



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109640804 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201780053367.1

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公  
司 31100

(22)申请日 2017.07.14

代理人 高见 黄嵩泉

(30)优先权数据

15/282,684 2016.09.30 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.28

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/042116 2017.07.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/063473 EN 2018.04.05

(71)申请人 英特尔公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 M·E·斯普伦加 P·J·格温

A·P·安德森 C·阿莫亚-库西

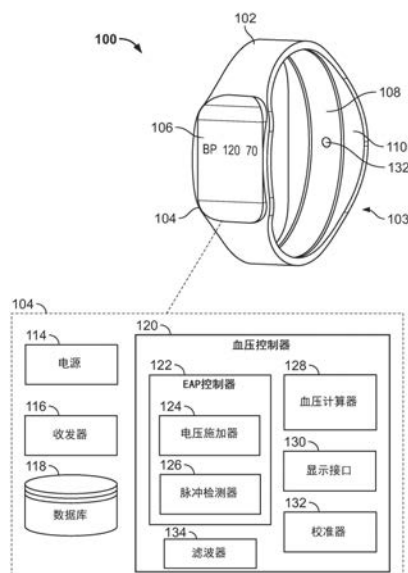
权利要求书2页 说明书16页 附图11页

(54)发明名称

使用活性材料的血压装置及相关方法

(57)摘要

本文描述了使用活性材料的示例血压装置及相关方法。示例装置包括用于围绕用户的肢体被穿戴的带、由所述带承载的活性材料、以及控制器,所述控制器用于:(1)向所述活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流,并且(2)减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流。



1. 一种用于约束用户的肢体中的血流的装置,所述装置包括:  
带,其将围绕用户的所述肢体而被穿戴;  
活性材料,由所述带承载;以及  
控制器,用于:(1)向所述活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流,以及(2)减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流。
2. 如权利要求1所述的装置,其中,所述控制器用于在减小所述激活信号的同时检测所述肢体中的所述血流。
3. 如权利要求2所述的装置,其中,所述控制器用于基于所检测到的血流和由所述活性材料施加到所述肢体的压力来确定所述用户的血压。
4. 如权利要求1所述的装置,其中,所述活性材料围绕所述带的内表面形成连续环。
5. 如权利要求1至4中任一项所述的装置,其中,所述活性材料是电活性聚合物(EAP)。
6. 如权利要求5所述的装置,其中,所述控制器用于通过测量由所述血流在所述EAP上的压力所带来的所述EAP的电容变化来检测所述肢体中的血流。
7. 如权利要求5所述的装置,其中,所述控制器用于通过减小被施加到所述EAP的电压来减小所述激活信号。
8. 如权利要求5所述的装置,进一步包括衬衫,所述带耦合至所述衬衫的袖子。
9. 如权利要求1至4中任一项所述的装置,其中,所述活性材料是形状记忆合金(SMA)导线。
10. 如权利要求9所述的装置,其中,所述控制器用于通过减小被施加到所述SMA导线的热来减小所述激活信号。
11. 如权利要求9所述的装置,其中,所述SMA导线是单向SMA。
12. 如权利要求11所述的装置,进一步包括由所述带承载的弹簧,所述弹簧用于提供返回偏置力。
13. 如权利要求9所述的装置,其中,所述SMA导线是双向SMA。
14. 如权利要求1所述的装置,进一步包括用于检测所述用户的所述肢体中的所述血流的传感器。
15. 如权利要求14所述的装置,其中,所述传感器包括麦克风、红外(IR)传感器或电活性聚合物(EAP)中的至少一者。
16. 一种用于确定用户的血压的方法,所述方法包括:  
向由将围绕所述用户的肢体而被穿戴的带所承载的活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流;  
减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流;以及  
计算所述用户的血压。
17. 如权利要求16所述的方法,进一步包括:在减小所述激活信号的同时检测所述用户的所述肢体中的所述血流。
18. 如权利要求16所述的方法,进一步包括:使用由所述带承载的传感器来检测所述血流。
19. 如权利要求16所述的方法,其中,减小所述激活信号包括减小被施加到所述活性材料的电压或热。

20. 如权利要求16至19中任一项所述的方法,进一步包括:在由所述带承载的显示器上显示所述血压。

21. 一种计算机可读存储介质,包括指令,所述指令在被执行时使机器至少:

向由将围绕用户的肢体而被穿戴的带所承载的活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流;

减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流;以及

计算所述用户的血压。

22. 如权利要求21所述的存储介质,其中,所述指令在被执行时进一步使所述机器在减小所述激活信号的同时检测所述用户的所述肢体中的所述血流。

23. 如权利要求21所述的存储介质,其中,所述指令在被执行时使所述机器基于所述活性材料的电容变化来检测所述血流。

24. 如权利要求21所述的存储介质,其中,所述指令在被执行时使所述机器通过向所述活性材料施加电压或热来施加所述激活信号。

25. 如权利要求21至24中任一项所述的存储介质,其中,所述指令在被执行时使所述机器在由所述带承载的显示器上显示所述血压。

## 使用活性材料的血压装置及相关方法

### 技术领域

[0001] 本公开总体上涉及血压装置并且更具体地涉及使用活性材料的血压装置及相关方法。

### 背景技术

[0002] 血压可以指示各种健康状况。例如,如果人的血压太高,则所述压力会对动脉和心脏带来额外的应变,这可能导致心脏病发作、中风、肾脏问题等。低血压可能与其他心脏问题、内分泌问题、感染等有关。血压通常是使用血压计来测量的,血压计是一种使用可充气袖带来使袖带下方的动脉塌缩并且然后释放的设备。袖带围绕人的手臂缠绕并且充有空气。袖带中的压力围绕手臂引起约束力或压力,所述约束力或压力切断通过袖带下方的动脉的循环。然后,可充气袖带中的压力被释放。在释放压力的同时,使用水银或机械压力计来测量袖带中的压力,所述压力是流过动脉的血液的压力的间接测量结果。

### 附图说明

[0003] 图1展示了根据本发明的教导构造的具有示例带的示例血压装置,所述示例带具有示例电活性聚合物(EAP)。

[0004] 图2A是图1的示例血压装置的侧视图,在所述侧视图中,示例EAP处于非约束状态。

[0005] 图2B是图1的示例血压装置的侧视图,在所述侧视图中,示例EAP处于约束状态。

[0006] 图3是图1的示例EAP的区段的横截面视图。

[0007] 图4示出了可以向图1的示例EAP施加以在示例EAP中赋予电容变化的示例力方向。

[0008] 图5A是图1的示例血压装置的替代性构造的侧视图,在所述侧视图中,示例带的多个区段由示例EAP部分形成。在图5A中,示例EAP部分处于非约束状态。

[0009] 图5B是图5A的示例实施方式的侧视图,在所述侧视图中,示例EAP部分处于约束状态。

[0010] 图6展示了根据本公开的教导构造的具有示例带的示例血压装置,所述示例带具有示例形状记忆合金(SMA)导线。

[0011] 图7A是图6的示例血压装置的侧视图,示出了示例SMA导线处于非约束状态时的示例带。

[0012] 图7B是图6的示例血压装置的侧视图,示出了示例SMA导线处于约束状态时的带。

[0013] 图7C是图6的示例血压装置的侧视图,示出SMA导线已经释放回非约束状态之后的示例带。

[0014] 图8展示了结合到长袖衬衫中并且根据本公开的教导构造的示例血压装置。

[0015] 图9示出了长袖衬衫的不同位置中的图8的示例血压装置。

[0016] 图10示出了结合到短袖衬衫中的图8的示例血压装置。

[0017] 图11是如通过图1、图6或图8的示例血压装置实施的用于确定血压的示例方法的流程图表示。

[0018] 图12是用于实施图1、图6和图8的示例血压装置的、被构造成执行至少部分地由图11表示的示例机器可读指令的示例处理器系统的框图。

[0019] 在以上标识的附图中示出了某些示例并且在下文中对其进行了详细描述。在描述这些示例时,使用类似或相同的附图标记来标识相同或相似的元件。附图不一定按比例绘制,并且为了清楚和/或简明起见,附图的某些特征和某些视图可能在比例上或在图解上被夸大地示出。另外,在整个本说明书中已经描述了几个示例。来自任何示例的任何特征都可以与来自其他示例的其他特征一起被包括、作为其替代物或以其他方式与其组合。

### 具体实施方式

[0020] 本文公开了用于确定用户的血压的示例方法、装置/系统和制品。本文公开的示例血压装置包括可以由用户穿戴并在需要时用于确定用户的血压的相对小的紧凑设备。示例血压装置可以围绕例如用户的手腕、上臂等被穿戴和/或结合到衣物中。示例血压装置采用活性材料,所述活性材料在被激活时变形以施加约束力从而切断用户的肢体中的血流。由活性材料提供的压力被释放,并且示例血压装置可以用于感测通过用户的动脉的血流,并且因此确定用户的血压。在描述本公开的各种细节之前,提供了血压计算的简要概述。

[0021] 一般而言,血压测量结果(也被称为读数或值)包含通常被写成比率的两个数字,所述两个数字包括收缩压和舒张压。收缩压为顶部数字,表示心脏搏动时(即,心脏肌肉收缩时)动脉中的压力。舒张压为底部数字,表示心脏搏动之间(即,心脏肌肉在搏动之间静止并且再填充血液时)动脉中的压力。这些压力通常以毫米汞柱(mm Hg)为单位测量。例如,常见的血压测量结果为120/80mm Hg。

[0022] 通常采用两种已知技术来确定血压:振荡技术和柯氏(Korotkoff)技术。在这两种技术中,用户的肢体(例如,手臂)受约束以阻止通过肢体中的动脉的血流。例如,使用血压计,可充气袖带围绕用户的上臂被放置并被加压以限制通过手臂中的动脉的血流。然后,可充气袖带中的压力被缓慢释放。随着压力减小,血液开始再次流过手臂中的动脉。柯氏技术涉及听取血流的声音以确定收缩压和舒张压。具体地,存在五种柯氏音(然而,只有第一种和最后一种声音具有临床意义)。收缩血压被视为第一次听到的第一柯氏音,并且舒张血压是在其下第四柯氏音几乎听不见的压力。另一方面,振荡技术涉及测量泵送血液的压力振荡,所述压力振荡可以用传感器来检测。

[0023] 近年来,健康和健身市场中的可穿戴设备已经变得流行。这些已知设备包括用于检测心率、SP02%以及性能和健康指标的其他度量的传感器。然而,这些已知的可穿戴设备一直未能结合血压测量结果。为了产生足够的约束力,已知的血压设备使用围绕用户的手臂缠绕并充气的袖带。这些已知的血压设备相对较大并且不舒适,并且因此仅在测量人的血压时使用,如在医院(或其他医疗机构)或在方便的时候在人的家里。另外,操作气动袖带需要很大的动力,并且使用气动袖带通常是复杂的。因此,血压设备尚未结合到可穿戴设备中。

[0024] 本文公开的示例血压装置包括围绕用户的肢体(例如,手臂(手腕、上臂等)、腿等)被穿戴的带以及活性材料。为了产生约束力,示例血压装置采用耦合至带的活性材料。如本文所使用的,术语“活性材料”是指在施加或移除激活信号时表现出如尺寸、形状、取向、剪切力或挠曲模量等基本性质的可逆变化的材料。活性材料可以包括例如形状记忆合金

(SMA) (也被称为智能记忆合金) 或电活性聚合物 (EAP)。在被激活时, 活性材料变形或改变形状以围绕用户的肢体提供压力。然后, 可以减少激活以释放围绕肢体的约束力并允许血流通过动脉。血压装置检测血流并确定用户的血压。示例血压装置可以使用振荡技术或柯氏技术来确定用户的血压。在一些示例中, 活性材料用于感测在减小对活性材料的激活时由血流引起的脉冲或振荡。在其他示例中, 一个或多个传感器 (例如, 麦克风) 耦合至带以检测用户的肢体中的血流。

[0025] 根据活性材料的具体类型, 激活信号用于激活活性材料, 由此使活性材料改变形状 (例如, 变形)。激活信号可以是例如施加电流或电压、温度变化、磁场、机械负荷或应力等。例如, 当使用 SMA 时, 可以施加热量信号或电压以改变 SMA 的性质。例如, 当使用 EAP 时, 可以施加电压以改变 EAP 的性质。

