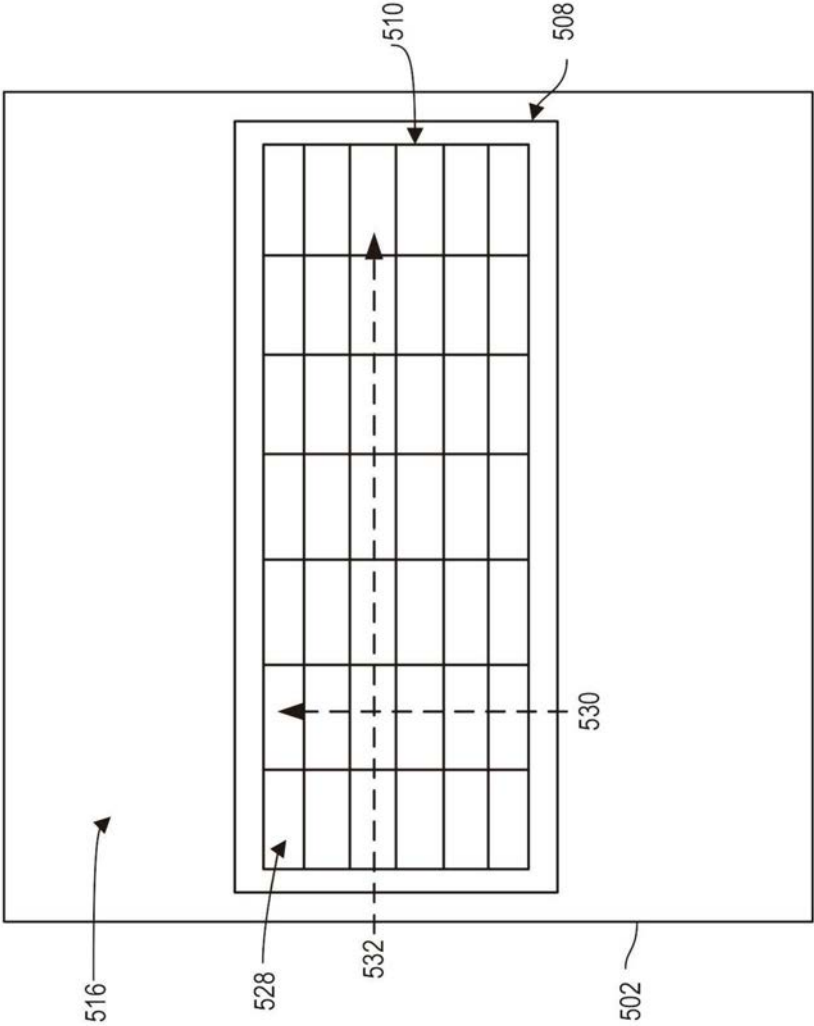


图5

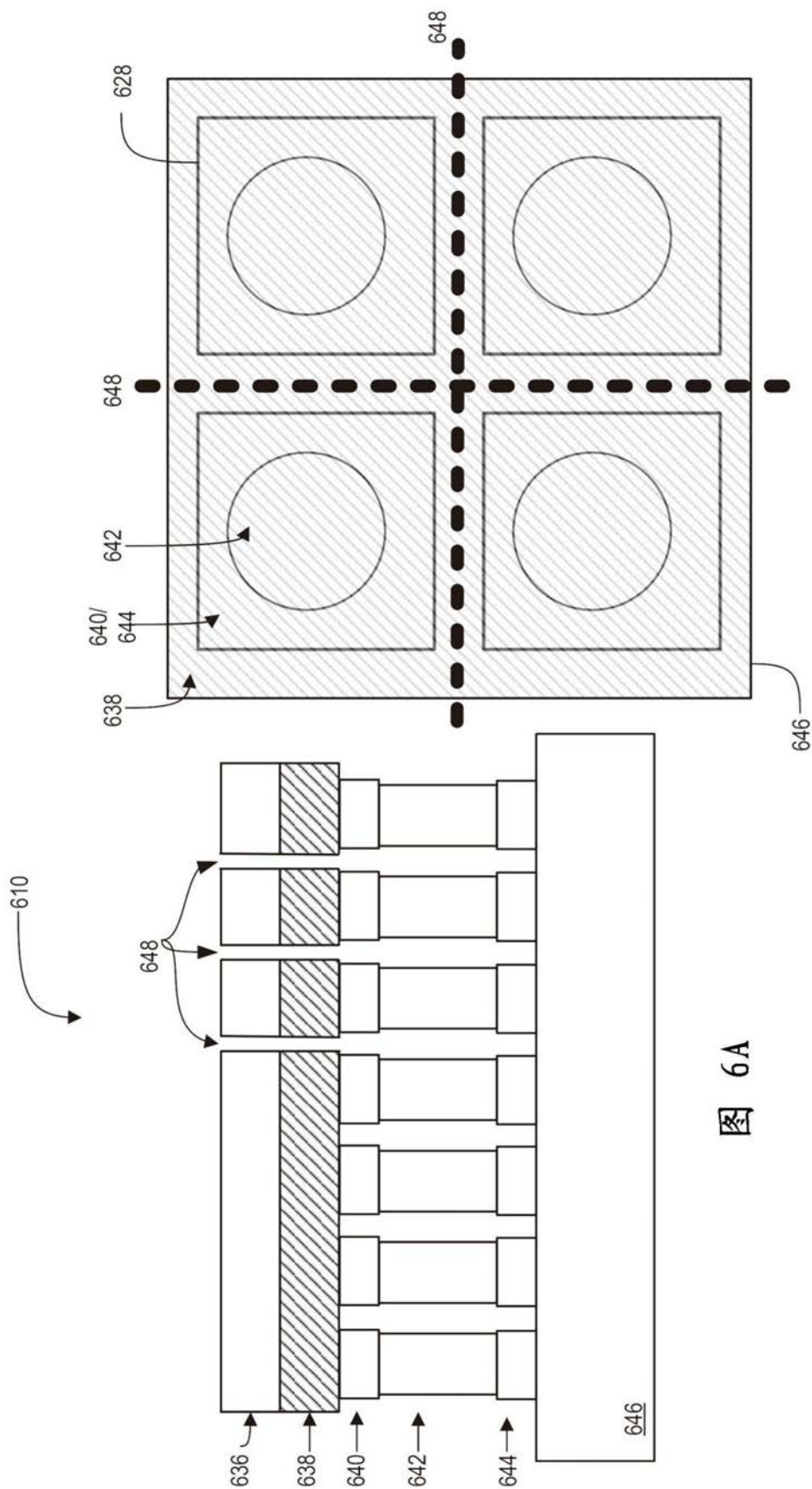


图 6B

图 6A

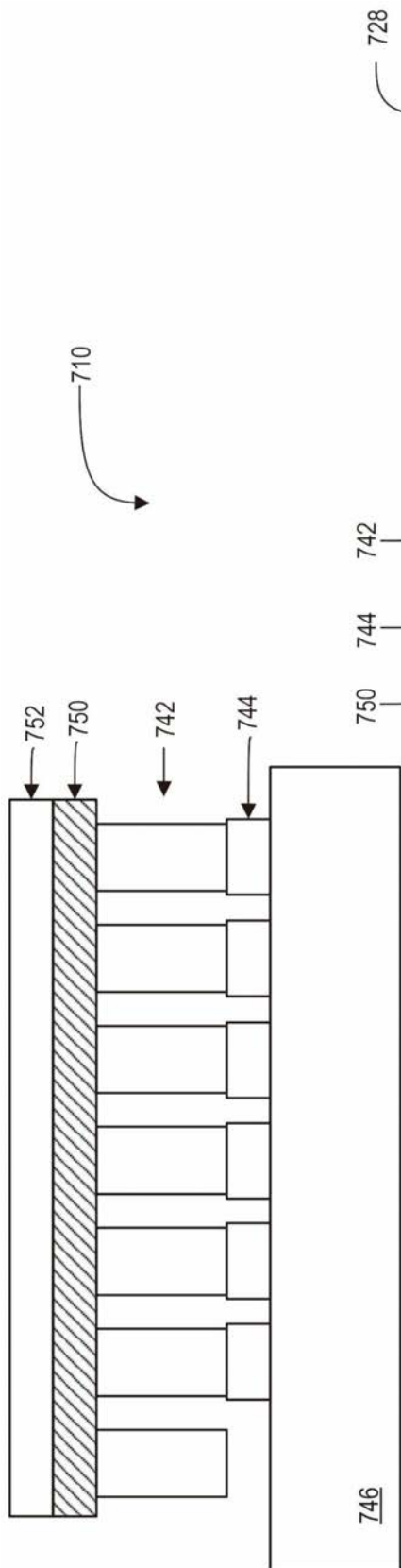


图 7A

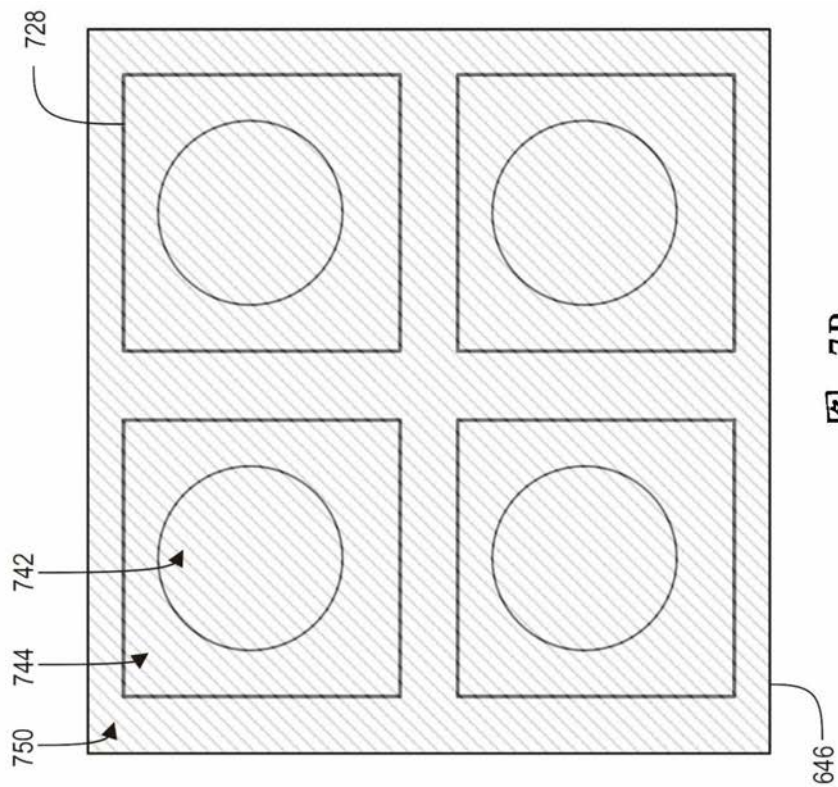


