



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108697404 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201680081427.6

J·K·施奈德

(22)申请日 2016.12.09

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(30)优先权数据

代理人 赵腾飞 王英

62/294,876 2016.02.12 US

15/186,225 2016.06.17 US

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2018.08.09

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/04(2006.01)

PCT/US2016/065926 2016.12.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/139015 EN 2017.08.17

(71)申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 D·B·贝克 P·J·施奈德

L·拉丁 A·阿卜杜勒-马莱克

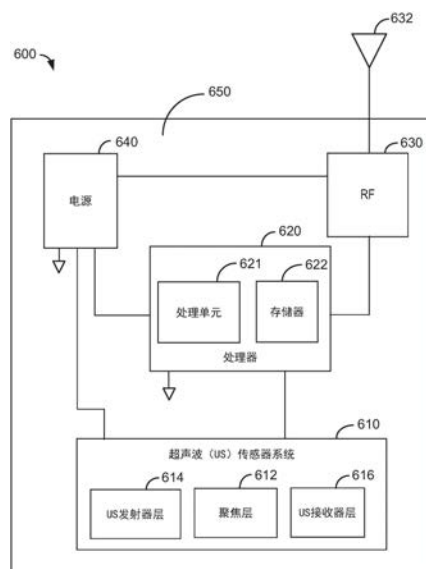
权利要求书2页 说明书37页 附图25页

(54)发明名称

用于估计血压和其它心血管性质的超声波设备

(57)摘要

一种超声波心血管测量设备可以包括超声波传感器系统,该超声波传感器系统具有:被配置为生成超声平面波的超声波发射器层和包括一个或多个透镜的聚焦层。这些透镜中的一个或多个可以被配置为,生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号。该测量设备可以包括控制系统,该控制系统能够对所述输出信号进行处理,以计算与一个或多个心血管性质相对应的值。



1. 一种超声波心血管测量设备,包括:
超声波传感器系统,包括:
超声波发射器层,其配置为生成超声平面波;
包括一个或多个透镜的聚焦层,所述透镜中的一个或多个透镜被配置为:将所述超声平面波聚焦到穿过动脉纵轴的超声波波束中;
包括一个或多个接收器元件的超声波接收器层,其配置为生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号;以及
控制系统,其能够对所述输出信号进行处理,以计算与一个或多个心血管性质相对应的值。
2. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦层包括所述一个或多个透镜嵌入在其中的声学匹配材料。
3. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦层包括至少第一透镜和第二透镜,其中,所述第一透镜被配置为将所述超声平面波聚焦在第一焦深,并且所述第二透镜被配置为将所述超声平面波聚焦在第二焦深。
4. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦层包括:沿着所述动脉纵轴间隔开的至少两个透镜。
5. 根据权利要求4所述的超声波心血管测量设备,其中,所述控制系统能够计算沿着所述动脉纵轴传播的动脉压脉搏的脉搏传导时间或者脉搏波速度。
6. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦层还包括至少一个透镜,所述至少一个透镜被定向为相对于所述超声波传感器系统的外表面成一角度。
7. 根据权利要求6所述的超声波心血管测量设备,其中,所述控制系统能够至少部分地基于来自所述超声波接收器层的所述输出信号指示的多普勒偏移或者与多普勒偏移有关的信号,来计算血流量。
8. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述接收器元件中的一个或多个接收器元件位于所述超声波接收器层中,以检测通过所述聚焦层中的所述一个或多个透镜重定向的所述超声波反射。
9. 根据权利要求8所述的超声波心血管测量设备,其中,所述控制系统能够对所述接收器元件的子集的所述输出信号进行选择采样。
10. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中:
所述超声波发射器层包括第一聚偏氟乙烯(PVDF)换能器层;以及
所述超声波接收器层包括第二PVDF换能器层和薄膜晶体管(TFT)层,其中,所述一个或多个超声波接收器阵列中的每一个超声波接收器阵列包括耦合到所述第二PVDF换能器层的多个接收器元件。
11. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述超声波传感器系统集成在移动计算设备的按键或者显示器中,并且所述控制系统是所述移动计算设备的控制系统的一部分。
12. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述超声波心血管测量设备被配置为是可穿戴的。
13. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述超声波心血管测量设备

被集成到固定物中,并且被配置为当受试者使用所述固定物时接触所述受试者。

14. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述控制系统能够至少部分地基于来自所述超声波接收器层的所述输出信号,计算血管的横截面面积。

15. 根据权利要求14所述的超声波心血管测量设备,其中,所述控制系统能够至少部分地基于在多个时间从所述超声波接收器层接收的输出信号,执行对所述血管的横截面面积的多次计算。

16. 根据权利要求15所述的超声波心血管测量设备,其中,所述控制系统能够确定心脏跳动的实例,并且其中,所述多个时间与所述心脏跳动的实例之间的时间间隔相对应。

17. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述透镜包括从以下各项构成的一组透镜中选出的至少一个透镜:柱面透镜、球面透镜、凹透镜、凸透镜、波带透镜和波带片。

18. 根据权利要求1所述的超声波心血管测量设备,其中,所述一个或多个心血管性质包括血压。

19. 一种超声波心血管测量设备,包括:

超声波传感器系统,包括:

超声波发射器层,其配置为生成超声平面波;

聚焦单元,用于将所述超声平面波聚焦到穿过动脉纵轴的超声波波束中;

包括一个或多个接收器元件的超声波接收器层,其配置为生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号;以及

控制单元,用于对所述输出信号进行处理,以计算与一个或多个心血管性质相对应的值。

20. 根据权利要求19所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦单元包括一个或多个透镜嵌入在其中的声学匹配材料。

21. 根据权利要求20所述的超声波心血管测量设备,其中,所述透镜包括从以下各项构成的一组透镜中选出的至少一个透镜:柱面透镜、球面透镜、凹透镜、凸透镜、波带透镜和波带片。

22. 根据权利要求19所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦单元包括至少第一透镜和第二透镜,其中,所述第一透镜被配置为将所述超声平面波聚焦在第一焦深,并且所述第二透镜被配置为将所述超声平面波聚焦在第二焦深。

23. 根据权利要求19所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦单元包括:沿着所述动脉纵轴间隔开的至少两个透镜。

24. 根据权利要求19所述的超声波心血管测量设备,其中,所述聚焦单元包括至少一个透镜,所述至少一个透镜被定向为相对于所述超声波传感器系统的外表面成一角度。

25. 根据权利要求19所述的超声波心血管测量设备,其中,所述一个或多个心血管性质包括血压。

用于估计血压和其它心血管性质的超声波设备

[0001] 本申请要求享有于2016年2月12日提交的题为“METHODS AND DEVICES FOR CALCULATION BLOOD PRESSURE BASED ON MEASUREMENTS OF ARTERIAL BLOOD FLOW AND ARTERIAL LUMEN”的美国临时专利申请No.62/294,876,以及于2016年6月17日提交的题为“ULTRASOUND DEVICES FOR ESTIMATING BLOOD PRESSURE AND OTHER CARDIOVASCULAR PROPERTIES”的美国专利申请No.15/186,225的优先权,二者由此都以引用的方式并入本文。

技术领域

[0002] 本公开内容涉及医疗设备,其包括但不限于诸如可穿戴医疗设备之类的个人医疗设备。

背景技术

[0003] 用于测量心血管性质的设备,通常遭受该测量自身严重地干扰受试者的状态,从而导致错误结果的问题。例如,当前的用于获得血压测量的基于箍套(cuff)的方法,可能具有显著的生理影响。在当前的基于箍套的方法中,可以通过将动脉收缩到完全阻塞血液流动的程度,随后缓慢地释放该收缩,来获得血压测量。由于动脉壁的弹性被放松,因此对动脉进行收缩影响脉压传播和脉压形状。此外,根据跨壁压(即,动脉的外侧和内侧之间的压力差)接近于零时获得的测量,来推导舒张压,这意味着这些测量是在远离正常的条件下进行的。

[0004] 此外,基于可充气箍套和在临床环境下执行的测量的传统方法,可能具有造成病人血压发生改变的强大心理作用。例如,处于临床环境下的心理作用,可能造成病人的血压升高。这种现象通常称为“白大衣综合征”或者“白大衣高血压”。在另外的例子中,病人的血压可能在正常的日常活动期间升高,但不在临床环境下升高。这种现象通常称为“隐蔽性高血压”。

发明内容

[0005] 本公开内容的系统、方法和设备均具有一些创新性方面,这些特点中没有单一特点单独地对本文所公开的期望特性起作用。在计算血压的方法中,能够实现本公开内容中所描述的主题的一个创新方面。该方法可以涉及:由一个或多个传感器执行两个或更多测量。所述一个或多个传感器可以包括:一个或多个超声波传感器、一个或多个光学传感器或者其任意组合。所述两个或更多测量之中的至少两个测量可以与受试者肢体的不同测量高度相对应。该方法可以涉及:(例如,由处理器)基于所述两个或更多测量,确定血流量(blood flow)差。该方法可以涉及:(例如,由处理器)基于所述两个或更多测量的两个或更多不同测量高度,确定静水压力差。该方法可以涉及:(例如,由处理器)基于血流量、静水压力差和血流量差中的一个或多个值,对血压进行估计。

[0006] 在一些例子中,执行所述两个或更多测量可以涉及:由所述一个或多个传感器将

波指引到肢体中的动脉;以及由所述一个或多个传感器接收一个或多个反射波。所述一个或多个反射波可以是至少部分地基于被指引的波。所述反射波可以包括:散射波、镜面反射波或者散射波和镜面反射波二者。该方法可以涉及:由所述一个或多个传感器获得所述两个或更多测量,包括基于所述一个或多个反射波,在两个或更多不同测量高度的每一个测量高度处采集的所述至少两个测量。

[0007] 在一些实现中,该方法可以涉及:由所述一个或多个传感器发送所述两个或更多测量。例如,可以向所述处理器发送所述两个或更多测量。一些实现可以涉及:由所述处理器存储或者发送所述血压的指示或者估计。

[0008] 在一些实现中,所述一个或多个传感器可以包括光学传感器系统的一个或多个光学传感器。将波指引到肢体的处理可以涉及:由所述光学传感器系统将光波指引到所述动脉,以形成具有至少照亮所述动脉的内侧部分的干涉模式(interference mode)的测量体积。该光可以包括红外光、可见光或者红外光和可见光二者。所述测量体积的横截面直径可以大于所述动脉的直径。所述测量体积的干涉模式可以具有大于血细胞的直径的条纹间隔(fringe spacing)。在一些这种例子中,所述一个或多个反射波可以包括反向散射的光波。

[0009] 但是,在一些实现中,所述传感器系统可以包括超声波传感器系统。所述一个或多个传感器执行所述两个或更多测量可以涉及:将超声波指引到肢体中的动脉。

[0010] 根据一些例子,基于所述两个或更多测量来确定血流量差可以涉及:(例如,由处理器)确定针对每一个测量高度的动脉管腔的值,并且至少部分地基于多普勒偏移或者与多普勒偏移相关的信号,来确定与每一个测量高度相关联的血流速度的值。一些这种例子可以涉及:(例如,由处理器)基于所确定的血流速度的值和所确定的动脉管腔的值,确定与第一测量高度相关联的第一血流量和与第二测量高度相关联的第二血流量。例如,所确定的动脉管腔的值可以包括动脉横截面或者动脉体积的值。

[0011] 本公开内容中描述的主题的其它创新方面,可以在包括传感器系统和被配置为与所述传感器系统进行通信的控制系统的装置中实现。在一些例子中,移动设备可以是或者包括所述装置。在一些实现中,移动设备可以包括所述装置的一部分。在一些实施例中,所述传感器系统可以包括一个或多个光学传感器。替代地或另外地,所述传感器系统可以包括一个或多个超声波传感器。所述控制系统可以包括一个或多个通用单芯片或多芯片处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或者其它可编程逻辑器件、分离门或晶体管逻辑器件、分离硬件组件或者其组合。

[0012] 所述控制系统能够控制所述传感器系统的一个或多个传感器来进行两个或更多测量。在一些例子中,所述两个或更多测量中的至少两个与受试者的肢体的不同测量高度相对应。根据一些实现,所述控制系统能够基于所述两个或更多测量来确定血流量差,基于所述两个或更多测量的两个或更多不同测量高度来确定静水压力差,并基于血流量、静水压力差和血流量差中的一个或多个值,对血压进行估计。

[0013] 在一些例子中,执行所述两个或更多测量可以涉及:由所述一个或多个传感器将波指引到肢体中的动脉;并且由所述一个或多个传感器接收一个或多个反射波。所述一个或多个反射波可以是至少部分地基于被指引的波。所述反射波可以包括:散射波、镜面反射波或者散射波和镜面反射波二者。所述控制系统能够经由所述一个或多个传感器,获得所述两个或更多测量,包括:基于所述一个或多个反射波,在两个或更多不同测量高度中的每

一个测量高度处采集的所述至少两个测量。

[0014] 在一些实现中,所述控制系统能够由所述一个或多个传感器发送所述两个或更多测量。在一些实现中,所述控制系统能够存储或者发送所述血压的指示或者估计。

[0015] 在一些实现中,所述一个或多个传感器可以包括光学传感器系统的一个或多个光学传感器。将波指引到肢体的处理可以涉及:由所述光学传感器系统将光波指引到所述动脉,以形成具有至少照亮所述动脉的内侧部分的干涉模式的测量体积。该光可以包括红外光、可见光或者红外光和可见光二者。所述测量体积的横截面直径可以大于所述动脉的直径。所述测量体积的干涉模式可以具有大于血细胞的直径的条纹间隔。在一些这种例子中,所述一个或多个反射波可以包括反向散射的光波。

[0016] 但是,在一些实现中,所述传感器系统可以包括超声波传感器系统。所述一个或多个传感器执行所述两个或更多测量可以涉及:将超声波指引到肢体中的动脉。

[0017] 根据一些例子,基于所述两个或更多测量来确定血流量差可以涉及:确定针对每一个测量高度的动脉管腔的值,并且至少部分地基于多普勒偏移或者与多普勒偏移相关的信号,来确定与每一个测量高度相关联的血流速度的值。在一些这种例子中,所述控制系统能够基于所确定的血流速度的值和所确定的动脉管腔的值,确定与第一测量高度相关联的第一血流量和与第二测量高度相关联的第二血流量。例如,所确定的动脉管腔的值可以包括动脉横截面或者动脉体积的值。

[0018] 本文所描述的方法中的一些或者全部,可以由一个或多个设备根据非临时性介质上存储的指令(例如,软件)来执行。该非临时性介质可以包括诸如本文所描述的存储器设备,其包括但不限于:随机存取存储器(RAM)设备、只读存储器(ROM)设备等等。因此,本公开内容中所描述的主题的一些创新方面,可以在其上存储有软件的非临时性介质中实现。

[0019] 例如,所述软件可以包括用于计算血压的指令。所述软件可以包括:用于由一个或多个传感器执行两个或更多测量的指令。所述一个或多个传感器可以包括:一个或多个超声波传感器、一个或多个光学传感器或者其任意组合。所述两个或更多测量中的至少两个测量可以与受试者肢体的不同测量高度相对应。所述软件可以包括:用于基于所述两个或更多测量,确定血流量差的指令。该软件可以包括:用于基于所述两个或更多测量的两个或更多不同测量高度,来确定静水压力差的指令。所述软件可以包括:用于基于血流量、静水压力差和血流量差中的一个或多个值,对血压进行估计的指令。

[0020] 在一些例子中,执行所述两个或更多测量可以涉及:由所述一个或多个传感器将波指引到肢体中的动脉,并且由所述一个或多个传感器接收一个或多个反射波。所述一个或多个反射波可以是至少部分地基于被指引的波。所述反射波可以包括:散射波、镜面反射波或者散射波和镜面反射波二者。指引软件可以包括:用于由所述一个或多个传感器获得所述两个或更多测量的指令,包括基于所述一个或多个反射波,在两个或更多不同测量高度中的每一个测量高度处采集的至少两个测量。

[0021] 在一些实现中,所述软件可以包括:用于由所述一个或多个传感器发送所述两个或更多测量的指令。例如,可以向处理器发送所述两个或更多测量。在一些实现中,所述软件可以包括:用于存储或者发送血压的指示或者估计的指令。

[0022] 在一些实现中,所述一个或多个传感器可以包括光学传感器系统的一个或多个光学传感器。将波指引到肢体的处理可以涉及:由所述光学传感器系统将光波指引到所述动

脉,以形成具有至少照亮所述动脉的内侧部分的干涉模式的测量体积。该光可以包括红外光、可见光或者红外光和可见光二者。所述测量体积的横截面直径可以大于所述动脉的直径。所述测量体积的干涉模式可以具有大于血细胞的直径的条纹间隔。在一些这种例子中,所述一个或多个反射波可以包括反向散射的光波。

[0023] 但是,在一些实现中,所述传感器系统可以包括超声波传感器系统。所述一个或多个传感器执行所述两个或更多测量,可以涉及:将超声波指引到所述肢体中的动脉。

[0024] 根据一些例子,基于所述两个或更多测量来确定血流量差可以涉及:确定针对每一个测量高度的动脉管腔的值,并且至少部分地基于多普勒偏移或者与多普勒偏移相关的信号,来确定与每一个测量高度相关联的血流速度的值。在一些这种例子中,所述软件可以包括:用于基于所确定的血流速度的值和所确定的动脉管腔的值,确定与第一测量高度相关联的第一血流量和与第二测量高度相关联的第二血流量的指令。例如,所确定的动脉管腔的值可以包括动脉横截面或者动脉体积的值。

[0025] 本公开内容所描述的主题的其它创新方面,可以在诸如超声波心血管测量设备之类的装置中实现。所述装置可以包括超声波传感器系统和被配置为与所述超声波传感器系统进行通信的控制系统。在一些例子中,移动设备可以是或者可以包括所述装置。在一些实现中,移动设备可以包括所述装置的一部分。根据一些例子,所述装置可以被配置为是可穿戴的。在一些实现中,所述装置可以集成到固定物(fixture)中,并被配置为当受试者使用该固定物时接触受试者。

[0026] 在一些实施例中,所述超声波传感器系统可以包括:被配置为生成超声平面波的超声波发射器层。所述超声波传感器系统可以包括具有一个或多个透镜的聚焦层。所述一个或多个透镜可以包括:柱面透镜、球面透镜、凹透镜、凸透镜、波带透镜和/或波带片。这些透镜中的一个或多个可以被配置为:将超声平面波聚焦到穿过动脉纵轴的超声波束中。所述超声波传感器系统可以包括:包括一个或多个接收器元件的超声波接收器层,其被配置为生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号。在一些例子中,所述接收器元件中的一个或多个可以位于所述超声波接收器层中,以检测通过所述聚焦层中的所述一个或多个透镜重定向的超声波反射。在一些例子中,所述接收器元件中的两个或更多接收器元件被配置成接收器元件阵列。

[0027] 所述控制系统可以包括一个或多个通用单芯片或多芯片处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或者其它可编程逻辑器件、分离门或晶体管逻辑器件、分离硬件部件或者其组合。所述控制系统能够对所述输出信号进行处理,以计算与一个或多个心血管性质相对应的值。例如,所述一个或多个心血管性质可以包括血压。在一些例子中,所述控制系统能够至少部分地基于来自所述超声波接收器层的所述输出信号,计算血管的横截面面积。根据一些这种例子,所述控制系统能够至少部分地基于在多个时间从所述超声波接收器层接收的输出信号,执行血管的横截面面积的多次计算。在一些这种例子中,所述控制系统能够确定心脏跳动的实例,并且所述多个时间与所述心脏跳动的实例之间的时间间隔相对应。

[0028] 根据一些例子,所述控制系统能够对接收器元件的子集的输出信号进行选择采样。在一些这种例子中,所述控制系统能够对接收器元件阵列的接收器元件的子集的输出信号进行选择采样。

[0029] 根据一些实施例,所述聚焦层包括所述一个或多个透镜嵌入在其中的声学匹配材料。替代地或另外地,所述聚焦层可以包括至少第一透镜和第二透镜。第一透镜可以被配置为将超声平面波聚焦在第一焦深,第二透镜可以被配置为将超声平面波聚焦在第二焦深。替代地或另外地,所述聚焦层可以包括沿着动脉纵轴间隔开的至少两个透镜。根据一些这种例子,所述控制系统能够计算沿着所述动脉纵轴传播的动脉压脉搏的脉搏传导时间或者脉搏波速度。

[0030] 在一些例子中,所述聚焦层还可以包括至少一个透镜,所述至少一个透镜被定向为相对于所述超声波传感器系统的外表面成一角度。根据一些这种例子,所述控制系统能够至少部分地基于来自所述超声波接收器层的所述输出信号指示的多普勒偏移或者与多普勒偏移有关的信号,来计算血流量。

[0031] 根据一些实现,所述超声波发射器层可以包括第一聚偏氟乙烯 (PVDF) 换能器层,并且所述超声波接收器层可以包括第二PVDF换能器层和薄膜晶体管 (TFT) 层。在一些这种实现中,所述一个或多个超声波接收器阵列中的每一个可以包括耦合到第二PVDF换能器层的多个接收器元件。

[0032] 在一些例子中,所述超声波传感器系统可以集成在移动计算设备的按键或者显示器中。在一些这种例子中,所述控制系统可以是所述移动计算设备的控制系统的一部分。

附图说明

[0033] 被并入本文并且构成本说明书一部分的附图,描绘了权利要求的示例性实施例,并且连同上面给出的概括描述以及下面给出的详细描述一起来解释权利要求的特征。

[0034] 图1A是在脉搏的一个完整阶段和随后脉搏的开始期间,动脉的血压对比时间的图形。

[0035] 图1B示出了血压和血流量脉搏的图形。

[0036] 图1C是概述用于估计血压的方法的一个例子的流程图。

[0037] 图1D是示出可以实现本公开内容的一些方面的装置的组件的示例的框图。

[0038] 图2A根据一些实施例,示出了一种非干扰光学血压计算设备。

[0039] 图2B根据一些替代的实施例,示出了一种非干扰光学血压计算设备。

[0040] 图2C根据一些实施例,示出了具有照亮动脉的干涉模式的测量体积的横截面。

[0041] 图2D是光电检测器信号的幅度对比频率的图,其指示了与组织相对应的静态信号和与血液相对应的动态信号。

[0042] 图3A根据一些实施例,示出了穿戴在对象的肢体上的用于估计血压的非干扰血压计算设备。

[0043] 图3B根据一些实施例,示出了在可以用于确定血压的两个不同的测量高度下,图3A的非干扰血压计算设备。

[0044] 图4A是根据第一实施例,概述用于计算血压的方法的一个例子的流程图。

[0045] 图4B示出了有助于实现血流量与血压之间的关系的评估的简单模型。

[0046] 图5A是根据第二实施例,概述用于基于血流量和管腔的测量,计算血压的方法的一个例子的流程图。

[0047] 图5B是示出动脉压和动脉横截面面积之间的关系的图形。

- [0048] 图6A根据各个实施例,示出了包括可穿戴超声波传感器的可穿戴超声波测量设备的示例组件。
- [0049] 图6B示出了超声波传感器系统的分解图的例子。
- [0050] 图7A是根据一些实施例,被配置为用作超声波血压计算设备的移动计算设备的框图。
- [0051] 图7B是穿过图7A的移动计算设备的一部分的横截面。
- [0052] 图8A和图8B提供了可以在聚焦层的一些实现中使用的凹透镜和凸透镜的例子。
- [0053] 图9示出了适合于包括在聚焦层中的透镜的例子。
- [0054] 图10示出了可以包括在聚焦层的一些实施例中的波带透镜(zone lens)的例子。
- [0055] 图11示出了适合于包括在聚焦层中的波带片(zone plate)的例子。
- [0056] 图12示出了适合于在聚焦层中使用的透镜的另一个例子。
- [0057] 图13A和图13B根据一些实施例,示出了具有聚焦层的超声波传感器系统。
- [0058] 图14示出了根据与超声波反射相对应的信号,检测动脉壁的例子。
- [0059] 图15示出了具有至少一个柱面透镜以促进输出采样策略的可穿戴超声波传感器系统的例子。
- [0060] 图16A根据另外的实施例,示出了具有聚焦层的可穿戴超声波传感器系统的例子。
- [0061] 图16B是用于示出在一个脉搏期间,血流量和动脉的横截面面积之间的关系图形。
- [0062] 图17根据一些实施例,示出了具有包括多个不同透镜的聚焦层的可穿戴超声波传感器系统。
- [0063] 图18是根据各种实施例,示出用于使用超声波传感器来确定血压的方法1800的流程图。

具体实施方式

[0064] 现在参照附图来详细地描述各个实施例。在可以的地方,贯穿附图使用相同的附图标记来指代相同或者类似的部件。对于特定示例和实施方式的引用只是用于说明目的,而不是旨在限制本发明的保护范围。

[0065] 为了描述本公开内容的创新性方面,下面的描述针对于特定的实施方式。但是,本领域普通技术人员应当容易认识到,可以以多种多样的不同方式来应用本文的教导内容。可以在包括传感器系统的任何设备、装置或系统中,实现所描述的实施方式。此外,可以预期的是,所描述的实现可以包括在各种各样的电子设备中,或者与这些电子设备相关联,其中,这些电子设备例如是但不限于是:移动电话、具备多媒体互联网能力的蜂窝电话、移动电视接收机、无线设备、智能电话、智能卡、诸如手镯、臂带、腕带、戒指、头饰带、罩片(patch)等等之类的可穿戴设备、蓝牙®设备、个人数据助理(PDA)、无线电子邮件接收机、手持或便携式计算机、上网本、笔记本、智能本、平板设备、全球导航卫星系统(GNSS)接收机/导航仪、照相机、数字媒体播放器(例如,MP3播放器)、可携式摄像机、游戏机、腕表、电子阅读设备(例如,e-reader)、移动健康设备和各种EMS设备。因此,对于本领域普通技术人员来说显而易见的是,本文教导并不旨在仅限于附图中所描述的实现,而是具有广泛的应用。

[0066] 除了上面所描述的关于用于测量心血管性质的先前方法和设备的问题之外,一些

医疗专家观察到血压通常随时间呈现相当大的变化性。因此,识别血压的每日变化或者其它时间变化,对于适当地诊断各种心血管问题(包括高血压)来说非常重要。此外,还显示出,通过在更长的时间周期上进行测量并避免在临床环境下典型的心理作用,执行动态血压测量对于改善诊断来说是有益的。

[0067] 本文所公开的一些实现涉及计算血压的改进方法。在一些实现中,该方法可以涉及:由一个或多个传感器执行两个或更多测量。所述两个或更多测量可以包括:在受试者肢体的两个或更多不同测量高度中的每一个测量高度处进行的至少两个测量。在一些例子中,所述两个或更多测量可以包括:血流量的测量和动脉横截面的测量。该方法可以涉及:(例如,由处理器)基于所述两个或更多测量,确定血流量差;基于所述两个或更多测量的所述两个或更多不同测量高度,确定静水压力差;以及基于血流量、静水压力差和血流量差中的一个或多个值,对血压进行估计。

[0068] 本公开内容所描述的主题的具体实施方式,可以用于实现下面的潜在优点中的一个或多个。在一些例子中,可以经由一种设备来实现计算血压的方法,该设备不干扰血液在动脉系统中的正常流动,或者至少不扰乱被测量的动脉。这些方法和设备能够识别血压的每日变化或者其它时间变化。这些方法和设备能够促进在相对更长的时间周期上进行血压计算,并避免在临床环境下典型的心理作用。因此,这些方法和设备提供的血压估计可以有助于改进各种心血管问题(包括高血压)的诊断。

