



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069001 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780027150.3

(22)申请日 2017.04.05

(30)优先权数据

15/149,048 2016.05.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/026203 2017.04.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/192234 EN 2017.11.09

(71)申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 卢奕鹏 戴维·威廉·伯恩斯

(74)专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限公司 11287

代理人 杨林勳

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

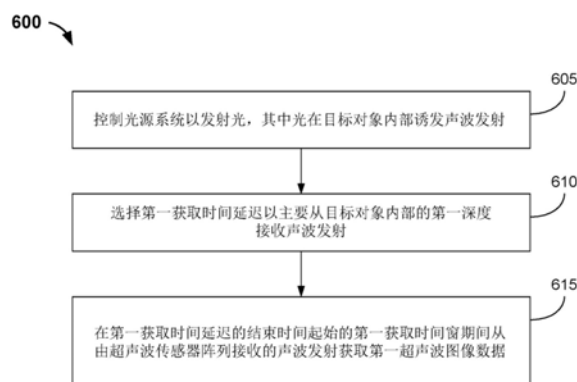
权利要求书3页 说明书24页 附图17页

(54)发明名称

具有光声图像处理的生物测量系统

(57)摘要

本发明揭示一种设备,其可包含超声波传感器阵列、光源系统及控制系统。一些实施方案可包含超声波传输器。所述控制系统可以操作方式经配置以控制所述光源系统以发射在目标对象内部诱发声波发射的光。所述控制系统可以操作方式经配置以选择第一获取时间延迟以用于主要从所述目标对象内部的第一深度接收声波发射。所述控制系统可以操作方式经配置以在第一获取时间窗期间从由所述超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。可在所述第一获取时间延迟的结束时间起始所述第一获取时间窗。



1. 一种设备,其包括:
超声波传感器阵列;
光源系统;及
控制系统,其以操作方式经配置以进行以下操作:
控制所述光源系统以发射光,其中所述光在目标对象内部诱发声波发射;
选择第一获取时间延迟以用于主要从所述目标对象内部的第一深度接收声波发射;及
在所述第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间从由所述超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一获取时间窗是在约10纳秒到约200纳秒的范围内。
4. 根据权利要求1所述的设备,其进一步包括衬底,其中所述超声波传感器阵列形成于所述衬底中或上且所述光源系统耦合到所述衬底。
5. 根据权利要求1所述的设备,其中由所述光源系统发射的光透射通过所述超声波传感器阵列。
6. 根据权利要求1所述的设备,其进一步包括显示器,其中所述控制系统经进一步配置以控制所述显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以选择第二到第N获取时间延迟且在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据,所述第二到第N获取时间延迟中的每一者对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。
8. 根据权利要求7所述的设备,其进一步包括显示器,其中所述控制系统经进一步配置以控制所述显示器以描绘与所述第一到第N超声波图像数据的至少一子集对应的三维图像。
9. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以选择所述光的一或多个波长以主要从所述目标对象中的特定类型的材料触发声波发射。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以估计血氧含量。
11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以估计血糖含量。
12. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以控制所述光源系统以发射具有约10纳秒到约500纳秒的范围内的持续时间的至少一个光脉冲。
13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述光源系统包含经配置用于照明显示器及所述目标对象的至少一个背光或前光。
14. 根据权利要求1所述的设备,其中所述光源系统包含一或多个激光二极管、半导体激光或发光二极管。
15. 根据权利要求1所述的设备,其中所述光源系统包含至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色、白色或紫外线发光二极管或至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色或紫外线激光二极管。
16. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统能够控制所述光源系统以发射处于

约1MHz与约100MHz之间的脉冲频率的多个光脉冲。

17. 根据权利要求1所述的设备,其中在所述第一获取时间窗期间从安置于所述超声波传感器阵列内的多个传感器像素中的每一者中的峰值检测器电路获取所述第一超声波图像数据。

18. 根据权利要求1所述的设备,其中所述超声波传感器阵列及所述光源系统的一部分配置于超声波按钮、显示模块或移动装置外壳中的一者中。

19. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以进行以下操作:

主要在所述目标对象内部的所述第一深度处获取第二超声波图像数据,在所述目标对象再定位于所述设备上之后获取所述第二超声波图像数据;及

将所述第一及第二超声波图像数据拼接在一起以形成复合超声波图像。

20. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以主要从所述目标对象内部的所述第一深度获取第二超声波图像数据,在对应于帧速率的时间段之后获取所述第二超声波图像数据。

21. 根据权利要求1所述的设备,其中所述控制系统经进一步配置以根据运用来自超声波传输器的超声波对所述目标对象进行声穿透而获取第二超声波图像数据,主要从所述目标对象内部的所述第一深度获取所述第二超声波图像数据,且其中从所述超声波传感器阵列内的多个传感器像素获取所述第一超声波图像数据及所述第二超声波图像数据。

22. 一种设备,其包括:

超声波传感器阵列;

光源系统;及

控制装置,其用于进行以下操作:

控制所述光源系统以发射光,其中所述光在目标对象内部诱发声波发射;

选择第一获取时间延迟以主要从所述目标对象内部的第一深度接收所述声波发射;及

在所述第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间从由所述超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。

23. 根据权利要求22所述的设备,其中从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟,且其中所述第一获取时间窗是在约10纳秒到约200纳秒的范围内。

24. 根据权利要求22所述的设备,其中所述控制装置包含用于选择第二到第N获取时间延迟且在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据的装置,所述第二到第N获取时间延迟中的每一者对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。

25. 根据权利要求22所述的设备,其中所述控制装置包含用于估计血氧含量的装置。

26. 根据权利要求22所述的设备,其中所述控制装置包含用于估计血糖含量的装置。

27. 根据权利要求22所述的设备,其中所述控制装置包含用于控制所述光源系统以发射具有约10纳秒到约500纳秒的范围内的持续时间的至少一个光脉冲的装置。

28. 根据权利要求22所述的设备,其进一步包括显示器,其中所述光源系统包含经配置用于照明所述显示器及所述目标对象的至少一个背光或前光。

29. 根据权利要求22所述的设备,其进一步包括显示器,其中所述控制装置包含用于控制所述显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像的装置。

30. 一种获取超声波图像数据的方法,其包括:

控制光源系统以发射光,其中所述光在目标对象内部诱发声波发射;

选择第一获取时间延迟以主要从所述目标对象内部的第一深度接收所述声波发射;及

在所述第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。

31. 根据权利要求30所述的方法,其中从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟,且其中所述第一获取时间窗是在约10纳秒到约200纳秒的范围内。

32. 根据权利要求30所述的方法,其进一步包括控制显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像。

33. 根据权利要求30所述的方法,其进一步包括:

选择第二到第N获取时间延迟;及

在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据,所述第二到第N获取时间延迟中的每一者对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。

34. 一种存储有软件的非暂时性媒体,所述软件包含用于控制一或多个装置以进行以下操作的指令:

控制光源系统以发射光,其中所述光在目标对象内部诱发声波发射;

选择第一获取时间延迟以主要从所述目标对象内部的第一深度接收所述声波发射;及

在所述第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。

35. 根据权利要求34所述的非暂时性媒体,其中从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟,且其中所述第一获取时间窗是在约10纳秒到约200纳秒的范围内。

36. 根据权利要求34所述的非暂时性媒体,其中所述软件包含用于控制显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像的指令。

37. 根据权利要求34所述的非暂时性媒体,其中所述软件包含用于进行以下操作的指令:

选择第二到第N获取时间延迟;及

在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据,所述第二到第N获取时间延迟中的每一者对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。

具有光声图像处理的生物测量系统

[0001] 优先权主张

[0002] 本申请案要求2016年5月6日申请且名为“具有光声成像的生物测量系统 (BIOMETRIC SYSTEM WITH PHOTOACOUSTIC IMAGING)”的第15/149,048号美国申请案的优先权,所述美国申请案特此以引用的方式并入。

技术领域

[0003] 本发明大体上涉及生物测量装置及方法,包括但不限于适用于移动装置的生物测量装置及方法。

背景技术

[0004] 随着移动装置变得愈来愈多功能,用户验证变得日益重要。增加量的个人信息可存储于移动装置上及/或可由移动装置存取。此外,移动装置正日益用以进行购买且执行其它商业交易。一些移动装置(包括但不限于智能型电话)当前包含用于用户验证的指纹传感器。然而,一些指纹传感器容易被欺骗。将需要改良式验证方法。

发明内容

[0005] 本发明的系统、方法及装置各自具有若干创新方面,所述创新方面中无单一创新方面单独地负责本文中所揭示的合意属性。

[0006] 本发明中所描述的主题的一个创新方面可实施于一种设备中。所述设备可包含:衬底;超声波传感器阵列,其在所述衬底上或紧接于所述衬底;光源系统;及控制系统。在一些实例中,所述设备可为或可包含生物测量系统。在一些实施方案中,移动装置可为或可包含所述设备。举例来说,移动装置可包含如本文中所揭示的生物测量系统。

[0007] 所述控制系统可包含一或多个一般用途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)或其它可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件或其组合。所述控制系统可能够控制所述光源系统以发射光且能够从所述超声波传感器阵列接收信号,所述信号对应于从目标对象的部分发射的声波。所述发射可归因于所述目标对象运用由所述光源系统发射的光予以照明。所述控制系统可能够执行至少部分地基于来自所述超声波传感器阵列的所述信号的用户验证过程。

[0008] 所述设备取决于所述特定实施方案而可或可不包含超声波传输器。如果所述设备包含超声波传输器,那么所述控制系统可能够控制所述超声波传输器以经由所述超声波传感器阵列来获得指纹图像数据。所述验证过程可涉及评估所述指纹图像数据。

[0009] 在一些实例中,所述光源系统可包含一或多个激光二极管或发光二极管。举例来说,所述光源系统可包含至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色、白色或紫外线发光二极管及/或至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色或紫外线激光二极管。在一些实施方案中,所述光源系统可能够发射具有小于约100纳秒的脉冲宽度的光脉冲。在一些实例中,所述光源系统可能够发射处于约1MHz与约100MHz之间的脉冲频率的多个光脉冲。在一些情况下,

所述多个光脉冲的所述脉冲频率可对应于所述超声波传感器阵列及/或所述衬底的声共振频率。根据一些实施方案,由所述光源系统发射的所述光可透射通过所述衬底。根据一些实例,所述控制系统可能够选择一或多个获取时间延迟以从与所述超声波传感器阵列相隔的一或多个对应距离接收声波发射。

[0010] 在一些实施方案中,所述控制系统可能够选择由所述光源系统发射的所述光的波长。根据一些此些实施方案,所述控制系统可能够选择所述波长及与所述经选择波长相关联的光强度以照明所述目标对象的部分。

[0011] 根据一些实例,所述控制系统可能够出于用户验证的目的而比较属性信息与从先前已从经授权用户接收的图像数据获得的经存储属性信息。可基于来自所述超声波传感器阵列的所述信号而从经接收图像数据获得所述属性信息。在一些实例中,从所述经接收图像数据获得的所述属性信息及所述经存储属性信息可包含对应于表皮下特征、肌肉组织特征或骨骼组织特征中的至少一者的属性信息。在一些实施方案中,从所述经接收图像数据获得的所述属性信息及所述经存储属性信息可包含对应于表皮下特征属性信息。在一些此些实施方案中,所述表皮下特征可包含真皮的特征、皮下组织的特征、血管特征、淋巴管特征、汗腺特征、毛囊特征、毛乳头特征及/或脂小叶特征。替代地或另外,从所述经接收图像数据获得的所述属性信息及所述经存储属性信息可包含关于指纹细节点的信息。

[0012] 在一些实例中,所述控制系统可能够出于用户验证的目的而经由运用来自超声波传输器的超声波对所述目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据。所述控制系统可能够经由运用从所述光源系统发射的光来照明所述目标对象而获得超声波图像数据。在一些此些实例中,经由所述目标对象的声穿透所获得的所述超声波图像数据可包含指纹图像数据。替代地或另外,经由所述目标对象的照明所获得的所述超声波图像数据可包含脉管图像数据。

[0013] 根据一些实施方案,所述目标对象可定位于所述超声波传感器阵列的表面上或定位于声耦合到所述超声波传感器阵列的压板的表面上。在一些实例中,所述目标对象可为手指或似手指对象。根据一些实施方案,所述控制系统可经配置以基于所述经接收信号来进行所述目标对象的活跃度确定。

[0014] 本发明中所描述的主题的其它创新方面可实施于一种生物测量验证方法中,所述生物测量验证方法可涉及控制光源系统以发射光。所述方法可涉及从超声波传感器阵列接收信号,所述信号对应于响应于目标对象的部分是运用由所述光源系统发射的光予以照明而从所述部分发射的声波。所述方法可涉及执行至少部分地基于来自所述超声波传感器阵列的所述信号的用户验证过程。

[0015] 在一些实例中,所述方法可涉及经由运用来自超声波传输器的超声波对所述目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据。所述用户验证过程可至少部分地基于所述超声波图像数据。

[0016] 在一些情况下,所述方法可涉及选择由所述光源系统发射的所述光的波长及光强度以从所述目标对象的部分选择性地产生声波发射。在一些实例中,所述方法可涉及选择获取时间延迟以在与所述超声波传感器阵列相隔的对应距离处接收声波发射。

[0017] 在一些实例中,控制所述光源系统可涉及控制移动装置的光源系统。在一些此些实例中,控制所述光源系统涉及控制能够照明所述移动装置的显示器的至少一个背光或前