图 7B

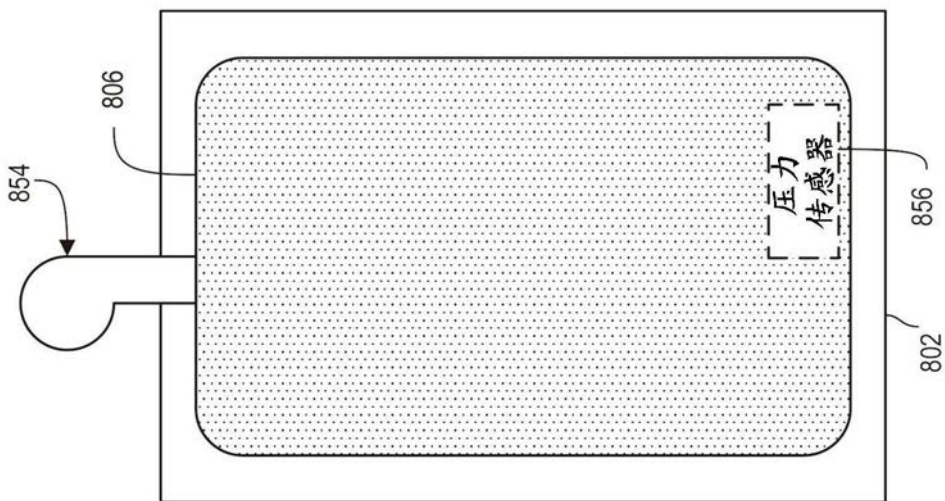


图8

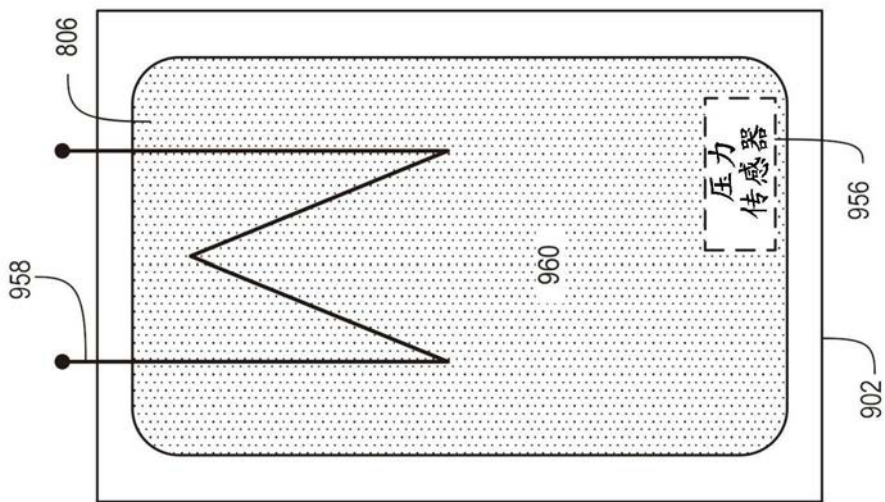


图9

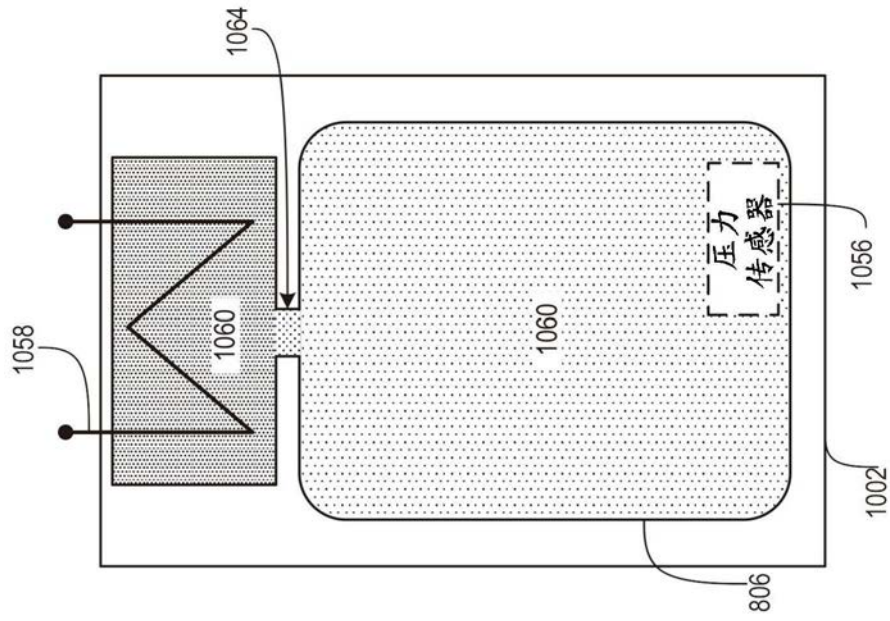


图10

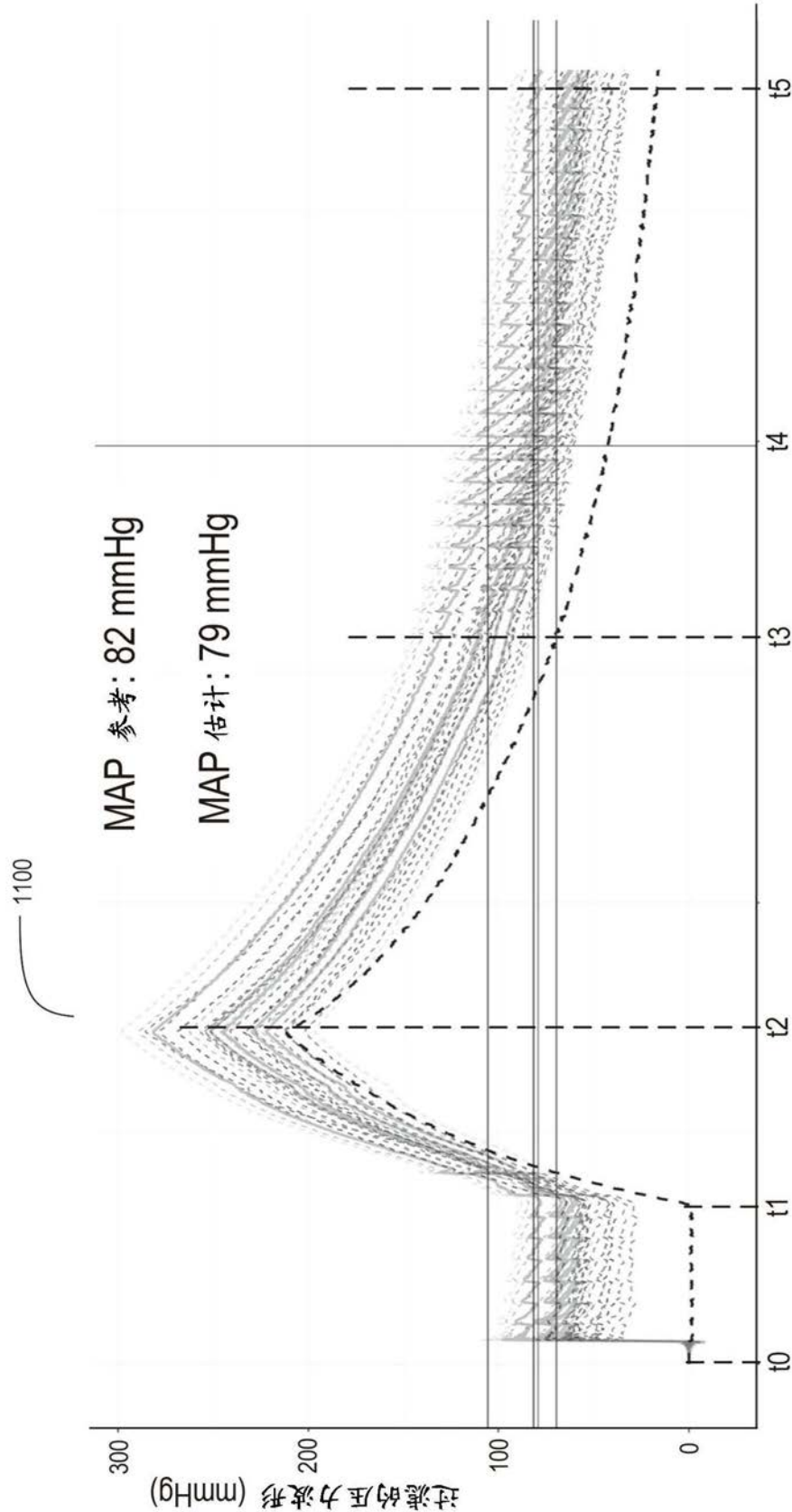