[0069] 如本文所使用的,术语“脉压(pulse pressure)”指代由于心脏的跳动所造成的收缩压和舒张压之间的差值。通常,该值不会受到受试者身体的外部区域中的静水压的局部改变的影响。

[0070] 如本文所使用的,术语“跨壁压(transmural pressure)”指代在特定的动脉中的特定位置处,动脉内的压力和直接位于该动脉外的压力之间的压力差。跨壁压取决于由于该特定位置的高度所造成的静水压。例如,如果测量设备附着到受试者的手腕,则使手腕向上和向下移动,将造成在测量位置处测量的跨壁压的显著改变,而手腕的向上和向下缓慢运动,相对不会影响脉压。此外,在不具有外部应用的逆向压(来自于可充气箍套或者其它外部设备的向内压力)的情况下,可以假定跨壁压近似等于绝对动脉压。

[0071] 本文使用术语“绝对动脉压(absolute arterial pressure)”来规定在特定的位置和特定的时间,动脉中的实际压力。在大部分情况下,如果不向动脉应用明显的外部压力(即,仅仅应用大气压力),则绝对动脉压非常接近于相同位置处的跨壁压。本文可互换地使用术语“绝对动脉压”和“跨壁压”。

[0072] 本文使用术语“血压”作为指代受试者的动脉系统中的压力的通常术语。为了便于描述本说明书起见,跨壁压、脉压和绝对动脉压全部都称为“血压”。例如,在特定的位置处测量跨壁压的设备和测量脉压的设备,可以用于测量血压。

[0073] 如本文所使用的,表达项“非干扰(non-interfering)”指代不干扰血液在动脉系统中的正常流动,或者至少不扰乱被测量的动脉的设备。

[0074] 本文使用术语“光学血压计算设备”来指代被配置为,被放置为与受试者的皮肤进行光学接触,以对血压进行测量的物理装置,例如,受试者可以穿戴的设备,或者可以放置在受试者上或者附近的移动设备。相比而言,术语“光学传感器”通常指代被配置为,被放置为与受试者的皮肤进行光学接触的设备,例如,可穿戴或者可以放置在手指、手腕或者其它

身体部分上的传感器,或者固定物上的传感器,其对于光刺激进行响应,并发送产生的输出(用于测量或者操作控制)。本文使用术语“光学接触(optical contact)”来意味:来自于光学血压计算设备的发射光能够进入受试者的皮肤并与皮肤下的组织进行相互作用,并且反向散射的光能够从受试者的皮肤进入光学血压计算设备。因此,使光学血压计算设备处于“光学接触”并不必须要求该光学血压计算设备被放置为与受试者的皮肤进行物理接触。例如,可以在光学计算设备和受试者的皮肤之间,插入透明结构(例如,玻璃盖)、中间物质(例如,透明凝胶)或者空气间隙。

[0075] 本文使用术语“超声波测量设备”来指代包括一个或多个超声波传感器的传感器设备,其中这些超声波传感器被配置为,被放置为与受试者的皮肤相接触,以进行生物测量。“可穿戴超声波测量设备”可以是受试者能够穿戴的结构(例如,罩片、服装、体育装备等等),也可以是被配置为将超声波传感器放置在受试者上的固定物(例如,家具、体育装备、汽车固定物等等)上的结构。相比而言,术语“可穿戴超声波传感器”通常指代:被配置为,被放置为与受试者的皮肤进行接触的设备,例如,可穿戴在手指、手腕或者其它肢体上的传感器,其对于超声波刺激进行响应,并发送产生的输出(用于测量或者操作控制)。该接触可以涉及中间匹配层,以确保充分的声学耦合。

[0076] 本文使用术语“肢体(limb)”来指代手指、手腕、前臂、脚踝、腿或者适合于对血压进行测量的其它身体部分。

[0077] 本文可以使用术语“管腔(lumen)”来意味管状结构的内部空间。例如,本文可以使用术语“管腔”来指代血液流动通过的动脉或者静脉内的空间。通常,管腔和动脉横截面面积是成正比的,这是由于在血压变化的情况下,直径变化相对于长度变化而言占据主导地位。

[0078] 图1A是在脉搏的一个完整阶段和随后脉搏的开始期间,动脉的血压对比时间的图形。具体而言,图1A描绘了血压10,用于示出在脉搏循环(即,心脏的一个收缩循环)期间,随时间(即,水平轴,以秒/100进行测量)发生的压力(即,垂直轴,以mmHg进行测量)的典型变化。在脉搏的完整阶段上的血流量对比时间,呈现与压力脉搏相同的通常特征,尽管具体的形状稍微不同,如图1B中所示出的。

[0079] 压力脉搏在左心室的每一次收缩之后发生,故视作为具有两个部分。压力脉搏的第一部分 S_1 (其称为收缩阶段)反映:作为从心脏喷出的结果,压力的立即上升和峰值。压力脉搏的第二部分 D_1 (其称为舒张阶段)反映:在收缩阶段之后压力的下降。舒张阶段的特性总体上由指数衰减的压力来表征。该指数衰减渐近性地接近通常比舒张压小很多的压力,但是,在发生该情况之前,在发生随后的脉搏(其开始下一个脉搏的收缩阶段 S_2)时该指数衰减被重定向。这种指数衰减可以由动脉系统通过具有高流体流动阻力(resistivity)的毛细管网络与静脉相连接所造成的,与动脉相比,静脉具有更大的弹性。静脉系统的行为在本质上类似于电容,其比动脉系统具有更大的电容量。

[0080] 各种实施例包括用于基于动脉管腔和血流量的测量来计算血压的一种非干扰血压计算设备和方法。该方法可以涉及:基于在受试者的肢体的两个或更多高度获得的测量,对血压进行估计。该非干扰血压计算设备可以包括一个或多个传感器。在一些实施例中,所述一个或多个传感器可以包括一个或多个光学传感器。替代地或另外地,一些实现可以包括一个或多个超声波传感器。

[0081] 图1C是概述用于估计血压的方法的一个例子的流程图。类似于本文所描述的其它方法,并不必须以所指示的顺序来执行方法100的方框。此外,与所示出和/或描述的相比,这些方法可以包括更多或者更少的方框。虽然将方法100的一些方框描述成由单一处理器来执行,但在替代的实现中,在执行这些操作时,可以涉及一个以上的处理器。例如,在执行这些操作时,可以涉及控制系统的一个以上的处理器。

[0082] 在一个例子中,该方法可以由图1D中所示出的装置180来实现。例如,方法100的方框可以(至少部分地)由控制系统(例如,图1D中所示出的控制系统190)来执行。但是,方法100还可以由其它设备或系统(例如,图2A中所示出并在下面所描述的非干扰光学血压计算设备200)来执行。根据一些实现,方法100可以由图6A中所示出并在下面所描述的可穿戴超声波测量设备来执行。在一些例子中,方法100可以至少部分地由另一个设备(例如,图7A中所示出并在下面所描述的移动计算设备)来实现。根据一些例子,可以至少部分地根据一个或多个非临时性介质上存储的软件,来实现方法100。

[0083] 在图1C所示出的例子中,方框105涉及:由一个或多个传感器执行两个或更多测量。在该例子中,所述两个或更多测量中的至少两个测量与受试者肢体的不同测量高度相对应。在一些例子中,所述两个或更多测量可以包括:血流量的测量和动脉横截面的测量。例如,方框105可以涉及:由一个或多个传感器执行所述两个或更多测量,向获得这些测量的设备的控制系统发送所述两个或更多测量。因此,方框105可以涉及:由控制系统接收所述两个或更多测量。替代地或另外地,方框105可以涉及:执行所述两个或更多测量,并向另一个设备发送所述两个或更多测量。下面将描述获得这些测量的各种例子。图3A和图3B示出了在受试者的两个不同高度处获得这些测量的例子。虽然图3A和图3B的讨论主要涉及使用一个或多个光学传感器来获得这些测量,但其它实现涉及使用一个或多个超声波传感器来获得这些测量。下面将提供一些基于超声波的例子。因此,所述一个或多个传感器可以包括一个或多个超声波传感器、一个或多个光学传感器或者其任意组合。

[0084] 在一些例子中,获得这些测量可以涉及:由所述一个或多个传感器将波指引到肢体中的动脉。对于包括超声波传感器系统的实现来说,将波指引到肢体可以涉及:将超声波指引到动脉。该处理可以涉及:由所述一个或多个传感器接收一个或多个反射波,其中所述一个或多个反射波是至少部分地基于被指引的波。反射波可以包括散射波、镜面反射波或者散射波和镜面反射波二者。该方法可以涉及:由所述一个或多个传感器获得两个或更多测量,包括基于所述一个或多个反射波,在两个或更多不同测量高度中的每一个测量高度处采集的至少两个测量。该方法可以涉及:由所述一个或多个传感器向控制系统(例如,方框110中引用的处理器)发送所述两个或更多测量。在一些实现中,该方法可以涉及:由所述一个或多个传感器向第二设备发送所述两个或更多测量。根据一些这种实现,第二设备可以包括在方框110中引用的处理器。一些方法可以涉及:在肢体的每一个高度处执行多个测量。一些这种方法可以涉及:在肢体的每一个高度处,在一个脉搏以上的期间,执行测量。

[0085] 根据一些这种例子,所述一个或多个传感器可以包括光学传感器系统的一个或多个光学传感器。在一些例子中,将波指引到肢体可以涉及:由光学传感器系统将光波指引到动脉。该光可以包括红外光、可见光或者红外光和可见光二者。一些实现可以涉及:将光波指引到动脉,以形成具有照亮动脉的干涉模式的测量体积。在一些实现中,照亮动脉涉及:至少对血液可以在其中流动的动脉的内部部分进行照亮。此外,还可以对动脉的一个或多

个外部部分进行照亮。根据一些实现,测量体积的横截面直径可以大于动脉的直径。根据一些例子,测量体积的干涉模式可以具有大于血细胞的典型直径的条纹间隔。在一些例子中,反射波可以包括反向散射辐射,例如,反向散射光波。使测量基于反向散射光是潜在有利的。与前向散射光的能量相比,反向散射光的能量更不依赖于血细胞的方位和大小。此外,尽管前向散射光通常比反向散射光更强的事实,但反向散射光可以是更容易访问的。

[0086] 在该实现中,方框110涉及:由处理器基于所述至少两个测量,确定血流量差。在一些例子中,方框110可以涉及:由处理器确定针对所述至少两个测量高度中每一个测量高度的动脉管腔的值。所确定的与所述至少两个测量高度相关联的动脉管腔的值可以包括:动脉横截面的值或者动脉体积的值。在一些基于超声波的实现中,方框110可以涉及:根据从动脉壁检测的反射来确定动脉管腔的值。在一些基于光学的实现中,方框110可以涉及:基于所述至少两个测量的频率偏移部分的积分,确定动脉管腔的值。在一些基于光学的实现中,方框110可以涉及:基于光学相干断层扫描,来确定动脉管腔的值。

[0087] 根据一些实现,方框110可以涉及:由处理器确定与所述至少两个不同测量高度中每一个测量高度相关联的血流速度的值。血流速度的值可以是基于与所述至少两个测量高度的频率偏移部分相对应的频率偏移的。在一些例子中,血流速度的值可以是基于在所述至少两个测量高度中每一个测量高度处确定的多普勒偏移或者与多普勒偏移相关的信号的。在超声波实现的背景下,“与多普勒偏移相关的信号”的一个例子可以是时间偏移估计器关于接收的与动脉的位置有关的无线电频率信号的输出。例如,一些超声波实现可以涉及:发送超声波脉冲,并计算反射超声波脉冲的组织深度。在一些这种例子中,可以用该方式来确定动脉的深度。该深度处的超声波可以是根据该术语的正常含义真正地进行了多普勒偏移。但是,与移动的血液所造成的多普勒偏移相比,由于自传播通过组织的众多层而来的衰减、色散、散射、非线性所造成的频率偏移可能更大。因此,对于在超声波背景下测量血流量来说,这种多普勒偏移测量可能不够足够准确。但是,由于血流量所造成的随时间改变的反射模式,超声波信号还可能经历相位或时间偏移。该时间偏移被示出为与速度成正比,并且与多普勒等式具有相同的形式。因此,这是本文称为“与多普勒偏移相关的信号”的一个例子。在一些这种实现中,方框110可以涉及:由处理器确定与第一测量高度相关联的第一血流量和与第二测量高度相关联的第二血流量。该第一血流量和第二血流量可以是基于所确定的血流速度的值和所确定的动脉管腔的值。

[0088] 在图1C所示出的例子中,方框115涉及:由处理器基于所述至少两个测量的所述两个或更多不同高度,来确定静水压力差。例如,这些高度可以是基于高度传感器(例如,图2A中所示出并在下面描述的高度传感器220)的测量。下面与图4A的方框425相对应的描述,提供了基于所述两个或更多不同的高度来确定静水压力差的例子。

[0089] 根据该例子,方框120涉及:由处理器对血压进行估计。在该实现中,方框120涉及:基于血流量、静水压力差和/或血流量差中的一个或多个值,对血压进行估计。下面与图4A的方框430和435相对应的描述,提供了确定血压的例子。下面与图5A的方框525相对应的描述,提供了基于下面参照图5A的方框410-520所描述的测量和计算,来确定血压的另一个例子。

[0090] 在该例子中,可选框125涉及:对血压的指示或者估计进行存储,发送血压的指示或者估计,或者存储和发送血压的指示或者估计。例如,可选框125可以涉及:将与血压的指

示或者估计相对应的一个或多个值存储在与图1D中所示出的装置180的控制系统190中的或与控制系统190通信的存储器中,存储在图2A中所示出的非干扰光学血压计算设备200的存储器或者图6A中所示出的可穿戴超声波测量设备的存储器中。替代地或另外地,可选框125可以涉及:经由图1D中所示出的装置180的接口系统195,经由图2A中所示出的非干扰光学血压计算设备200的射频(RF)处理器150和天线152,或者经由图6A中所示出的可穿戴超声波测量设备的射频(RF)处理器630和天线632,发送与血压的指示或者估计相对应的一个或多个值。

[0091] 图1D是示出可以实现本公开内容的一些方面的装置的组件的示例的框图。如同本文所公开的其它实现,图1D中所示出的元件的数量和元件的类型只是通过示例的方式来示出。其它实现可以具有更多、更少或者不同的元件。在图1D所示出的实现中,装置180包括传感器系统185和控制系统190。在一些实现中,传感器系统185可以包括一个或多个光学传感器。替代地或另外地,在一些例子中,传感器系统185可以包括一个或多个超声波传感器。本文公开了光学传感器和超声波传感器的各种例子。

[0092] 控制系统190可以包括下面中的至少一个:通用单芯片或多芯片处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或者其它可编程逻辑器件、分离门或晶体管逻辑器件、或者分离硬件组件。控制系统190能够执行本文所描述的方法中的一些或全部。在一些例子中,控制系统190能够执行方法100。根据一些例子,控制系统190能够执行下面参照图4A所描述的方法400。在一些例子中,控制系统190能够执行下面参照图5A所描述的方法500。在一些例子中,控制系统190能够执行下面参照图18所描述的方法1800。在一些实现中,控制系统190能够控制装置180的一个或多个组件。例如,控制系统190能够控制传感器系统185。控制系统190能够控制接口系统195。

[0093] 在一些实现中,控制系统190能够根据一个或多个非临时性介质上存储的指令(例如,软件),对装置180进行控制。这种非临时性介质可以包括装置180的一个或多个存储器设备,其可以包括一个或多个随机存取存储器(RAM)设备、一个或多个只读存储器(ROM)设备等等。在一些实现中,控制系统190可以包括这些存储器设备中的一个或多个。因此,本文所公开的主题的至少一些方面,可以经由其上存储有软件的一个或多个非临时性介质来实现。

[0094] 在图1D所示出的例子中,装置180包括可选的接口系统195。例如,接口系统195可以包括无线接口系统。在一些实现中,接口系统195可以包括网络接口、控制系统190和存储器系统和/或外部设备接口(例如,端口)之间的接口。根据一些例子,接口系统195可以包括用户接口。在一些实现中,装置180能够经由接口系统195,与第二设备进行无线通信。下面将描述一些例子。

[0095] 现在参照图2A以及下列等等,来描述涉及光学传感器的一些实现。根据一些这种实现,该非干扰光学血压计算设备可以包括多普勒测速传感器,后者被配置为实现对位于该传感器之下的动脉中的血流速度以及血液体积的测量。可以通过确定从血细胞反向散射的光(血细胞在动脉的体积中,与来自相同光源(其可以是激光)的两个波束的干涉所形成的干涉条纹进行相互作用)所获得的特征差分多普勒偏移,来测量血流速度。可以基于反向散射的光的强度,来确定动脉中流动的血液的体积,这可以得到动脉管腔的测量。可以将体积血流量确定成:血流速度乘以动脉管腔的乘积(其合并穿过该动脉的速度分布(profile)

的影响),因此基于从所照亮的动脉中的血细胞反向散射的多普勒偏移的光的强度来计算。随后,可以基于动脉的扩张,基于在肢体的不同高度处测量的动脉管腔和血流量(其中,使用血流量和血压之间的关系来进行在不同高度处的测量),来确定血压。

[0096] 图2A根据一些实施例,示出了一种非干扰光学血压计算设备200的示例性组件。光学血压计算设备200可以包括光学传感器210、高度传感器220、处理器130、存储器140、耦合到天线152的射频(RF)处理器150和电源160。

[0097] 在一些实施例中,光学传感器210是可以用于获得动脉管腔和血流量的测量的激光多普勒测速(LDV)传感器。可选地,可以在光学传感器210和皮肤之间应用透明凝胶,以便减少来自皮肤表面的光散射和扰动。

[0098] 光学传感器210可以包括光发射器112。在一些实施例中,光发射器112可以被配置为:将光指引到受试者的肢体中的动脉,以使用形成测量体积的干涉模式来照亮动脉。例如,光发射器112可以被配置为沿着不同的传播方向发射至少两个光波束,所述不同的传播方向相交或在空间上重叠,以在包括受试者动脉的测量体积中形成干涉条纹。根据一些实现,光发射器112被配置为发射相干光。在一些这种实现中,光发射器112包括一个或多个激光(例如,激光二极管)。

[0099] 图2B根据一些替代的实施例,示出了一种非干扰光学血压计算设备。在一些实施例中,可以将光学传感器120实现成平面设备,后者被配置为与肢体的皮肤表面7齐平地排列或者至少平行地排列。光学传感器120可以包括光源122、光检测器124、以及根据在动脉9中移动的血细胞的性质所设计的一个或多个光学结构126。

[0100] 在一些实施例中,光源122可以被配置为发射某个波长的光,其中该波长的光不易被生物组织和水吸收。在各个实施例中,光源122可以是激光,例如,产生光波长范围在850纳米(nm)到1500nm的光波束的边缘发射半导体激光器或者垂直腔面发射激光器(VCSEL)。在一些实施例中,可以在设备和皮肤之间应用透明凝胶,以便进一步减少来自皮肤表面的光散射和扰动。

[0101] 在一些实施例中,光检测器124可以被配置为检测特定范围的波长的反向散射光。例如,可以使用硅(Si)二极管来检测低于900nm的波长的光,可以使用锗(Ge)二极管来检测波长直到1300nm的波长,可以使用砷化镓(GaAs)二极管或者磷化铟(InP)二极管来检测更长的波长。跨阻放大器(未示出)可以将光检测器124的输出信号转换成电压,如本领域已知的。

[0102] 在一些实施例中,光学传感器120可以被配置为从光源122发射光30a、30b,并通过一个或多个平面光学结构126来收集反向散射光32,并转向给光检测器124。在一些实施例中,可以将平面光学结构126实现成具有本领域已知的折射率结构、表面浮雕结构、衍射结构或者其它波导结构的平面透明结构,以便将来自光源122的光弹出光学传感器120,和/或收集反向散射光并将其指引到光检测器124。

[0103] 在一些实施例中,可以将平面光学结构126配置成具有两个重叠的光栅(grating)的衍射结构的波导。这些重叠的光栅可以被配置为具有稍微不同的光栅常数和近似等于光源的光波长的平均光栅常数,从而导致两个光波束30a、30b的发射,其中这两个光波束30a、30b相交以形成具有干涉模式的光波束,该干涉模式垂直地传播远离波导表面。

[0104] 图2C根据一些实施例,示出了具有照亮动脉9的干涉模式的测量体积201的横截

面。在所示出的实施例中,测量体积201的干涉模式可以包括多个干涉条纹,它们与两个发射波束的轴的二等分线平行,并且横贯动脉9的动脉纵轴。在一些例子中,这些干涉条纹与动脉9的动脉纵轴相垂直,或者近似与动脉9的动脉纵轴相垂直。根据一些实现,与血细胞的典型大小(其可以是直径近似为 $10\mu\text{m}$)相比,条纹间隔更大。在一些实例中,可以根据期望的照亮区域的长度(d_m),对条纹的数量进行限制。在一些例子中,该干涉模式可以包括5个条纹和100个条纹之间数量的条纹,例如,20个条纹。在图2C所示出的例子中,动脉9的所示出的分段基本是直的,其具有与沿着该分段的x轴相对应的动脉纵轴。在该例子中,横向或者垂直轴与图2C中所示出的y轴相对应。条纹之间的间隔或者“条纹间隔”,可以根据发射波束的光波长和发射波束之间的角度来确定。

[0105] 使用多普勒测速传感器(例如,LDV传感器),实现与皮肤平行流动的血液的速度的测量,如在大多数动脉中的情况,特别是在肢体和指中的动脉。此外,多普勒测速传感器还可以测量来自其它组织的不同的流动的血液,因此在相同的测量中实现动脉管腔的测量。此外,还使用多普勒测速传感器来测量管道和工业应用中的流动速率,因此,这样的传感器的物理和配置能很好的理解。

[0106] 多普勒测速传感器可以位于受试者的皮肤上或者与其相邻,并被配置为将两个光波束指引到受试者。如此放置和配置,这两个波束的光与皮肤之下的动脉的长轴相垂直地传播到组织中。由于干涉条纹在与这两个发射波束的二等分线的方向相同的方向上对齐,因此可以进行对于与光传播的整体方向相垂直的动脉中的速度的测量。因此,移动的血细胞所散射的光被进行频率调制,并且调制频率 f_d 通过移动的血细胞的速度 v 并结合干涉条纹之间的间隔来给出。这可以表达成 $f_d = \frac{v}{\lambda/2\sin(\alpha)}$,其中, λ 表示光波长, 2α 表示两个发射波束之间的角度。替代的描述是基于所谓的差分多普勒效应。如果应用所谓的相干检测(其意味着在小于 2α 的角度之内收集光),则反向散射光的频率调制部分的能量以及由此的光电检测器所生成的信号的动态部分的幅度,与在动脉中被照亮的体积中的对光进行散射的颗粒(在血液的情况下是细胞)的数量成正比。根据一些例子,可以在 α 除以干涉模式的条纹数量所得到的角度之内收集光。如果光收集角度远大于 2α ,则信号幅度将与颗粒数量的平方根成正比(其规定成“非相干检测”)。在后面一种情况下,光电检测器信号的功率谱的频率偏移部分的面积,与测量体积中的移动颗粒的数量成正比。

[0107] 在多普勒测速传感器中,对两个波束进行聚焦或者指引,使得这些波束具有不同传播方向并相交,并且因此在测量体积中彼此之间干涉。在反向散射的光中观测到的频率偏移,与反向散射颗粒的和这两个波束的二等分线相垂直的速度分量成正比。假定这两个波束源自于相同的光源,或者至少源自于两个相互相干的光源,并且还具有相同的来自源的光路径长度(至少在该源的相干长度之内)。这两个波束在相交区域中将形成具有与波束的二等分线的方向相对齐的干涉条纹和 $x_f = \lambda/(2\sin\alpha)$ 的条纹间隔的干涉模式,其中 α 是两个光波束之间的角度的一半。以在相交波束的平面中并与光波束的二等分线相垂直的速度分量 v_x 移动通过干涉模式的颗粒,将对以一频率调制的光进行散射,该频率由速度 v 和用于规定这两个波束的传播向量之间的差值的向量的点积再除以 2π 给出,即, $\Delta f = v_x/x_f = v \cdot \Delta k/2\pi$,其中, Δf 是在反向散射光中观测的特征频率偏移, v_x 是与光的传播方向相垂直的速度分量, x_f 是在测量体积中形成的干涉模式的条纹间隔,向量 Δk 是这两个光波束的传播

向量之间的差值。从两个撞击波束中产生的在给定方向(任意方向)中的散射光的多普勒偏移的差值,将独立于散射方向(检测方向)。

[0108] 同样,在假定非相干检测的测量体积中([0049]中规定的),光电检测器信号的频率偏移部分的能量,与散射的颗粒(即,血细胞)的数量成正比。如果测量体积(即,在其中相交的波束形成干涉条纹的体积)大于动脉(如图2C中所示),则反向散射光中的一些来自于静止组织,一些来自于移动的血液。因此,图2D是光电检测器(例如,光接收器114)信号的幅度S(其与反向散射光的强度成正比)对比频率 ω 的图,如图2D所示,光电检测器可以观测到与组织相对应的静态信号252和与血液相对应的动态信号(即,频率偏移的信号)254。因此,可以根据反向散射光中的多普勒偏移来推断血液的流速,并且可以根据光电检测器的信号的动态部分的均方根来推断血液的体积。

[0109] 假定被照亮的动脉具有圆形横截面,被照亮并且因此对光电检测器的信号的动态部分造成贡献的动脉的体积 V_m 通过式 $V_m = \frac{\pi}{4} d_a^2 \times d_m$ 来给出。由于光电检测器的信号的动态部分与动脉的被照亮部分的体积和血液的密度成正比,因此在知道相交波束的尺寸 d_m 的情况下,可以根据光电检测器信号来计算动脉的直径 d_a ,如图2C中所示。

[0110] 参见图2A,在一些实施例中,光发射器112可以被配置为产生比血细胞的平均直径更大的条纹间隔。例如,为了避免调制深度的减小和/或使传播通过生物组织的光所造成的干涉模式的“冲洗(wash-out)”减到最小,可以使用范围在30到150 μm 的条纹间隔,这是由于血细胞通常是圆盘形状且圆盘直径在10微米(μm)量级的。

[0111] 在一些实施例中,光发射器112可以被配置为形成具有椭圆形横截面的测量体积201,其中该椭圆形横截面具有在焦平面中的波束直径给出的沿着动脉纵轴(例如,测量方向)的直径(d_m)。椭圆形横截面可以增强来自于动脉的血液的信号贡献。在一些实施例中,光发射器112可以被配置为形成具有直径 d_m 的测量体积201,其中该测量体积201包括期望数量的干涉条纹。例如,当期望的干涉条纹数量是十个(10)时,测量体积201可以在测量方向中延伸0.3mm或者更多。

[0112] 为了确保移动通过动脉9的所有血细胞都被照亮(即,照亮整个动脉横截面),光发射器112可以被配置为产生具有与测量方向垂直的延长的测量体积201,其中该延长大于动脉的直径 d_a (如图2C中所示)。可以通过将焦点直径(focal diameter)除以两个发射波束之间的角度的一半的正弦,来确定延长的长度。在一些实施例中,该延长的长度可以大于平均动脉直径。

[0113] 在一些实施例中,光发射器112可以被配置为发射波长能刺入生物组织和光的光。例如,光发射器112可以包括:发射光波长范围为850纳米(nm)到1500nm的红外光的激光或者其它光源(例如,边缘发射半导体激光或者垂直腔面发射激光器(VCSEL))。在一些实施例中,光发射器112可以被配置为发射可见光。