[0026] 在一些示例中, 在所施加激活信号的持续时间内, 活性材料的性质变化持续。在一些示例中, 当激活信号中止时 (例如, 当活性材料去激活时), 活性材料的性质恢复为无动力形式, 并且基本上返回到其原始性质。在一些示例中, 提供了一种能够提供与活性材料的致动力相反的力的返回机构 (例如, 弹簧)。

[0027] 本文公开的一些示例装置将活性材料带结合到如衬衫等衣服中。例如, 活性材料带可以耦合至衬衫的袖子并且被定位成围绕用户的上臂被穿戴。活性材料带可以经由激活信号激活以围绕用户的手臂提供约束力。然后, 可以减小激活信号以允许血流通过手臂, 所述血流被检测并且用于确定用户的血压。

[0028] 与已知的气动血压设备不同, 本文公开的示例血压装置不需要手动激活 (例如, 泵送空气) 或复杂的气动机器以产生约束压力。相反, 示例血压装置采用相对小的、轻量化的并且产生强约束力的活性材料。因此, 与已知的血压设备相比, 示例血压装置穿戴起来更舒适并且可以由用户穿戴更长的时间段 (例如, 一整天)。进一步地, 示例血压装置比已知的血压设备更节能。

[0029] 现在转到附图, 图1展示了根据本公开的教导构造的示例血压 (BP) 装置100。示例 BP 装置100包括围绕用户的身体部位或肢体 (例如, 手臂、腿等) 穿戴的带102。带102形成开口103, 用户的肢体可以穿过所述开口插入。在所展示的示例中, BP 装置100包括本文进一步详细公开的耦合至带102的电子单元104和显示器106。

[0030] 为了约束用户的肢体中的血流, 示例 BP 装置100包括由带102承载的活性材料。在图1的 BP 装置100中, 活性材料使用电活性聚合物 (EAP) 材料来实施。具体地, 在所展示的示例中, EAP 108 (例如, EAP 条或带) 布置在带102的内表面110上并且因此围绕开口103布置。当向 EAP 108 施加激活信号时, EAP 108 改变形状 (例如, 弯曲、变形等)。具体地, EAP 108 在非约束状态或形状 (例如, 松弛状态、去激活状态等) 与约束状态或形状 (例如, 激活状态、受限等) 之间变化。图2A 示出了 BP 装置100 的处于非约束状态的 EAP 108, 并且图2B 示出了 BP 装置100 的处于约束状态的 EAP 108。在图2中所展示的非约束状态下, EAP 108 与带102的内表面110基本上齐平或平行。当 EAP 108 被激活时, EAP 108 向内变形或压缩, 由此使开口103的直径从如图2A所展示的第一直径D1减小为如图2B所展示第二较小直径D2。在所展示的示例中, 带102是相对刚性的, 使得 EAP 108 的形状变化向内集中以减小开口103的直径或周长。EAP 108 变形的多少取决于激活信号的强度。EAP 108 的变形量可以足以限制或切断用户的肢体中的血流。具体地, EAP 108 可以被激活到某一程度, 在所述程度下, 带102下方的动脉

中的血流停止。一旦血流被切断,就可以减小激活信号的强度以减小EAP 108施加的压力并允许血流再次通过动脉。在减小压力的同时,可以获取一个或多个血压测量结果,如本文进一步详细公开的。

[0031] EAP 108可以由例如响应于激活信号(例如,静电力)而变形的绝缘聚合物和/或橡胶构造。EAP 108可以包括例如硅弹性体、丙烯酸弹性体、聚氨酯、热塑性弹性体、包括聚偏二氟乙烯(PVDF)的共聚物、压敏粘合剂、含氟弹性体和/或包括硅部分和丙烯酸部分的聚合物(例如,包括硅部分和丙烯酸部分的共聚物、包括硅弹性体和丙烯酸弹性体的共混聚合物)。

[0032] 在一些实例中,围绕用户的肢体提供适当的构造需要约180至220mm HG(或每平方英寸(psi)3.5至4.25磅)的压力。EAP的力方程为 $St = pr$ ,其中S是EAP材料的强度或力容量,t是EAP材料的厚度,p是EAP材料产生的力,并且r是EAP的半径。在一些示例中,EAP的力容量S的范围可以是约0.1至3兆帕斯卡(Mpa)(或14.5至435psi)。典型的手腕半径r为约1英寸。因此,作为示例,在使用4.25psi的所产生力p(约束血流所需的力)、1英寸的半径r以及力容量S为200psi的EAP的情况下,厚度t为约0.02英寸(或0.54毫米(mm))。因此,如果EAP 108的力容量为200psi,厚度为0.02英寸且半径为1英寸,则EAP 108产生约4.25psi的力,所述力足以约束用户的肢体中的血流。在其他示例中,力容量S、厚度t、所产生力p以及半径r可以是不同的,这取决于期望参数。例如,可以增大EAP 108的厚度t和/或力容量S以增大所产生力p。在一些示例中,EAP 108产生的压力是约束用户的肢体所需的压力的两倍。另外,在一些示例中,可以将带102的宽度大小设定成提供所需的力密度。

[0033] 返回参照图1,示例BP装置100的电子单元104包括用于确定用户的血压的电源114(例如,电池)、收发器116、数据库118以及血压控制器120。在所展示的示例中,血压控制器120包括:包括电压施加器124和脉冲检测器126(例如,脉冲传感器)的EAP控制器122、血压计算器128、显示接口130、校准器132、以及滤波器134。EAP控制器122控制EAP 108以激活EAP 108(例如,使其变形)或去激活EAP 108。具体地,电压施加器124以电压或电流的形式向EAP 108施加激活信号以激活EAP 108并且改变EAP108的形状。向EAP 108施加的电压越多,EAP 108扭曲越多,由此对用户的肢体引起更多限制。一旦被激活到约束血流的期望形状,电压施加器124就减小电压(例如,以相对缓慢的速率)以允许血流通过用户的肢体。在电压施加器124减小电压(例如,减小激活信号)的同时,脉冲检测器126检测或测量血液流过动脉产生的压力脉冲或振荡。具体地,EAP 108充当传感器并且可以用于检测向后作用于EAP 108的肢体的压力变化。当向EAP 108施加力或压力时,力在EAP 108中产生电容变化,所述电容变化由脉冲检测器126检测,如本文进一步详细公开的。

[0034] 血压计算器128基于电压施加器124施加的电压以及由脉冲检测器126检测到的(多个)脉冲确定血压值(例如,收缩压与舒张压之比),所述电压对应于向肢体施加的压力。换言之,向EAP 108施加的电压等于施加在肢体上的特定压力,并且当脉冲检测器126检测到血液中的脉冲时,EAP 108施加的压力可以与相应血压相关。因此,可以识别收缩压和舒张压(和/或任何其他压力阶段)。在一些示例中,血压测量结果存储在数据库118中。

[0035] 显示接口130控制显示器106上显示的信息。显示接口130使显示器106呈现由血压计算器128确定的血压。在一些示例中,显示器106从用户接收输入。例如,用户可以选择确定他/她的血压。一旦请求,EAP控制器122和血压计算器128就如本文所述那样确定血压。另

外或替代性地,所确定血压(和/或任何其他数据)可以经由收发器116传输到另一电子设备,如智能电话、计算机等。收发器116可以是例如Bluetooth®收发器。在一些示例中,收发器116从其他电子设备接收血压请求。例如,用户可以经由他/她的电话请求血压读数,所述电话将请求传输到BP装置100。

[0036] 在一些示例中,显示器106呈现其他信息和/或包括其他特征(有时被称为并发症)。例如,显示器106可以显示其他健康或健身相关信息。在一些示例中,BP装置100被视为手表并且可以穿戴在用户的手腕上。显示器106可以是数字式手表或智能手表的显示器。在其他示例中,带102可以更宽或更小并且可以穿戴在手臂、腿、颈部和/或另一身体部位的另一部分上。在所展示的示例中,带102形成连续的环。在其他示例中,带102包括断裂处并且包括用于耦合带102的两个区段的紧固件或锁,类似于表带。

[0037] 图3展示了示例EAP 108的一部分的横截面。一般而言,EAP 108是柔性电容器,所述柔性电容器是由如硅树脂等薄弹性体、如与硅树脂混合的剥离型石墨等电极以及如硅树脂、聚脂薄膜等介电绝缘体构成的复合构造。在所展示的示例中,EAP 108包括第一电荷板300(例如,电极)、第二电荷板302、处于第一电荷板300与第二电荷板302之间的电介质304、一侧上的第一绝缘层306和相对侧上的第二绝缘层308。材料的安排产生具有以下各项的电容器:内部电介质、电介质的每一侧上的电荷板以及电荷板的外侧上的绝缘体。第一电荷板300和/或第二电荷板302可以由例如石墨硅树脂、与硅树脂混合的剥离型石墨、硅树脂和导电介质(例如,碳)和/或任何其他合适的电极材料构成。电介质304可以由例如硅树脂、无定形聚合物和/或其他合适的电介质构成。绝缘体可以由例如硅树脂、聚二甲基硅氧烷(PDMS)和/或任何其他合适的绝缘体材料构成。

[0038] 在一些示例中,EAP 108的厚度为约500微米( $\mu\text{m}$ )。在其他示例中,EAP的厚度可以更小或更大。在一些示例中,根据分层,EAP 108是高度柔性的。在一些示例中,第一绝缘层306和第二绝缘层308对应于带102的材料(图1)。换言之,第一电荷板300和第二电荷板302以及电介质304可以嵌入(例如,模塑到)带102的材料(例如,硅树脂)中。在其他示例中,包括第一绝缘层306和第二绝缘层308的EAP 108可以耦合至带102的内表面110或嵌入在带102的材料中。

[0039] 当向第一电荷板300和第二电荷板302施加电压(例如,激活信号)时,第一电荷板300和第二电荷板302相对于彼此移动,由此产生改变EAP 108的形状的力。具体地,当向EAP 108施加电压时,第一电荷板300和第二电荷板302朝向彼此移动,这使EAP 108变形并使EAP 108向内径向挠曲到约束状态(图2B)。当电压的强度减小时,第一电荷板300和第二电荷板302移动远离彼此,使得EAP 108的形状变回非约束状态(图2A)。另外,EAP 108充当用于感测或检测向EAP 108施加的力的传感器。具体地,当向EAP 108施加改变EAP 108的形状的外力时,产生电压或电容变化。EAP 108中的电容是以下各项的函数:电荷板300、302的面积(例如,电极面积)、电荷板300、302中的电压(例如,电极电荷)、电荷板300、302之间的距离 $d$ (图3)以及电荷板300、302之间的体积的介电常数。当在EAP 108上施加力时,第一电荷板300和/或第二电荷板302的面积变形并且距离 $d$ 改变,由此改变EAP 108的电容。这种电容变化由脉冲检测器126感测或检测。因此,血流作用于EAP108上的反作用力(例如,脉冲)产生电容变化,所述电容变化可以由脉冲检测器126感测到。在一些示例中,第一绝缘层306是面向用户的肢体布置于其中的开口103(图1)的内层,并且第二绝缘层308是面向带102(图1)

的内表面110的外层。在一些示例中,第二绝缘层308是相对刚性的,这减小了在EAP 108上的赋予负荷的形状因数。

[0040] 进一步地,向EAP 108施加的力的方向以及由此产生的形状变化影响所得电容。换言之,在不同方向上施加的大小相同的力可以产生不同的电容变化。图4展示了在EAP 108中引起电容变化的示例力向量。尽管力大小可以相同,但是所得电容可以不同。如此,EAP 108不仅可以用于检测向EAP 108施加的力,还可以用于检测向EAP 108施加的力的方向。在一些示例中,在使用BP装置100之前,可以通过在各个方向上向EAP 108施加各种量的力来测试或校准EAP 108。例如,力和方向的每种组合都产生唯一的力特征,所述力特征可以存储在数据库118(图1)中。可以将所感测到的电容变化与力特征进行比较以确定向EAP 108施加的力的量和/或方向。

[0041] 在一些示例中,EAP 108由多个单独的EAP单元(例如,EAP单元矩阵)构成。因此,不同的力可以被EAP单元中的不同EAP单元检测到。因此,脉冲检测器126可以检测相邻区域的电容变化并且确定力的大小、方向和/或位置。在一些示例中,EAP单元被定向为处于同一方向并且沿共同平面安排。在其他示例中,EAP单元中的一个或多个可以以不同方式定向(例如,垂直于相邻EAP单元),这可以增强检测施加力的方向的能力。如上所述,可以校准、图案化和感测负荷的类型(方向和/或形状变形特性)以便对力特征进行智能解译,从而产生更大的可用性。