光。

[0018] 本文中所描述的一些或全部方法可由一或多个装置根据存储于非暂时性媒体上的指令(例如,软件)而执行。此些非暂时性媒体可包含例如本文中所描述的装置的存储器装置,包括但不限于随机存取存储器(RAM)装置、只读存储器(ROM)装置等等。因此,本发明中所描述的主题的一些创新方面可实施于一种存储有软件的非暂时性媒体中。

[0019] 举例来说,所述软件可包含用于控制光源系统以发射光的指令。所述软件可包含用于从超声波传感器阵列接收信号的指令,所述信号对应于响应于目标对象的部分运用由所述光源系统发射的光予以照明而从所述部分发射的声波。所述软件可包含用于执行至少部分地基于来自所述超声波传感器阵列的所述信号的用户验证过程的指令。

[0020] 根据一些实例,所述软件可包含用于经由运用来自超声波传输器的超声波对所述目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据的指令。所述用户验证过程可至少部分地基于所述超声波图像数据。在一些情况下,所述软件可包含用于选择由所述光源系统发射的所述光的波长及光强度以从所述目标对象的部分选择性地产生声波发射的指令。在一些实例中,所述软件可包含用于选择获取时间延迟以在与所述超声波传感器阵列相隔的对应距离处接收声波发射的指令。根据一些实施方案,控制所述光源系统可涉及控制能够照明移动装置的显示器的至少一个背光或前光。

[0021] 本发明中所描述的主题的其它创新方面也可实施于一种设备中。所述设备可包含超声波传感器阵列、光源系统及控制系统。在一些实例中,所述设备可为或可包含生物测量系统。在一些实施方案中,移动装置可为或可包含所述设备。举例来说,移动装置可包含如本文中所揭示的生物测量系统。在一些实施方案中,所述超声波传感器阵列及所述光源系统的一部分可配置于超声波按钮、显示模块及/或移动装置外壳中。

[0022] 所述控制系统可包含一或多个一般用途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)或其它可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件或其组合。所述控制系统可以操作方式经配置以控制所述光源系统以发射在目标对象内部诱发声波发射的光。所述控制系统可以操作方式经配置以选择第一获取时间延迟以用于主要从所述目标对象内部的第一深度接收声波发射。所述控制系统可以操作方式经配置以在第一获取时间窗期间从由所述超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。可在所述第一获取时间延迟的结束时间起始所述第一获取时间窗。在一些实施方案中,可在所述第一获取时间窗期间从安置于所述超声波传感器阵列内的多个传感器像素中的每一者中的峰值检测器电路获取所述第一超声波图像数据。

[0023] 在一些实例中,所述设备可包含显示器。所述控制系统可经配置以控制所述显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像。

[0024] 根据一些实例,可从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟。在一些实施方案中,所述第一获取时间窗可在约10纳秒到约200纳秒的范围内。在一些情况下,所述控制系统可以操作方式经配置以选择第二到第N获取时间延迟且在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据。所述第二到第N获取时间延迟中的每一者可对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。在一些此些实例中,所述设备可包含显示器,且所述控制系统可经配置以控制所述显示器以描绘与所述

第一到第N超声波图像数据的至少一子集对应的三维图像。

[0025] 在一些实例中,所述光源系统可包含一或多个激光二极管、半导体激光及/或发光二极管。举例来说,所述光源系统可包含至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色、白色或紫外线发光二极管及/或至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色或紫外线激光二极管。在一些实施方案中,所述光源系统可能够发射具有小于约100纳秒的脉冲宽度的光脉冲。根据一些实施方案,所述控制系统可经配置以控制所述光源系统以发射具有约10纳秒到约500纳秒的范围内的持续时间的至少一个光脉冲。在一些实例中,所述光源系统可能够发射处于约1MHz与约100MHz之间的脉冲频率的多个光脉冲。

[0026] 在一些实施方案中,所述设备可包含衬底。在一些此些实施方案中,所述超声波传感器阵列可形成于所述衬底中或上。在一些实例中,所述光源系统可耦合到所述衬底。根据一些实施方案,由所述光源系统发射的所述光可透射通过所述衬底。在一些实例中,由所述光源系统发射的光可透射通过所述超声波传感器阵列。在一些实施方案中,由所述光源系统发射的所述光可包含多个光脉冲,且所述多个光脉冲的所述脉冲频率可对应于所述超声波传感器阵列及/或所述衬底的声共振频率。根据一些实例,所述控制系统可能够选择一或多个获取时间延迟以从与所述超声波传感器阵列相隔的一或多个对应距离接收声波发射。

[0027] 在一些实施方案中,所述控制系统可能够选择由所述光源系统发射的所述光的波长。根据一些此些实施方案,所述控制系统可能够选择所述波长及与所述经选择波长相关联的光强度以照明所述目标对象的部分。在一些实例中,所述控制系统可经配置以选择所述光的一或多个波长以主要从所述目标对象中的特定类型的材料触发声波发射。

[0028] 根据一些实例,所述控制系统可能够出于用户验证的目的而比较基于来自所述超声波传感器阵列的所述信号从经接收图像数据获得的属性信息与从先前已从经授权用户接收的图像数据获得的经存储属性信息。在一些实例中,从所述经接收图像数据获得的所述属性信息及所述经存储属性信息可包含对应于表皮下特征、肌肉组织特征或骨骼组织特征中的至少一者的属性信息。在一些实施方案中,从所述经接收图像数据获得的所述属性信息及所述经存储属性信息可包含对应于表皮下特征的属性信息。在一些此些实施方案中,所述表皮下特征可包含真皮的特征、皮下组织的特征、血管特征、淋巴管特征、汗腺特征、毛囊特征、毛乳头特征及/或脂小叶特征。替代地或另外,从所述经接收图像数据获得的所述属性信息及所述经存储属性信息可包含关于指纹细节点的信息。

[0029] 在一些实例中,所述控制系统可能够出于用户验证的目的而经由运用来自超声波传输器的超声波对所述目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据。所述控制系统可能够经由运用从所述光源系统发射的光来照明所述目标对象而获得超声波图像数据。在一些此些实例中,经由所述目标对象的声穿透所获得的所述超声波图像数据可包含指纹图像数据。替代地或另外,经由所述目标对象的照明所获得的所述超声波图像数据可包含脉管图像数据。

[0030] 根据一些实施方案,所述目标对象可定位于所述超声波传感器阵列的表面上或定位于声耦合到所述超声波传感器阵列的压板的表面上。在一些实例中,所述目标对象可为手指或似手指对象。根据一些实施方案,所述控制系统可经配置以基于所述经接收信号来进行所述目标对象的活跃度确定。

[0031] 根据一些实施方案,控制所述光源系统可涉及控制能够照明显示器的至少一个背

光或前光。所述光源系统可包含经配置用于照明所述显示器及目标对象的至少一个背光或前光。在一些实例中,控制所述光源系统可涉及控制移动装置的光源系统。在一些此些实例中,控制所述光源系统涉及控制能够照明所述移动装置的显示器的至少一个背光或前光。