[0114] 光学传感器210可以包括光接收器114。在一些实施例中,光接收器112可以接收反向散射的光,并使用光电检测器(例如,光电二极管)将接收的反向散射光的光能量转换成电输出信号。图2D示出了光接收器114可以输出的输出信号的功率谱250。同样,功率谱250可以包括非偏移部分252和频率偏移部分254。功率谱的频率偏移部分254与由以非零速度移动通过测量体积201的干涉模式的移动颗粒(即,血细胞)形成的反向散射所造成的接收

光的能量(或者强度)相对应,而非偏移部分252与由移动的血细胞和不移动或慢速移动的颗粒(例如,动脉壁和其它生物组织)二者形成的总反向散射所造成的接收光的能量相对应。

[0115] 在一些实施例中,光接收器114可以包括光电检测器,后者被配置为接收特定范围的波长的反向散射光。例如,可以使用硅(Si)二极管来检测低于1000nm的波长的光,可以使用锗(Ge)二极管来检测波长直到1400nm的波长,并且可以使用砷化镓(GaA)二极管或者磷化铟(InP)二极管来检测更长的波长。在一些实施例中,光接收器114可以包括光电检测器,后者被配置为接收某个范围的可见波长的反向散射光。

[0116] 在一些实施例中,光学传感器210可以包括:被配置为发射相交的(即,空间重叠的)光波束的光学器件116(例如,波束成形光学器件)。在一些实施例中,光学器件116的波束成形光学器件可以包括折射、反射和/或衍射元件。根据一些这种实施例,该波束成形光学器件可以包括双折射元件和偏光器。在一些实施例中,该波束成形光学器件可以包括体积全息图或者深表面浮雕衍射元件。在一些实施例中,该波束成形光学器件可以包括重叠的光栅,每一个光栅具有稍微不同的光栅常数和近似等于发射这些光波束的光源的光波长的平均光栅常数。在一些实施例中,该波束成形光学器件可以包括用于发射光波束的分离的光栅。在一些实施例中,该波束成形光学器件可以包括具有本领域已知的折射率结构、表面浮雕结构、衍射结构和其它波导结构的平面透明结构,以便对光进行引导和指引。根据一些这种例子,该波束成形光学器件的衍射元件可以被配置为生成平面光波束,或者基本平面的光波束。在一些实现中,该波束成形光学器件的衍射元件可以被配置为生成具有不同传播方向的重叠波束。

[0117] 在一些实施例中,光接收器114可以被配置为包括或者耦合到接收器光学器件,其中通过该接收器光学器件来接收反向散射光。在一些实施例中,光接收器114的接收器光学器件可以与光发射器112的波束成形器光学器件空间分离,或者空间组合。

[0118] 高度传感器220可以被配置为提供输出,该输出能够被连续地转换成测量位置的高度(或高程)的测量。例如,在一些实施例中,高度传感器220可以是三维(3D)惯性传感器,例如,三轴加速计。可以通过该加速计输出的综合,来推断高度变化。高度传感器220的其它例子可以包括气压计磁近场设备,或者被配置为对测量位置的高度或者高度变化进行测量的任何其它类型的传感器。

[0119] 光学传感器210和高度传感器220可以耦合到处理器130,使得处理器可以控制或者接收每一个传感器的输出。在一些实施例中,处理器130可以是专门适于执行针对光学血压计算设备200的各种功能的专用硬件。在一些实施例中,处理器130可以是或者包括可编程处理单元132,后者可以是使用处理器可执行指令来编程的。在一些实施例中,处理器130可以是能由软件指令进行配置以执行针对光学血压计算设备200的各种功能的可编程微处理器、微计算机或者多处理器芯片或芯片集。在一些实施例中,处理器130可以是专用硬件和可编程处理单元132的组合。

[0120] 在一些实施例中,存储器140可以存储处理器可执行指令和/或来自光学传感器210和高度传感器220的输出。在一些实施例中,存储器140可以是易失性存储器、非易失性存储器(例如,闪存)或者其组合。在一些实施例中,存储器140可以包括包含在处理器130中的内部存储器、位于处理器130之外的存储器或者其组合。

[0121] 在一些实施例中,处理器130可以被配置为选择性地控制何时对光学传感器210和高度传感器220进行激活(例如,打开和关闭)。在一些实施例中,处理器130可以被配置为从光学传感器210和高度传感器220接收输出信号,以计算根据这些传感器输出信号所推断的一个或多个心血管性质的值。例如,在一些实施例中,处理器130可以被配置为基于这些值,来确定血流量、动脉管腔、静水压和血压的值。

[0122] 在一些实施例中,处理器130可以耦合到射频(RF)资源150,后者耦合到天线152以便向远程计算设备(没有示出)传输所计算的值和/或来自传感器210、220的输出数据,以通过显示器或其它输出设备进行呈现。RF资源150可以是仅能发射的或者双向的收发机处理器。例如,RF资源150可以根据所支持的通信类型,在多个无线电频带中的一个或多个中进行操作。

[0123] 处理器130可以被配置为,向远程计算设备(例如,图3的300)传输所测量或计算的信息(例如,心血管性质的测量)或来自传感器210、220的输出,以便进行记录或者显示。该远程计算设备可以是各种各样的计算设备中的任何一种,其包括但不限于:智能服装中的处理器、蜂窝电话、智能电话、web-pad、平板计算机、具备互联网能力的电话、具备无线局域网(WLAN)能力的电子设备、膝上型计算机、专用医疗保健电子设备、个人计算机、以及至少装备有处理器和与RF资源150进行通信的通信资源的类似电子设备。可以通过使用蓝牙®、Wi-Fi®或者其它无线通信协议的无线链路,从光学血压计算设备200向远程计算设备发送所测量的和/或计算的信息。

[0124] 光学传感器210、高度传感器220、处理器130、存储器140、RF收发机150和光学血压计算设备200的任何其它电组件,可以由电源160进行供电。电源160可以是电池、太阳能电池或者其它能量收集电源。

[0125] 图3A根据一些实施例,示出了穿戴在受试者5的肢体上(例如,位于手腕附近)的用于估计血压的非干扰血压计算设备。在该例子中,该非干扰血压计算设备能够使用一个或多个光学传感器来获得测量。但是,该非干扰血压计算设备的其它实现能够使用一个或多个超声波传感器来获得这些测量。下面将提供一些基于超声波的例子。在所示出的实施例中,光学血压计算设备200可以穿戴在受试者5的手腕上相对于感兴趣的动脉9的某个特定测量位置。在一些实施例中,光学血压计算设备200可以使用粘合剂或者使用弹性绑带115而被附着在皮肤表面上。可以对弹性绑带115进行大小调整,以确保相对较低水平的逆向压(即,从皮肤的表面向内),从而确保下面的动脉不会受到扰动。例如,在一些实施例中,光学血压计算设备200可以以下面的形式进行配置或者合并在其中:手腕箍套、罩片、手表的表带或者手表的后壳。

[0126] 在其它实施例中,光学血压计算设备200可以以下面的形式进行配置或者合并在其中:手指套、手指环和/或其它形式的服饰(即,包括光学血压计算设备200的实施例的服装),在其中的光学传感器210可以被放置为在测量位置处与受试者的皮肤进行光学接触,并被上升或下降到不同的高度。但是,各个实施例并不限于直接由受试者进行穿戴的实现,并且可以包括将光学传感器210放置为与受试者的皮肤进行光学接触的配置。例如,在一些实施例中,光学血压计算设备200可以并入到躺椅和其它智能家居中,其被配置为使得光学传感器210可以在测量位置(例如,小腿、脚踝等等)处与受试者的皮肤进行光学接触,并被上升或下降到不同的高度。再举一个例子,在一些实施例中,光学血压计算设备200可以并

入到诸如头盔、球拍柄、腕带或头带、鞋子、袜子、把手等等之类的运动器材和其它运动器材中,其被配置为使得光学传感器210可以在测量位置处与受试者的皮肤进行光学接触,并被上升和/或下降到不同的高度。

[0127] 光学血压计算设备200的各个实施例可以被配置为:基于动脉管腔(其还称为动脉扩张)和血流量的光学测量来计算血压,如上所述。作为一些实施例的一部分(例如,参见图5A),可以在肢体的测量点的两个或更多高度处,执行动脉管腔和血流量的光学测量,如图3B中所示。图3B示出了在第一高度302(其是近似水平的,因此大约在心脏的高度)和直接向下垂直方位的第二高度303中,在受试者5的肢体(图3B中的手腕)上的测量位置的高度。在两个不同的测量高度进行测量,并知道这两次测量期间传感器的高度差,可以实现如本文所进一步详细描述的血压计算,例如,参照图5A所描述的方法500。在各个实施例中,在高度的改变期间支撑肢体,可以缓解骨骼肌弯曲的影响或者关于动脉横截面性质的其它形式的张力。此外,还可以在图3B中没有示出的高度处进行测量,例如,当光学血压计算设备高于心脏和稍微地低于心脏(即,在图3B中的高度302和302之间)时。

[0128] 图4A是根据第一实施例,概述用于计算血压的方法的一个例子的流程图。图4B示出了有助于实现血流量和血压之间的关系的评估的简单模型。虽然图4A和图4B的下面讨论主要涉及获得和处理一个或多个光学传感器采集的测量,但可以应用于估计血压的相同原理而不管如何获得这些测量。其它实现可以涉及:获得和处理一个或多个超声波传感器采集的测量,以便对血压进行估计。在所示出的实施例中,方法400是基于将动脉系统建模成一个电等效电路。例如,图4B示出了将动脉系统建模成电阻电容(RC)电路的电等效电路450。如图所示,跨壁压(p)和血流量(q)可以分别建模成电压(v)和电流(i)。

[0129] 对于半稳态状况(例如,缓慢变化)而言,外周动脉系统和毛细管系统的阻力可以通过电阻(R)来建模,而提供回流的静脉贮血室可以建模成电容(C)。可以将电容C建模成具有无限大电容值,这是由于静脉压通常接近于零。给定欧姆定律(即, $v=R \times i$),则跨壁压p可以类比地表示成具有血压和血流量之间的电等效关系,即:

$$[0130] \quad p=R \times q \quad (1)$$

[0131] 其中,对于较小变化的跨壁压(即,可与脉压相比,或者更小)而言,可以假定电阻参数R是未知的常量值。假定电阻R是常量值,对于跨壁压p和血流量q的时间平均来说,式(1)是有效的。例如,可以将跨度一个或多个动脉脉搏期间的均值跨壁压<p>表示成:

$$[0132] \quad \langle p \rangle = R \times \langle q \rangle \quad (2)$$

[0133] 其中,通常以每单位时间的体积为单位,来确定均值血流量<q>。通过确定电阻参数R的值,可以使用所计算的电阻参数R的值和血流量的一个或多个值,利用式(1)或(2)来计算血压(例如,收缩血压、舒张血压、均值跨壁压、脉压等等)。

[0134] 参见图4A,根据一些例子,方法400的各个操作可以由血压计算设备来执行。在一些例子中,该血压计算设备可以是光学血压计算设备200,后者可以包括:光学传感器(例如,210)、高度传感器(例如,220)和处理器(例如,130)、或者与血压计算设备进行通信的其它计算设备和/或处理器(例如,300)。在一些实现中,包括一个或多个超声波传感器的血压计算设备,可以执行方法400的并行操作。

[0135] 在方框410中,光学血压计算设备200的光学传感器(例如,光发射器112)可以将光指引到受试者肢体中的动脉,以形成具有对该动脉进行照亮的干涉模式的测量体积(例如,

201)。例如,在一些实施例中,光学传感器可以将具有不同传播路径的两个光波束指引到肢体,这两个光波束相交或者重叠以形成测量体积。在包括一个或多个超声波传感器的一些实现中,方框410可以涉及:将来自一个或多个超声波传感器的超声波指引到受试者肢体中的动脉。

[0136] 方框415可以涉及:接收反向散射的辐射,并生成输出信号。在方框415的一些实现中,光学血压计算设备的光学传感器(例如,光接收器114)可以接收反向散射光,并生成与肢体的至少两个不同高度相关联的输出信号。在替代的实现中,方框415可以涉及:接收反向散射的超声波,并生成与肢体的至少两个不同高度相关联的输出信号。

[0137] 例如,光学血压计算设备可以被穿戴或以其他方式被放置为在期望的测量位置(例如,手指、手腕或其它肢体)处与皮肤表面进行光学接触,并且测量位置可以在第一高度和第二高度之间进行上升或者降低。在一些实施例中,光学传感器可以被配置为:随着受试者的肢体(以及因此的光学传感器)在两个高度之间进行上升或降低,连续地生成与反向散射光相对应的输出信号。在一些实施例中,光学传感器可以被配置为:响应于高度传感器检测到恒定或者期望的高度,生成与反向散射光相对应的输出信号。在一些实施例中,所生成的输出信号中的每一个可以包括非偏移部分252和频率偏移部分(例如,254)。例如,处理器可以使用高通滤波器,从光学传感器所提供的输出信号中分离或者过滤频率偏移部分。

[0138] 在方框420中,处理器可以对所生成的输出信号的频率偏移部分进行处理,以确定所述至少两个不同高度之间的血流量的差值(Δq)。在一些实施例中,处理器可以确定这两个不同的高度之间的均值(或者平均)血流量的差值(即, $\Delta q = \langle q_1 \rangle - \langle q_2 \rangle$)。在一些实施例中,可以基于血流速度的均值 $\langle v \rangle$ 和动脉管腔的均值 $\langle a \rangle$ 的乘积,来确定特定高度处的均值血流量 $\langle q_1 \rangle$ 或者 $\langle q_2 \rangle$,即, $\langle q_1 \rangle = \langle v_1 \rangle \times \langle a_1 \rangle$ 和 $\langle q_2 \rangle = \langle v_2 \rangle \times \langle a_2 \rangle$ 。

[0139] 在一些实施例中,处理器可以通过将在一个或多个动脉脉搏期间从与特定的高度相关联的输出信号的频率偏移部分中获得的血流速度的测量 v_1 、 v_2 进行平均,来确定在该高度处的均值血流速度 $\langle v_1 \rangle$ 、 $\langle v_2 \rangle$ 。例如,在一些实施例中,可以将血流速度的测量 v 获得成在测量体积(例如,201)中形成的干涉模式的条纹间隔(x_f)和在输出信号的非偏移部分(例如,252)和频率偏移部分(例如,254)之间测量的频率偏移(Δf)(即, $\Delta f = f_d = \frac{v}{\lambda/2\sin(\alpha)}$)的乘积。

[0140] 在一些实施例中,处理器可以通过在特定高度处一个或多个动脉脉搏期间的动脉管腔的测量 a_1 、 a_2 进行平均,来确定该该高度处的动脉管腔的均值 $\langle a_1 \rangle$ 、 $\langle a_2 \rangle$ 。动脉管腔的测量 a 可以对应于动脉横截面或者体积。在一些实施例中,动脉管腔的体积测量 a 可以是基于输出信号的频率偏移部分(例如,254)的积分。例如,在使用相干光检测的情况下,体积测量可以与该积分的平方根成正比。在使用非相干光检测的情况下,体积测量可以与该积分成正比。在一些实施例中,处理器可以通过将体积测量除以测量体积(例如,201)的横截面直径(d_m),来将动脉管腔的体积测量 a 转换成动脉横截面。

[0141] 在方框425中,处理器可以确定所述至少两个不同高度之间的静水压力差(Δp)。例如,在半稳态下,可以假定静水压力差(Δp)等于两个不同高度之间的均值跨壁压的差值($\langle p_1 \rangle - \langle p_2 \rangle$),并且可以通过计算下式(3)来进行确定:

$$[0142] \quad \Delta p = \rho_b g \Delta h \quad (3)$$

[0143] 其中, ρ_b 是血液的密度 (即, 1060 kg/m^3), g 是重力加速度 (即, 9.81 m/s^2), Δh 是可由高度传感器 (例如, 220) 向处理器提供的两个不同高度之间的距离。

[0144] 在方框 430 中, 处理器可以基于所述至少两个不同高度之间的静水压力差 (Δp) 和血流量差 (Δq), 来确定血压和血流量之间的电等效关系的电阻参数 R 。例如, 如先前所讨论的, 可以将跨壁血压 p 和血流量 q 之间的电等效关系, 建模成表示成式 (1) 的线性关系, 即 $p = R \times q$, 其中, 电阻参数 R 是常量值。因此, 在一些实施例中, 可以根据式 (4) 来确定电阻参数 R :

$$[0145] \quad R = \Delta p / \Delta q = \rho_b g \Delta h / \Delta q \quad (4)。$$

[0146] 在方框 435 中, 处理器可以使用所计算的电阻参数 R 和血流量的一个或多个值, 基于血压和血流量之间的电等效关系来确定血压。例如, 通过确定用于电阻参数 R 的值, 在一些实施例中, 可以使用所计算的电阻参数 R 的值和非干扰血压计算设备 (例如, 非干扰光学血压计算设备 200) 所测量的血流量的一个或多个值, 利用式 (1) 或 (2) 来计算血压 (例如, 收缩血压、舒张血压、均值跨壁压、脉压等等)。

[0147] 在方框 440 中, 处理器可以通过输出设备来呈现所计算的血压。在一些实施例中, 处理器可以通过光学血压计算设备 200 的显示器或者音频组件 (没有示出), 来呈现所计算的血压。在一些实施例中, 处理器可以经由 RF 资源 150 和天线 152, 通过有线或无线通信链路, 向远程计算设备 (例如, 300) 传输所计算的血压, 以便进行视觉或听觉呈现。

[0148] 图 5A 是根据第二实施例, 概述用于基于血流量和管腔的测量, 来计算血压的方法的一个例子的流程图。图 5B 是示出动脉压和动脉横截面面积之间的关系的图形。虽然下面主要围绕获得和处理一个或多个光学传感器所采集的测量来描述方法 500, 但在一些实现中, 该方法可以涉及: 获得和处理一个或多个超声波传感器所采集的测量。方法 500 是基于使用动脉应力-应变关系对动脉系统进行建模的。图 5B 使用指数曲线 550 示出了动脉的应力-应变关系, 该指数曲线 550 是水平轴上的动脉的横截面面积 (单位 mm^2) 对比垂直轴上的跨壁压 (单位 mmHg) 的图。正常操作部分 555 (通过指数曲线 550 的较厚部分来表示) 通过由收缩压 SBP 指示的上端和由舒张压 DBP 指示的下端来规定。收缩压和舒张压 (即, 分别为脉搏中的最大压和最小压) 之间的差值反映脉压 δp 。正常操作部分 555 的右端表示与收缩血压 (SBP) 相对应的动脉的最大横截面面积, 而该曲线的正常操作部分 555 的左端表示与舒张血压 (DBP) 相对应的动脉的最小横截面面积。最大压和最小压处的动脉横截面之间的差值, 反映可以在单一脉搏周期期间观测的该动脉的扩张 δa 。图 5B 中的垂直虚线表示均值动脉横截面面积 $\langle a \rangle$, 而水平虚线表示均值跨壁压 $\langle p \rangle$ 。

[0149] 可以使用指数关系来表达动脉横截面和在受试者 (例如, 活着的人或动物) 的动脉中典型存在的跨壁压之间的应力-应变关系。例如, 可以将该指数关系表达成:

$$[0150] \quad p = x_0 a_0 \left(e^{a/a_0} - 1 \right) \quad (5)$$

[0151] 其中, p 是跨壁压, x_0 和 a_0 是先验未知参数, a 是特定的测量位置处的动脉管腔的测量。系数 x_0 是个人特定参数, 其可以视作为在与当前上下文相关的时间尺度上 (例如, 小于一年) 是不变的。系数 a_0 反映在特定的时间点, 感兴趣的动脉的特定性质 (例如, 弹性), 这是由于动脉的很多性质随时间发生改变。在一些实施例中, 动脉管腔的测量可以是体积或者横截面面积。

[0152] 通过确定系数 x_0 和 a_0 的值, 可以通过针对动脉管腔的光学测量 a , 对式 (4) 的动脉应

力-应变关系进行评估,来计算血压。例如,可以通过根据动脉管腔的最大值对动脉应力-应变关系进行评估,来确定收缩血压 (SBP)。可以通过根据动脉管腔的最小值对动脉应力-应变关系进行评估,来确定舒张血压 (DBP)。可以通过根据动脉扩张 δa ,对动脉应力-应变关系进行评估,来确定脉压 δp 。

[0153] 参见图5A,方法500的各个操作可以由血压计算设备来执行。在一些例子中,方法500可以由光学血压计算设备(例如,200)来执行,其中该光学血压计算设备可以包括:光学传感器(例如,210)、高度传感器(例如,220)和处理器(例如,130)和/或与该光学血压计算设备进行通信的外部处理器(例如,300)。在一些实现中,包括一个或多个超声波传感器的血压计算设备可以执行方法500的并行操作。方法500包括参照图4A所描述的方框410、415、425和440中的操作。

[0154] 在方框510中,处理器可以对所生成的输出信号的频率偏移部分(例如,254)进行处理,以在放置有光学血压计算设备的肢体的至少两个不同高度处的测量期间,确定动脉管腔和血流量的值(参见图3B)。例如,在一些实施例中,处理器可以被配置为,在两个不同高度处的动脉脉搏期间测量如下值:动脉扩张(即, δa_1 和 δa_2)、在这两个不同高度处的动脉管腔的均值横截面面积或者体积(即, $\langle a_1 \rangle$ 和 $\langle a_2 \rangle$)、以及血流量的差值(即, δq_1 和 δq_2)。

[0155] 在方框515中,处理器可以基于所确定的动脉管腔的值,确定动脉应力-应变关系的第一系数 a_0 。在一些实施例中,可以从存储器(例如,140)中访问该应力-应变关系的模型,或者通过由处理器执行一个或多个处理器可执行指令来生成该模型。例如,如先前所讨论的,可以使用式(4)来表示跨壁压(p)和动脉横截面面积(a)之间的应力-应变关系。因此,可以通过如下所示的式(4)的一阶导数,对脉压 δp 进行近似:

$$[0156] \quad \delta p = x_0 e^{\langle a \rangle / a_0} \times \delta a \quad (6)$$

[0157] 其中, x_0 和 a_0 是未知系数, $\langle a \rangle$ 表示在一个或多个动脉脉搏期间的动脉管腔(即,横截面面积或者体积)的均值, δa 表示与脉压 δp 相对应的动脉扩张。当受试者处于半稳态条件(例如,缓慢变化)时,不同高度处的受试者的脉压 δp 通常是不变的。因此,在两个不同高度处评估的式(6)的比率,可以表达成:

$$[0158] \quad 1 = e^{\frac{\langle a_1 \rangle - \langle a_2 \rangle}{a_0}} \times \frac{\delta a_1}{\delta a_2} \quad (7)$$

[0159] 其中, δa_1 和 δa_2 表示在两个不同高度处的动脉扩张, $\langle a_1 \rangle$ 和 $\langle a_2 \rangle$ 表示在两个不同高度处的动脉管腔的均值。因此,处理器可以被配置为根据式7,针对系数 a_0 来求解(6):

$$[0160] \quad a_0 = (a_1 - a_2) / \ln(\delta a_2 / \delta a_1) \quad (8)。$$

[0161] 在方框520中,处理器可以基于所确定的动脉管腔和血流量、静水压力差(Δp)和第一参数 a_0 的值,来计算动脉应力-应变关系的第二参数 x_0 。例如,如先前所讨论的,可以使用式(1),将跨壁压 p 表达成具有与血流量的电等效关系,即 $p = R \times q$,其中,电阻参数 R 是未知常量。使用这种类比,可以使用式(9)来表达脉压(δp):

$$[0162] \quad \delta p = x_0 e^{\langle a \rangle / a_0} \times \delta a = R \delta q \quad (9)$$

[0163] 其中, $\langle a \rangle$ 可以等于在某个高度处的动脉管腔的均值横截面面积或者体积(即, $\langle a_1 \rangle$ 和 $\langle a_2 \rangle$), δa 可以等于该高度处的动脉扩张(例如, δa_1 或 δa_2), δq 是在特定高度处,在动脉脉

搏期间的最小和最大血流量的差值(例如, δq_1 或 δq_2), R是可以如先前所描述地来计算的常量值电阻参数(即, 图4A的方框425和430)。因此, 在一些实施例中, 可以根据式(10), 来确定第二系数 x_0 :

$$[0164] \quad x_0 = R\delta q / (e^{<a>/a_0} \times \delta a) \quad (10)。$$

[0165] 在方框525中, 处理器可以使用第一参数 a_0 、第二参数 x_0 和动脉管腔的一个或多个值 a , 基于动脉应力-应变关系来计算血压。例如, 在一些实施例中, 可以通过由处理器持续地根据从光学传感器接收的输出信号获得动脉管腔的值, 来获得动脉管腔的一个或多个值。在一些实施例中, 处理器可以被配置为对动脉扩张的值 (δa)、以及动脉横截面面积的最小、最大和/或均值 (a) 进行测量。在确定了系数 a_0 和 x_0 的值之后, 处理器可以使用动脉应力-应变关系(例如, 式(4)或(5)), 通过使用方框中的所测量的动脉管腔的值对该模型进行评估, 来确定血压的值。

[0166] 在一些实施例中, 处理器可以根据动脉横截面面积的最大值 a , 基于在式(4)中表达的动脉应力-应变关系, 来计算受试者的收缩血压(SBP)。在一些实施例中, 处理器可以根据动脉横截面面积的最小值 a , 基于在式(4)中表达的动脉应力-应变关系, 来计算受试者的舒张血压(DBP)。在一些实施例中, 处理器可以根据动脉扩张 (δa), 基于如式(5)所表达的动脉应力-应变关系的一阶导数, 来计算受试者的脉压(δp)。在一些实施例中, 远程计算设备(例如, 300)可以被配置为确定所述一个或多个血压值。

[0167] 图6A根据各个实施例, 示出了包括可穿戴超声波传感器的可穿戴超声波测量设备的示例组件。在该例子中, 可穿戴超声波测量设备600包括可穿戴超声波传感器系统610、处理器620、耦合到天线632的射频(RF)模块630、以及电源640。与图6A中所示出的元件相比, 其它实现可以包括更多、更少和/或不同的元件。下面将描述合适的超声波传感器的各种例子, 以及使用经由超声波传感器获得的测量来估计血压的例子。

[0168] 根据该实现, 超声波传感器系统610包括聚焦层612、超声波发射器层614和超声波接收器层616。聚焦层612可以安装在超声波发射器层614之上。在该意义上, 使用的术语“...之上”意味着聚焦层612可以位于超声波发射器层614和超声波传感器系统610的外表面之间, 其中超声波传感器系统610旨在放置在受试者的皮肤(例如, 受试者的肢体上的皮肤)上。在一些实现中, 聚焦层612可以安装在超声波接收器层616之上。在一些例子中, 超声波传感器系统610可以具有基本上平面的结构。

[0169] 在一些实施例中, 超声波发射器层614可以被配置为生成超声平面波。在一些实施例中, 超声波发射器层614可以包括聚偏氟乙烯(PVDF)的层, 或者用于将处理器620提供的电信号转换成超声平面波的连续或脉冲序列的其它压电材料。在一些实现中, 超声波发射器层614可以包括电容性超声波设备。