[0042] 在一些示例中,BP装置100基于电阻漂移来校准自身,所述电阻漂移是第一电荷板300和第二电荷板302的电阻率(例如,电极电阻率)的变化。电阻漂移根据疲劳循环的循环计数(例如,数百万)、水(H<sub>2</sub>O)含量和温度变化而发生。校准器132测量EAP 108的电阻并且使用任何电阻变化来调节电容测量结果。换言之,可以在发生板电阻率变化时校准EAP 108。在一些示例中,当EAP 108物理地扭曲时,电阻率与动态电容变化同时被感测到。因为电阻率的变化对应于变形类型,所以电阻率可以用于判定电容是否由于传感器的压缩或拉伸变形而改变。

[0043] 在一些示例中,除了用EAP 108检测血流脉冲之外或作为其替代方案,还提供了一个或多个传感器以检测用户的肢体中的血流。例如,在图1的所展示示例中,在带102的内表面110上布置有麦克风132。当带102穿戴在用户的肢体上时,麦克风132接触(或相对靠近)用户的皮肤并且可以检测柯氏音。血压计算器128可以基于电压施加器124施加的电压以及麦克风132检测到的声音的定时来确定血压。在其他示例中,可以采用其他类型的传感器。例如,可以使用红外(IR)传感器基于温度变化来检测血流。在其他示例中,传感器可以布置在其他位置中。因此,示例BP装置100可以用于使用柯氏技术和/或振荡技术来确定血压。

[0044] 在一些示例中,滤波器134(图1)从电容变化中滤除与期望脉冲无关的信号。例如,如果用户移动他/她的手臂或挠曲他/她的手臂,则来自用户的手臂的力可能在EAP 108中产生电容变化,所述电容变化可能无意地扭曲血压计算。滤波器134识别这种移动的信号轮廓并且移除(多个)不期望的信号。例如,通过手臂的挠曲产生的信号可以具有特定形状(例如,长时间段内的大幅上升)和/或可以以与脉冲产生的信号(例如,每秒10次)不同的频率(例如,每秒1次)发生。在一些示例中,滤波器134将整个信号分解成单独的信号,将那些信号的特征映射到预期脉冲特征(例如,范围或阈值)并进行比较,并且移除预期脉冲特征的边界或极限之外的任何(多个)信号(例如,外来数据)。在一些示例中,如果在信号中检测到

手臂挠曲或移动(所述手臂挠曲或移动可能由于手臂扩大而导致手臂上的压力增大),则EAP控制器122减小到EAP 108的激活信号以在手臂上产生期望压力。

[0045] 在图1、图2A和图2B的所展示示例中,EAP 108以连续的环围绕带102的内表面110布置。在其他示例中,EAP 108可以分成围绕带102的内表面110分布的一个或多个较小部分。另外或替代性地,EAP 108可以形成带102的一个或多个节段。例如,图5A和图5B展示了示例构造,在所述构造中,三个EAP部分500a、500b、500c形成带102的单独部分(例如,链节、节段等)。图5A示出了处于非约束状态的EAP部分500a、500b、500c,并且图5B示出了处于约束状态的EAP部分500a、500b、500c。类似于图2A和图2B中的EAP 108的操作,当EAP部分500a、500b、500c被激活时,EAP部分500a、500b、500c变形并减小带102的内径,由此限制血流通过用户的肢体。

[0046] 图6展示了根据本公开的教导构造的另一示例BP装置600。类似于BP装置100(图1),BP装置600包括待穿戴在用户的身体部位或肢体上的带602(形成开口603)、耦合至带602的电子单元604和显示器606、以及向用户的肢体提供约束力的活性材料。在图6的BP装置600中,活性材料是使用SMA来实施的。具体地,在所展示的示例中,SMA导线608a(例如,SMA环)耦合至带602。在所展示的示例中,SMA导线608a围绕带602的内表面610形成完整或连续的环。当向SMA导线608a施加激活信号时,SMA导线608a改变形状。具体地,SMA导线608a在非约束状态与约束状态之间变化。图7A示出了当SMA导线608a处于非约束状态时的BP装置600的带602,并且图7B示出了当SMA导线608a处于约束状态时的BP装置600的带102。在所展示的示例中,带602是相对柔性的。如在图7B的约束状态下所展示,SMA导线608a的形状被改变为使得带602和SMA导线608a的直径或周长减小,这使带602和SMA导线608a能够限制用户的肢体中的血流。当激活信号减小时,SMA导线608a返回到非约束状态,如图7C所示。

[0047] 在图6的所展示示例中,采用了多根SMA导线。具体地,采用了五根SMA导线:第一SMA导线608a、第二SMA导线608b、第三SMA导线608c、第四SMA导线608d和第五SMA导线608e。第二、第三、第四和第五SMA导线608b至608e的操作与上述第一SMA导线608基本相同。在其他示例中,可以实施更多或更少的SMA导线。SMA导线608a至608e包括内部SMA材料和外部绝缘层。SMA材料可以包括镍-钛基合金、钢-钛基合金、镍-铝基合金、镍-镓基合金、铜基合金(例如,铜-锌合金、铜-铝合金、铜-金合金和铜-锡合金)、金-镉基合金、银-镉基合金、钢-镉基合金、锰-铜基合金、铁-铂基合金和/或铁-钨基合金。在一些示例中,与一根较大的SMA导线相反,采用多根较小的SMA导线降低了能耗,从而使BP装置600更加节能。

[0048] 下面是用于将SMA导线的直径确定为产生4.25psi的力从而约束用户的血流的直径的示例计算。例如,假设手腕直径手腕直径(WristDiameter)为190mm,带直径(例如,带602的直径)带<sub>D</sub>(Band<sub>D</sub>)为40mm,则可以使用公式1来计算SMA导线的面积带<sub>A</sub>(Band<sub>A</sub>)(以平方米(m<sup>2</sup>)为单位):

$$\text{带}_A = \text{手腕直径} \cdot \text{带}_D = 0.008\text{m}^2 \quad \text{公式1}$$

[0049] 在已知带<sub>A</sub>的情况下,可以使用公式2来计算手腕上的力手腕力(WristForce)(以牛顿(N)为单位):

$$\text{手腕力} = 4.25\text{psi} \cdot \text{带}_A = 222.701\text{N} \quad \text{公式2}$$

[0050] 可以将手腕力除以重力(9.80665m/s<sup>2</sup>)以得出质量22.709千克(kg)。假设SMA导线的应变SMA<sub>应变</sub>(SMA<sub>Strain</sub>)为0.01(mm/mm或in/in),则可以使用公式3来计算SMA导线产生的应

力SMA应力生成 (SMAStressGeneration) :

$$SMA_{\text{应力生成}} = \frac{\text{拉力}}{\text{总导线面积}} = \frac{7\text{mg} \cdot g}{\pi \left(\frac{0.001\text{in}}{2}\right)^2} = 1.355 \cdot 10^8 \text{ Pa} \quad \text{公式 3}$$

[0051] 总导线面积 (TotalWireArea) 是SMA导线的总面积, 并且拉力 (PullForce) 是针对给定导线直径的最大拉力。例如, 在导线直径为0.001in的情况下, 可以产生7mg (克力) 的力。将7mg乘以重力 (g) 以进行单位转换。对总导线面积进行求解得出公式4:

$$\text{总导线面积} = \frac{\text{手腕力}}{SMA_{\text{应力生成}}} = 1.644 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \quad \text{公式 4}$$

[0052] 可以将来自公式3的总导线面积插入公式4以对导线直径进行求解, 如公式5所示:

$$\text{导线直径} = 2 \cdot \sqrt{\frac{\text{手腕力}}{\pi \cdot SMA_{\text{应力生成}}}} = 0.057\text{in} \quad \text{公式 5}$$

[0053] 因此, 0.057in的导线直径产生4.25psi的力。导线直径可以对应于单根SMA导线, 或者可以 (基于面积) 扩展成多根SMA导线。因此, 可以利用具有相当直径0.057in的多根较小SMA导线 (例如, SMA导线608a至608e) 来产生相同的力。

[0054] 为了在SMA导线608a至608e在约束状态与非约束状态之间转变的同时检测肢体中的血流, BP装置600包括传感器。在所展示的示例中, 传感器被实施为麦克风612。麦克风612检测指示血流的柯氏音。在其他示例中, 可以实施其他类型的传感器, 如检测血液的温度的红外 (IR) 传感器、EAP (例如, 类似于上文公开的EAP 108) 等。例如, 可以将EAP耦合至带602以检测由用户的肢体在带602上赋予的力 (例如, 经由电容变化)。在所展示的示例中, 麦克风612布置在带102的内表面610上、靠近带602的侧面或底部。在其他示例中, 麦克风612可以沿着带602布置在其他位置中。

[0055] 在图6的所展示示例中, 电子单元604包括用于确定用户的血压的电源614 (例如, 电池)、收发器616、数据库618和血压控制器620。在所展示的示例中, 血压控制器620包括SMA控制器622、血压计算器624、显示接口626。SMA控制器622控制SMA导线608a至608e以激活SMA导线608a至608e (例如, 使其变形) 或去激活 (例如, 释放) SMA导线。具体地, SMA控制器622向SMA导线608a至608e施加可以采用电压或热量的形式的激活信号, 由此使SMA导线608a至608e变形到约束状态。SMA导线608a至608e具有经训练或记忆的形状或位置, 所述形状或位置是约束状态的形状 (图7B)。在向SMA导线608a至608e施加热量或电压时, SMA导线608a至608e转变为经训练形状。在一些示例中, 一旦SMA导线608a至608e达到经训练形状, 施加更多电压或热量就不会进一步改变形状。

[0056] 一旦被激活到约束状态 (例如, 图7b), SMA控制器622就减小向SMA导线608a至608e施加的电压或热量, 这使SMA导线608a至608e能够扩大回非约束状态 (例如, 7C) 并减小用户的肢体上的压力。当SMA导线608a至608e转变回非约束状态时, 麦克风612检测通过动脉的血流的声音。血压计算器624基于由SMA控制器622施加的相应电压或热量以及由麦克风612检测到的声音来计算血压值 (例如, 收缩压和舒张压), 所述电压或热量对应于向肢体施加的压力。在一些示例中, 将血压测量结果存储在数据库618中。显示接口626和收发器616分别与图1的示例BP装置100的显示接口130和收发器116基本相同。因此, 为了避免累赘, 本文未提供对显示接口626和收发器616的描述。与图1的示例BP装置100类似, 示例BP装置600可以被视为手表并且可以穿戴在用户的手腕上, 或者在其他示例中, 带602可以更宽或更小并

且可以穿戴在身体的另一部位(例如,上臂、腿等)上。

[0057] 一般而言,SMA可以具有不同类型的记忆效应。两种常见的记忆效应是单向记忆效应和双向记忆效应。当单向记忆效应SMA弯曲或拉伸时,SMA保持处于弯曲形状,直到被激活(例如,被加热)。在激活时,单向SMA变回其经训练或记忆的形状。当单向记忆效应SMA被去激活(例如,被冷却)时,SMA保持处于记忆的形状。另一方面,双向SMA记住了两种不同的形状:一种在相对高的温度下出现,并且一种在相对低的温度下出现。因此,当被激活(例如,被加热)时,双向记忆效应SMA从第一形状弯曲或变形到第二形状;并且当被去激活(例如,被冷却)时,双向SMA弯曲或变形回到第一形状。所展示示例的SMA导线可以被实施为单向SMA或双向SMA。

[0058] 在一些示例中,当SMA导线608a至608e被实施为单向SMA时,利用一个或多个返回构件来使SMA导线608a至608e回到非约束位置。例如,图6的示例BP装置600包括耦合至带102的内表面610的第一弹簧626和第二弹簧628。在所展示的示例中,第一弹簧布置在第一SMA导线608a与第二SMA导线608b之间,并且第二弹簧628布置在第四SMA导线608d与第五SMA导线608e之间。在其他示例中,第一弹簧626和第二弹簧628以及SMA导线608a至608e可以以不同方式安排。在所展示的示例中,第一弹簧626和第二弹簧628被实施为钢环。在其他示例中,可以实施其他类型的弹簧。第一弹簧626和第二弹簧628提供返回偏置力。当激活信号(例如,热量)减小时,第一弹簧626和第二弹簧628的力迫使带102以及因此SMA导线608a至608e径向向外进入到非约束状态。在其他示例中,不使用弹簧。在一些实例中,例如,用户的肢体上的皮肤弹性可以足以迫使带102(以及因此SMA导线608a至608e)向外进入到非约束状态。