[0032] 在一些实例中,所述控制系统可经配置以估计血氧含量。根据一些实施方案,所述控制系统可经配置以估计血糖含量。

[0033] 在一些实例中,所述控制系统可经配置以主要从所述目标对象内部的所述第一深度获取第二超声波图像数据。在一些情况下,可在对应于帧速率的时间段之后获取所述第二超声波图像数据。

[0034] 在一些实施方案中,所述控制系统可经配置用于图像拼接。举例来说,在一些此些实施方案中,所述控制系统可经配置以主要在所述目标对象内部的所述第一深度处获取第二超声波图像数据。可在所述目标对象再定位于所述设备上之后或在所述设备已相对于所述目标对象再定位之后获取所述第二超声波图像数据。在一些实施方案中,所述控制系统可经配置以将所述第一及第二超声波图像数据拼接在一起以形成复合超声波图像。

[0035] 所述设备取决于所述特定实施方案而可或可不包含超声波传输器。如果所述设备包含超声波传输器,那么所述控制系统可经配置以根据运用来自所述超声波传输器的超声波对所述目标对象进行声穿透而获取第二超声波图像数据。在一些此些实例中,可主要从所述目标对象内部的所述第一深度获取所述第二超声波图像数据,且可从所述超声波传感器阵列内的多个传感器像素获取所述第一超声波图像数据及所述第二超声波图像数据。在一些实例中,所述控制系统可能够控制所述超声波传输器以经由所述超声波传感器阵列来获得指纹图像数据。所述验证过程可涉及评估指纹图像数据及/或评估基于所述指纹图像数据的日期,例如指纹细节点。

[0036] 本发明中所描述的主题的又其它创新方面可实施于一种获取超声波图像数据的方法中,所述方法涉及控制光源系统以发射光。所述光可在目标对象内部诱发声波发射。所述方法可涉及选择第一获取时间延迟以主要从目所述标对象内部的第一深度接收所述声波发射。所述方法可涉及在第一获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。可在所述第一获取时间延迟的结束时间起始所述第一获取时间窗。在一些实例中,所述方法可涉及控制显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像。

[0037] 在一些实例中,可从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟。在一些情况下,所述第一获取时间窗可在约10纳秒到约200纳秒的范围内。

[0038] 在一些实例中,所述方法可涉及选择第二到第N获取时间延迟且在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据。在一些此些实例中,所述第二到第N获取时间延迟中的每一者可对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。

[0039] 本发明中所描述的主题的又其它创新方面可实施于一种存储有软件的非暂时性媒体中。在一些实例中,所述软件可包含用于控制一或多个装置以控制光源系统以发射光的指令。所述光可在目标对象内部诱发声波发射。所述软件可包含用于选择第一获取时间延迟以主要从所述目标对象内部的第一深度接收所述声波发射的指令。所述软件可包含用于在第一获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图

像数据的指令。在一些实例中,所述软件可包含用于控制显示器以描绘与所述第一超声波图像数据对应的二维图像的指令。

[0040] 举例来说,可在所述第一获取时间延迟的结束时间起始所述第一获取时间窗。在一些实例中,从所述光源系统发射光的时间起测量所述获取时间延迟。根据一些实施方案,所述第一获取时间窗可在约10纳秒到约200纳秒的范围内。在一些实例中,所述软件可包含用于选择第二到第N获取时间延迟且用于在所述第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据的指令。所述第二到第N获取时间延迟中的每一者可对应于所述目标对象内部的第二到第N深度。

附图说明

[0041] 下文在随附图式及具体实施方式中阐述本说明书中所描述的主题的一或多个实施方案的细节。其它特征、方面及优点将从具体实施方式、图式及权利要求书变得显而易见。应注意,下列诸图的相对尺寸可未按比例绘制。各种图式中的类似参考编号及名称指示类似元件。

[0042] 图1展示由入射光差动地加热且随后发射声波的血液组份的实例。

[0043] 图2为展示根据一些所揭示实施方案的设备的实例组件的框图。

[0044] 图3为提供生物测量系统操作的实例的流程图。

[0045] 图4展示能够执行图3的方法的设备的横截面图的实例。

[0046] 图5展示包含如本文中所揭示的生物测量系统的移动装置的实例。

[0047] 图6为提供生物测量系统操作的另外实例的流程图。

[0048] 图7展示经选择以接收从不同深度发射的声波的多个获取时间延迟的实例。

[0049] 图8为提供生物测量系统操作的额外实例的流程图。

[0050] 图9展示经选择以接收响应于多个光脉冲而从不同深度发射的超声波的多个获取时间延迟的实例。

[0051] 图10A到10C为定位于例如本文中所揭示的生物测量系统的生物测量系统的压板上的目标对象的横截面图的实例。

[0052] 图10D到10F展示与由图10A到10C所展示的过程获取的超声波图像数据对应的系列简化二维图像及三维重建图。

[0053] 图11展示包含能够执行本文中所揭示的方法的生物测量系统的移动装置的实例。

[0054] 图12为提供拼接经由例如图11所展示的移动装置的移动装置所获得的超声波图像数据的方法的实例的流程图。

[0055] 图13为展示可运用一些所揭示生物测量系统而执行的氧化血红蛋白检测方法的块的流程图。

[0056] 图14代表性地描绘用于超声波传感器系统的传感器像素的 4×4 像素阵列的方面。

[0057] 图15A展示超声波传感器系统的分解图的实例。

[0058] 图15B展示超声波传感器系统的替代实例的分解图。

具体实施方式

[0059] 下列描述是有关于出于描述本发明的创新方面的目的的某些实施方案。然而,所

属领域的一般技术人员将容易认识到,可以众多不同方式来应用本文中的教导。所描述实施方案可实施于包含如本文中所揭示的生物测量系统的任何装置、设备或系统中。另外,预期到,所描述实施方案可包含于例如但不限于以下各者的多种电子装置中或与所述电子装置相关联:移动电话;具备多媒体因特网能力的蜂窝式电话;移动电视接收器;无线装置;智能型电话;智能卡;可穿戴式装置,例如手镯、臂带、腕带、圈环、头带、贴片等等;Bluetooth® 装置;个人数据助理(PDA);无线电子邮件接收器;手持型或便携式计算机;迷你笔记型计算机;笔记型计算机;智能笔记型计算机;平板计算机;打印机;影印机;扫描器;传真装置;全球定位系统(GPS)接收器/导航器;摄像机;数字媒体播放器(例如MP3播放器);摄录影机;游戏主控台;腕表;时钟;计算器;电视监视器;平板显示器;电子阅读装置(例如,电子阅读器);移动健康装置;计算机监视器;汽车显示器(包含里程表及速度计显示器等等);驾驶座舱控制件及/或显示器;摄像机景观显示器(例如车辆中的后视摄像机的显示器);电子相片;电子布告板或告示牌;投影仪;架构结构;微波炉;冰箱;立体声系统;卡匣记录器或播放器;DVD播放器;CD播放器;VCR;收音机;便携式存储器芯片;洗涤机;干燥机;洗涤机/干燥机;停车计时表;封装(例如在包含微机电系统(MEMS)应用的机电系统(EMS)应用以及非EMS应用中);美学结构(例如一件珠宝或服装上的图像显示);及多种EMS装置。本文中的教导也可用于例如但不限于以下各者的应用中:电子切换装置;射频滤波器;传感器;加速度计;陀螺仪;运动感测装置;磁力计;用于消费型电子件的惯性组件;消费型电子件产品的部件;方向盘或其它汽车部件;可变电抗器;液晶装置;电泳装置;驱动方案;制造过程;及电子测试装备。因此,所述教导并不意欲限于单独地在诸图中所描绘的实施方案,而是具有广泛适用性,此对于所属领域的一般技术人员而言将容易显而易见。