[0170] 在一些实施例中, 聚焦层612可以包括一个或多个透镜。这些透镜能够对超声波发射器层614发射的超声波的路径进行改变。但是, 根据具体的实现, 这些透镜对于可见光来说可以是透明的, 也可以是不透明的。本文公开了合适的透镜的例子。如下面所更详细描述, 一些实现可以包括柱面透镜, 而一些实现可以包括其它类型的透镜, 例如, 球面透镜或者波带透镜。一些实现可以包括凹透镜, 而一些实现可以包括凸透镜。根据一些实现, 这些透镜中的每一个可以被配置为: 将超声平面波从超声波发射器层614指引到所发射的聚焦的超声波波束中。在一些例子中, 该聚焦的超声波波束是线性的, 或者基本线性的, 超声波

波束具有长轴尺寸明显比垂直短轴更长的横截面。

[0171] 在一些实现中,可以在聚焦层612中包括声学匹配层,以确保聚焦透镜和组织之间的适当声学耦合。该声学匹配层可以降低组织和透镜之间的声学错配。在大多数情况下,通过假定平面波入射角(incidence)和两个材料层的相同的声阻抗,对理想声阻抗进行近似。在一些例子中,声学匹配层可以包括:加入有改变该声学匹配层的密度的颗粒的环氧树脂。如果声学匹配层的密度发生改变,则声学阻抗也将根据该密度的改变而发生改变(如果声速保持不变的话)。在替代的实现中,声学匹配层可以包括加入金属或者加入陶瓷粉末的硅橡胶。

[0172] 在一些实施例中,这些透镜可以配置有某个焦距,使得将所发射的超声波聚焦到与受试者的动脉的预期深度相对应的距离处的波束,其中该位置通常是皮肤表面下几毫米。在一些实施例中,聚焦层612可以包括具有不同焦距的透镜,以便将所发射的超声波聚焦到受试者的组织中的不同深度处的平面波束,从而适应不同的动脉深度,并因此增加获得动脉信息所主导的输出信号的可能性。

[0173] 在一些实施例中,聚焦层612可以包括透镜(例如,柱面透镜),所述透镜被定向为,使得当超声波测量设备600被放置在受试者的肢体上时,所发射的超声波的波束以相对于动脉中的血流的非正交角度(θ)来进入组织。所发射的超声波波束的该非正交角度(θ),可以有助于通过测量超声波反射中的多普勒偏移,来测量动脉中的血流速度。

[0174] 在一些实施例中,可以实现用于对输出信号进行处理的采样策略,其充分利用通过聚焦层612的透镜所接收的超声波反射。从透镜的焦点返回的声波将进入镜头,并且可以传播到履行声学互易原理的接收器阵列中的多个接收器元件。根据从散射场返回的信号强度,可以对有效接收器元件的数量进行调整。通常,被激活用于接收返回声波的接收器元件更多,则信噪比更高。但是,激活更多的接收器元件可以需要更高水平的能耗。因此,在更少数量的有效接收器元件的情况下,可以降低该可穿戴设备的能耗。因此,该设计配置可以实现该设备的功耗的优化。包括多个接收器元件,还可以实现接收信号沿着声学表面(acoustic sheet)的平面的某种程度的接收波束成形。该功能可以将传感器的灵敏度增强到沿着该镜头的焦线的某些区域。

[0175] 在一些实施例中,超声波接收器层616可以被配置为:检测和生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号,其中该超声波反射源自于各种组织与所发射的超声波波束的相互作用。在一些实施例中,超声波接收器层616可以包括超声波换能器层和薄膜晶体管(TFT)层。在一些实施例中,超声波换能器层可以包括聚偏氟乙烯(PVDF)或其它压电材料的层,并且TFT层可以包括一个或多个接收器阵列。该超声波换能器层能够将超声波波束的反射转换成电信号,这些电信号可以由TFT层中配置的接收器阵列进行放大。可以将来自于一个或多个接收器阵列的经放大的信号,作为输出来提供,该输出被提供给处理器,以便在计算或者估计一个或多个心血管性质时使用。

[0176] 超声波传感器系统610可以耦合到处理器620,使得可以对检测的超声波反射的输出信号进行处理。在一些实施例中,处理器620可以是专门适于对输出信号执行各种各样的处理(例如,滤波、门处理、放大和谱分析)的专用硬件。在一些实施例中,处理器620可以是或者包括处理单元621和存储器622,并且处理器620(例如,可编程微处理器、微计算机或多个处理器芯片)可以由处理器可执行指令来配置,以对输出信号执行各种计算,例如,计算一

个或多个心血管性质。在一些实施例中,处理器620可以是专用硬件(例如,滤波器、门、模数转换等等)和可编程处理单元621的组合,其中该可编程处理单元621被配置为使用来自专用硬件的处理后的结果来执行计算。处理器620可以耦合到存储器622,存储器622可以是易失性存储器或者非易失性存储器,比如闪存,或者其组合。

[0177] 在一些实施例中,处理器620可以被配置为向超声波发射器层614发送信号,以便生成超声平面波的连续或脉冲序列,其中,所述超声平面波从聚焦层612发射成一个或多个超声波波束。例如,处理器620可以是上面参照图1D所描述的控制系统190的一部分。

[0178] 在一些实施例中,处理器620还可以被配置为:对来自于超声波接收器层616中配置的接收器阵列的输出信号进行接收和处理,以便生成一个或多个心血管性质的测量。在一些实施例中,处理器620可以被配置为:基于从超声波接收器层616中配置的多个接收器阵列接收的输出信号,对一个或多个心血管性质进行估计。例如,通过对来自于布置在超声波接收器层616中不同位置处的两个或更多接收器阵列的输出信号进行处理,处理器620能够对脉搏传导时间(PTT)进行测量。

[0179] 处理器620可以耦合到RF模块630,RF模块630被耦合以经由天线632,向远程计算设备(没有示出)传输传感器输出和/或测量的心血管性质,以便通过显示器或其它输出设备进行呈现。RF模块630可以是仅能发射的或者双向的收发机处理器。例如,RF模块可以包括基带、中间和射频模块和编码器。RF模块230可以根据所支持的通信的类型,操作在多个无线电频带中的一个或多个中。

[0180] 处理器620可以被配置为向远程计算设备(没有示出)发送所测量或计算的信息(例如,心血管性质的测量)或来自超声波传感器系统610的输出,以便进行记录或者显示。该远程计算设备可以是各种各样的计算设备中的任何一种,其包括但不限于:智能服装中的处理器、蜂窝电话、智能电话、web-pads、平板计算机、具备互联网能力的电话、具备无线局域网(WLAN)能力的电子设备、膝上型计算机、专用医疗保健电子设备、个人计算机、以及至少装备有处理器和与RF模块230进行通信的通信资源的类似电子设备。可以通过WLAN无线链路(例如,蓝牙®、Wi-Fi®或其它无线通信协议),从可穿戴超声波测量设备600向远程计算设备发送所测量的和/或计算的信息。

[0181] 超声波传感器系统610、处理器620、RF收发机150和可穿戴超声波测量设备600的任何其它电组件,可以由电源240进行供电。在一些实施例中,电源640可以是电池、太阳能电池或其它能量收集电源。

[0182] 在各个实施例中,可穿戴超声波测量设备的组件中的一些或全部(例如,610、620、630和640)可以通过背支撑650来支撑。在一些实施例中,背支撑350可以使用柔性材料来实现,使得可穿戴超声波测量设备600可以缠绕或以其它方式贴合到受试者的表面(例如,手指、手腕或其它肢体)。在一些实施例中,背支撑650可以是刚性的。在一些实施例中,背支撑650可以在可穿戴超声波测量设备600的一部分中提供柔性,而该设备的其余部分具有刚性结构。

[0183] 在一些实施例中,可穿戴超声波测量设备600可以以下面的形式进行配置,或者合并在其中:罩片、手指套、手腕箍套、指环、手表带、手表的后壳和/或其它形式的服饰(即,包括可穿戴超声波测量设备600的实施例的服装)。但是,各个实施例并不限于直接由受试者进行穿戴的实现,并且可以包括将超声波传感器系统610放置在挨着受试者的皮肤的配置。

例如,在一些实施例中,可穿戴超声波测量设备600可以并入到安全带、方向盘、便携式设备(例如,手持设备)中,并被配置为使得超声波传感器与受试者的皮肤进行接触(或者接近于受试者的皮肤)。再举一个例子,在一些实施例中,可穿戴超声波测量设备600可以并入到诸如头盔、球拍柄、腕带或头带、鞋子、袜子、把手等等之类的运动器材中,并被配置为使得光学传感器与受试者的皮肤进行接触。在一些例子中,超声波测量设备600可以并入到方向盘中。

[0184] 图6B示出了超声波传感器系统的分解图的例子。在该例子中,超声波传感器系统655包括在压板40之下的超声波发射器664和超声波接收器666。超声波发射器664和超声波接收器666分别是超声波发射器层614和超声波接收器层616的例子。因此,超声波传感器系统655提供超声波传感器系统610的一个实施例的更详细例子,除了在图6B中没有示出聚焦层612之外。

[0185] 在一些例子中,控制系统660可以与图6A中所示出的处理器620相对应。在一些例子中,控制系统660可以是图1D的控制系统190,或者是图1D的控制系统190的一部分。

[0186] 超声波发射器664可以包括基本平面的压电发射器层22,并且能够充当为平面波发生器。可以通过根据应用的信号向压电层应用电压以扩展或者缩短该层,从而生成平面波,来生成超声波。在该例子中,控制系统660能够造成可以经由第一发射器电极24和第二发射器电极26向压电发射器层22应用的电压。用此方式,可以通过经由压电效应改变该层的厚度来产生超声波。该超声波可以向目标对象(例如,肢体)行进,穿过压板40。可以对目标对象没有吸收或者发射的超声波的一部分进行反射,以便反向穿过压板40,并由超声波接收器666进行接收。第一发射器电极24和第二发射器电极26可以是金属化电极,例如,涂覆压电发射器层22的对立面的金属层。

[0187] 超声波接收器666可以包括布置在基底34(本文还可以将其称为背板)上的传感器像素电路32的阵列和压电接收器层36。在一些实现中,每一个传感器像素电路32可以包括一个或多个TFT元件、电互连迹线,以及在一些实现中,一个或多个另外的电路元件(例如,二极管、电容等等)。每一个传感器像素电路32可以被配置为将与该像素电路相邻的压电接收器层36中生成的电荷,转换成电信号。每一个传感器像素电路32可以包括用于将压电接收器层36电耦合到传感器像素电路32的像素输入电极38。

[0188] 在所示出的实现中,在与底板40相邻的压电接收器层36的一面上布置接收机偏压电极39。接收机偏压电极39可以是金属化电极,其可以接地或者进行偏压设置,以控制哪些信号可以传送到传感器像素电路32的阵列。压电接收器层36可以将底板40的暴露(上)表面42反射的超声波能量,转换成局部化电荷。这些局部化电荷可以被像素输入电极38进行收集,并传送到下层的传感器像素电路32。传感器像素电路32可以对这些电荷进行放大或者缓存,并提供给控制系统660。

[0189] 控制系统660可以与第一发射器电极24和第二发射器电极26,以及与接收机偏压电极39和基底34上的传感器像素电路32进行电连接(直接或者间接)。在一些实现中,控制系统660可以基本如上所述地进行操作。例如,控制系统660能够对从传感器像素电路32接收的放大后的信号进行处理。

[0190] 底板40可以是能够声学地耦合到接收器的任何合适材料,例如,其包括塑料、陶瓷、蓝宝石、金属和玻璃。在一些实现中,底板40可以是盖板,例如,玻璃盖或者用于显示器

的透镜玻璃。根据一些这种实现,底板40可以包括一个或多个聚合体(例如,一种或多种类型的聚对二甲苯),并且可以是基本更薄的。在一些这种实现中,底板40可以是数十微米厚,或者甚至厚度小于10微米。

[0191] 可以用于形成压电接收器层36的压电材料的例子,包括:具有合适的声学特性的压电聚合体,例如,声学阻抗在大约2.5MRayls和5MRayls之间。可以使用的压电材料的特定例子包括铁电聚合体,例如,聚偏氟乙烯(PVDF)和聚偏氟乙烯-三氟乙烯(PVDF-TrFE)共聚物。PVDF共聚物的例子包括60:40(摩尔百分比)PVDF-TrFE、70:30PVDF-TrFE、80:20PVDF-TrFE和90:10PVDF-TrFE。可以使用的压电材料的其它例子包括聚偏二氯乙烯(PVDC)均聚合物和共聚物、聚四氟乙烯(PTFE)均聚合物和共聚物、以及二异丙基溴化铵(DIPAB)。

[0192] 可以对压电发射器层22和压电接收器层36中的每一个的厚度进行选择,以便适合于生成和接收超声波。在一个例子中,PVDF压电发射器层22的厚度近似为28 μm ,PVDF-TrFE压电接收器层36的厚度近似为12 μm 。超声波的示例性频率可以位于5MHz到666MHz的范围之内,其中波长处于毫米或者更小的量级。

[0193] 图7A是根据一些实施例,被配置为使用成超声波血压计算设备的移动计算设备的框图。图7B是穿过图7A的移动计算设备的一部分的横截面。在该实施例中,在该实施例中,超声波传感器720嵌入在移动计算设备700的按键714(例如,拇指按键)中。在替代的实现中,超声波传感器720可以嵌入在移动计算设备700的显示器玻璃710的一部分之下。

[0194] 在该例子中,超声波传感器720包括聚焦层722、超声波发射器层724和超声波接收器层726。可以根据本文所公开的聚焦层实施例中的任何一个,来配置聚焦层722。移动计算设备700的一个或多个电组件可以耦合到超声波传感器720,并被配置为或适于充当为超声波测量设备的电组件中的一个或多个(例如,图6A的处理器620、RF模块630和电源640)。在一些实施例中,当用户将手指5放置在显示器玻璃710的该部分上或者位于传感器之上的按键714上时,移动计算设备700的控制系统可以执行心血管测量(其包括适合于估计血压的那些测量)。

[0195] 如上所述,超声波心血管测量设备的一些实现可以包括超声波传感器系统和控制系统。在一些例子中,该超声波传感器系统可以是图1D中所示出并且如上所述的传感器系统185的实例(或者其组件)。在一些例子中,该超声波传感器系统可以是图6A中所示出并且如上所述的超声波传感器系统610的实例。同样,在一些例子中,该控制系统可以是图1D中所示出的控制系统190的实例(或者其组件)。

[0196] 在一些实现中,可以将该超声波心血管测量设备合并并在移动设备中。例如,可以将超声波传感器系统集成在移动计算设备的按键或者显示器中,控制系统可以是移动计算设备的控制系统的一部分。在一些实现中,可以将超声波心血管测量设备配置为是可穿戴的。在一些例子中,可以将该超声波心血管测量设备集成到固定物(例如,家具、体育装备、诸如方向盘之类的汽车固定物等等)中,并被配置为:当受试者使用该固定物时,与受试者相接触。

[0197] 在一些例子中,超声波传感器系统可以包括被配置为生成超声平面波的超声波发射器层。超声波传感器系统可以包括聚焦层。该聚焦层可以包括一个或多个透镜。在一些例子中,这些透镜中的每一个可以被配置为将超声平面波聚焦到超声波波束中。根据一些这种例子,这些透镜中的一个或多个可以被配置为:将超声平面波聚焦到穿过动脉纵轴(例

如,图2C中所示出的动脉纵轴)的超声波波束中。但是,根据具体的实现和使用情况,超声波波束可以与该动脉纵轴垂直,或者也可以不垂直。

[0198] 在一些例子中,超声波传感器系统可以包括超声波接收器层。超声波接收器层包括一个或多个超声波接收器阵列,其被配置为生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号。

[0199] 控制系统能够对这些输出信号进行处理,以计算与一个或多个心血管性质相对应的值。这些心血管性质可以根据具体的实现发生变化。在一些例子中,这些心血管性质可以包括扩张、动脉直径、动脉管腔和/或脉搏波速度。根据一些这种例子,控制系统能够至少部分地基于来自超声波接收器层的输出信号,计算血管的横截面面积。在一些实现中,控制系统能够至少部分地基于在多个时间从超声波接收器层接收的输出信号,执行血管的横截面面积的多次计算。在一些这种实现中,控制系统能够确定心脏跳动的实例,例如,根据来自麦克风的输出信号、来自超声波接收器层的输出信号、所检测的扩张变化、动脉直径、动脉管腔等等。根据一些这种实现,在多个时间从超声波接收器层接收的输出信号,可以是按照心脏跳动的实例之间的时间间隔来接收的。

[0200] 在一些例子中,聚焦层的透镜可以包括:柱面透镜、球面透镜、凹透镜、凸透镜、波带透镜和/或波带片。在一些实现中,聚焦层可以包括所述一个或多个透镜嵌入在其中的声学匹配材料。在一些实例中,超声波波束可以是线性的,或者基本线性的超声波波束。根据一些实现,聚焦层可以包括沿着动脉纵轴间隔开的至少两个透镜。在一些这种例子中,控制系统能够计算动脉压脉搏沿着动脉纵轴传播的脉搏传导时间或者脉搏波速度。

[0201] 在一些实例中,聚焦层可以包括至少一个透镜:所述至少一个透镜被定向为相对于超声波传感器系统的外表面成一角度。该超声波传感器系统可以被配置为,使得当使用时,这些透镜被定向为成一角度,该角度造成与动脉血液的流动相关的所反射的声学波的散射和反射。根据一些这种实现,控制系统能够至少部分地基于来自超声波接收器层的输出信号所指示的多普勒偏移或者与多普勒偏移有关的信号,来计算血流速度。在一些例子中,聚焦层可以包括第一透镜和第二透镜,其中,第一透镜被配置为将超声平面波聚焦在第一焦深,第二透镜被配置为将超声平面波聚焦在第二焦深。本文公开了各种示例,并在下文进行描述。

[0202] 在一些实现中,心血管性质可以包括血压。根据一些这种实现,控制系统能够控制超声波传感器系统执行至少两个测量,所述至少两个测量包括在受试者肢体的两个或更多不同测量高度中的每一个处执行的至少一个测量。在一些这种实现中,控制系统能够基于所述至少两个测量,来确定血流量差。根据一些这种实现,控制系统能够基于所述至少两个测量的两个或更多不同高度,来确定静水压力差。在一些这种实现中,控制系统能够基于血流量、静水压力差和血流量差中的一个或多个值,对血压进行估计。

[0203] 根据具体的实现,聚焦层的透镜对于可见光来说可以是透明的,或者也可以是不透明的。在一些实现中,超声波换能器可以包括用于声学发射的单一元件和多个接收器元件。该单一发射元件可以产生声波波前(acoustic wave front),其在换能器堆垛的顶表面处被视为平面波。根据一些实现,透镜可以对进入这些透镜的平面波分段进行聚焦,使得将声学能量集中在透镜的焦点四周。在一些实现中,这些透镜中的一个或多个可以被配置为,使得当可穿戴超声波传感器在穿戴和使用时,这些透镜的焦点将位于穿戴者的组织之内。

在声学中应用的透镜是具有形状(例如,柱面、球面、凹面、凸面等等)和声学(即,声速)特性的元件,所述形状和声学特性造成超声波根据透镜材料的折射率来进行折射。与光学器件相比,声学器件并不具有基准介质。光学器件使用真空的传播速度作为基准,这是由于其是恒定的,而声波并不具有相同的固定基准介质,这是由于声音并不能在真空中传播。在医学应用中设计透镜对声音进行折射时,诸如水或者油之类的材料可以用作基准(如果需要的话)。提及这种情况的原因在于:Snell定律可适用于光学和声学二者,但其告诉我们,折射率是根据透镜材料和透镜之前的传播材料之间的折射率的比率来确定的。在生物医学应用中,传播介质包括声音传播速度位于1500m/s量级(平均而言)的组织。通过研究Snell定律,可以认识到,在凹透镜和凸透镜结构的情况下,可以发生声波的聚焦。这种聚焦是由介质的声速和透镜的几何形状之间的比率造成的。

[0204] 图8A和图8B提供了可以在聚焦层的一些实现中使用的凹透镜和凸透镜的例子。在这些例子中,C1表示位于透镜之外的传播介质中的声速,C2表示透镜之中的声速。图8A示出了通过凸透镜聚焦的声学平面波的例子,而图8B示出了通过凹透镜聚焦的声学平面波的例子。在一些实施例中,可以使用注塑成型塑料(例如,聚苯乙烯或丙烯酸树脂)来制造这些透镜。

[0205] 对于一些实现而言,聚焦区的大小的知识是非常重要的。聚焦区的大小决定感兴趣的组织可以位于的容忍范围。例如,优选的是,将透镜的焦点位于动脉横截面中,以确保所接收的声波的大部分声学能量位于动脉之中。在一些信号处理过程中,如果满足该条件,则动脉性质的提取可以是更鲁棒的。

[0206] 图9示出了适合于包括在聚焦层中的透镜的例子。下面参照图9,来示出可以用于对环形聚焦元件的聚焦区大小进行近似的方程的例子。同样,C1表示位于透镜之外的传播介质中的声速,C2表示透镜之中的声速。可以如下所述地确定透镜的折射率n2:

$$[0207] \quad n2 = \frac{1}{C2}$$

[0208] 同样,可以将传播介质的折射率n1表达成传播介质中的声速的倒数。对于充当凹透镜的透镜而言,C2应当大于C1,其意味着n2将小于n1。

[0209] 可以根据下面的表达式,对聚焦区905的横截面直径进行近似:

$$[0210] \quad Dx = Dy = K_t \lambda \left[\frac{F}{2a} \right]$$

[0211] 其中,F表示透镜900的焦距,a表示透镜900的半径, λ 表示声波波长,并且对于小于50度的角度来说, K_t 近似为1。

[0212] 在一些例子中,可以根据有限元件仿真来确定焦距的大小。

[0213] 在上面所提供的例子中,透镜在聚焦侧上具有连续平滑表面。其它实现可以包括不同的透镜几何形状。

[0214] 图10示出了可以在聚焦层的一些实施例中包括的波带透镜的例子。图10的一个透镜1000使用与先前所描述的凹透镜相同的通常概念,区别在于:在焦点处,降低了非破坏性干扰。在该例子中,通过位于彼此之上的同心分层环1010构造波带透镜1000。因此,在一些制造过程中,这种实现与凹透镜相比更容易实施。在该例子中,每一个分层环1010具有一半波长的厚度。这确保离开每一个分层环1010的波前将同相干涉。该概念类似于菲涅耳板

(Fresnel plate) (本文还称为波带片), 但菲涅耳板是平面的。图11示出了适合于包括在聚焦层中的波带片的例子。

[0215] 图11示出了波带片的前视图和侧视图。声波可以穿过声学非阻塞材料, 但被声学非阻塞材料严重地衰减。穿过声学非阻塞材料的声波会发生干涉, 并造成声波沿着轴1100来对波束进行聚焦。

[0216] 一些实现可以包括能够引导和聚焦超声波的声波波导。例如, 可以通过实现其内具有钻孔通道的平面或者曲面, 来对声音进行聚焦。可以以下面的方式对这些通道进行设计: 表面上的入射平面波的声学行进时间, 在该波带片的不同位置处不同。因此, 可以通过操作该行进时间, 对位于期望的焦点的声学干涉进行剪裁。

[0217] 其它实现可以包括: 在透镜的中心和透镜的边缘之间具有密度梯度的透镜。通过操作该密度, 还可以操作该材料中的声速, 因此, 该密度梯度可以造成超声波的聚焦。

[0218] 在下面的表格中, 给出了用于本文所公开的透镜类型的合适材料的一些例子, 以及材料参数。该材料列表并不是详尽的, 一些其它材料也是适合使用的。给出的参数是近似值, 并取决于诸如温度之类的因素。

[0219]	材料	符号	值[m/s]	密度 ρ [kg/m ³]	声学阻抗 Z 10 ⁶ kg/(s*m ²)
	矿物油	C _{oil}	1406		
	GPPS (通用聚苯乙烯)	C _{gpps}	2483	905	2.61
	PMMA (聚酯(甲基异丁烯酸盐), 其还称为丙烯酸玻璃)	C _{PMMA}	2814	1180	3.32
	环氧材料	C _{epoxy}	2699	1080	2.45
	PVDF	C _{PVDF}	2200	1780	3.92
	PDMS (聚二甲基硅氧烷)	C _{PDMS}	950	1580	1.5
	硅橡胶		~ 1000		
	皮肤	C _{skin}	1730	1150	1.99
	水	C _{Water}	1480-1500	1000	1.48

[0220] 表1

[0221] 在一些实现中, 用于凸透镜的透镜材料可以包括硅橡胶, 后者具有1000m/s量级的声速。在一些实现中, 用于凸透镜的透镜材料可以包括PDMS, 后者可以具有950m/s量级的声速。这些材料实现凸透镜针对水/组织的聚焦, 并具有1500m/s量级的声速。

[0222] 一些实现可以包括具有诸如PMMA或GPPS或环氧材料之类的材料的凹透镜。

[0223] 反射系数可以是在选择合适的透镜材料时的一个决定性因素。可以通过下式来表达反射系数:

[0224] $R = 100 * \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$, 其中, Z_1 表示第一介质的阻抗, Z_2 表示第二介质的阻抗。

[0225] 在下面的表中, 示出了透镜/皮肤界面和相应的反射和传输值的一些例子:

[0226]

界面	反射	传输
----	----	----

GPPS-皮肤	13.5%	86.5%
PMMA-皮肤	25.0%	75%
环氧材料-皮肤	10.4%	89.6%
水-皮肤	14.6%	85.4%
PVDF-皮肤	32.7%	67.3%

[0227] 表2

[0228] 根据该反射和传输表,可以看到,环氧材料和GPPS是适合于用于外部透镜的材料。经常在医学超声波换能器中发现GPPS,这是由于其平滑的表面结构。但是,PMMA也可以是合适的透镜材料。

[0229] 环氧材料具有能够容易地与其它材料进行混合,以改变混合物的密度的优点。对这些材料进行混合的一个目标是,使声学阻抗尽可能地接近于皮肤阻抗,这将降低被反射的能量。

[0230] 衰减是在选择用于透镜的材料时考虑的另一种因素。GPPS和PMMA均具有较低的声阻尼,这使得它们是有吸引力的材料。

[0231] 图12示出了适合于在聚焦层中使用的透镜的另一个例子。在该例子中,透镜900是与皮肤表面1200相邻的凹透镜。这里,透镜900具有直径W、高度H、焦距 F_i 、以及具有尺寸 D_x 和 D_z 的聚焦区905。

[0232] 在表3中示出了用于诸如图12中所示出的实施例的输入参数的例子,其包括 F_i 的四个示例。

[0233]

D	5	mm
Lt	50	mm
F1	5	mm
F2	2	mm
F3	7	mm
F4	4	mm
Ra	2.0-3.1	mm
dRa	46-300	μm
C1	1500	m/s
C2	2200	m/s
F0	10	MHz
λ	220	μm

[0234] 表3

[0235] 在表3中,根据一个例子,Lt表示包括四个透镜(它们具有焦距F1-F4)的聚焦层的一部分的总长度。下面的表示出了根据一个这种例子的透镜阵列的计算的尺寸。

[0236]

	F1 = 5 mm	F2 = 2 mm	F3 = 7 mm	F4 = 4mm
长轴	4.2	1.9	5.3	3.8
短轴	3.5	1.6	4	3.2

[0237]	直径 W	6	3	6	6
	Dz	3.7	3.1	4.8	3.2
	Dx	0.3	0.21	0.3	0.2
	F#	1.13	0.97-1	1.46	0.96-1
	H	~2	1.1	2	2
	λ	0.22	0.22	0.22	0.22