[0059] 如果SMA导线被实施为双向SMA,则记忆的形状之一可以对应于非约束状态下的形状(例如,图7A),并且另一个记忆的形状可以对应于约束状态下的形状(例如,图7B)。因此,当SMA导线608a至608e被激活时,SMA导线608a至608e转变为较小的约束状态,并且当SMA导线608a至608e被去激活(例如,电压或热量被去除)时,SMA导线608a至608e转变回更宽的非约束状态。根据激活量(例如,热量),SMA导线608可以变形为这两个记忆的形状之间的任何形状。

[0060] 图8展示了另一示例血压(BP)装置800。示例BP装置800结合到由用户穿着的衣物中。具体地,在所展示的示例中,BP装置800结合到长袖衬衫802中。

[0061] 类似于BP装置100和600,示例BP装置800包括用于围绕用户的肢体施加约束力的活性材料。在所展示的示例中,活性材料被实施为EAP带804。EAP带804可以与图1和图4中所展示的EAP 108基本相同。与EAP108类似,EAP带804可以由单片EAP结构(例如,在连续EAP结构上)或多个EAP单元形成。在图8的所展示示例中,EAP带804布置在衬衫802的织物中、在衬衫802的手腕区段806处或附近。为了对EAP带804进行供电和控制,BP装置800包括电子单元808。在一些示例中,电子单元808布置在衬衫802的织物中、与EAP带804相邻并且经由导线连接至EAP带804。在其他示例中,电子单元808嵌入在EAP带804中。电子单元808包括电源810(例如,电池);EAP控制器812,所述EAP控制器包括电压施加器814和脉冲检测器816;以及收发器818。EAP控制器812的操作与图1的BP装置100的EAP控制器122基本相同。

[0062] EAP控制器812可以基于来自电子设备820的并且由收发器818接收的血压请求来激活EAP带804。电子设备820可以是智能电话、计算机、手表或能够发射信号的任何其他电

子设备。例如,用户可以经由电子设备820请求血压测量结果。电子设备820经由收发器822向收发器818发射请求。EAP控制器812激活EAP带804以约束用户的肢体中的血流并在血流被释放时感测脉冲。EAP信息(例如,向EAP带804施加的电压、脉冲检测器816检测到的(多个)脉冲等)由收发器818发传输到电子设备820。在所展示的示例中,电子设备820包括血压计算器824,所述血压计算器基于所接收信息确定血压测量结果(收缩压与舒张压之比)。血压计算器824的操作与图1的BP装置100的血压计算器128基本相同。电子设备820还包括显示接口826,所述显示接口可以使电子设备820的显示器向用户呈现所测得的血压。在其他示例中,血压计算器824可以结合到电子单元808中。电子单元808和/或电子设备820可以包括类似于图1的校准器132和滤波器134的校准器和/或滤波器。

[0063] 在图8的所展示示例中,EAP带804和电子单元808布置在衬衫的内层织物与外层织物之间(例如,缝入衬衫的袖子中)。然而,在其他示例中,EAP带804和/或电子单元808可以耦合至衬衫802的内部、耦合至衬衫802的外部或者耦合至衬衫802的袖子的端部。另外,EAP带804可以布置在衬衫802的其他位置中。例如,图9展示了BP装置800,所述BP装置结合到衬衫802的上臂部分900中,使得EAP带804围绕穿着衬衫802的用户的上臂约束。与图8中的安排类似,电子单元808可以耦合至衬衫802、在EAP带804附近。进一步地,BP装置800可以结合到其他类型的衣物中。例如,如图10中所示,BP装置800结合到短袖衬衫1000中。在图10的所展示示例中,EAP带804布置在袖子1002的端部或附近,使得当用户穿着衬衫1000时,EAP带804被定位成围绕用户的上臂。与图8中的安排类似,电子单元808可以耦合至衬衫1000、在EAP带804附近。

[0064] 在图8、图9和图10的所展示示例中,活性元件被实施为EAP带804。然而,在其他示例中,活性元件可以是类似于图6的BP装置600的SMA导线608a至608e的一根或多根SMA导线。在一些这种示例中,还采用了一个或多个弹簧(例如,类似于第一弹簧626和第二弹簧628)来提供回弹力。

[0065] 虽然在图1、图6和图8的所展示示例中,向活性材料(例如,EAP108、SMA导线608a至608e)施加激活信号以使活性从非约束状态(例如,图2A)变形为约束状态(例如,图2B),但是在其他示例中,活性材料可以被设计成以相反的方式操作。例如,活性材料可以被设计成使得向活性材料施加激活信号使活性材料向外移动到非约束状态(例如,图2A)。在这种示例中,向活性材料连续施加激活信号以使活性材料保持处于非约束状态(例如,图2A)。当要确定血压时,可以停止激活信号,由此使活性材料能够变形到约束状态(例如,图2B)从而切断用户的肢体中的血流。然后,为了减小用户的肢体上的压力,可以再次缓慢地施加激活信号,这使活性材料变形为非约束状态。

[0066] 虽然在图1、图6和图8中展示了实施BP装置100、600和800的示例方式,但是可以以任何其他方式组合、划分、重新布置、省略、消除和/或实施图1、图6和图8中展示的元件、过程和/或设备中的一个或多个。进一步地,图1的示例电源114、示例收发器116、示例数据库118、示例血压控制器120、示例EAP控制器122、示例电压施加器124、示例脉冲检测器126、示例血压计算器128、示例显示接口130、示例校准器132、示例滤波器134和/或更一般地示例电子单元104;图6的示例电源614、示例收发器616、示例数据库618、示例血压控制器620、示例SMA控制器622、示例血压计算器624、示例显示接口626和/或更一般地示例电子单元604;和/或图8的示例电源810、示例EAP控制器812、示例电压施加器814、示例脉冲检测器816、示

例收发器818、收发器822、示例血压计算器824、示例显示接口826和/或更一般地示例电子单元808和示例电子设备820可以通过硬件、软件、固件和/或硬件、软件和/或固件的任何组合来实施。因此,例如,图1的示例电源114、示例收发器116、示例数据库118、示例血压控制器120、示例EAP控制器122、示例电压施加器124、示例脉冲检测器126、示例血压计算器128、示例显示接口130、示例校准器132、示例滤波器134和/或更一般地示例电子单元104;图6的示例电源614、示例收发器616、示例数据库618、示例血压控制器620、示例SMA控制器622、示例血压计算器624、示例显示接口626和/或更一般地示例电子单元604;和/或图8的示例电源810、示例EAP控制器812、示例电压施加器814、示例脉冲检测器816、示例收发器818、收发器822、示例血压计算器824、示例显示接口826和/或更一般地示例电子单元808和示例电子设备820中的任一者可以由一个或多个模拟或数字电路、逻辑电路、(多个)可编程处理器、(多个)专用集成电路((多个)ASIC)、(多个)可编程逻辑设备((多个)PLD)和/或(多个)现场可编程逻辑设备((多个)FPLD)实施。当阅读覆盖纯软件和/或固件实施方式的本专利的任何装置或系统权利要求时,示例电源114、示例收发器116、示例数据库118、示例血压控制器120、示例EAP控制器122、示例电压施加器124、示例脉冲检测器126、示例血压计算器128、示例显示接口130、示例校准器132、示例滤波器134、示例电源614、示例收发器616、示例数据库618、示例血压控制器620、示例SMA控制器622、示例血压计算器624、示例显示接口626、示例电源810、示例EAP控制器812、示例电压施加器814、示例脉冲检测器816、示例收发器818、收发器822、示例血压计算器824和/或示例显示接口826中的至少一个在此被明确地定义为包括存储软件和/或固件的有形计算机可读存储设备或存储盘,如存储器、数字多用途盘(DVD)、致密盘(CD)、蓝光盘等。仍进一步地,图1、图6和图8的示例BP装置100、600和800可以包括一个或多个元件、过程和/或设备(除了在图1、图6和图8中所展示的那些之外或代替那些)和/或可以包括任何或全部所展示元件、过程和设备中的多于一个。

[0067] 图11示出了表示用于实施BP装置100、600和800的示例机器可读指令的流程图。在此示例中,机器可读指令包括由如在以下结合图12所讨论的示例处理器平台1200中示出的处理器1212等处理器执行的程序。程序可以体现在被存储在如CD-ROM、软盘、硬盘驱动器、数字多用途盘(DVD)、蓝光盘或与处理器1212相关联的存储器等有形计算机可读存储介质上的软件中,但是整个程序和/或其部分可以替代性地由除了处理器1212之外的设备执行和/或体现在固件或专用硬件中。进一步地,尽管参考图11中所示的流程图对示例程序进行了描述,但是可以替代性地使用实施示例BP装置100、600和800的许多其他方法。例如,可以改变框的执行顺序和/或可以改变、消除或组合所描述的框中的一些。

[0068] 如以上所提及的,可以使用存储在有形计算机可读存储介质(如信息可被存储在其中持续任何时长(例如,持续延长时间段、永久地、短暂片刻、暂时地缓冲和/或高速缓存信息)的硬盘驱动器、闪存、只读存储器(ROM)、致密盘(CD)、数字多用途盘(DVD)、高速缓存、随机存取存储器(RAM)和/或任何其他存储设备或存储盘)上的经编码的指令(例如计算机和/或机器可读指令)来实施图11的示例过程。如本文中所使用的,术语有形计算机可读存储介质被明确地定义为包括任何类型的计算机可读存储设备和/或存储盘并且不包括传播信号并且不包括传输介质。如本文中所使用的,术语“有形计算机可读存储介质”和“有形机器可读存储介质”被可互换使用。另外地或替代性地,可以使用存储在非暂态计算机和/或机器可读介质(如信息可被存储在其中持续任何时长(例如,持续延长时间段、永久地、短暂

片刻、暂时地缓冲和/或高速缓存信息)的硬盘驱动器、闪存、只读存储器、致密盘、数字通用盘、高速缓存、随机存取存储器和/或任何其他存储设备或存储盘)上的经编码的指令(例如,计算机和/或机器可读指令)来实施图11的示例过程。如本文中所使用的,术语非暂态计算机可读介质被明确地定义为包括任何类型的计算机可读存储设备和/或存储盘并且不包括传播信号并且不包括传输介质。如本文中所使用的,当短语“至少”被用作权利要求的前序部分中的过渡术语时,其与术语“包括”是开放式一样的方式是开放式的。

[0069] 图11是表示可以由BP装置100、600或800中的任何一个实施以确定用户的血压的示例方法的流程图。在框1102处,示例方法1100包括:向活性材料施加激活信号以约束用户的肢体中(例如,用户的肢体的动脉中)的血流。施加激活信号可以包括例如加热活性材料或向活性材料施加电压。例如,关于BP装置100(图1),控制器120的电压施加器124向EAP 108施加电压(例如,激活信号),由此使EAP 108在非约束状态(图2A)与约束状态(图2B)之间改变形状以约束用户的肢体中的血流。关于BP装置800(图8),EAP控制器812的电压施加器814以类似的方式向EAP带804施加电压。关于BP装置600(图6),控制器620的SMA控制器622向SMA导线608a至608e施加电压或热量(例如,激活信号)以使SMA导线608a至608e在非约束状态(图7A)与约束状态(图7B)之间改变形状从而约束肢体中的血流。

[0070] 在框1104处,示例方法1100包括:判定用户的肢体中的血流是否受约束(例如,切断、停止)。关于BP装置100(图1),例如,脉冲检测器126可以检测血液是否流过肢体(例如,基于EAP 108中的电容变化)。关于BP装置800(图8),脉冲检测器816可以以类似方式用于检测血液是否流过肢体。关于BP装置600(图6),麦克风612可以检测血液是否流动。如果血液仍流动,则示例方法1100包括:继续向活性材料施加激活信号(框1102)(例如,通过增加信号的强度),直到血流受约束。