[0060] 本文中所揭示的各种实施方案可包含能够进行光学激励及对所得声波产生进行超声波成像的生物测量系统。此成像可在本文中被称作“光声成像”。一些此些实施方案可能从骨骼、肌肉组织、血液、血管及/或其它表皮下特征获得图像。如本文中所使用,术语“表皮下特征”可指下伏于表皮的组织层中的任一者(包含真皮、皮下组织等等),及可存在于此些组织层内的任何血管、淋巴管、汗腺、毛囊、毛乳头、脂小叶等等。一些实施方案可能进行至少部分地基于经由光声成像所获得的图像数据的生物测量验证。在一些实例中,验证过程可基于经由光声成像所获得的图像数据,且也基于通过传输超声波且检测对应反射超声波而获得的图像数据。

[0061] 在一些实施方案中,可选择由光源系统发射的入射光波长以主要从特定类型的材料(例如血液、血细胞、血管、血液脉管、淋巴脉管、其它软组织或骨骼)触发声波发射。在一些实例中,声波发射可包含超声波。在一些此些实施方案中,控制系统可能估计血氧含量、估计血糖含量,或估计血氧含量及血糖含量两者。

[0062] 替代地或另外,可选择辐照时间与所得超声波被采样的时间之间的时间间隔(其可在本文中被称作获取时间延迟或距门延迟(range-gate delay;RGD))以主要从特定深度及/或从特定类型的材料接收声波发射。举例来说,可选择相对较大距门延迟以主要从骨骼接收声波发射,且可选择相对较小距门延迟以主要从表皮下特征(例如血管、血液等等)、肌肉组织特征或骨骼组织特征接收声波发射。

[0063] 因此,本文中所揭示的一些生物测量系统可能经由光声成像来获取表皮下特征的图像。在一些实施方案中,控制系统可能能够在第一获取时间延迟的结束时间起始的第一

获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的声波发射获取第一超声波图像数据。根据一些实例,控制系统可能够控制显示器以描绘与第一超声波图像数据对应的二维(2-D)图像。在一些情况下,控制系统可能够在第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据。第二到第N获取时间延迟中的每一者可对应于目标对象内部的第二到第N深度。根据一些实例,控制系统可能够控制显示器以描绘与第一到第N超声波图像数据的至少一子集对应的三维(3-D)图像。

[0064] 可实施本发明中所描述的主题的特定实施方案以实现下列潜在优点中的一或多个。单独地使用超声波技术来成像表皮下特征(例如血管、血液等等)、肌肉组织特征等等可归因于各种类型的软组织之间的小声阻抗对比度而具挑战性。在一些光声成像实施方案中,可针对所得声波发射检测获得相对较高信噪比,此是因为:代替超声波传输(或除了超声波传输以外),激励也是经由光学刺激而进行。较高信噪比可提供血管及其它表皮下特征的相对较准确且相对较详细的成像。除了获得较详细图像的固有价值(例如,用于改良式医疗确定及诊断)以外,血管及其它表皮下特征的详细成像也可提供较可靠的用户验证及活跃度确定。此外,一些光声成像实施方案可检测血氧含量改变,此可提供增强型活跃度确定。一些实施方案提供包含能够进行前述功能性中的一些或全部的生物测量系统的移动装置。一些此些移动装置可能够显示表皮下特征、骨骼组织等等的2-D及/或3-D图像。

[0065] 图1展示由入射光差动地加热且随后发射声波的血液组份的实例。在此实例中,入射光102已从光源系统(未图示)透射通过衬底103且透射到上覆手指106的血管104中。手指106的表面包含脊及谷,因此入射光102中的一些在此实例中已透射通过空气108。此处,入射光102造成血管104中的经照明血液及血液组份的光学激励及所得声波产生。在此实例中,经产生声波110可包含超声波。

[0066] 在一些实施方案中,此些声波发射可由传感器阵列(例如下文参考图2所描述的超声波传感器阵列202)的传感器检测。在一些情况下,可选择入射光波长及/或波长范围以主要从特定类型的材料(例如血液、血液组份、血管、其它软组织或骨骼)触发声波发射。

[0067] 图2为展示根据一些所揭示实施方案的设备的实例组件的框图。在此实例中,设备200包含生物测量系统。此处,生物测量系统包含超声波传感器阵列202、光源系统204及控制系统206。尽管图2中未图示,但设备200可包含衬底。下文描述一些实例。设备200的一些实施方案可包含选用的超声波传输器208。

[0068] 本文中揭示超声波传感器阵列202的各种实例,所述实例中的一些可包含超声波传输器且所述实例中的一些可不包含超声波传输器。尽管在图2中被展示为分离的元件,但在一些实施方案中,超声波传感器阵列202及超声波传输器208可组合于超声波收发器中。举例来说,在一些实施方案中,超声波传感器阵列202可包含压电接收器层,例如PVDF聚合物层或PVDF-TrFE共聚物层。在一些实施方案中,单独压电层可充当超声波传输器。在一些实施方案中,单一压电层可充当传输器及接收器。在一些实施方案中,其它压电材料可用于压电层中,例如氮化铝(AlN)或锆钛酸铅(PZT)。在一些实例中,超声波传感器阵列202可包含超声波转讯器元件阵列,例如压电微加工超声波转讯器(PMUT)阵列、电容式微加工超声波转讯器(CMUT)阵列等等。在一些此些实例中,压电接收器层、单层PMUT阵列中的PMUT元件或单层CMUT阵列中的CMUT元件可用作超声波传输器以及超声波接收器。根据一些替代实例,超声波传感器阵列202可为超声波接收器阵列,且超声波传输器208可包含一或多个单

独元件。在一些此些实例中，超声波传输器208可包含超声波平面波产生器，例如下文所描述的超声波平面波产生器。

[0069] 在一些实例中，光源系统204可包含发光二极管阵列。在一些实施方案中，光源系统204可包含一或多个激光二极管。根据一些实施方案，光源系统可包含至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色、白色或紫外线发光二极管。在一些实施方案中，光源系统204可包含一或多个激光二极管。举例来说，光源系统204可包含至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色或紫外线激光二极管。