[0238] 表4

[0239] 量级为1的焦距编号F#很难制造。但是，上面的例子仅仅用于说明目的。在这些例子中，参数Dz位于3.2-4.8mm的范围之内，其足够覆盖桡动脉或尺动脉的横截面。在一个例子中，每一个透镜的直径将实现换能器长度中的21mm的构建宽度和6mm的宽度。

[0240] 对于包括柱面透镜的一些实现而言，换能器的长度可以处于21mm的量级或者更大（或者更小），跨越期望的动脉的换能器的宽度可以处于10mm到25mm的量级或者更大。更小的宽度也是可行的，但一条声音看起来更像单一的聚焦声音波束，如同在环形聚焦透镜时所呈现的。

[0241] 本文所公开的各种实施例包括：用于在被配置为获得心血管性质的测量的可穿戴超声波测量设备中使用的可穿戴超声波传感器。具体而言，一些实施例可以包括可穿戴超声波传感器，后者配置为对发射成平面波的超声波（其波前具有可以忽略的曲率）进行指引，使得入射波前被认为是与透镜平行。一个或多个透镜可以将该波前转换成能传播到受试者的肢体的一个或多个超声波波束。该平面波的波长取决于生成平面波的压电材料的激励频率，其中该压电材料根据其机电特性来发起声波。在一些例子中，该压电材料可以是极化的聚偏氟乙烯（PVDF）。对于穿戴在手腕或者手指上且目标是对桡动脉或尺动脉或者指动脉中的一个进行测量的设备而言，激励频率可以是10MHz到50MHz的量级。该量级的激励频率在组织中产生30 μ m到150 μ m的量级的波长，并且在GPPS的透镜材料中产生49 μ m到250 μ m的量级的波长。确切的值取决于在特定的实现中使用的材料的波传播。例如，如果在PVDF的发射器和透镜之间使用PMMA材料，则可以期望处于56 μ m到28 μ m的量级的波长。

[0242] 在一些实施例中，聚焦的波束可以具有不管在传感器的位置中可能出现的动脉移位或者偏移如何都能够使得动脉保持在超声波波束之内的长轴尺寸。在一些实施例中，超声波的波束可以是线性的，或者基本线性的。在一些例子中，超声波的波束的横截面可以具有如下长轴尺寸：相对于在肢体（例如，手指、手腕、脚踝等等）周长上感兴趣动脉最靠近皮肤的位置，该长轴尺寸延长某个范围的旋转度数。在一些实施例中，可以发射超声波的平面波，使得长轴尺寸沿着肢体的部分周长进行延伸。在一些实施例中，超声波的平面波束的长轴尺寸，可以围绕肢体的整个周长延伸。在一些实施例中，与动脉的方向相垂直的超声波的平面波的长度，大于动脉的方向中的宽度。一些实施例能够产生高度聚焦于轴线方向（例

如,如用于环形换能器的附图中所示出的),并沿着组织的横向方向均匀分布的聚焦声音波束。一些这种实施例可以包括一个或多个柱面透镜。一些例子可以产生宽度和长度与透镜的大小相对应,深度与透镜的焦距相对应的超声波波束。在焦深之后的形状通常与声学能量的扩展相对应,此举对于接收的声学响应具有较小的影响。

[0243] 各个实施例可以提供一种可穿戴超声波测量设备,该可穿戴超声波测量设备能够使动脉相对于传感器的动脉移位的伪影最小化或者进行避免的方式,对心血管性质进行测量。这种移位可能源自于肢体有意识移动、传感器的震动或者惯性移动(例如,由于手臂摆动)。因此,可以在无需精确地知道动脉的位置的情况下,将各个实施例的可穿戴超声波测量设备放置在受试者上。

[0244] 图13A和图13B根据一些实施例,示出了具有聚焦层的超声波传感器系统。在该例子中,聚焦层612包括透镜900a、900b(统称为900)。图13B示出了透镜900c是柱面透镜的例子,而在其它实现中,透镜900中的至少一个可以是另一种类型的透镜(例如,球面透镜)。在该例子中,从透镜900c的超声平面波所产生的超声波波束1330c,是线性的或者基本线性的波束。随着超声平面波从超声波发射器层614传播通过聚焦层612,透镜900中的一个或多个(在一些例子中,透镜900中的每一个)可以将该平面波聚焦在穿过动脉9的动脉纵轴(在该例子中,其对应于x轴)的相应超声波波束1330a、1330b(统称为1330)中。在一些实施例中,可以与肢体5中的动脉9的动脉纵轴相垂直地(例如,沿着y轴),对每一个超声波波束30进行聚焦。但是,在替代的实现中,超声波波束可以延展穿过动脉9的动脉纵轴,但可以并不垂直地延展穿过动脉9的动脉纵轴。在一些这种实现中,超声波波束可以按照与动脉纵轴的垂直线具有20度之内的角度,延展穿过动脉9的动脉纵轴。换言之,该角度位于与动脉纵轴的法线的20度之内。

[0245] 随着动脉9和周围的组织对超声波的聚焦的平面波束进行反射,超声波反射可以反向传播到接收器层616的超声波换能器层1320。超声波换能器层1320将超声波反射转换成电信号,在接收器层616的薄膜晶体管(TFT)层530中配置的接收器阵列(例如,1332a或1332b,统称为1332)对该电信号进行接收和放大。

[0246] 在图13A所示出的实施例中,在超声波反射碰撞超声波接收器层616之前,其可以传播通过聚焦层612的透镜(例如,900a或900b)。在一些实施例中,接收器阵列1332可以直接布置在透镜900之下,从而增加信噪比和减少波束扩散。在其它实施例中,可以在相对于相应透镜900a、900b的放置的某种水平偏移处,布置接收器阵列1332。

[0247] 每一个接收器阵列532所产生的输出信号可以传输到处理器(例如,图6A的处理器620),以进行各种心血管性质的测量。例如,处理器可以使用单个接收器阵列1332a或1332b的输出,来测量例如动脉9的横截面面积和扩张。在具有沿着动脉纵轴以已知距离间隔开的至少两个接收器阵列1332a和1332b的实施例中,处理器可以使用接收器阵列532的相应输出,来确定例如动脉压脉搏(随着其传播通过动脉)的脉搏传导时间(PTT)和脉搏波速度(PWV)。

[0248] 在一些实施例中,处理器可以被配置为对输出信号执行某种预处理,以滤波掉输出信号中与非动脉信息相对应的部分(即,由于感兴趣的动脉周围的生物组织所造成的反射而产生的信号贡献)。例如,在一些实施例中,处理器可以被配置为,在与给定的组织深度相对应的采样窗中对来自传感器的所接收输出信号进行搜索。该采样窗还可以称为距离门

(range gate)。可以通过一些处理技术,将动脉信号识别为存在于各个距离门之中,或者不存在于各个距离门之中。这些技术中的一些是用于对距离门之内的所接收信号的信号强度进行比较。与血细胞相比,动脉壁通常产生更高的反射。因此,可以通过观测从高强度到低强度,转而再次到高强度的强度偏移,来识别动脉分段,其中,当经过距离门处理的信号与动脉壁的背面相对应时,发生该强度偏移。

[0249] 图14示出了根据与超声波反射相对应的信号,检测动脉壁的例子。在该例子中,垂直轴与从超声波接收器元件接收的信号幅度相对应,水平轴与时间相对应。高幅度信号1405a和1405b与来自动脉壁的反射相对应。

[0250] 一些实现可以被配置为:随时间来观测给定组织深度的距离门,例如,通过以给定的脉冲重复频率(PRF)来重复地发射声波。当距离门位于与动脉壁相对应的深度时,该距离门窗中的尖峰将是相位偏移或者时间偏移,可以对其进行一个发射一个发射地跟踪。具体而言,对于每一个脉冲重复,都可以识别类似于图1A中所示出的针对动脉波形的单个采样。

[0251] 其它信号处理方法可以涉及:对来自于血管壁的信号中的多普勒偏移进行跟踪。其它技术可以涉及:观测流动曲线。

[0252] 图15示出了具有至少一个柱面透镜,以促进输出采样策略的可穿戴超声波传感器系统的例子。如上面所讨论的,柱面透镜900可以被配置为,将来自于超声波发射器层614的超声平面波聚焦到穿过动脉9的动脉纵轴的超声波波束30中。在一些这种例子中,超声波波束可以是线性的,或者基本线性的超声波波束。动脉9和周围的组织可以与该超声波进行相互作用,将该超声波能量的一部分作为超声波反射,反向反射到柱面透镜900。

[0253] 在图6所示出的实施例中,柱面透镜900将碰撞在透镜上的超声波反射重定向到接收器阵列1532,其中接收器阵列1532被布置在超声波接收器层616中的超声波换能器层之下。由于柱面透镜900的光学特性,可以将超声波反射集中在接收器阵列1532中的接收器元件1534的子集上(例如,一个或多个特定的行和/或列)。

[0254] 在一些实施例中,处理器(例如,图6A的处理器620)可以被配置为:只对与接收器阵列1532中的所检测的超声波反射所集中到的位置处的接收器元件1534的子集相对应的输出信号进行采样。结果,处理器可以限制从相应的接收器阵列1532采样的输出信号的数量,并减小能耗。在一些实施例中,处理器可以依据信号幅度,将接收器元件1534的子集选择成产生最强输出信号的那些接收器元件。在一些实施例中,处理器可以调整所选定的接收器元件1534的数量,以便获得期望的信噪比。

[0255] 图16A根据另外的实施例,示出了具有聚焦层的可穿戴超声波传感器系统的例子。如先前所讨论的,聚焦层612可以包括一个或多个柱面透镜900。此外,聚焦层612还可以包括柱面透镜912,柱面透镜912被定向为,使得当可穿戴超声波传感器系统610放置在受试者的肢体上时,按照相对于动脉中的血流(在该例子中,其是沿着图16中所示出的x轴)的非正交角度(θ)来发射超声波的聚焦的平面波束。按照相对于动脉中的血流的非正交角度(θ)来发射超声波的聚焦的平面波束,通过对超声波反射中的多普勒偏移以及可选地呈现不同多普勒偏移量的超声波反射强度进行测量,实现血流速度和血流量的测量。

[0256] 如上面所讨论的,可以通过测量脉搏波速度(PWV)、动脉扩张(图5B的 δA)和均值动脉横截面面积(图5B的 $\langle A \rangle$),来获得血压测量。在前述的实施例中,可以通过检测超声波接收器层616中沿着动脉轴以固定距离间隔的两个接收器阵列1332a、1332b之间的脉搏传导

时间 (PTT), 来确定脉搏波速度 (PWV)。通过将柱面透镜912合并到聚焦层612中, 可以基于相对于动脉横截面面积的改变量 (dA) 的流量的改变的测量 (dQ), 来执行用于测量脉搏波速度 (PWV) 的替代方法:

$$[0257] \quad PWV = \frac{dQ}{dA} \quad (11)。$$

[0258] 可以基于通过动脉体积 (或者横截面面积A) 的血流速度 (v), 来确定流量的改变。例如, 在一些实施例中, 可以根据式 (12) 来表达流量Q, 如下所示:

$$[0259] \quad Q = v * A \quad (12)$$

[0260] 在一些实施例中, 可以基于发射的超声波的频率 (f_t) 和检测的超声波反射的频率 (f_r) 之间的多普勒偏移, 来以超声方式确定血流速度 (v)。例如, 可以根据式 (13) 来表达血流速度 (v):

$$[0261] \quad v = c \frac{(f_r - f_t)}{2f_t \cos \theta} \quad (13)$$

[0262] 其中, θ 是发射的超声波的平面波束和血流方向之间的相对角度, c 是等于在血液中的声速的常量 (例如, 1540m/s)。

[0263] 在一些实施例中, 聚焦层612可以包括柱面透镜912, 该柱面透镜912被定向为, 使得当将该设备应用于受试者时, 按照相对于动脉中的血流近似为45度的角度来发射超声波的聚焦的平面波束。在动脉9中移动的血细胞, 将超声波中的一些以多普勒偏移频率 (f_r) 反向反射到透镜912。

[0264] 随着超声波反射碰撞柱面透镜912, 该透镜可以将超声波反射重定向到超声波接收器层616中的接收器阵列1332c。接收器阵列1332c可以检测超声波反射, 并向处理器 (例如, 图6A的处理器620) 提供与所检测的超声波反射相对应的输出信号。

[0265] 在一些实施例中, 处理器可以被配置为对来自输出信号的多普勒偏移频率 (f_r) 进行测量。在一些脉冲化的多普勒实现中, 可以针对每一个脉冲重复, 在相同的距离门深度处对时间偏移的信号进行估计。在一些实现中, 可以通过对两个连续的距离门进行互相关, 来测量血流速度。其它脉冲化的多普勒实现可以涉及: 规定覆盖血流的一部分或者全部的距离门窗, 并且其后, 对信号执行傅里叶变换以检测频率偏移分量。这些实现可以针对靠近换能器的血管提供满意的结果。一些连续性多普勒实现可以根据该方法来确定血流速度。

[0266] 已知超声波发射器层614所产生的超声平面波的频率 (f_t)、测量的多普勒偏移频率 (f_r)、以及相对于血流方向来发射超声波的平面波束的角度 (θ), 处理器 (例如, 图6A的处理器620) 可以根据式 (13) 来计算血流速度 (v)。

[0267] 在一些实施例中, 处理器可以根据从布置在其中一个透镜 (例如, 透镜900a和900b) 之下的接收器阵列 (例如, 阵列1332a、1332b) 之一获得的输出信号, 对动脉横截面面积的改变量 (dA) 进行测量。给定这些另外的测量, 处理器可以被配置为: 计算流量的改变量 (dQ) 和脉搏波速度 (PWV)。图16B是用于示出在一个脉搏期间, 动脉的血流量和横截面面积之间的关系的图。在一些例子中, 处理器可以执行线性回归线的斜率的估计, 其中该线性回归线拟合QA图的线性部分, 例如, 如图16B中所示。该斜率的线性部分表示动脉波形的收缩阶段所对应的A和Q。该斜率被示出为与PWV相对应。

[0268] 图17根据一些实施例, 示出了具有包括多个不同透镜的聚焦层的可穿戴超声波传感器系统。例如, 聚焦层612可以包括具有不同焦深的两个或更多透镜。在一些例子中, 这些

透镜中的至少一个可以是柱面透镜。在图17所示出的实施例中,这些透镜具有焦深F1、F2、F3和F4。这里,透镜900c配置有焦深F2,其中与透镜900a、900b、900c和900d的相应焦距F1、F3和F4相比,焦深F2更短。透镜900d配置有焦深F4,与其它柱面透镜900a、900b和900c的相应焦深F1、F2和F3相比,焦距F4更长。在图17中所示出的焦距F1-F4和尺寸W、L_t、L_m和H,是上面参照图12和表3和表4所讨论的相同尺寸的例子。

[0269] 使多个透镜配置有不同的焦距,实现将平面超声波波束聚焦在受试者的组织中的不同深度,此举可以增加从接收器阵列1332a、1332b、1332c、1332d和1332e (其统称为接收器阵列1332) 中的至少一个获得与来自感兴趣的动脉的中心的超声波反射相对应的输出信号的概率。在一些实施例中,处理器(例如,图6A的处理器620)可以被配置为:执行对来自接收器阵列1332中的每一个换能器的输出信号的初步扫描,以确定该换能器具有受到适合于在测量各种心血管性质时使用的动脉信息主导的信号。根据一些实现,处理器可以通过将处于相同组织深度处的距离门信号进行比较,来确定上述情形。具有最高相位或者时间偏移的信号,最可能是具有关于该动脉的最佳聚焦的信号。其它实现可以涉及:在每一个距离门中观测多普勒偏移。该多普勒偏移通常表示正在移动的组织。

[0270] 图18是根据各种实施例,示出用于使用超声波传感器来确定血压的方法1800的流程图。方法1800的各种操作可以由被配置为测量一个或多个心血管性质的可穿戴超声波测量设备或移动计算设备来执行。在一些例子中,该方法可以由图1D中所示出的装置180或者图6B中所示出的装置600来实现。

[0271] 在方框1812中,根据各种实施例的超声波传感器系统可以生成超声波脉冲(例如,超声平面波)。在一些实施例中,超声波发射器层614可以被配置为:将来自处理器(例如,图6A的处理器620)的电信号转换成超声平面波的连续序列或者脉冲序列。

[0272] 在方框1814中,超声波传感器系统的聚焦层112中的一个或多个透镜,可以将超声平面波聚焦到超声波波束中,其中该超声波波束被投射到受试者的肢体,并穿过动脉的动脉纵轴。在一些实施例中,这些透镜可以被配置为具有不同的焦距,以便在受试者中的不同深度处形成多个聚焦的超声波波束。在一些实施例中,透镜可以被定向为,使得按照相对于血流方向的非正交角度来发射该超声波波束。

[0273] 在方框1816中,超声波传感器系统可以检测超声波反射,并生成与超声波的平面波束的反射相对应的输出信号。在一些实施例中,超声波传感器系统610的超声波接收器层616可以将超声波的反射转换成能够被相应的接收器阵列接收的电信号。作为响应,相应的接收器阵列中的每一个可以被配置为:生成与所检测的超声波反射相对应的输出。

[0274] 在可选框1818中,处理器(例如,620)可以选择这些输出信号中的一个或多个,用于从中生成一个或多个心血管性质的测量。例如,在一些实施例中,处理器可以被配置为:仅对接收器阵列可提供的输出信号的子集进行采样。例如,如先前参照图15所描述的,处理器可以被配置为,仅对来自接收器阵列1532的各个元件的输出信号的子集(例如,最强的输出信号)进行采样。在一些实施例中,处理器可以被配置为,对来自接收器阵列1532的输出信号进行选择,所选择的输出信号与从特定的焦深(例如,优选地位于与感兴趣的动脉相对应的焦深)获得的超声波反射相对应。

[0275] 在可选框1820中,处理器(例如,620)可以对来自相应的接收器阵列的所选择输出信号进行滤波,以便获得受到来自感兴趣动脉的信号贡献所主导的经滤波的输出信号。例

如,在一些实施例中,处理器可以被配置为:使来自超声波传感器的输出信号通过高通滤波器,其中该高通滤波器具有0.5-50赫兹(Hz)或者更低的量级的截止频率。结果,维持与移动通过该动脉的血细胞的反射相对应的信号贡献(即,动脉信息),同时,从输出信号中删除来自于受试者肢体中的该动脉周围的慢速移动的组织信号贡献。

[0276] 在可选框1822中,处理器(例如,620)可以对传感器输出(其包括来自方框1818和1820的可选地所选择的和经滤波的传感器输出)进行处理,以确定一个或多个心血管性质的测量。例如,如上所述,处理器120可以使用来自超声波传感器的输出信号来计算各种心血管性质,例如,动脉心跳间扩张(beat-to-beat distension)、脉搏传导时间(PTT)、脉搏波速度(PWV)、平均动脉横截面面积、血流速度、血流量和血压。例如,血压的计算可以涉及:应用组织的已知的或者估计的性质(例如,动脉的应力-应变关系、在传感器输出中反映的距离或者扩张测量),来计算血压。再举一个例子,处理器可以对来自以已知距离分隔的两个超声波传感器的传感器输出进行处理,以根据扩张的变化量识别脉搏压力波何时在每一个传感器下通过,并使用该已知距离除以时间来计算该动脉的脉搏波速度。再举一个例子,处理器可以对来自超声波传感器的传感器输出进行处理,以估计该动脉的扩张或者直径。

[0277] 在方框1824中,处理器可以例如经由RF模块(例如,630)和天线(例如,632),向另一个计算设备发送所述输出和/或所获得的测量。例如,处理器可以经由无线信号(例如,WLAN),向移动设备(例如,智能电话)发送所计算的心血管性质测量,以便向操作者显示。计算设备可以对计算的心血管性质测量进行存储、处理和/或显示。

[0278] 在一些实施例中,在方框1816中由超声波传感器所生成的输出,可以直接发送给另一个计算设备(例如,智能电话)。在这些实施例中,计算设备可以根据这些输出信号来计算心血管性质,实现对于可穿戴超声波测量设备100中的有限能力处理器的使用。

[0279] 本领域普通技术人员应当理解,上述的方法描述和处理流程图仅仅是用作为说明性例子,而不是旨在要求或者暗示必须以所给出的顺序来执行各个实施例的步骤。此外,任何对权利要求元素的单数引用(例如,使用冠词“一个(a)”、“一个(an)”或者“该(the)”),不应被解释为将该元素限制为单数形式。

[0280] 结合本文所公开的实施例描述的各种示例性的逻辑框、模块、电路和算法步骤均可以实现成电子硬件、计算机软件或二者的组合。为了清楚地表示硬件和软件之间的这种可交换性,上面对各种示例性的组件、框、模块、电路和步骤均围绕其功能进行了总体描述。至于这种功能是实现成硬件还是实现成软件,取决于特定的应用和对整个系统所施加的设计约束条件。普通技术人员可以针对每个特定应用,以变通的方式实现所描述的功能,但是,这种实现决策不应解释为背离范围实施例的范围。

[0281] 被设计为执行本文所述功能的通用处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其它可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件或者其任意组合,可以用来实现或执行用于实现结合本文所公开的实施例描述的各种示例性的逻辑、逻辑框、模块和电路的硬件。通用处理器可以是微处理器,或者,该处理器也可以是任何常规的处理器、控制器、微控制器或者状态机。处理器也可以实现为计算设备的组合,例如,DSP和微处理器的组合、若干微处理器、一个或多个微处理器与DSP内核的结合,或者任何其它此种配置。替代地,一些步骤或方法可以由专用于给定功能的电路来执行。

[0282] 各个实施例中的功能可以用硬件、软件、固件或其任意组合来实现。当在软件中实现时,可以将这些功能存储成非临时性计算机可读介质或者非临时性处理器可读介质上的一个或多个处理器可执行指令或代码。本文所公开的方法或算法的步骤,可以体现在处理器可执行软件模块中,后者可以位于非临时性计算机可读或处理器可读存储介质上。非临时性计算机可读或处理器可读存储介质可以是计算机或处理器能够存取的任何存储介质。举例而言,但非做出限制,这种非临时性计算机可读或者处理器可读介质可以包括RAM、ROM、EEPROM、闪存、CD-ROM或其它光盘存储器、磁盘存储器或其它磁存储设备、或者能够用于存储具有指令或数据结构形式的期望的程序代码并能够由计算机进行存取的任何其它介质。如本文所使用的,磁盘和光盘包括压缩光盘(CD)、激光光盘、光盘、数字通用光盘(DVD)、软盘和蓝光光盘,其中磁盘通常磁性地复制数据,而光盘则用激光来光学地复制数据。上述的组合也应当包括在非临时性计算机可读和处理器可读介质的保护范围之内。另外,一种方法或算法的操作可以作为一个代码和/或指令或代码和/或指令的任意组合或代码和/或指令的集合,位于非临时性处理器可读介质和/或计算机可读介质上,其中所述介质可以并入到计算机程序产品中。

[0283] 为使本领域任何普通技术人员能够实现或者使用本发明,上面围绕所公开的实施例进行了描述。对于本领域普通技术人员来说,对这些实施例的各种修改是显而易见的,并且,本文定义的总体原理也可以在不脱离本发明的保护范围的基础上应用于其它实施例。因此,本发明并不限于本文所示出的实施例,而是与权利要求书和本文所公开的原理和新颖性特征的最广范围相一致。