[0071] 如果血流受约束(在框1104处确定),则框1106处的示例方法1100包括:减小向活性材料施加的激活信号以允许肢体中(例如,动脉中)的血流。在一些示例中,减小激活信号包括减小激活信号的强度(例如,减小电压或电压幅度、减少热量等)。例如,关于BP装置100(图1),控制器120的电压施加器124减小向EAP 108施加的电压或电流,这允许EAP 108将形状变回非约束状态(图2B)并且减小向肢体施加的压力。关于BP装置800(图8),电压施加器814可以以类似方式操作以减小向EAP带804施加的电压的强度。关于BP装置600(图6),控制器620的SMA控制器622减小向SMA导线608a至608e施加的电压或热量。如果SMA导线608a至608e是单向SMA,则可以实施一个或多个返回元件(例如,第一弹簧626和第二弹簧628)以迫使SMA导线608a至608e向外扩展以减轻围绕肢体的压力。如果SMA导线608a至608e是双向SMA,则减小激活信号的强度(例如,冷却SMA导线608a至608e)使SMA导线608a至608e从一种形状改变为另一种形状(例如,非约束状态(图7C)),由此释放用户的肢体上的压力。

[0072] 在框1108处,示例方法1100包括:在减小激活信号的同时检测肢体中的血流。关于BP装置100(图1),EAP 108可以用于感测由血流产生的脉冲(例如,基于EAP 108中的电容变化)。控制器120可以检测用户的肢体中的血流。例如,脉冲检测器126检测EAP 108中由来自血流的作用在EAP 108上的力引起的电容或电压变化。类似地,在BP装置800(图8)中,脉冲检测器816可以用于检测EAP带804中的电容变化。关于BP装置600(图6),控制器620可以经由麦克风612检测用户的手臂中的血流,所述麦克风检测指示血流相的柯氏音。在其他示例中,可以采用其他类型的(多个)传感器来检测用户的肢体中的血流。

[0073] 在框1110处,示例方法1100包括:计算用户的血压测量结果。关于BP装置100(图1),控制器120的血压计算器128基于向EAP 108施加的电压(其指示向肢体施加的压力)和由脉冲检测器126检测到的脉冲或振荡来计算血压。关于BP装置800(图8),血压计算器824以类似方式计算血压测量结果。关于BP装置600(图6),控制器620的血压计算器624基于向SMA导线608a至608e施加的电压或热量(其指示向肢体施加的压力)以及麦克风612检测到的柯氏音的定时来计算血压。

[0074] 在框1112处,示例方法包括:输出血压测量结果。在一些示例中,显示血压测量结果(例如,收缩压和舒张压)。例如,关于BP装置100(图1),显示接口130可以使血压测量结果呈现在显示器106上。关于BP装置800(图8),血压测量结果可以以类似方式经由显示接口826显示在电子设备820的显示器上。关于BP装置600(图6),显示接口626可以以类似方式使血压测量结果呈现在显示器606上。在一些示例中,输出所确定血压包括将血压测量结果传输到如智能电话、计算机等可以显示血压测量结果的电子设备。例如,关于BP装置100(图1),收发器116可以将来自电压施加器124和脉冲检测器126的血压测量结果和/或其他测量结果传输到电子设备。

[0075] 在框1114处,示例方法1100包括:判定是否再次测量血压。在某些实例中,血压测量结果可能无效或包含错误。在这种实例中,可以再次执行示例方法1100。例如,关于BP装置100(图1),血压计算器128可以判定血压值是否有效。如果无效,则示例BP装置100可以再次确定用户的血压。图6的血压计算器624以及血压计算器824可以进行类似的确定。否则,如果不再次确定血压,则示例方法1100在框1116处结束。

[0076] 图12是能够执行图11的指令以实施图1、图6和图8的示例BP装置100、600和800的示例处理器平台1200的框图。处理器平台1200可以是例如服务器、个人计算机、移动设备(例如,手机、智能电话、平板计算机(如iPad™)、个人数字助理(PDA)、互联网装置、DVD播放器、CD播放器、数字视频记录器、蓝光播放器、游戏控制台、个人视频记录器、机顶盒或任何其他类型的计算设备。

[0077] 所展示示例的处理器平台1200包括处理器1212。所展示示例的处理器1212包括可以实施图1、图6和图8的BP装置100、600、800的以下各项中的一项或多项的硬件:图1的示例电源114、示例收发器116、示例数据库118、示例血压控制器120、示例EAP控制器122、示例电压施加器124、示例脉冲检测器126、示例血压计算器128、示例显示接口130、示例校准器132、示例滤波器134和/或更一般地示例电子单元104;图6的示例电源614、示例收发器616、示例数据库618、示例血压控制器620、示例SMA控制器622、示例血压计算器624、示例显示接口626和/或更一般地示例电子单元604;和/或图8的示例电源810、示例EAP控制器812、示例电压施加器814、示例脉冲检测器816、示例收发器818、收发器822、示例血压计算器824、示例显示接口826和/或更一般地示例电子单元808和示例电子设备820。例如,处理器1212可以由来自任何所期望的家族或制造商的一个或多个集成电路、逻辑电路、微处理器或控制器实施。

[0078] 所展示示例的处理器1212包括本地存储器1213(例如,高速缓存)。所展示示例的处理器1212经由总线1218与包括易失性存储器1214和非易失性存储器1216的主存储器通信。易失性存储器1214可以由同步动态随机存取存储器(SDRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)、RAMBUS动态随机存取存储器(RDRAM)和/或任何其他类型的随机存取存储器设备实

施。非易失性存储器1216可以由闪存和/或任何其他期望类型的存储器设备实施。对主存储器1214、1216的访问由存储器控制器控制。

[0079] 所展示示例的处理器平台1200还包括接口电路1220。接口电路1220可以由任何类型的接口标准实施,如以太网接口、通用串行总线(USB)和/或PCI快速接口。

[0080] 在所展示的示例中,一个或多个输入设备1222连接至接口电路1220。(多个)输入设备1222准许用户将数据和命令输入到处理器1212中。所述(多个)输入设备可以由例如音频传感器、麦克风、相机(静态或视频)、键盘、按键、鼠标、触摸屏、轨迹板、轨迹球、等距点和/或语音识别系统实施。

[0081] 一个或多个输出设备1224也连接至所展示示例的接口电路1220。(多个)输出设备1024可以例如由显示设备(例如,发光二极管(LED)、有机发光二极管(OLED)、液晶显示器、阴极射线管显示器(CRT)、触摸屏、触觉输出设备、打印机和/或扬声器)实施。因此,所展示示例的接口电路1220通常包括图形驱动卡、图形驱动芯片或图形驱动处理器。

[0082] 所展示示例的接口电路1220还包括通信设备,如发射器、接收器、收发器、调制解调器和/或网络接口卡以经由网络1226(例如,以太网连接、数字用户线(DSL)、电话线、同轴电缆、蜂窝电话系统等)促进与外部机器(例如,任何种类的计算机)的数据交换。

[0083] 所展示示例的处理器平台1200还包括用于存储软件和/或数据的一个或多个大容量存储设备1228。这种大容量存储设备1228的示例包括软盘驱动器、硬盘驱动器、致密盘驱动器、蓝光盘驱动器、RAID系统和数字多用途盘(DVD)驱动器。

[0084] 用于实施图11的方法的经编码指令1232可以存储在大容量存储设备1228中、在易失性存储器1214中、在非易失性存储器1216中和/或在如CD或DVD等可移除的有形计算机可读存储介质上。

[0085] 根据上述内容,应当理解,上文公开的方法、装置/系统和制品使得能够经由可以由用户穿戴的相对小的轻量化装置来获取血压。本文公开的示例装置是产生相对强的力以切断用户的动脉中的血流的非气动设备。本文公开的示例装置采用活性材料来提供约束力。活性材料可以有利地结合到如手表等可穿戴装置中或者结合到衣物中。因此,与仅在获取血压时使用的已知血压设备不同,用户可以在延长的时间段内舒适地穿戴示例装置。

[0086] 虽然本文中已经公开了某些示例方法、装置/系统和制品,但是本专利的覆盖范围不限于此。相反,本专利覆盖合理地落入本专利的权利要求书的范围内的所有方法、装置/系统和制品。

[0087] 本文公开了用于约束用户的肢体中的血流并确定用户的血压的示例方法、装置/系统和制品。进一步的示例及其组合包括以下:

[0088] 示例1是一种用于约束用户的肢体中的血流的装置,所述装置包括:带,用于围绕所述用户的所述肢体被穿戴;活性材料,由所述带承载;以及控制器,用于:(1)向所述活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流,并且(2)减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流。

[0089] 示例2包括如示例1所述的主体,其中,所述控制器用于在减小所述激活信号的同时检测所述肢体中的所述血流。

[0090] 示例3包括如示例2所述的主体,其中,所述控制器用于基于所检测到的血流和由所述活性材料向所述肢体施加的压力来确定所述用户的血压。

[0091] 示例4包括如示例1至3中任一项所述的主体,进一步包括用于显示由所述控制器确定的所述血压的显示器。

[0092] 示例5包括如示例1至4中任一项所述的主体,其中,所述活性材料围绕所述带的内表面形成连续环。

[0093] 示例6包括如示例1至5中任一项所述的主体,其中,所述活性材料是电活性聚合物(EAP)。

[0094] 示例7包括如示例6所述的主体,其中,所述控制器用于通过测量由所述血流在所述EAP上的压力所带来的所述EAP的电容变化来检测所述肢体中的血流。

[0095] 示例8包括如示例6或7中任一项所述的主体,其中,所述控制器用于通过减小向所述EAP施加的电压来减小所述激活信号。

[0096] 示例9包括如示例6至8中任一项所述的主体,进一步包括衬衫,所述带耦合至所述衬衫的袖子。

[0097] 示例10包括如示例1至5中任一项所述的主体,其中,所述活性材料是形状记忆合金(SMA)导线。

[0098] 示例11包括如示例10所述的主体,其中,所述控制器用于通过减小向所述SMA导线施加的热量来减小所述激活信号。

[0099] 示例12包括如示例10或11中任一项所述的主体,其中,所述SMA导线是单向SMA。

[0100] 示例13包括如示例12所述的主体,进一步包括由所述带承载的弹簧,所述弹簧用于提供返回偏置力。

[0101] 示例14包括如示例10或11中任一项所述的主体,其中,所述SMA导线是双向SMA。

[0102] 示例15包括如示例1至14中任一项所述的主体,进一步包括用于检测所述用户的所述肢体中的所述血流的传感器。

[0103] 示例16包括如示例15所述的主体,其中,所述传感器包括麦克风、红外(IR)传感器或电活性聚合物(EAP)中的至少一种。

[0104] 示例17是一种用于确定用户的血压的方法,所述方法包括:向由围绕所述用户的肢体被穿戴的带所承载的活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流;减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流;以及计算所述用户的血压。

[0105] 示例18包括如示例17所述的主体,进一步包括:在减小所述激活信号的同时检测所述用户的所述肢体中的所述血流。

[0106] 示例19包括如示例17或18中任一项所述的主体,进一步包括:基于所述活性材料的电容变化来检测所述血流。

[0107] 示例20包括如示例17或18中任一项所述的主体,进一步包括:使用由所述带承载的传感器来检测所述血流。

[0108] 示例21包括如示例17至20中任一项所述的主体,其中,施加所述激活信号包括向所述活性材料施加电压或热量。

[0109] 示例22包括如示例17至21中任一项所述的主体,其中,减小所述激活信号包括减小向所述活性材料施加的电压或热量。

[0110] 示例23包括如示例17至22中任一项所述的主体,进一步包括:在由所述带承载的显示器上显示所述血压。

[0111] 示例24是一种计算机可读存储介质,包括多条指令,所述指令在被执行时使机器至少向由围绕用户的肢体被穿戴的带所承载的活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流;减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流;并且计算所述用户的血压。