[0070] 在一些实施方案中，光源系统204可能够发射各种波长的光，所述波长可为可选择的以主要从特定类型的材料触发声波发射。举例来说，因为血液中的血红素非常强烈地吸收近红外光，所以在一些实施方案中，光源系统204可能够发射在近红外线范围内的一或多个波长的光，以便从血红素触发声波发射。然而，在一些实例中，控制系统206可控制由光源系统204发射的光的波长以优先地在血管、其它软组织及/或骨骼中诱发声波。举例来说，可选择红外线 (IR) 发光二极管LED且发射IR光的短脉冲以照明目标对象的部分且产生声波发射，其接着由超声波传感器阵列202检测。在另一实例中，可选择IR LED及红色LED或其它色彩 (例如绿色、蓝色、白色或紫外线 (UV)) 且依次从每一光源发射光的短脉冲，其中超声波图像在已从每一光源发射光之后获得。在其它实施方案中，可依次或同时起动不同波长的一或多个光源以产生可由超声波传感器阵列检测的声波发射。可组合来自超声波传感器阵列的运用不同波长的光源及在到目标对象中的不同深度 (例如，变化RGD) 处获得的图像数据以确定目标对象中的材料的部位及类型。可由于身体内的材料通常不同地吸收处于不同波长的光而出现图像对比度。由于身体内的材料吸收处于特定波长的光，故所述材料可差动地发热且运用具有足够强度的足够短的光脉冲来产生声波发射。可在每一经选择波长下运用不同波长及/或强度的光来获得深度对比度。即，可以固定RGD (其可与到目标对象中的固定深度对应) 而运用变化光强度及波长来获得连续图像以检测目标对象内的材料及其部位。举例来说，可以光声方式检测例如手指的目标对象内部的血管内的血红素、血糖或血氧。

[0071] 根据一些实施方案，光源系统204可能够发射具有小于约100纳秒的脉冲宽度的光脉冲。在一些实施方案中，光脉冲可具有约10纳秒与约500纳秒或更大之间的脉冲宽度。在一些实施方案中，光源系统204可能够发射处于约1MHz与约100MHz之间的脉冲频率的多个光脉冲。在一些实例中，光脉冲的脉冲频率可对应于超声波传感器阵列及衬底的声共振频率。举例来说，可在频率下从光源系统204发射四个或多于四个光脉冲的集合，所述频率与传感器堆叠中的共振声腔的共振频率对应，从而允许经接收超声波的累积及较高的所得信号强度。在一些实施方案中，具有用于检测经选择材料的特定波长的经滤波光或光源可与光源系统204一起被包含。在一些实施方案中，光源系统可含有可运用其它波长的光源 (例如IR及/或UV) 及运用较高光功率的光源而扩增的例如显示器的红色、绿色及蓝色LED的光源。举例来说，具有或不具有滤波器的高功率激光二极管或电子闪光单元 (例如，LED或氙闪光单元) 可用于目标对象的短期照明。

[0072] 控制系统206可包含一或多个一般用途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) 或其它可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件或其组合。控制系统206也可包含例如以下各者的一或多个存储

器装置(及/或经配置用于与所述一或多个存储器装置通信):一或多个随机存取存储器(RAM)装置、只读存储器(ROM)装置等等。因此,设备200可具有包含一或多个存储器装置的存储器系统,但图2中未展示所述存储器系统。控制系统206可能够接收及处理来自超声波传感器阵列202的数据,例如,如下文所描述。如果设备200包含超声波传输器208,那么控制系统206可能够控制超声波传输器208,例如,如本文中在别处所揭示。在一些实施方案中,可在一或多个控制器或处理器(例如移动装置的专用传感器控制器及应用程序处理器)之间分割控制系统206的功能性。

[0073] 尽管图2中未图示,但设备200的一些实施方案可包含接口系统。在一些实例中,接口系统可包含无线接口系统。在一些实施方案中,接口系统可包含用户接口系统、一或多个网络接口、在控制系统206与存储器系统之间的一或多个接口,及/或在控制系统206与一或多个外部装置接口(例如,端口或应用程序处理器)之间的一或多个接口。

[0074] 设备200可用于多种不同上下文中,本文中揭示所述上下文的许多实例。举例来说,在一些实施方案中,移动装置可包含设备200。在一些实施方案中,可穿戴式装置可包含设备200。可穿戴式装置可(例如)为手镯、臂带、腕带、圈环、头带或贴片。

[0075] 图3为提供生物测量系统操作的实例的流程图。图3的块(及本文中所提供的其它流程图的块)可(例如)由图2的设备200或由相似设备执行。如同本文中所揭示的其它方法,图3中所概述的方法可包含比所指示的块更多或更少的块。此外,本文中所揭示的方法的块未必是按所指示的次序执行。

[0076] 此处,块305涉及控制光源系统以发射光。在一些实施方案中,设备200的控制系统206可控制光源系统204以发射光。根据一些此些实施方案,控制系统可能够选择由光源系统发射的光的一或多个波长。在一些实施方案中,控制系统可能够选择与每一经选择波长相关联的光强度。举例来说,控制系统可能够选择光的一或多个波长及与每一经选择波长相关联的光强度以从目标对象的一或多个部分产生声波发射。在一些实例中,控制系统可能够选择光的一或多个波长以评估目标对象的一或多个特性,例如,评估血氧含量。下文描述一些实例。在一些实例中,块305可涉及控制光源系统以发射透射通过例如设备200的设备的衬底及/或其它层的光。

[0077] 根据此实施方案,块310涉及从超声波传感器阵列接收信号,所述信号对应于响应于目标对象的部分运用由光源系统发射的光予以照明而从所述部分发射的声波。在一些情况下,目标对象可定位于超声波传感器阵列的表面上或定位于声耦合到超声波传感器阵列的压板的表面上。在一些实施方案中,超声波传感器阵列可为图2所展示及上文所描述的超声波传感器阵列202。一或多个涂层或声匹配层可与压板一起被包含。

[0078] 在一些实例中,目标对象可为手指,如上文在图1中所展示及如下文参考图4所描述。然而,在其它实例中,目标对象可为另一身体部位,例如手掌、手腕、臂、腿、躯干、头部等等。在一些实例中,目标对象可为似手指对象,其用于尝试欺骗设备200或另一此类设备错误地验证似手指对象。举例来说,似手指对象可包含具有形成于外表面上的指纹图案的聚硅氧橡胶、聚乙酸乙烯酯(白胶)、明胶、甘油等等。

[0079] 在一些实例中,控制系统可能够选择获取时间延迟以在与超声波传感器阵列相隔的对应距离处接收声波发射。对应距离可对应于目标对象内的深度。根据一些实例,控制系统可能够经由用户接口而从存储于存储器中的数据结构等等接收获取时间延迟。