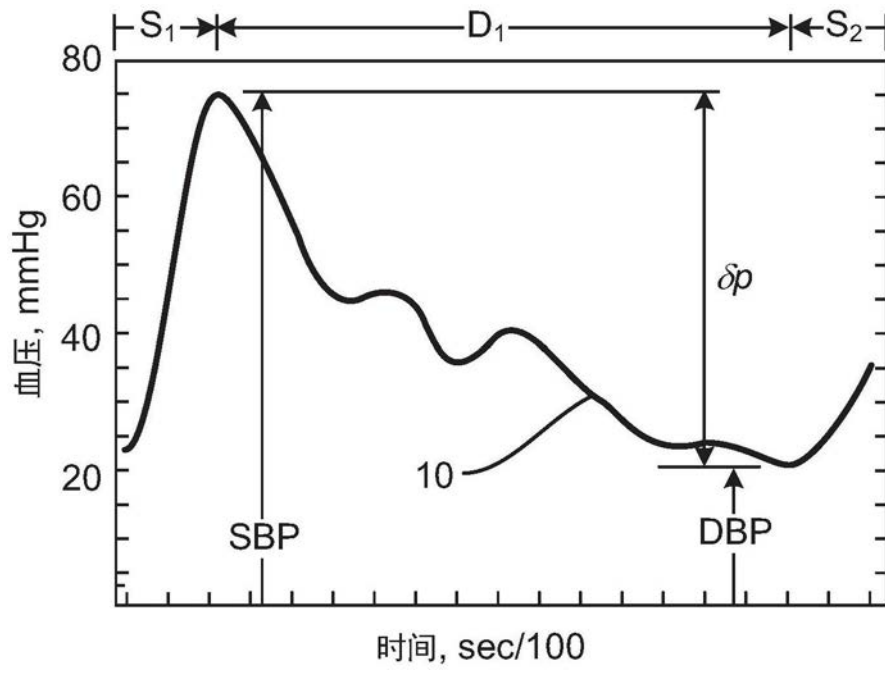


图1A

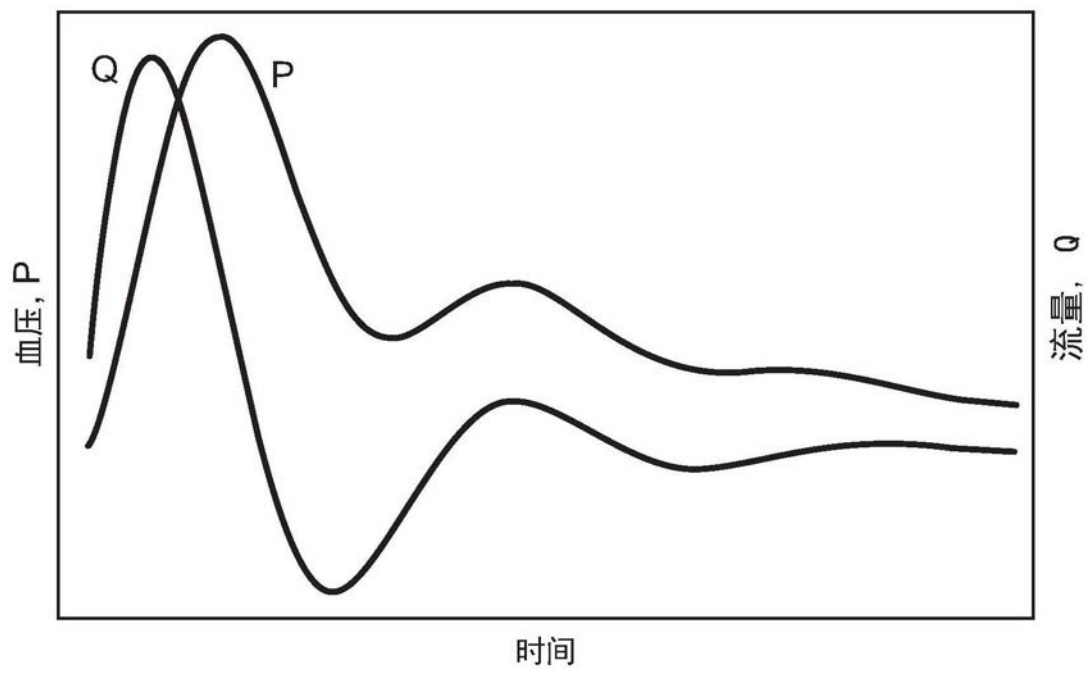


图1B

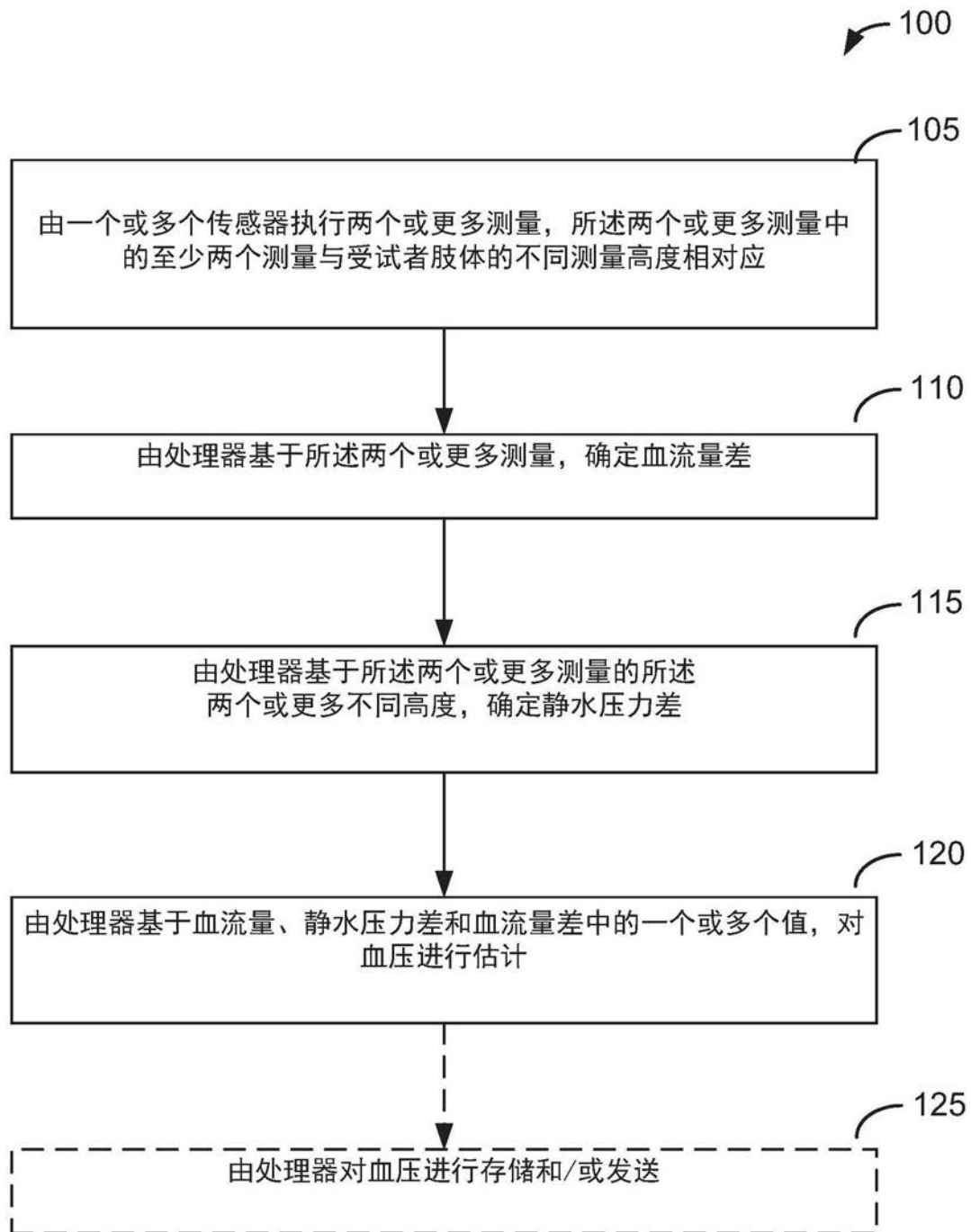


图1C

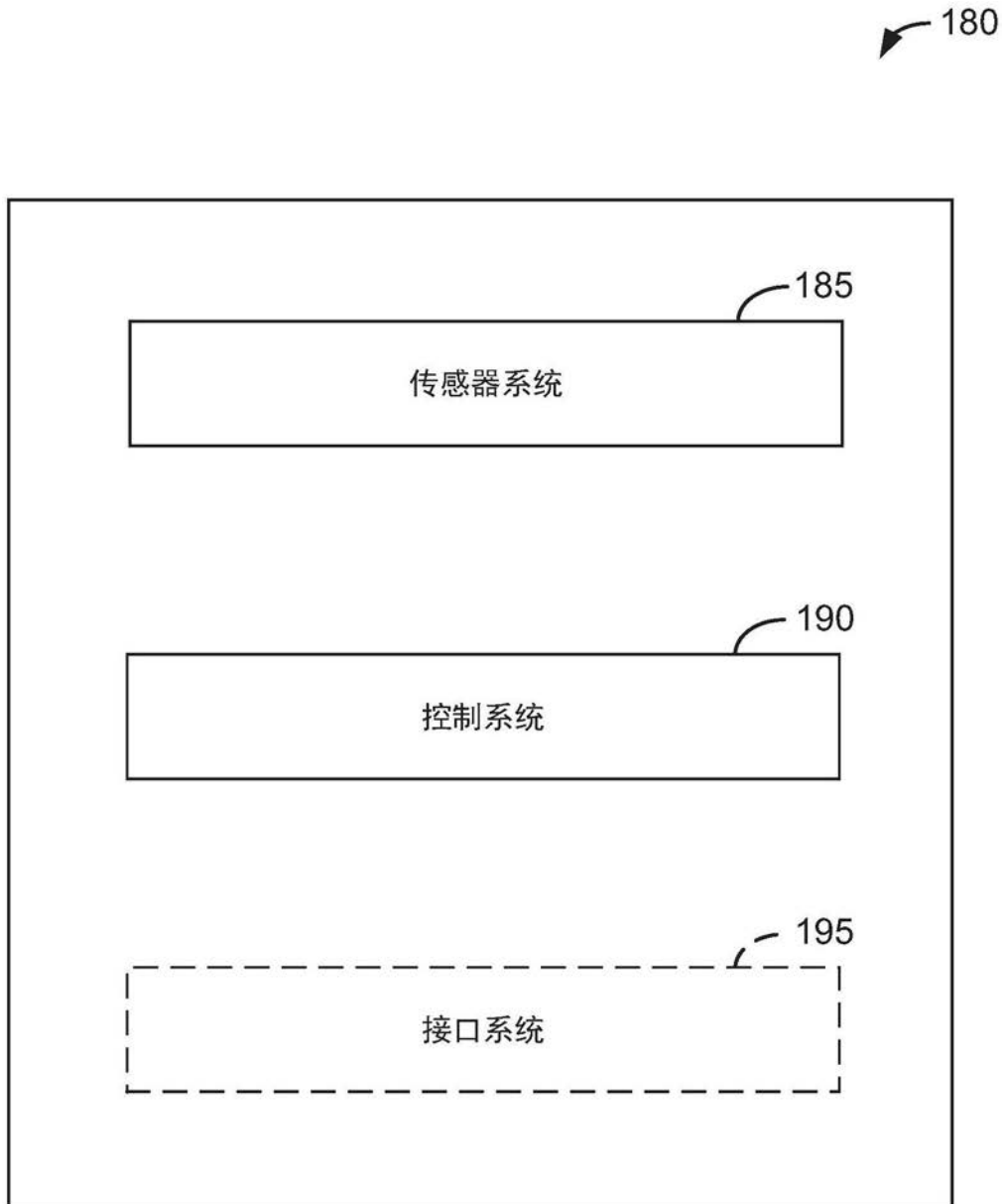


图1D

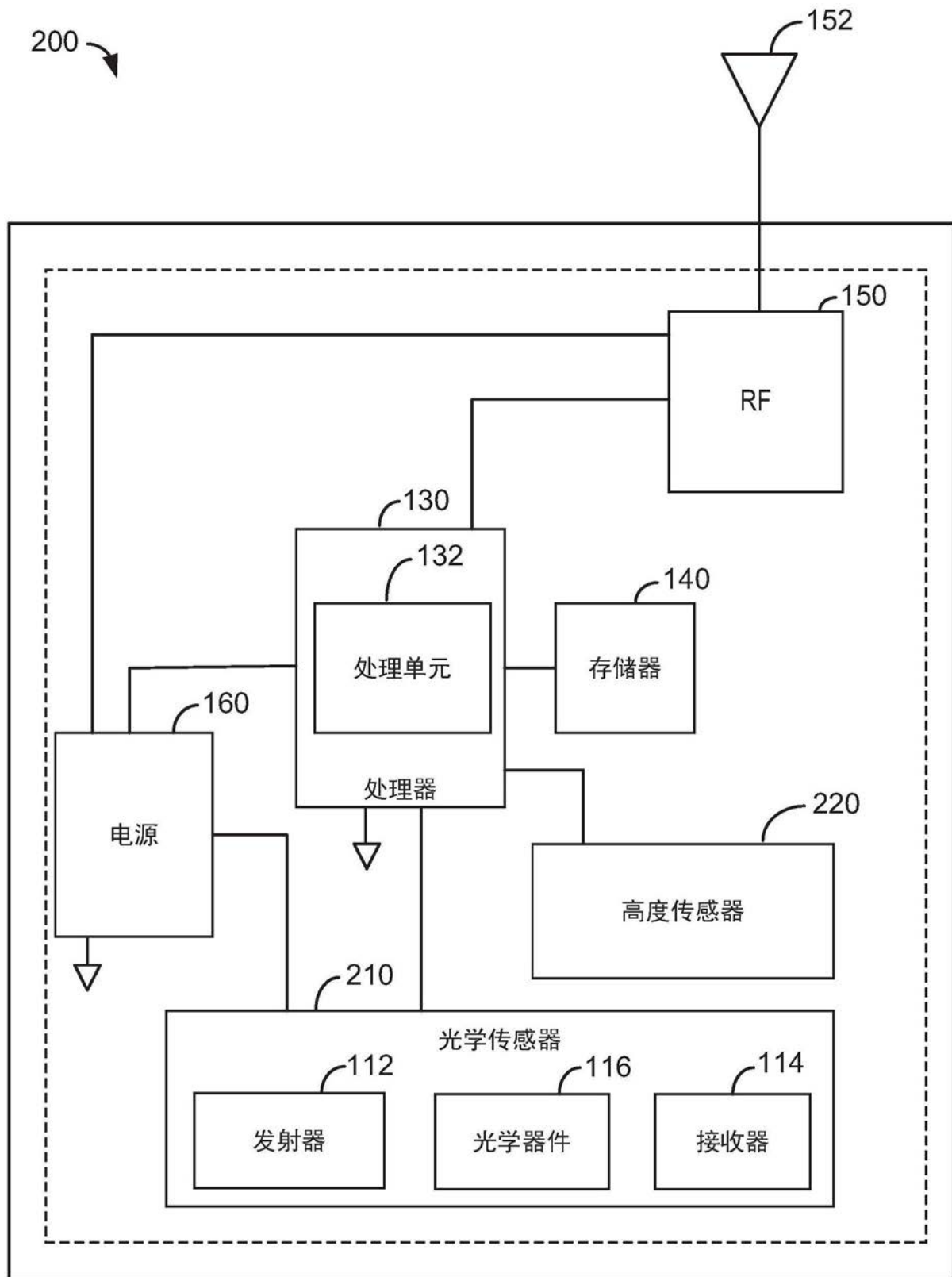


图2A

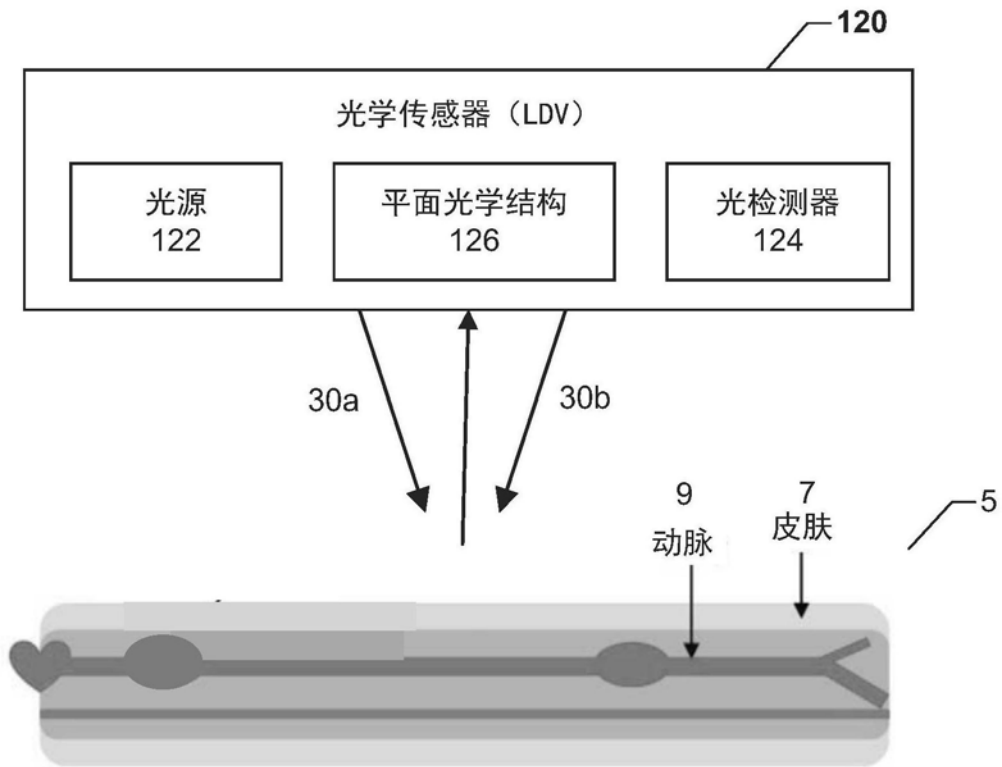


图2B

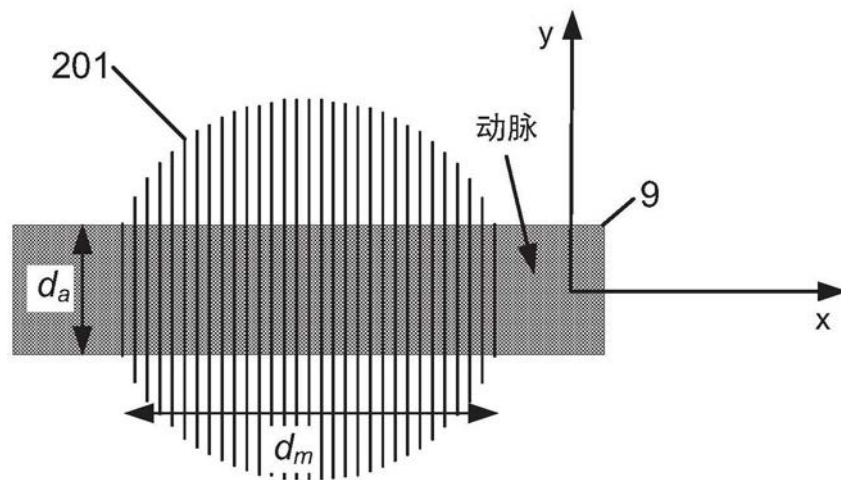


图2C

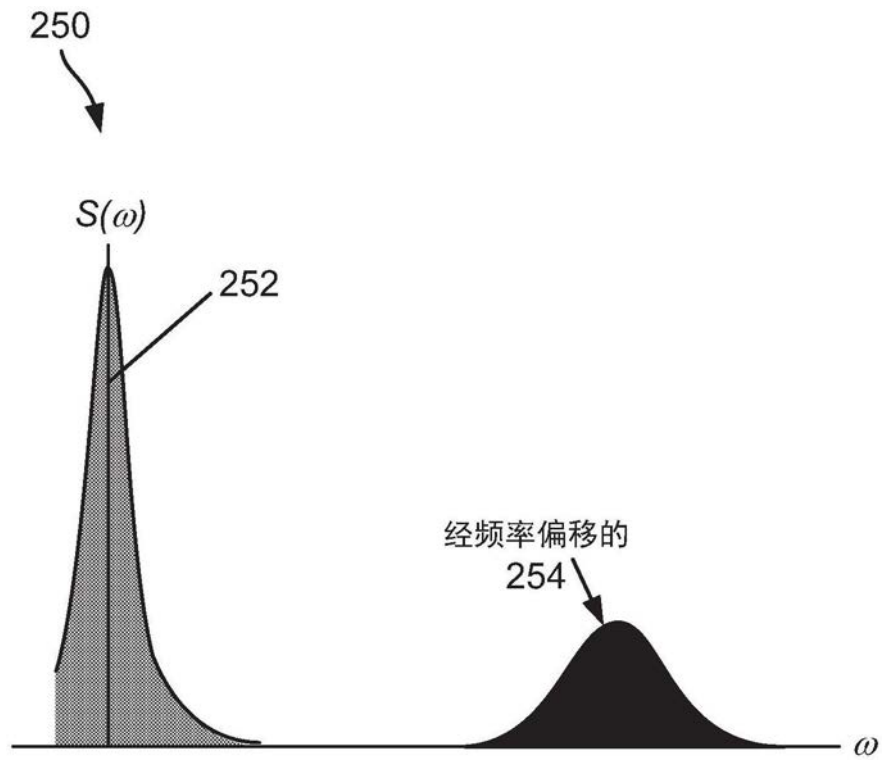


图2D

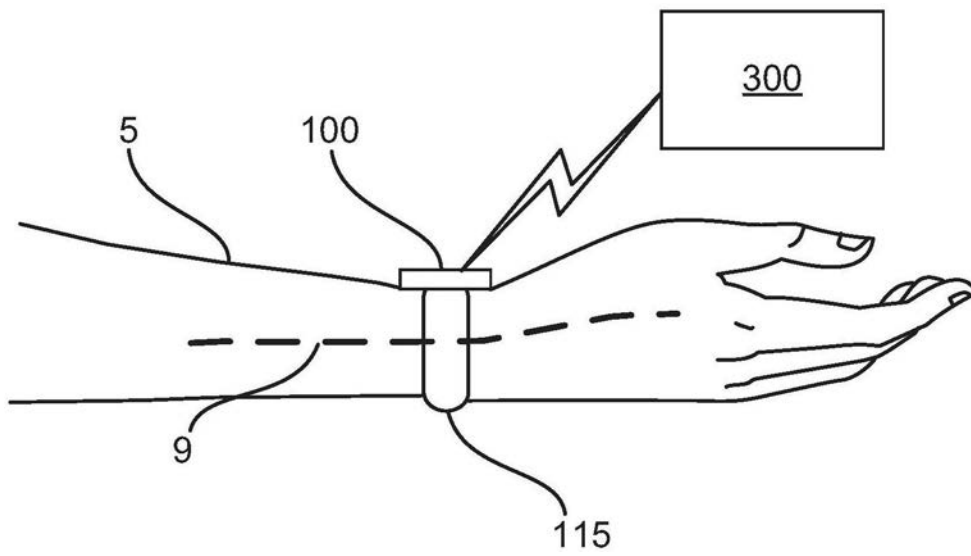


图3A

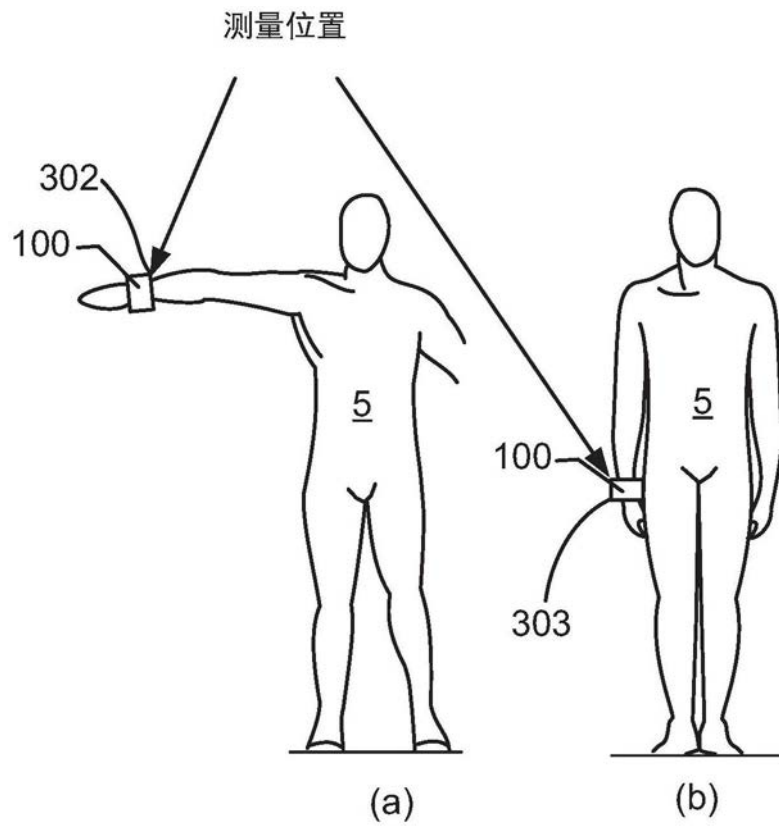


图3B

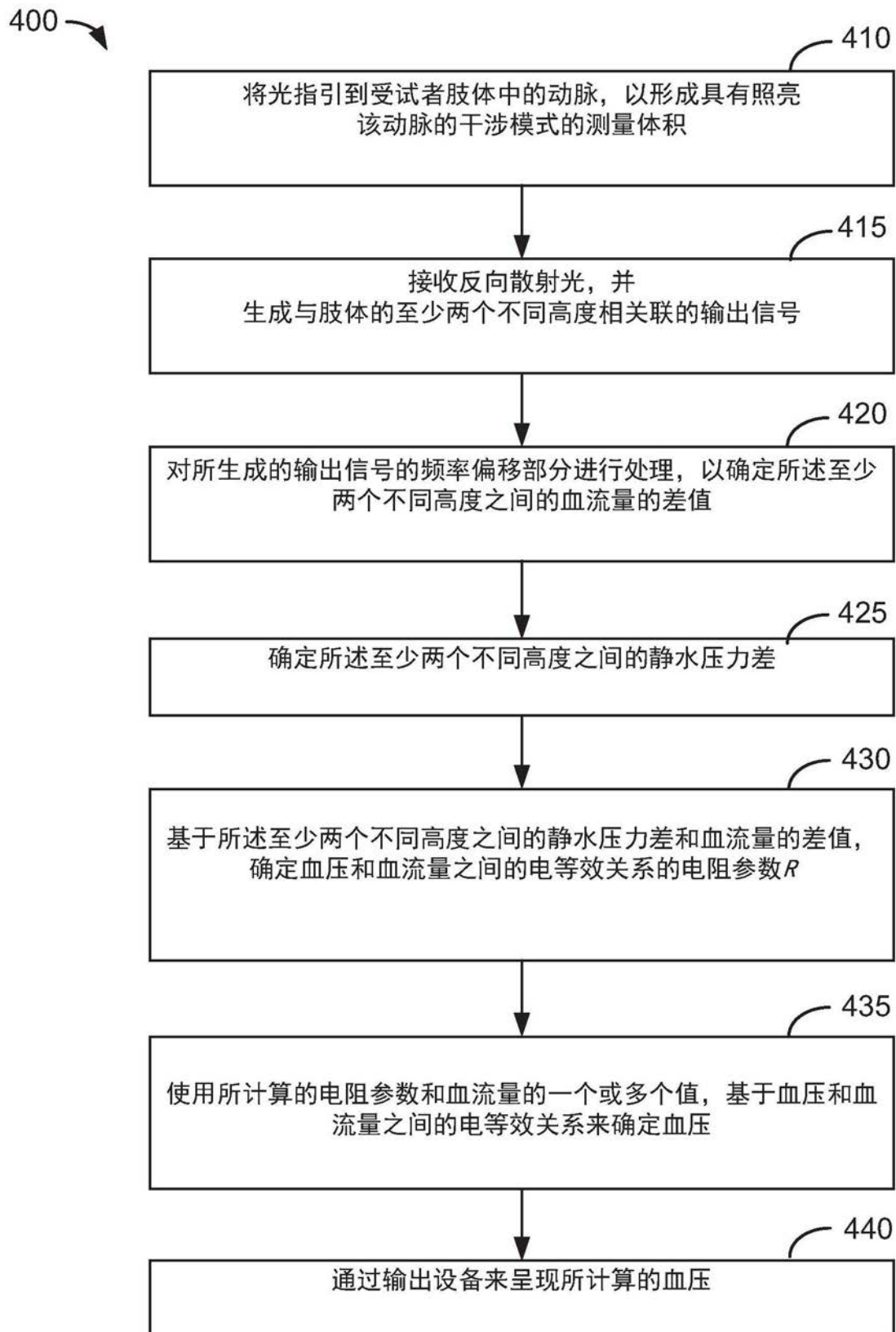


图4A

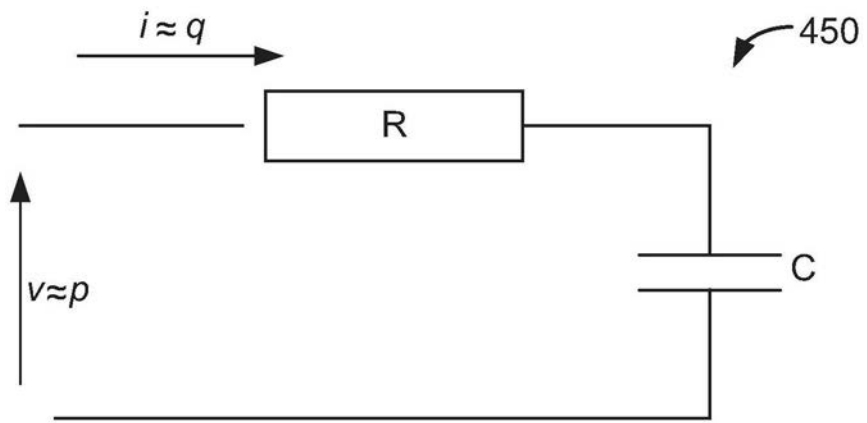


图4B