[0112] 示例25包括如示例24所述的主体,其中,所述指令在被执行时进一步使所述机器在减小所述激活信号的同时检测所述用户的所述肢体中的所述血流。

[0113] 示例26包括如示例24或25中任一项所述的主体,其中,所述指令在被执行时使所述机器基于所述活性材料的电容变化来检测所述血流。

[0114] 示例27包括如示例24或25中任一项所述的主体,其中,所述指令在被执行时使所述机器使用由所述带承载的传感器来检测所述血流。

[0115] 示例28包括如示例24至27中任一项所述的主体,其中,所述指令在被执行时使所述机器通过向所述活性材料施加电压或热量来施加所述激活信号。

[0116] 示例29包括如示例24至28中任一项所述的主体,其中,所述指令在被执行时使所述机器通过减小向所述活性材料施加的电压或热量来减小所述激活信号。

[0117] 示例30包括如示例24至29中任一项所述的主体,其中,所述指令在被执行时使所述机器在由所述带承载的显示器上显示所述血压。

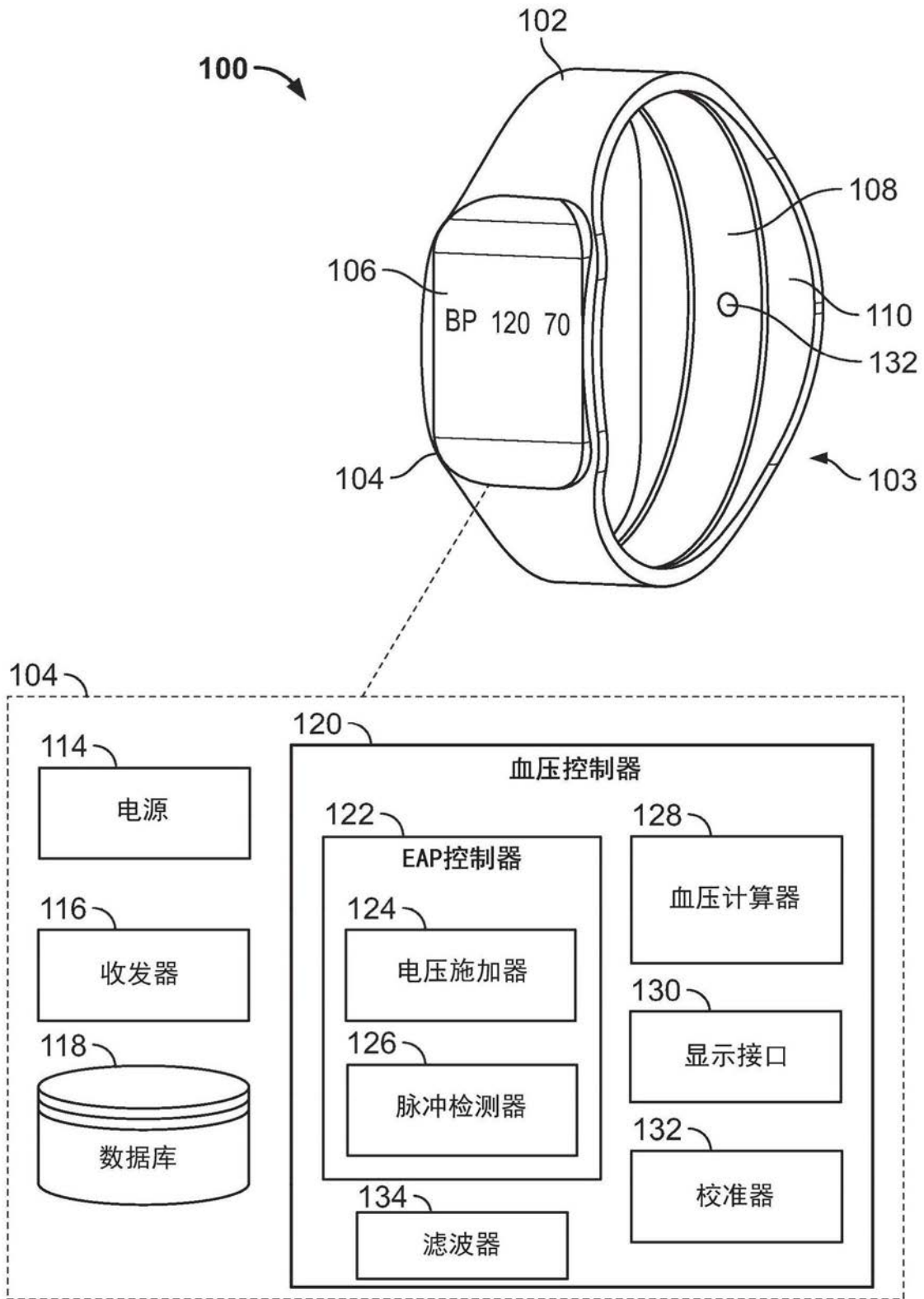


图1

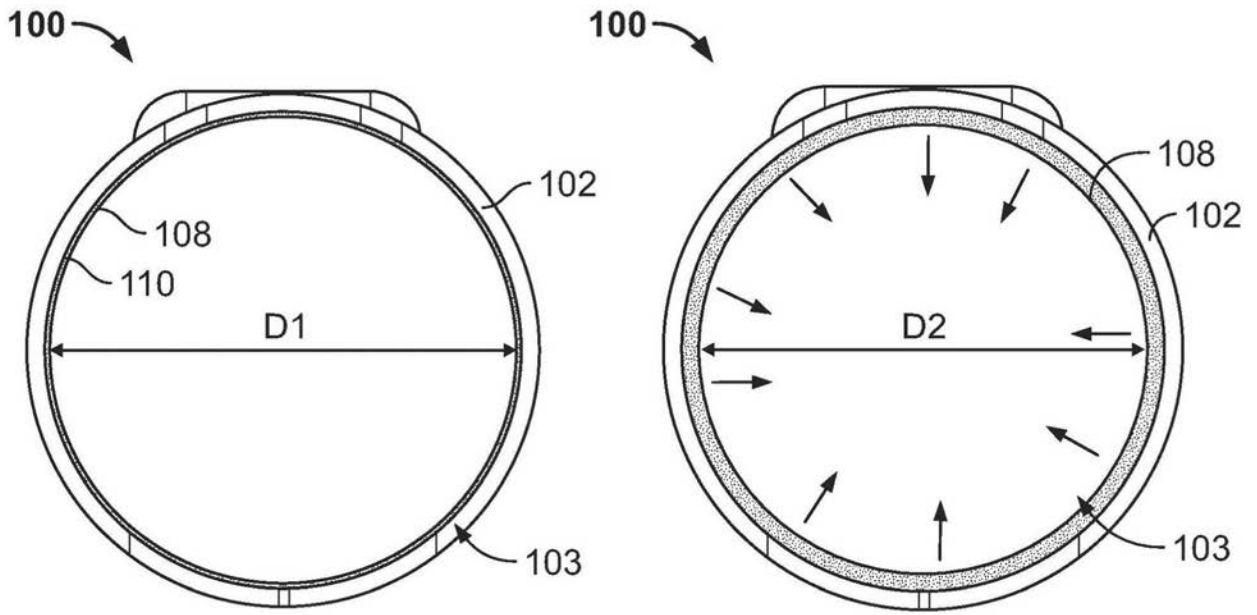


图 2A

图 2B

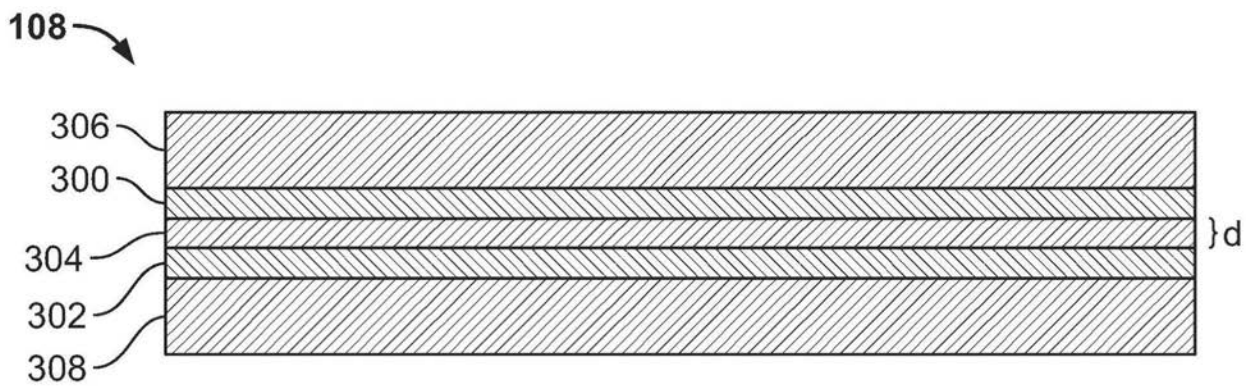


图3

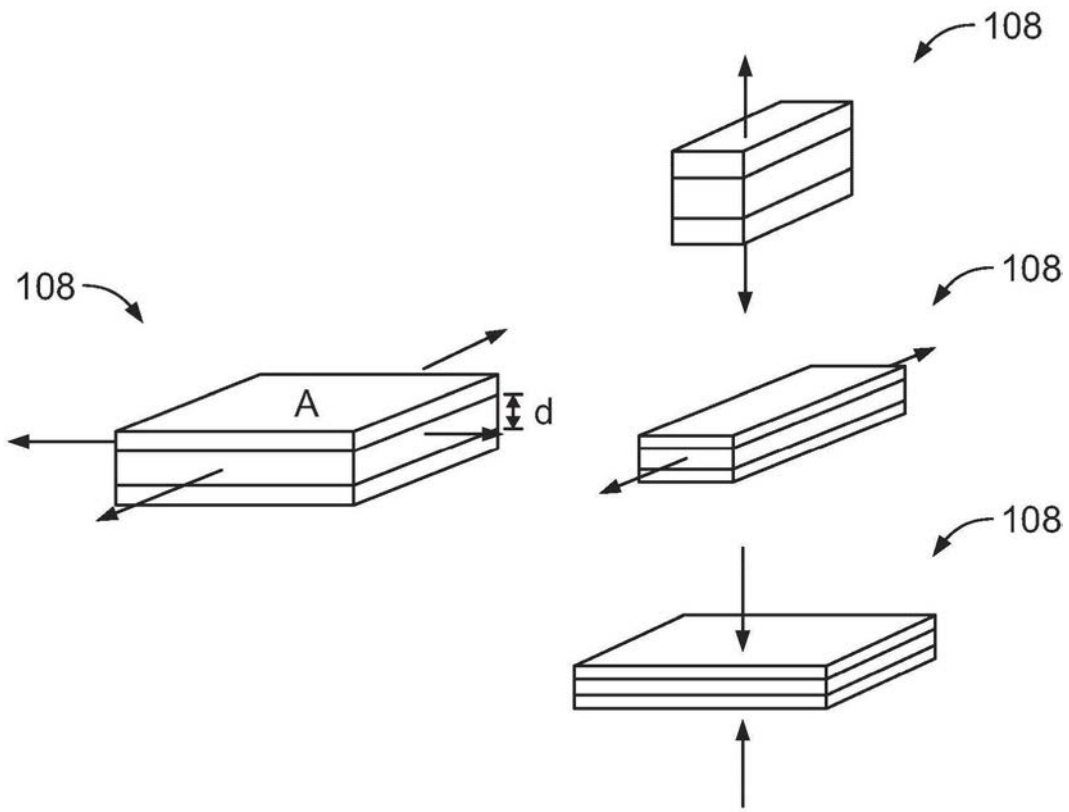