[0080] 在一些实施方案中,控制系统可能能够在第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的声波发射获取第一超声波图像数据。根据一些实例,控制系统可能能够控制显示器以描绘与第一超声波图像数据对应的二维(2-D)图像。在一些情况下,控制系统可能能够在第二到第N获取时间延迟之后的第二到第N获取时间窗期间获取第二到第N超声波图像数据。第二到第N获取时间延迟中的每一者可对应于目标对象内部的第二到第N深度。根据一些实例,控制系统可能能够控制显示器以描绘与第一到第N超声波图像数据的至少一子集对应的经重建构三维(3-D)图像。下文描述一些实例。

[0081] 在此情况下,块315涉及执行至少部分地基于来自超声波传感器阵列的信号的用户验证过程。因此,在一些实例中,用户验证过程可涉及经由运用从光源系统发射的光来照明目标对象而获得超声波图像数据。在一些此些实例中,经由目标对象的照明所获得的超声波图像数据可包含对应于一或多个表皮下特征的图像数据,例如脉管图像数据。

[0082] 根据一些此些实施方案,用户验证过程也可涉及经由运用来自超声波传输器(例如如图2所展示的超声波传输器208)的超声波对目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据。在一些此些实例中,经由目标对象的声穿透所获得的超声波图像数据可包含指纹图像数据。然而,在一些实施方案中,可主要从目标对象内部的相同深度获取经由目标对象的照明所获得的超声波图像数据及经由目标对象的声穿透所获得的超声波图像数据两者。在一些实例中,可从超声波传感器阵列内的相同多个传感器像素获取经由目标对象的照明所获得的超声波图像数据及经由目标对象的声穿透所获得的超声波图像数据两者。

[0083] 用户验证过程可涉及比较基于来自超声波传感器阵列的信号而从经接收图像数据获得的“属性信息”与从先前已在(例如)注册过程期间从经授权用户接收的图像数据获得的经存储属性信息。在一些实例中,从经接收图像数据获得的属性信息及经存储属性信息包含关于皮下特征的属性信息。根据一些此些实例,属性信息可包含关于皮下特征的信息,例如关于真皮的特征、皮下组织的特征、血管特征、淋巴管特征、汗腺特征、毛囊特征、毛乳头特征及/或脂小叶特征的信息。

[0084] 替代地或另外,在一些实例中,从经接收图像数据获得的属性信息及经存储属性信息可包含关于骨骼组织特征、肌肉组织特征及/或表皮组织特征的信息。举例来说,根据一些实施方案,用户验证过程可涉及控制超声波传输器以经由超声波传感器阵列来获得指纹图像数据。在此些实例中,验证过程可涉及评估从指纹图像数据获得的属性信息。

[0085] 在验证过程期间比较的从经接收图像数据获得的属性信息及经存储属性信息可包含对应于经接收图像数据的生物测量范本数据及对应于经存储图像数据的生物测量范本数据。一种熟知类型的生物测量范本数据为指纹范本数据,其可指示指纹细节点的类型及部位。基于指纹图像数据的属性的用户验证过程可涉及比较经接收指纹范本数据与经存储指纹范本数据。此过程可或可不涉及直接比较经接收指纹图像数据与经存储指纹图像数据。

[0086] 相似地,对应于皮下特征的生物测量范本数据可包含关于血管的属性的信息,例如关于血管特征的类型及部位的信息,例如血管大小、血管定向、血管分支点部位等等。替代地或另外,对应于皮下特征的生物测量范本数据可包含关于真皮特征、皮下组织特征、淋巴管特征、汗腺特征、毛囊特征、毛乳头特征及/或脂小叶特征的类型(例如,大小、形状、定向等等)及部位的属性信息。

[0087] 许多欺骗技术是基于在对象(其可为似手指对象)上形成似指纹特征。然而,制作具有详细皮下特征、肌肉组织特征及/或骨骼组织特征的似手指对象将具挑战性且昂贵。使此些特征与经授权用户的特征准确地对应将甚至更具挑战性。因为一些所揭示实施方案涉及获得基于表皮下特征、肌肉组织特征及/或骨骼组织特征的属性信息,所以一些此些实施方案可提供较可靠的验证且可能提供“活跃度”确定。下文所描述的一些实施方案(例如能够确定血氧及/或血糖含量改变的实施方案)可提供增强型活跃度确定。

[0088] 图4展示能够执行图3的方法的设备的横截面图的实例。设备400为可包含于生物测量系统(例如本文中所揭示的生物测量系统)中的装置的实例。此处,设备400为上文参考图2所描述的设备200的实施方案。如同本文中所展示及描述的其它实施方案,图4所说明的元件类型、元件布置及元件尺寸是仅仅作作为实例而展示。

[0089] 图4展示由入射光差动地加热且随后发射声波的目标对象的实例。在此实例中,设备400包含光源系统204,其可包含发光二极管阵列及/或激光二极管阵列。在一些实施方案中,光源系统204可能够发射各种波长的光,所述波长可为可选择的以主要从特定类型的材料触发声波发射。在一些情况下,可选择入射光波长及/或波长范围以主要从特定类型的材料(例如血液、血管、其它软组织或骨骼)触发声波发射。为了达成足够图像对比度,光源系统204的光源404相比于通常用以照明显示器的光源可能需要具有较高的强度及光功率输出。在一些实施方案中,具有每脉冲1到100毫焦耳或更大的光输出、具有100纳秒或更小的脉冲宽度的光源可为合适的。在一些实施方案中,来自电子闪光单元(例如与移动装置相关联的电子闪光单元)的光可为合适的。在一些实施方案中,经发射光的脉冲宽度可在约10纳秒与约500纳秒或更大之间。

[0090] 在此实例中,入射光102已从光系统204的光源404透射通过传感器堆叠405且透射到上覆手指106中。传感器堆叠405的各种层可包含对由光源系统204发射的光大体上透明的玻璃或其它材料(例如塑胶或蓝宝石)的一或多个衬底。在此实例中,传感器堆叠405包含被耦合光源系统204的衬底410,其可为根据一些实施方案的显示器的背光。在替代实施方案中,光源系统204可耦合到前光。因此,在一些实施方案中,光源系统204可经配置用于照明显示器及目标对象。

[0091] 在此实施方案中,衬底410耦合到用于超声波传感器阵列202的薄膜晶体管(TFT)衬底415。根据此实例,压电接收器层420上覆于超声波传感器阵列202的传感器像素402,且压板425上覆于压电接收器层420。因此,在此实例中,设备400能够将入射光102透射通过包含具有衬底415及压板425(其也可被视为衬底)的超声波传感器阵列202的传感器堆叠405的一或多个衬底。在一些实施方案中,超声波传感器阵列202的传感器像素402可为透明的、部分地透明的或大体上透明的,使得设备400可能够将入射光102透射通过超声波传感器阵列202的元件。在一些实施方案中,超声波传感器阵列202及关联电路系统可形成于玻璃、塑胶或硅衬底上或中。