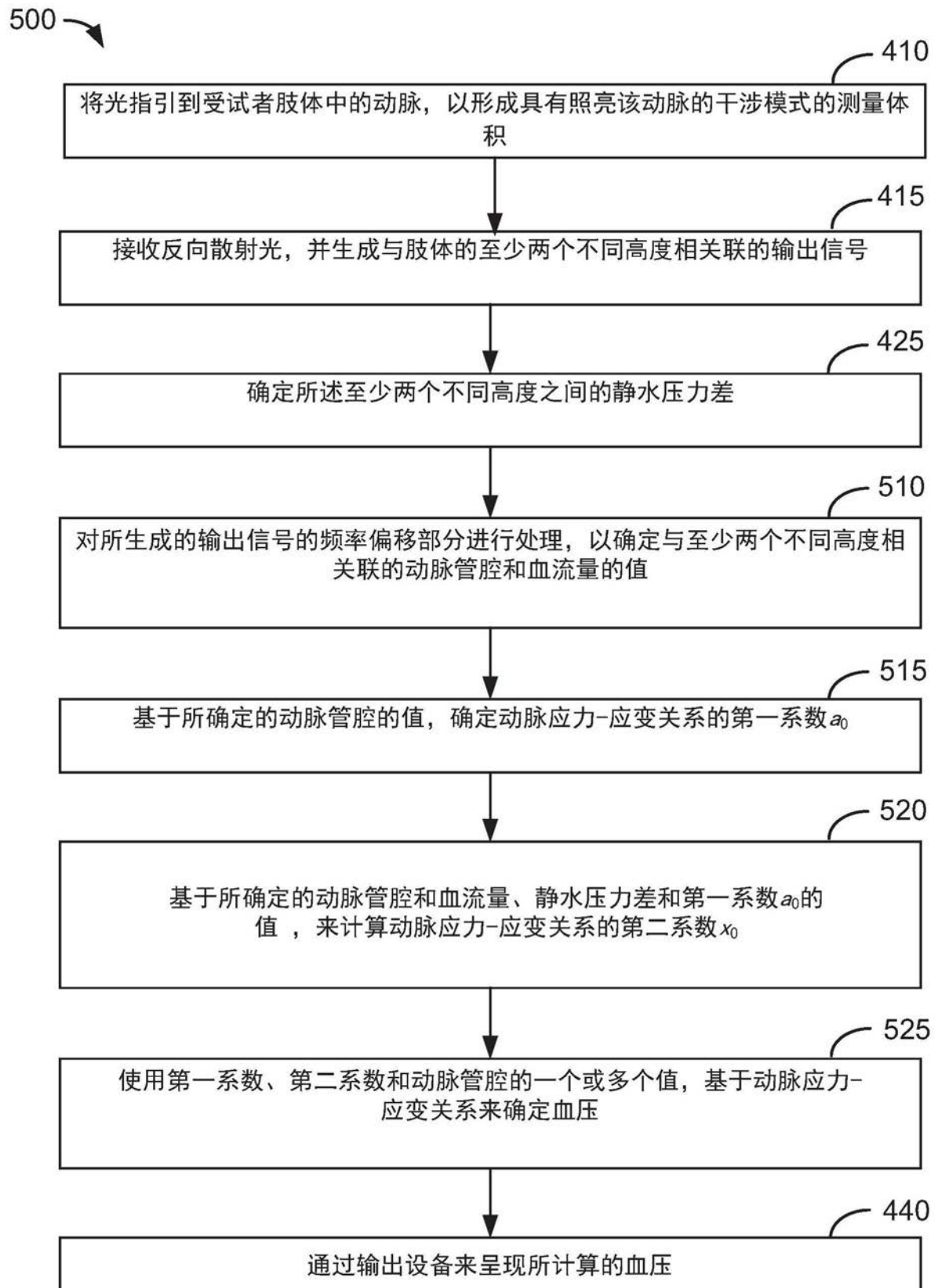


图5A

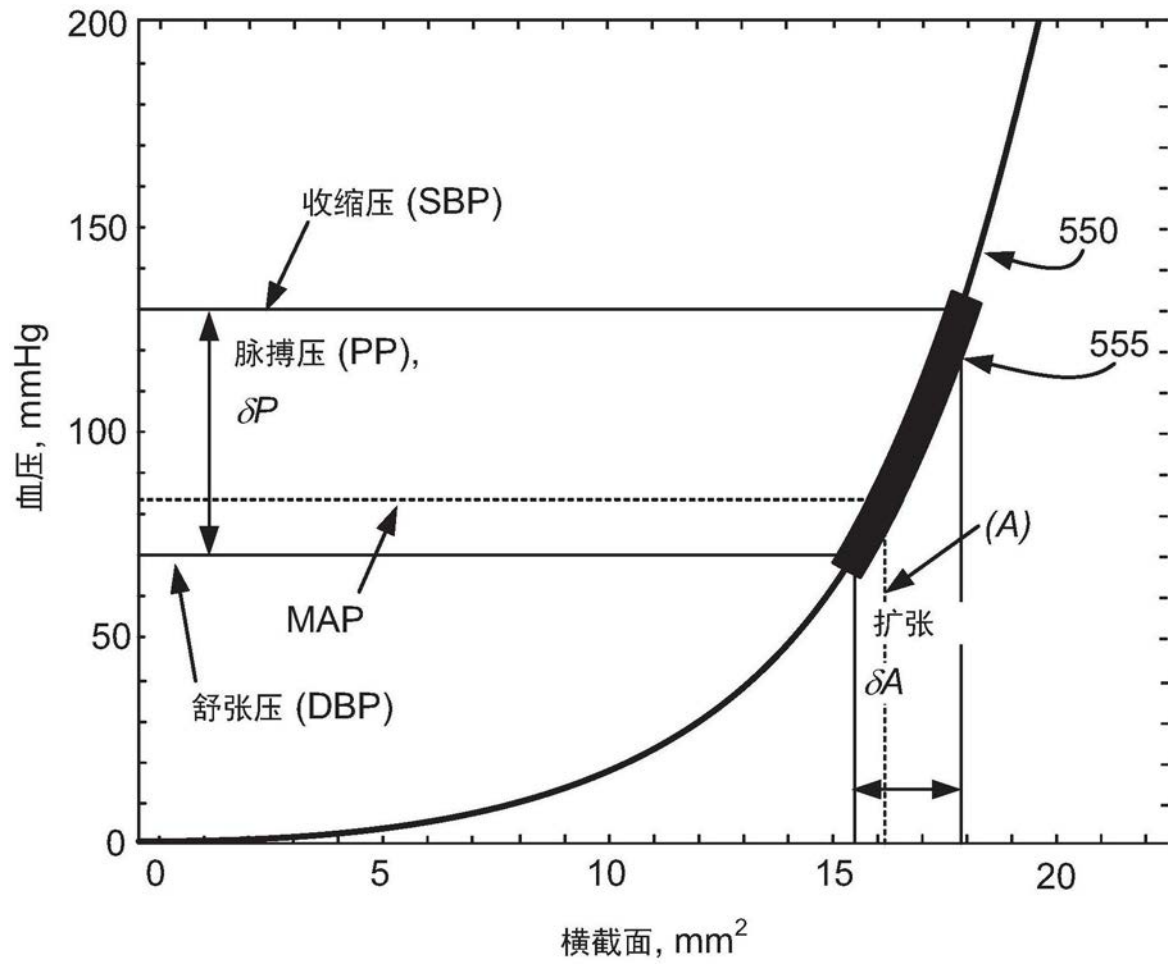


图5B

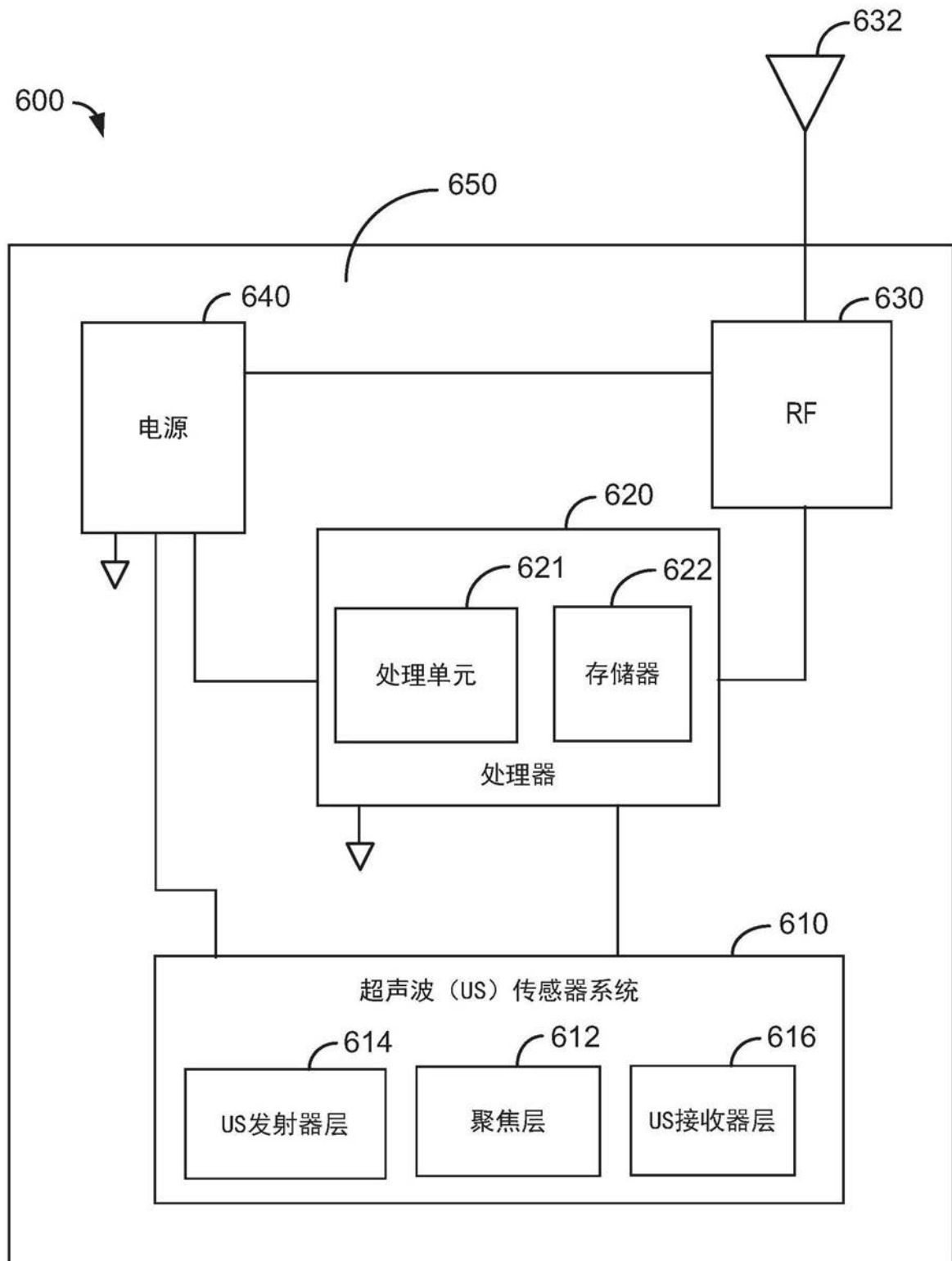


图6A

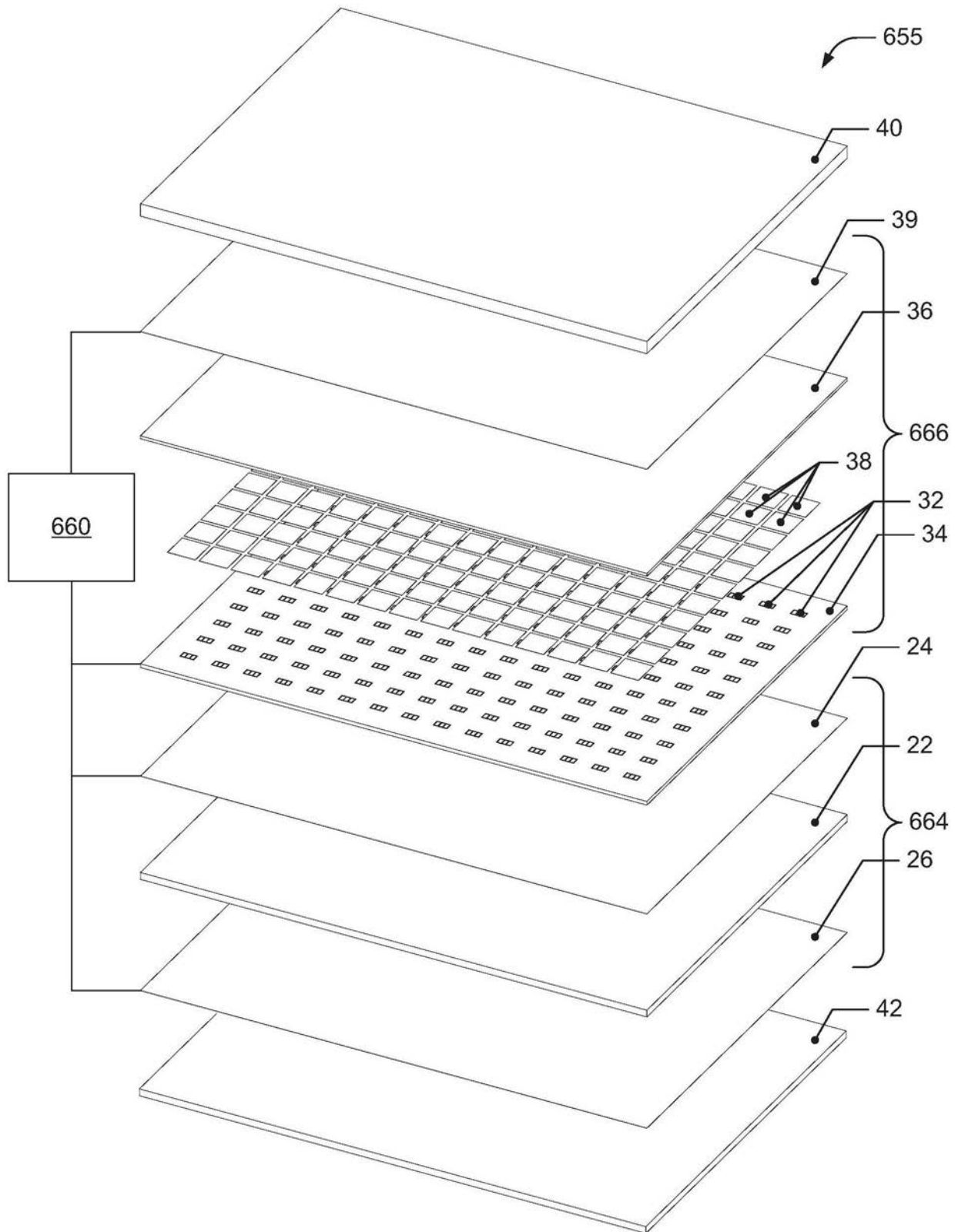


图6B

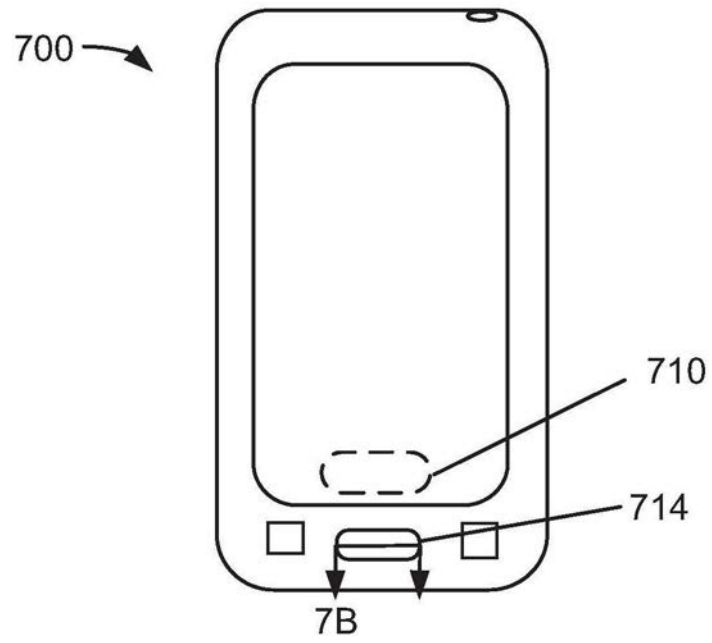


图7A

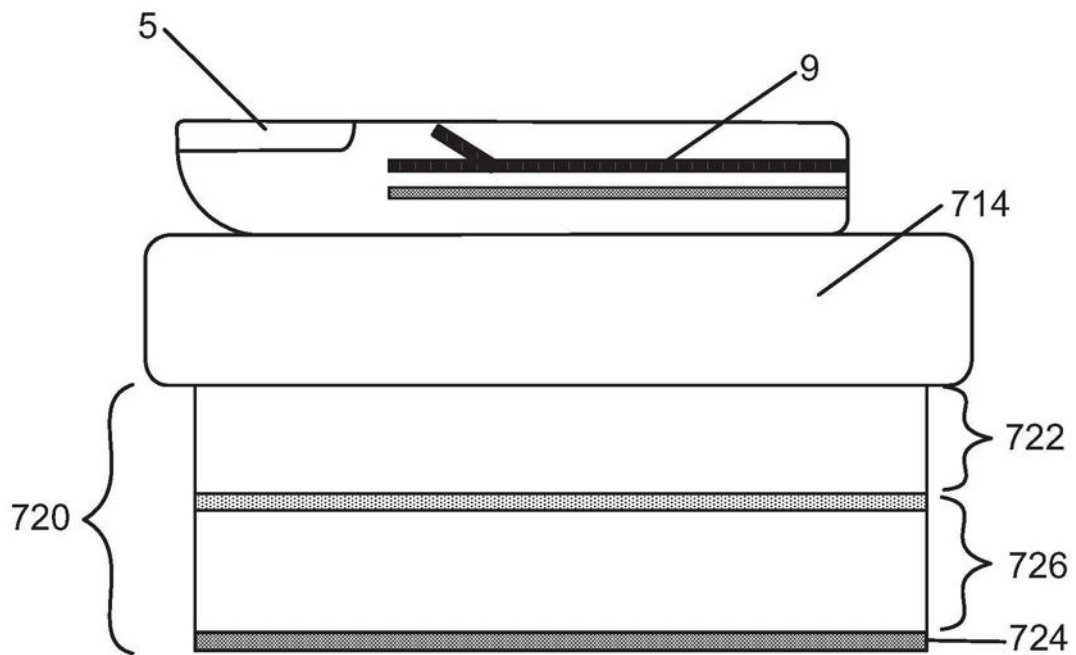


图7B

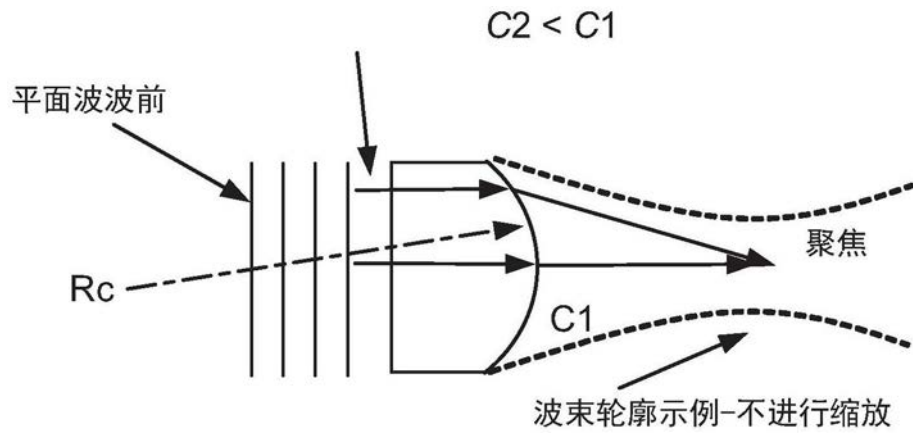


图8A

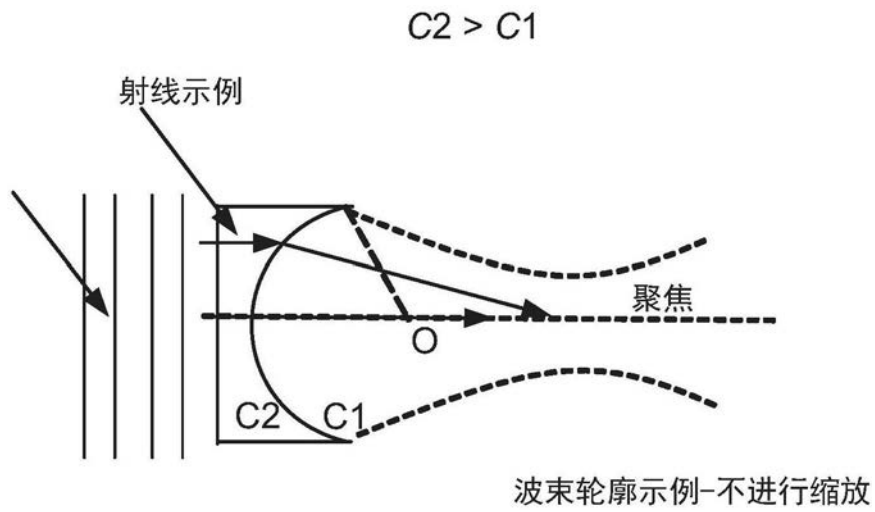


图8B

两个介质的声速: C_1 和 C_2

$$n_2 = \frac{1}{C_2} \quad n_1 = \frac{1}{C_1}$$

对于充当为凹透镜的透镜

$$C_2 > C_1 \rightarrow n_2 < n_1$$
$$D_x = D_y = K_t \lambda \left[\frac{F}{2a} \right]$$
$$D_z = 15 (1 - 0.01 \varphi) D_x$$