图11

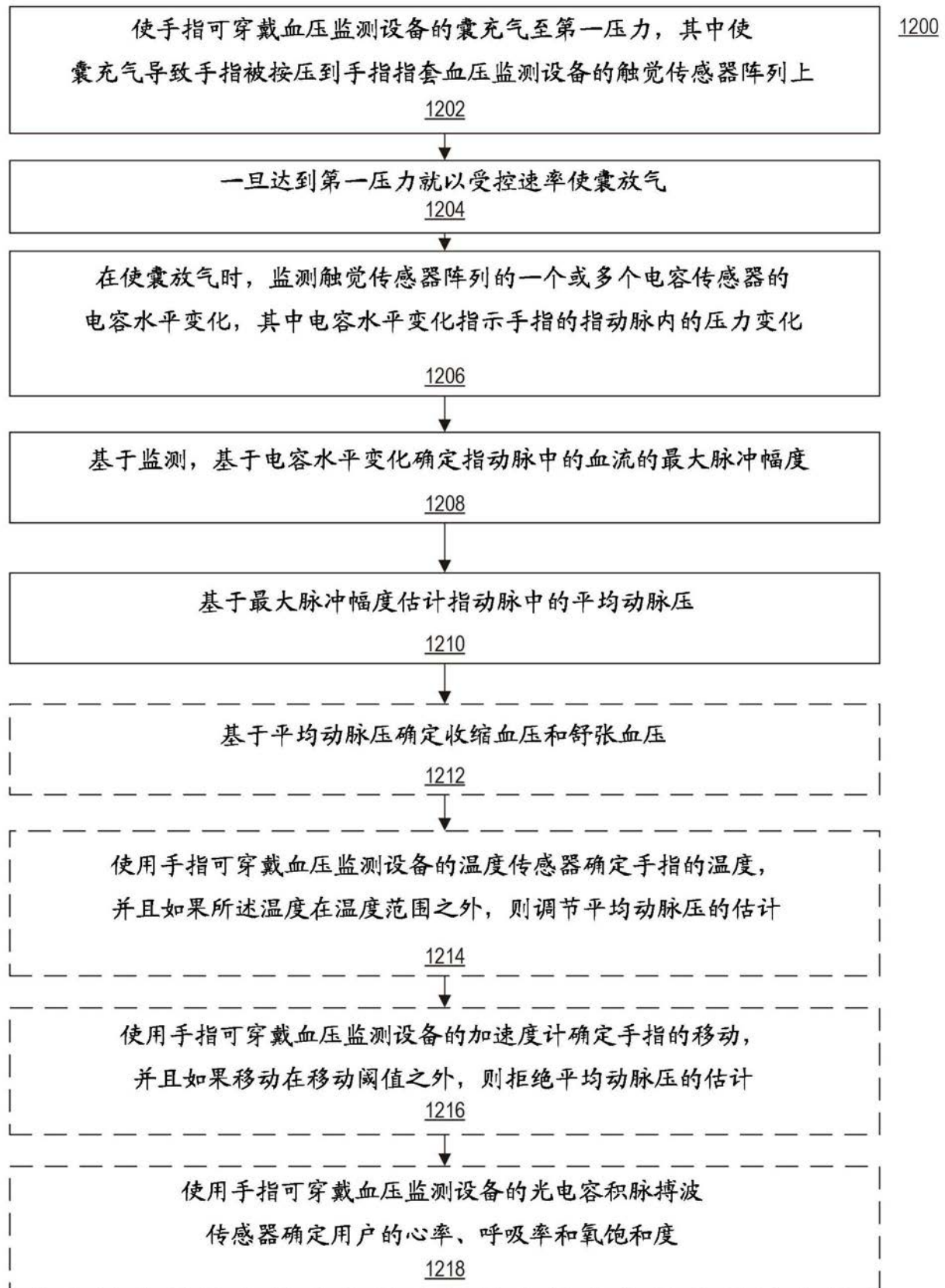


图12

专利名称(译)	指动脉血压监测器		
公开(公告)号	CN110225711A	公开(公告)日	2019-09-10
申请号	CN201880008077.X	申请日	2018-01-04
申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
发明人	R.纳拉西姆汉 T.帕利卡 T.怀特赫斯特		
IPC分类号	A61B5/022 G01L5/22 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02241 A61B5/6826 A61B2562/0247 A61B2562/046 A61B5/021 A61B5/02108 A61B5/02125 A61B5/02225 A61B5/0225 A61B5/024 A61B5/029 A61B5/7278 A61B2562/043		
代理人(译)	金玉洁		
优先权	15/414354 2017-01-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种指动脉血压监测器的示例可以包括设置在指套的内表面上的触觉传感器阵列和控制电路，该触觉传感器阵列包括多个电容传感器以检测由于血流引起的手指的指动脉内的压力变化，其中该压力变化引起该触觉传感器阵列的一个或多个电容传感器的电容值的变化，该控制电路耦接到该触觉传感器阵列以从该触觉传感器阵列接收电容值，并基于该电容值确定血压。