图4

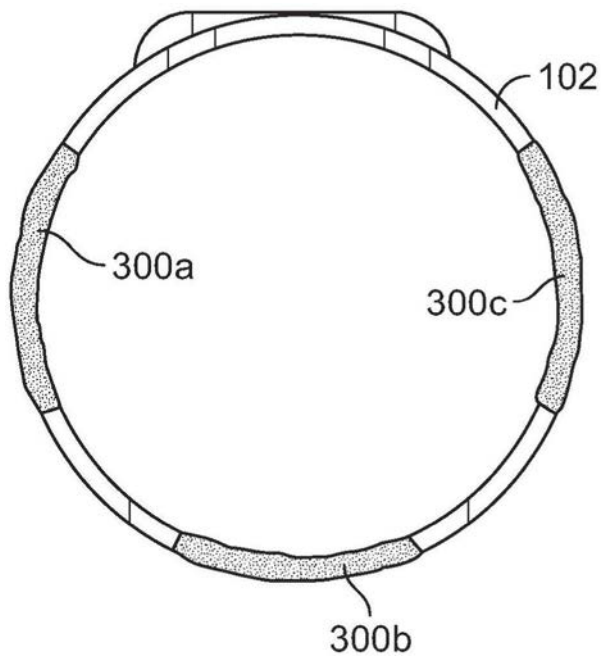


图5A

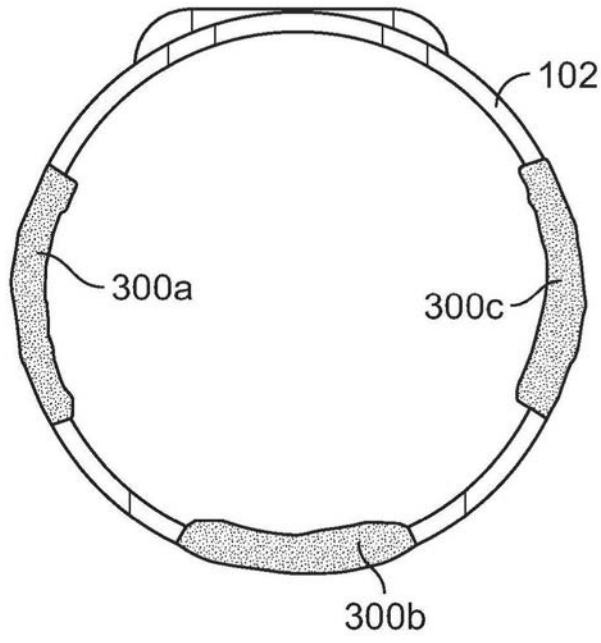


图5B

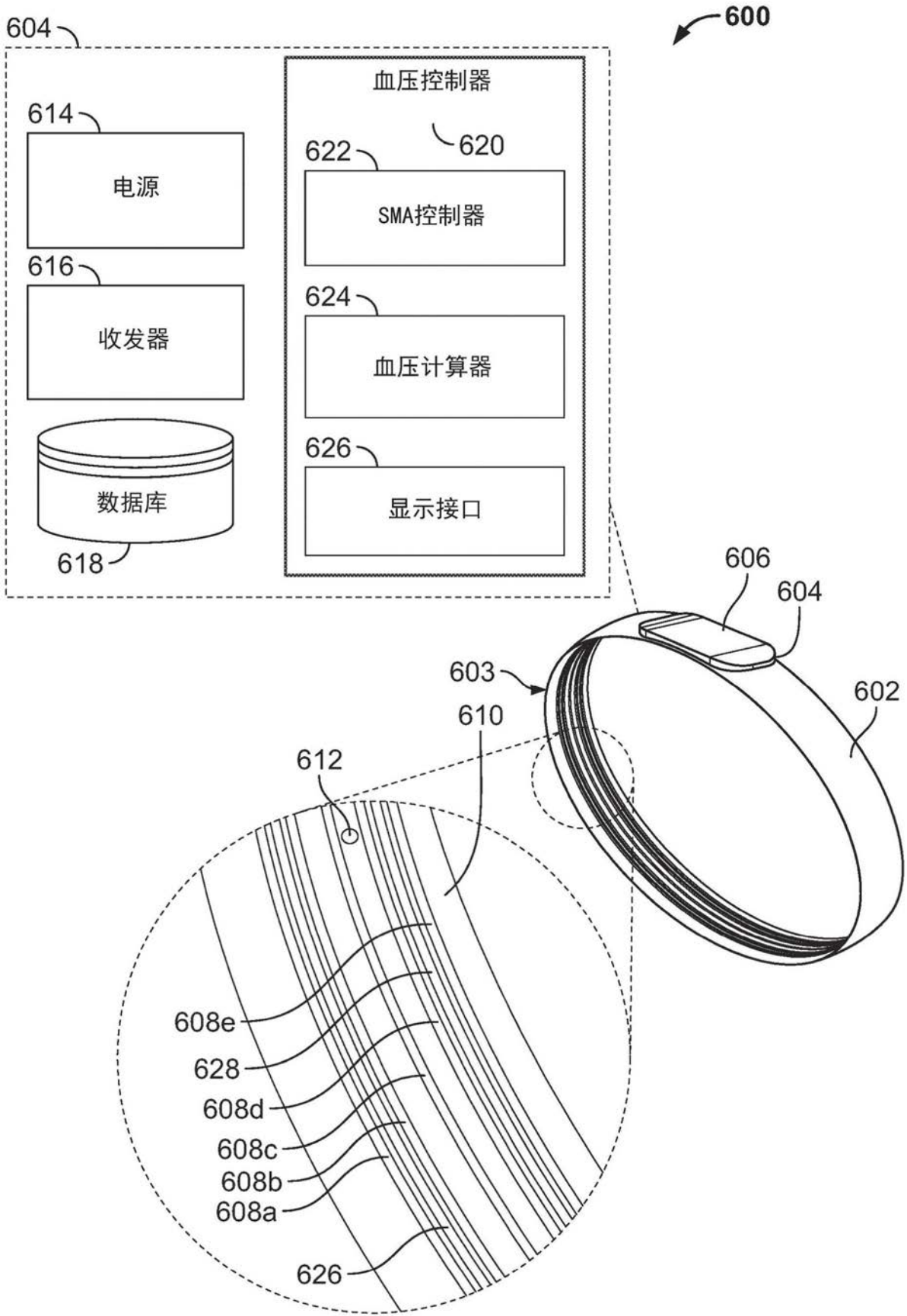


图6

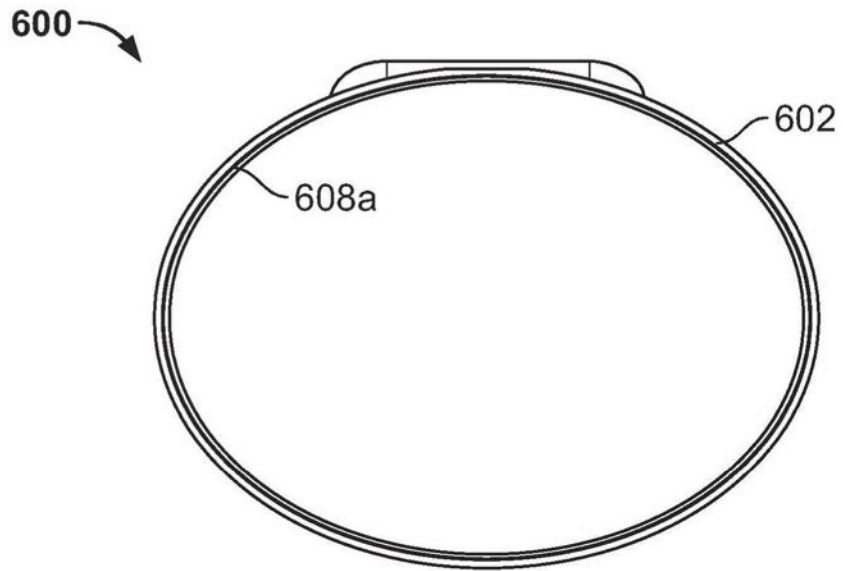


图7A

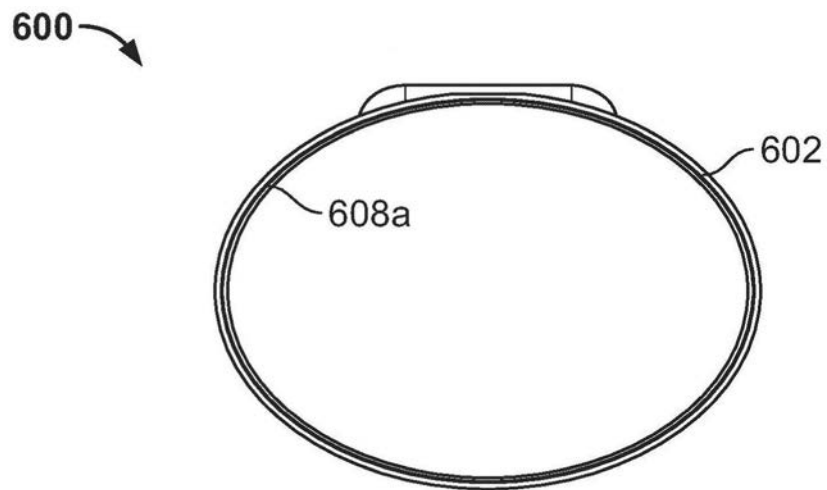


图7B

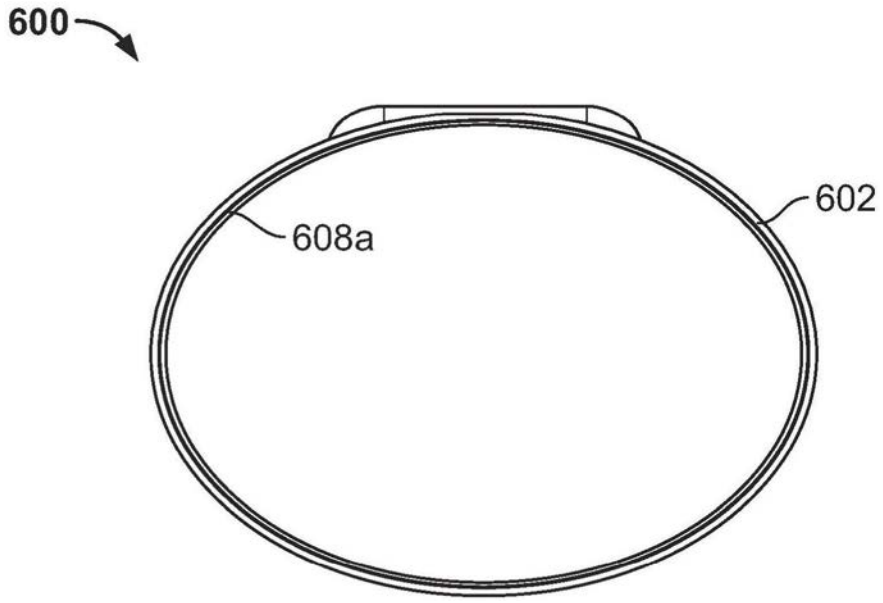


图7C

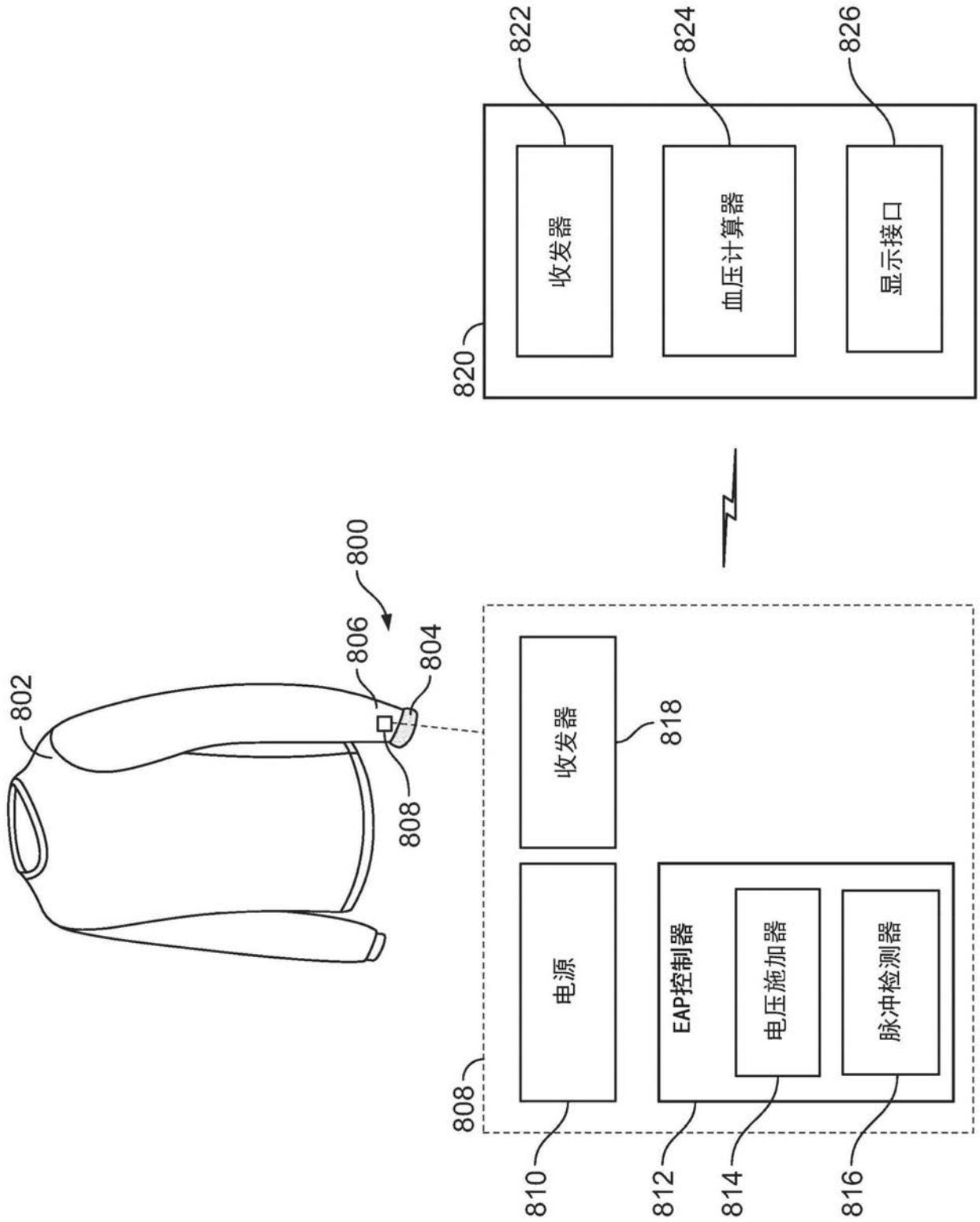


图8

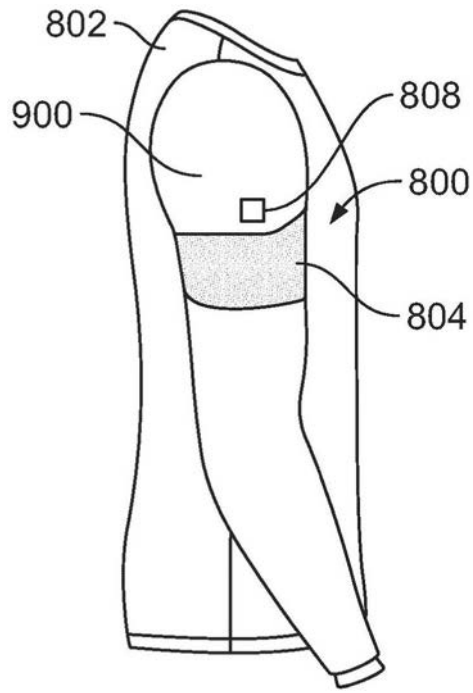


图9

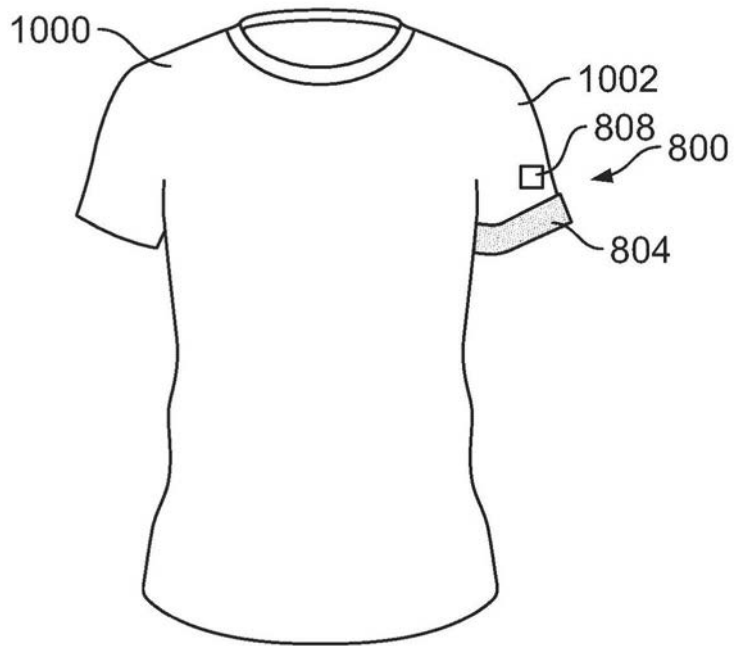


图10

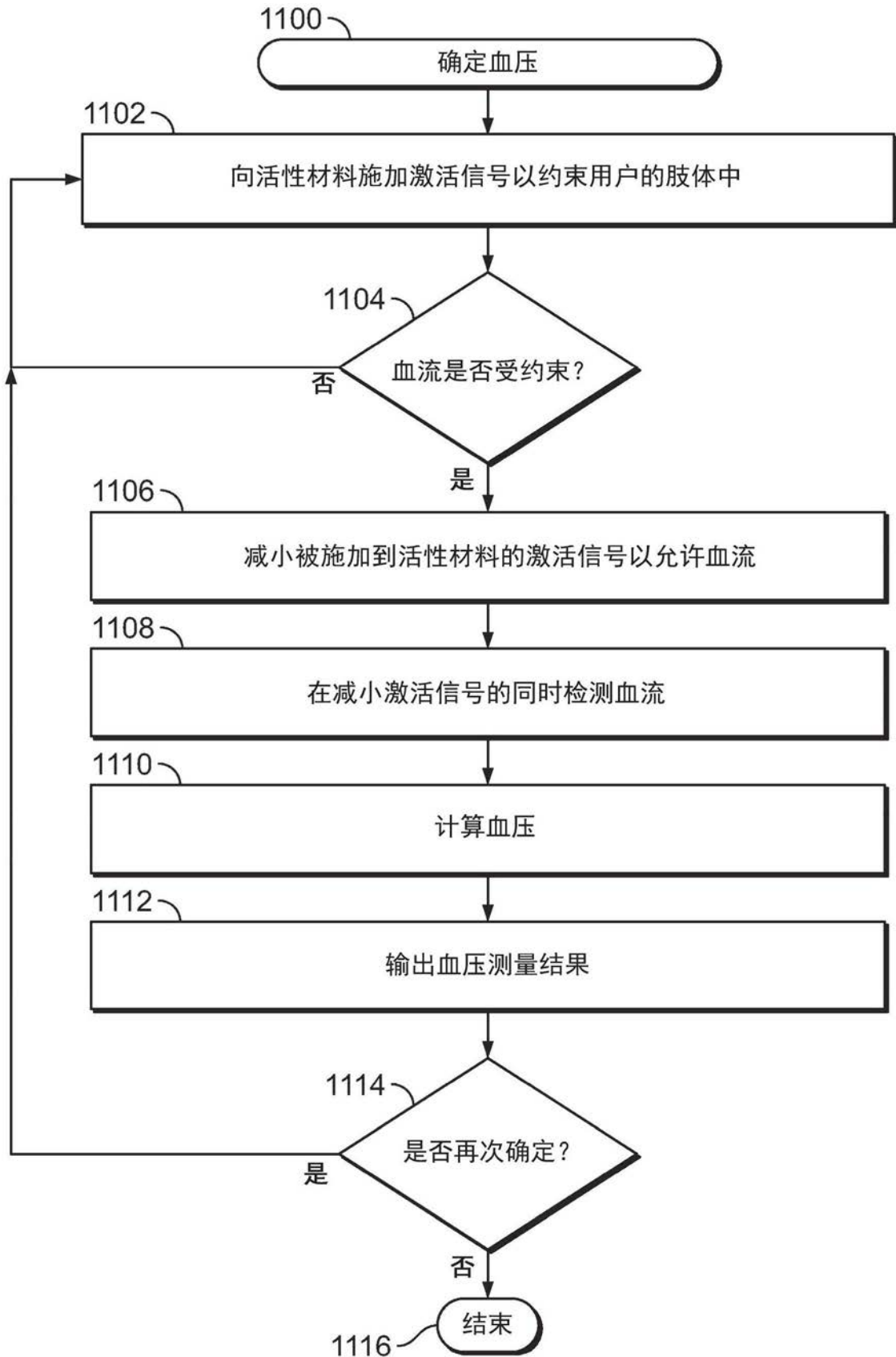


图11

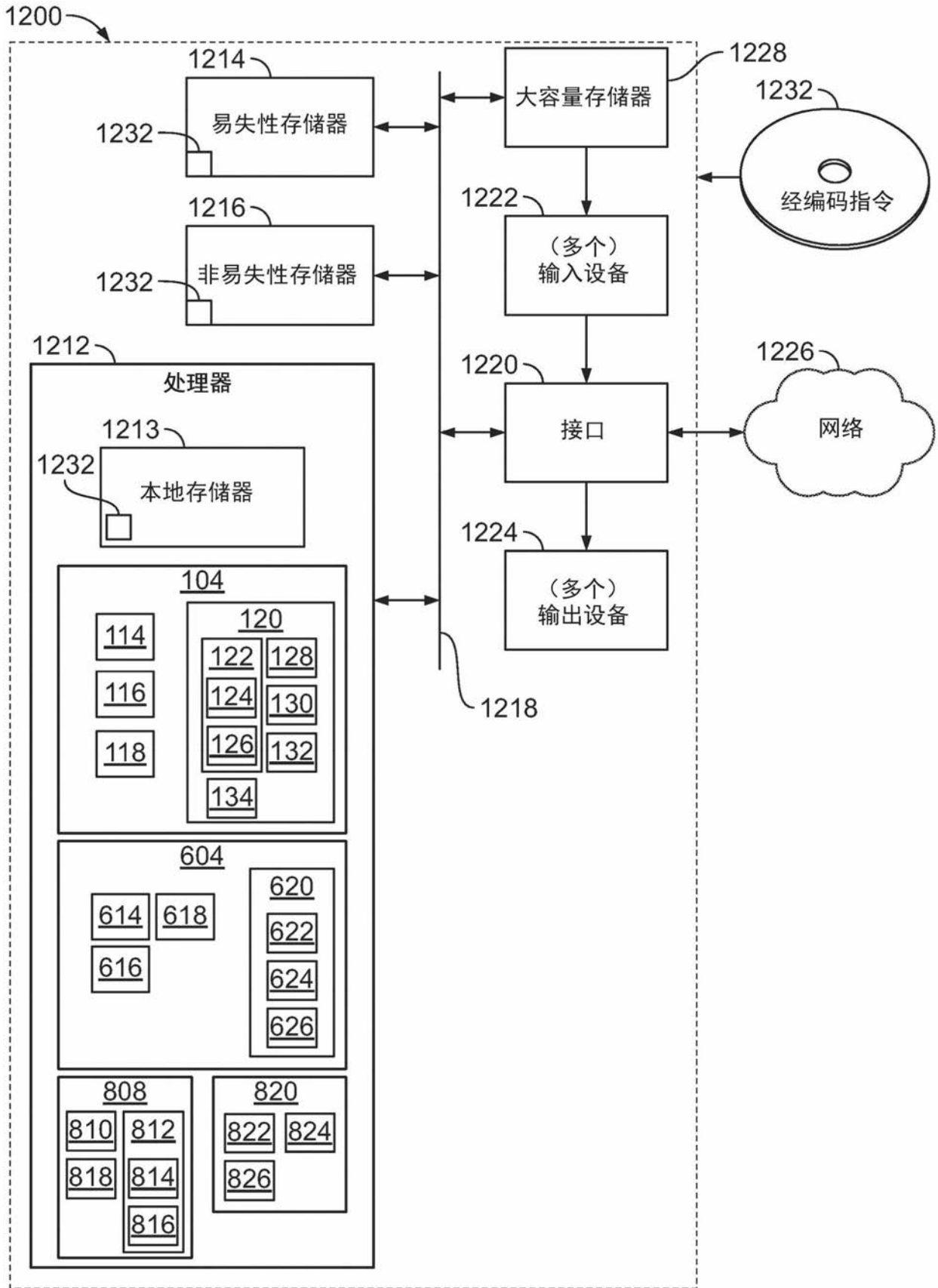


图12

专利名称(译)	使用活性材料的血压装置及相关方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109640804A</a>	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201780053367.1	申请日	2017-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
当前申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
[标]发明人	M E 斯普伦加 P J 格温		
发明人	M·E·斯普伦加 P·J·格温 A·P·安德森 C·阿莫亚-库西		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/02208 A61B5/02225 A61B5/02233 A61B5/0261 A61B5/0265 A61B5/6804 A61B5/681 A61B7/045 A61B7/04		
代理人(译)	高见		
优先权	15/282684 2016-09-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本文描述了使用活性材料的示例血压装置及相关方法。示例装置包括用于围绕用户的肢体被穿戴的带、由所述带承载的活性材料、以及控制器，所述控制器用于：(1)向所述活性材料施加激活信号以约束所述肢体中的血流，并且(2)减小所述激活信号以允许所述肢体中的血流。