对应于 $\varphi < 50^\circ$ 的小角度的小角度的 K_t-1

a: 环形透镜的半径

λ : 声波波长

F: 焦距

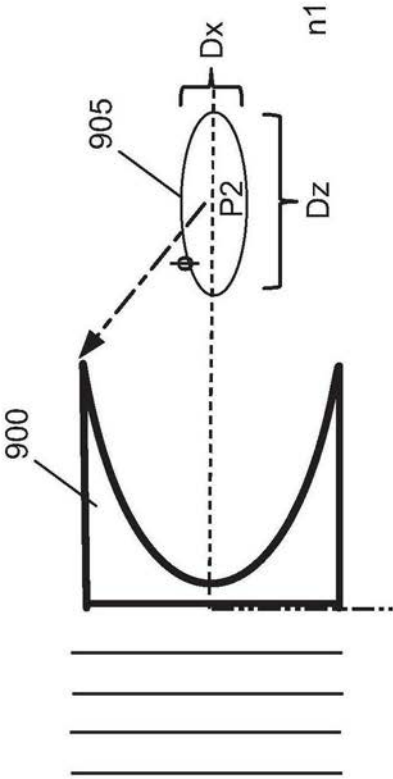


图9

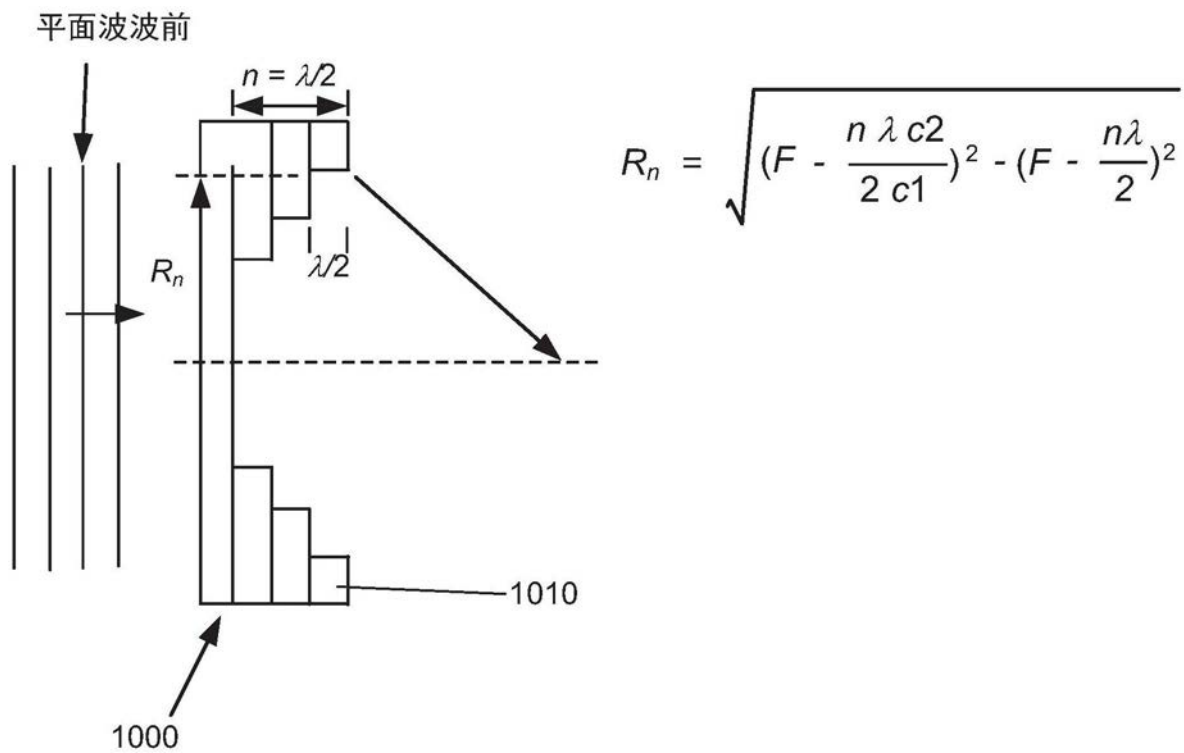


图10

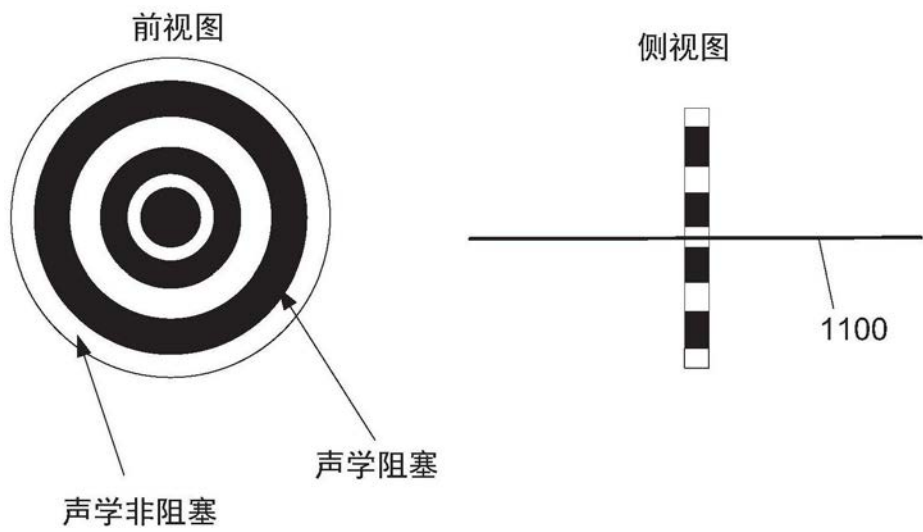


图11

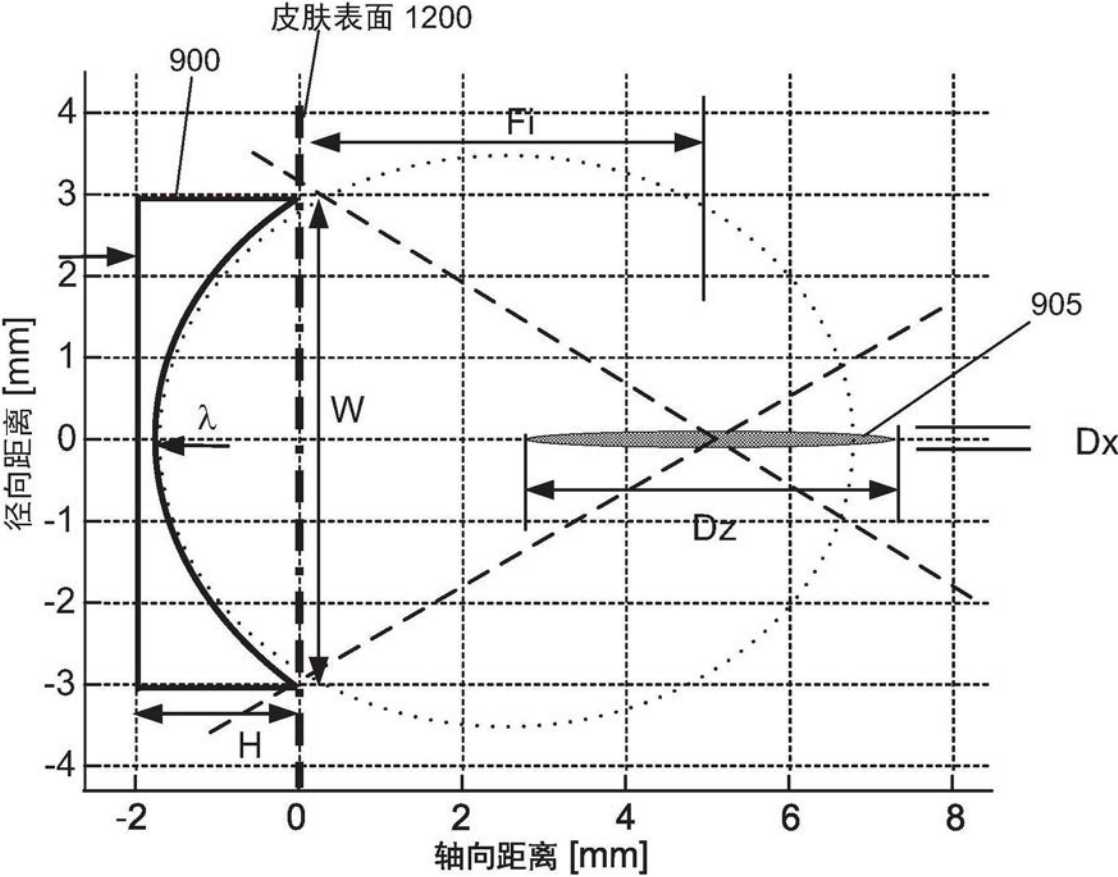


图12

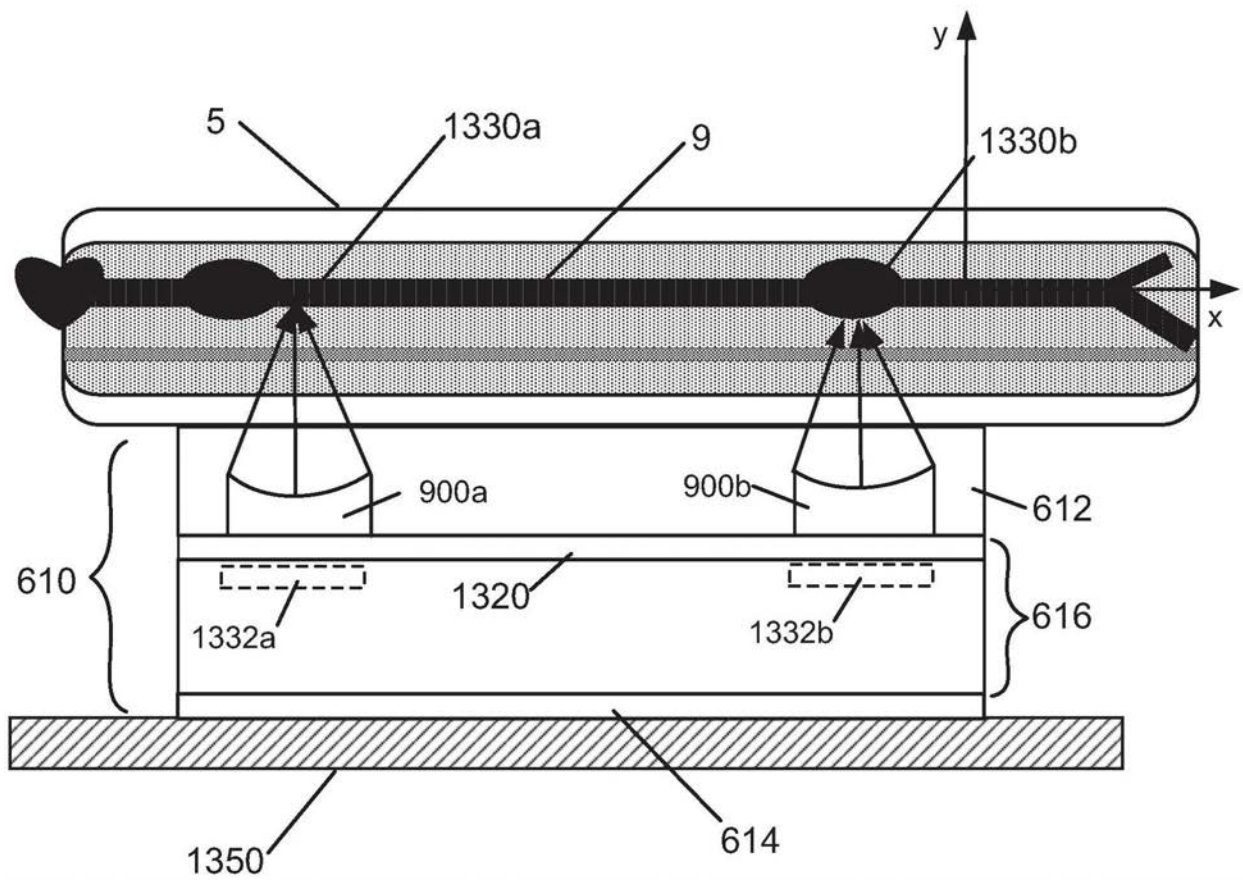


图13A

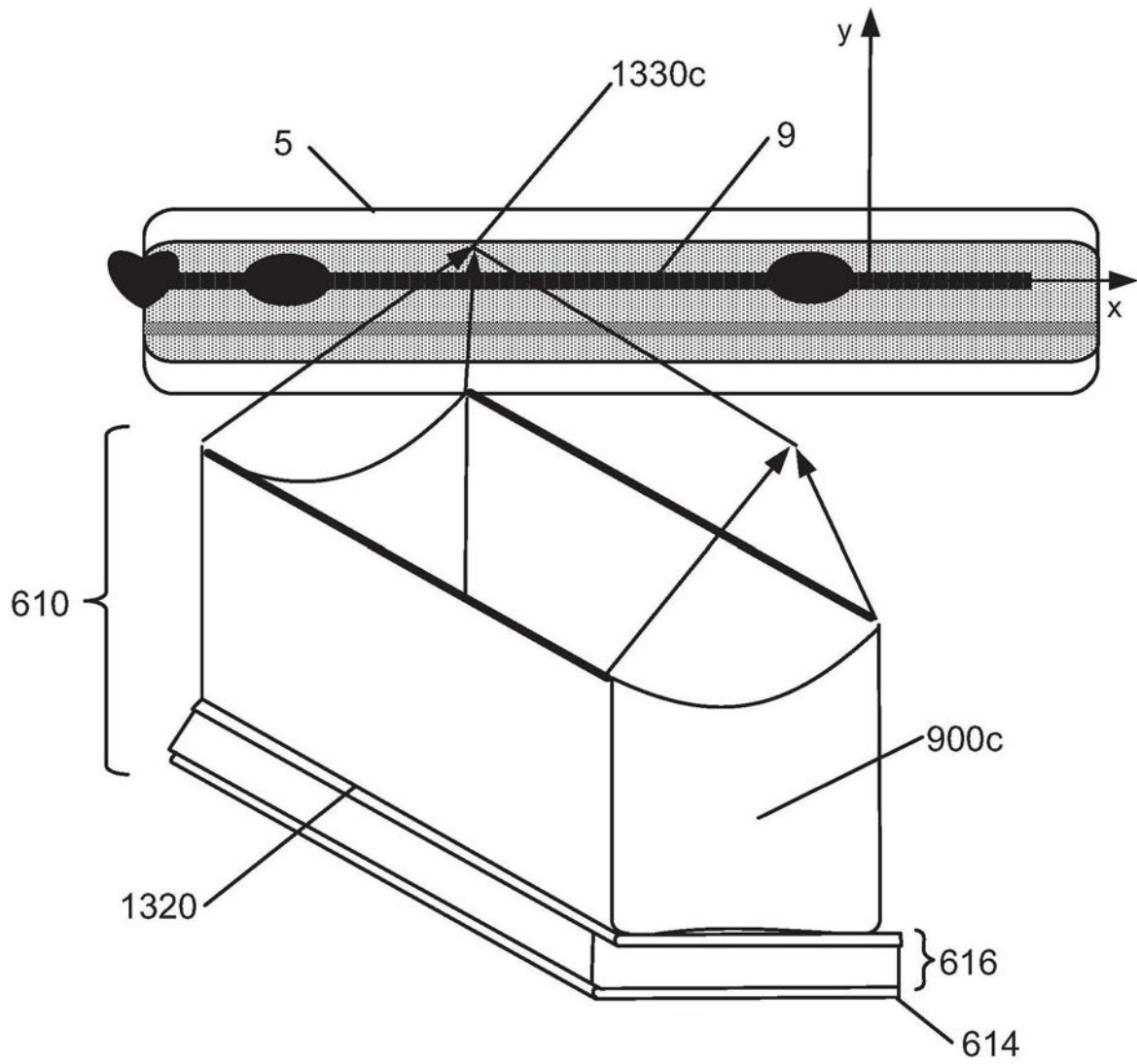


图13B

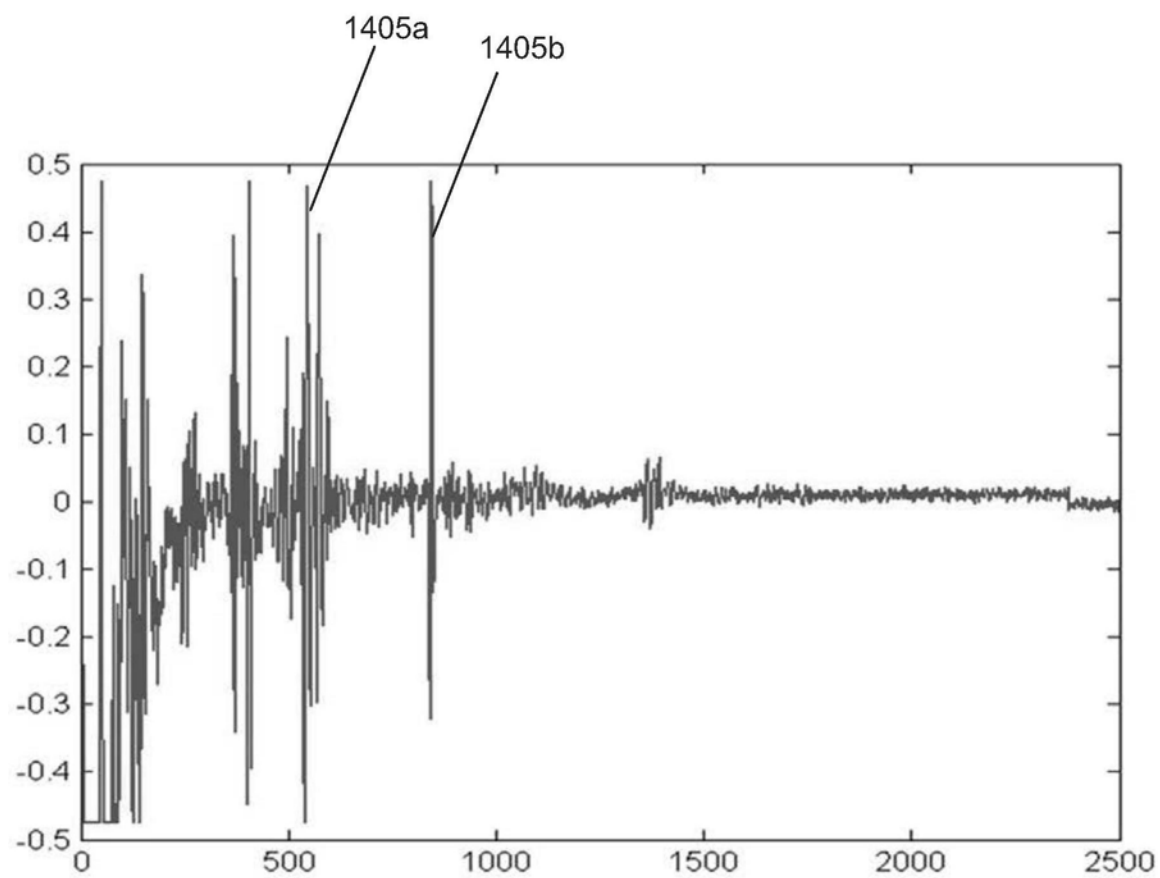


图14

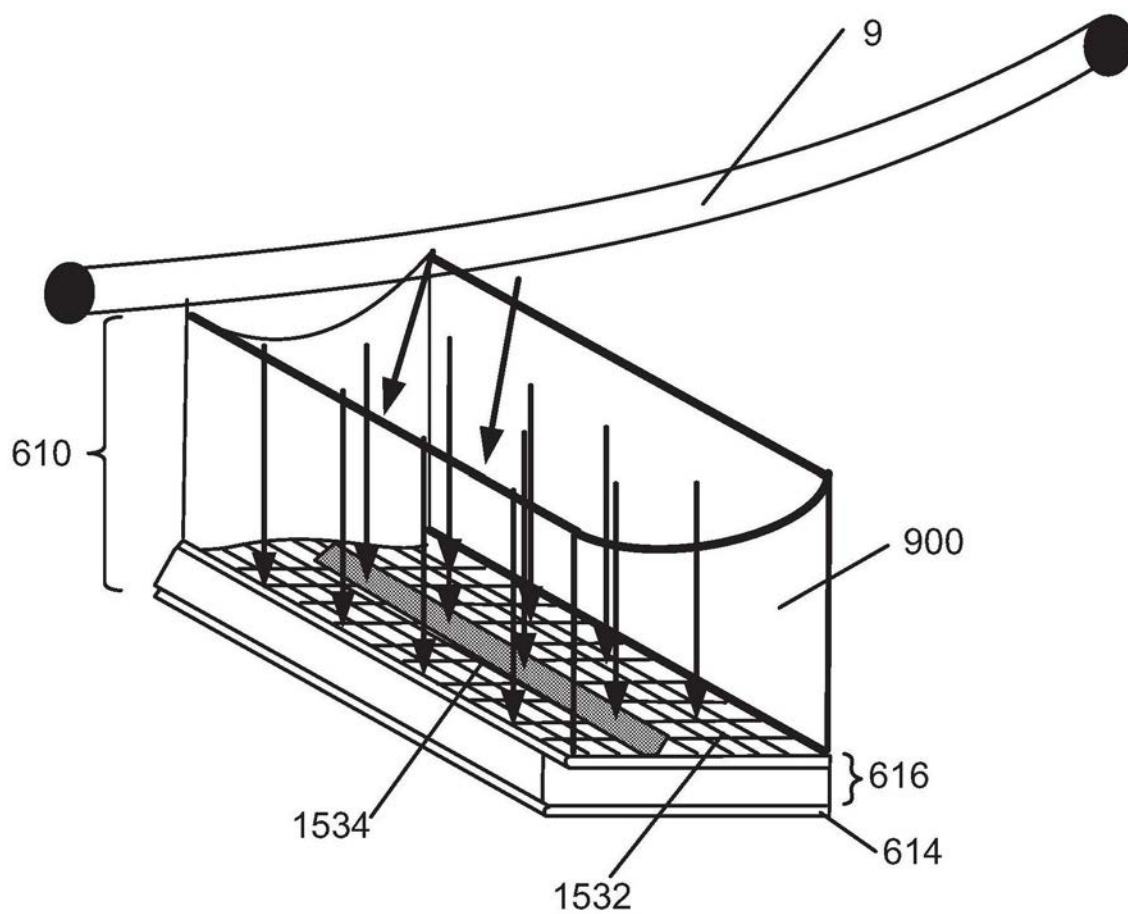


图15

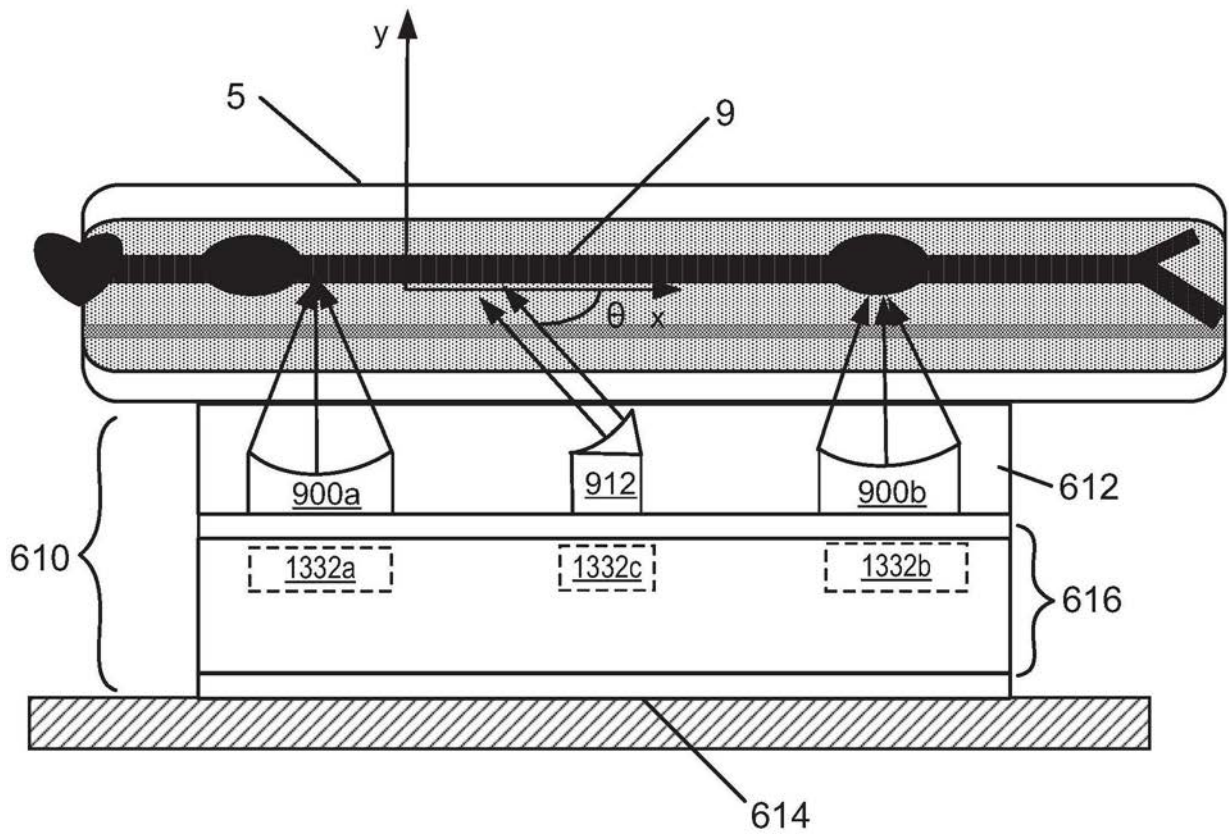


图16A

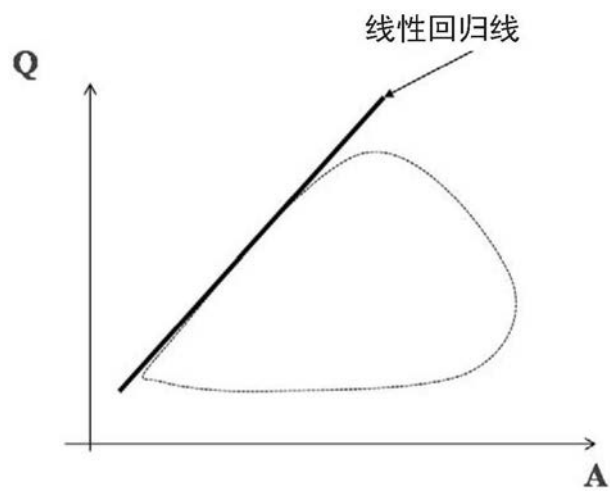


图16B

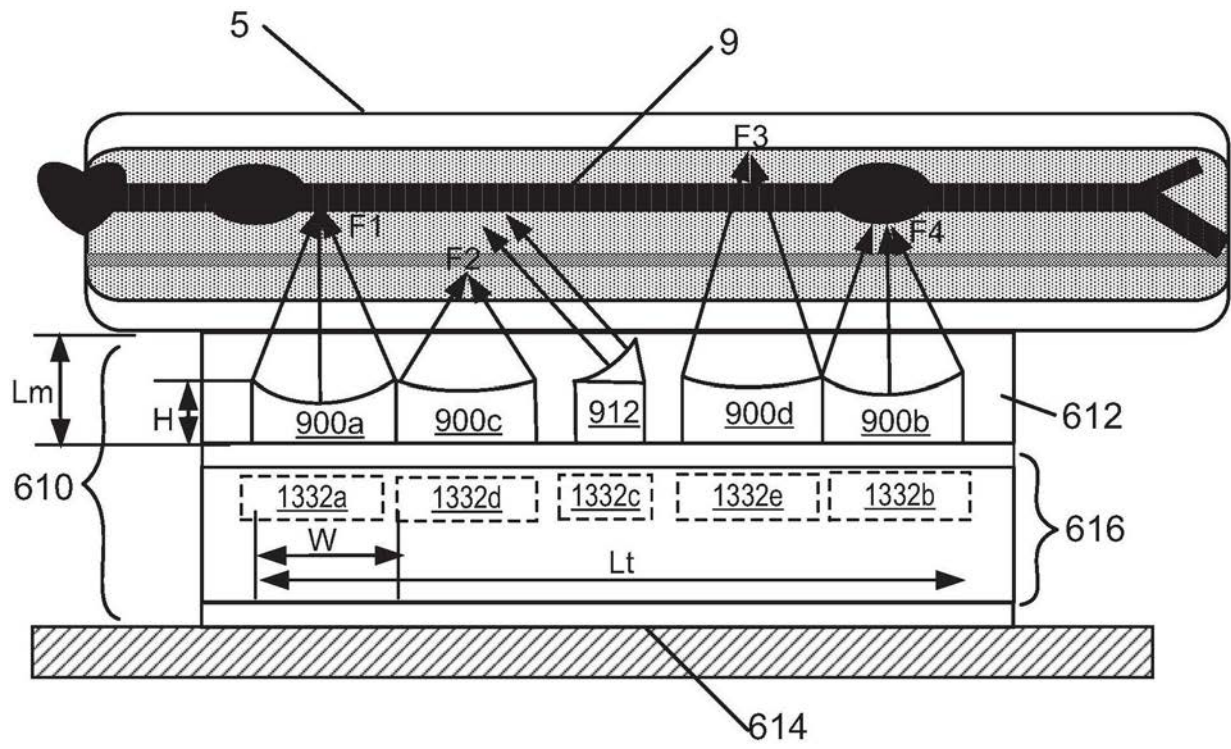


图17

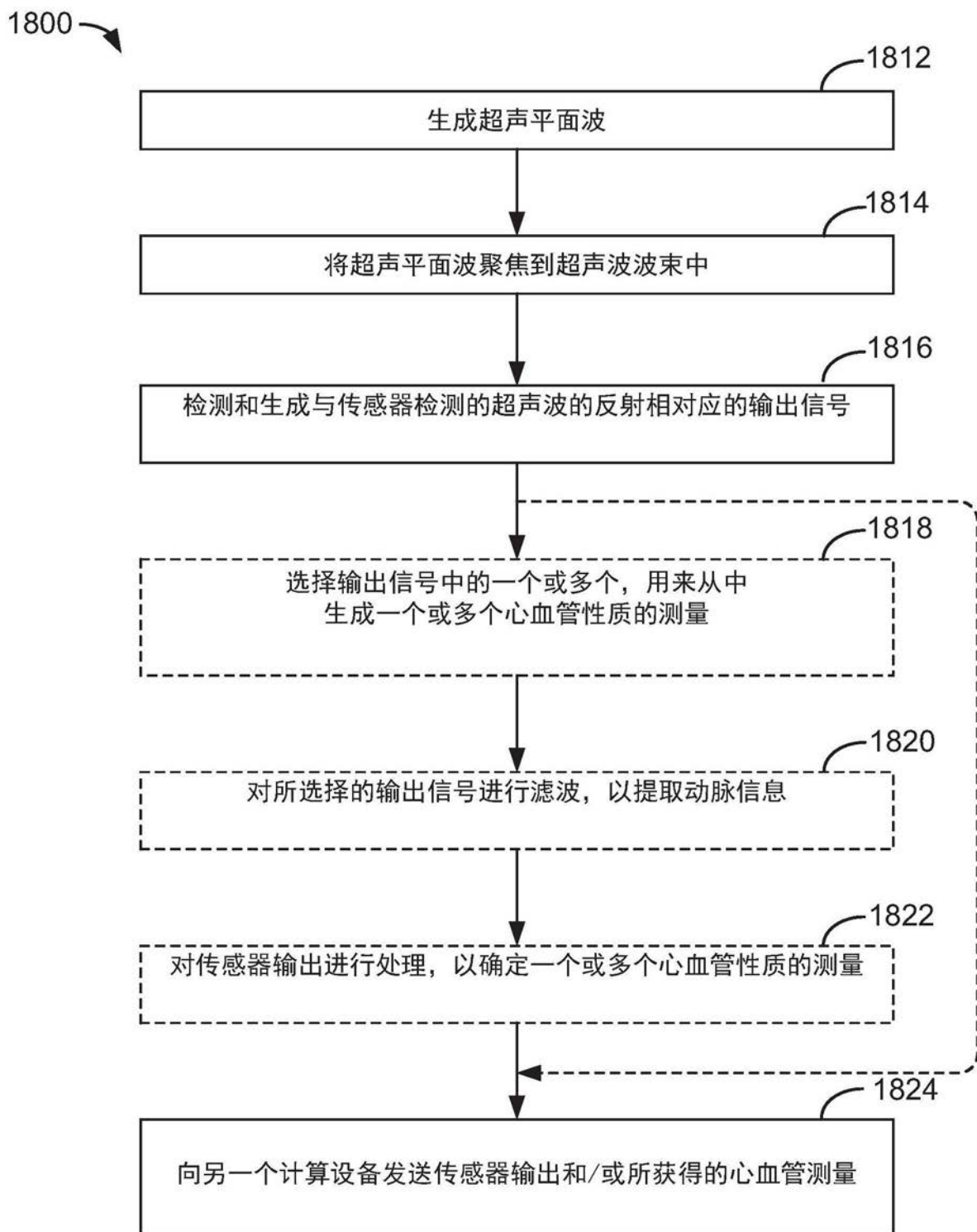


图18

专利名称(译)	用于估计血压和其它心血管性质的超声波设备		
公开(公告)号	CN108697404A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201680081427.6	申请日	2016-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	DB贝克 P J 施奈德 L拉丁 A 阿卜杜勒 马莱克 JK施奈德		
发明人	D·B·贝克 P·J·施奈德 L·拉丁 A·阿卜杜勒-马莱克 J·K·施奈德		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/04		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/026 A61B8/04 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/4227 A61B8/4281 A61B8/4411 A61B8/4427 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/56 A61B2560/0261 G16H50/30 A61B5/0004 A61B5/0022 A61B5/0261 A61B5/681 A61B5/7282 A61B8/02 A61B8/06 A61B5/002 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8 /54 A61B2560/0475		
代理人(译)	赵腾飞 王英		
优先权	62/294876 2016-02-12 US 15/186225 2016-06-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波心血管测量设备可以包括超声波传感器系统，该超声波传感器系统具有：被配置为生成超声平面波的超声波发射器层和包括一个或多个透镜的聚焦层。这些透镜中的一个或多个可以被配置为，生成与所检测的超声波反射相对应的输出信号。该测量设备可以包括控制系统，该控制系统能够对所述输出信号进行处理，以计算与一个或多个心血管性质相对应的值。