[0092] 在此实例中,图4所展示的设备400的部分包含能够充当超声波接收器的超声波传感器阵列202。根据一些实施方案,设备400可包含超声波传输器208。超声波传输器208取决于特定实施方案而可或可不为超声波传感器阵列202的部分。在一些实例中,超声波传感器阵列202可包含能够传输及接收超声波的PMUT或CMUT元件,且压电接收器层420可运用声耦合层予以替换。在一些实例中,超声波传感器阵列202可包含部分地由TFT电路系统形成的

像素输入电极及传感器像素阵列、例如PVDF或PVDF-TrFE的压电材料的上覆压电接收器层420,及有时被称作接收器偏压电极的定位于压电接收器层上的上部电极层。在图4所展示的实例中,设备400的至少一部分包含可充当平面波超声波传输器的超声波传输器208。超声波传输器208可包含压电传输器层,其中在压电传输器层的每一侧上安置有传输器激励电极。

[0093] 此处,入射光102在手指106内造成光学激励且造成所得声波产生。在此实例中,经产生声波110包含超声波。由入射光的吸收产生的声波发射可由超声波传感器阵列202检测。可获得高信噪比,这是因为所得超声波是由光学刺激而非由经传输超声波的反射造成。

[0094] 图5展示包含如本文中所揭示的生物测量系统的移动装置的实例。在此实例中,移动装置500为智能型电话。然而,在替代实例中,移动装置500可为另一类型的移动装置,例如移动健康装置、可穿戴式装置、平板计算机等等。

[0095] 在此实例中,移动装置500包含上文参考图2所描述的设备200的例项。在此实例中,设备200至少部分地安置于移动装置外壳505内。根据此实例,设备200的至少一部分位于被展示为由手指106触碰的移动装置500的部分中,所述部分对应于按钮510的部位。因此,按钮510可为超声波按钮。在一些实施方案中,按钮510可充当首页按钮。在一些实施方案中,按钮510可充当超声波验证按钮,其能力是在被触碰或按压时接通或以其它方式唤醒移动装置500及/或在移动装置上执行的应用程序(例如唤醒功能)保证此功能时验证或以其它方式验证用户。用于光声成像的光源可包含于按钮510内。

[0096] 在此实施方案中,移动装置500可能够执行用户验证过程。举例来说,移动装置500的控制系统可能够比较从经由设备200的超声波传感器阵列接收的图像数据获得的属性信息与从先前从经授权用户接收的图像数据获得的经存储属性信息。在一些实例中,从经接收图像数据获得的属性信息及经存储属性信息可包含对应于表皮下特征、肌肉组织特征或骨骼组织特征中的至少一者的属性信息。

[0097] 根据一些实施方案,从经接收图像数据获得的属性信息及经存储属性信息可包含关于指纹细节点的信息。在一些此些实施方案中,用户验证过程可涉及评估关于指纹细节点的信息以及至少一个其它类型的属性信息,例如对应于皮下特征的属性信息。根据一些此些实例,用户验证过程可涉及评估关于指纹细节点的信息以及对应于脉管特征的属性信息。举例来说,可比较从手指中的血管的经接收图像获得的属性信息与经授权用户的手指106中的血管的经存储图像。

[0098] 包含于移动装置500中的设备200取决于特定实施方案而可或可不包含超声波传输器。然而,在一些实例中,用户验证过程可涉及经由运用来自超声波传输器的超声波对目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据,以及经由运用从光源系统发射的光来照明目标对象而获得超声波图像数据。根据一些此些实例,经由目标对象的声穿透所获得的超声波图像数据可包含指纹图像数据,且经由目标对象的照明所获得的超声波图像数据可包含脉管图像数据。

[0099] 图6为提供生物测量系统操作的另外实例的流程图。图6的块(及本文中所提供的其它流程图的块)可(例如)由图2的设备200或由相似设备执行。如同本文中所揭示的其它方法,图6中所概述的方法可包含比所指示的块更多或更少的块。此外,方法600的块以及本文中所揭示的其它方法未必是按所指示的次序执行。

[0100] 此处,块605涉及控制光源系统以发射光。在此实例中,在块605中,光可在目标对象内部诱发声波发射。在一些实施方案中,在块605中,设备200的控制系统206可控制光源系统204以发射光。根据一些此些实施方案,控制系统206可能够控制光源系统204以发射具有约10纳秒到约500纳秒或更大的范围内的持续时间的至少一个光脉冲。举例来说,控制系统206可能够控制光源系统204以发射具有大约10纳秒、20纳秒、30纳秒、40纳秒、50纳秒、60纳秒、70纳秒、80纳秒、90纳秒、100纳秒、120纳秒、140纳秒、150纳秒、160纳秒、180纳秒、200纳秒、300纳秒、400纳秒、500纳秒等等的持续时间的至少一个光脉冲。在一些此些实施方案中,控制系统206可能够控制光源系统204以发射处于约1MHz与约100MHz之间的频率的多个光脉冲。换句话说,不管由光源系统204发射的光的波长,光脉冲之间的间隔都可对应于约1MHz与约100MHz或更大之间的频率。举例来说,控制系统206可能够控制光源系统204以发射处于约1MHz、约5MHz、约10MHz、约15MHz、约20MHz、约25MHz、约30MHz、约40MHz、约50MHz、约60MHz、约70MHz、约80MHz、约90MHz、约100MHz等等的频率的多个光脉冲。在一些实例中,由光源系统204发射的光可透射通过超声波传感器阵列或通过包含超声波传感器阵列的传感器堆叠的一或多个衬底。

[0101] 根据此实例,块610涉及选择第一获取时间延迟以主要从目标对象内部的第一深度接收声波发射。在一些此些实例中,控制系统可能够选择获取时间延迟以在与超声波传感器阵列相隔的对应距离处接收声波发射。对应距离可对应于目标对象内的深度。根据一些此些实例,可从光源系统发射光的时间起测量获取时间延迟。在一些实例中,获取时间延迟可在约10纳秒到高于约2000纳秒的范围内。

[0102] 根据一些实例,控制系统(例如控制系统206)可能够选择第一获取时间延迟。在一些实例中,控制系统可能够至少部分地基于用户输入来选择获取时间延迟。举例来说,控制系统可能够经由用户接口来接收目标深度或与生物测量系统的压板表面相隔的距离的指示。控制系统可能够通过执行计算等等而从存储于存储器中的数据确定对应获取时间延迟。因此,在一些情况下,控制系统对获取时间延迟的选择可根据用户输入及/或根据存储于存储器中的一或多个获取时间延迟。

[0103] 在此实施方案中,块615涉及在第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的声波发射获取第一超声波图像数据。一些实施方案可涉及控制显示器以描绘与第一超声波图像数据对应的二维图像。根据一些实施方案,可在第一获取时间窗期间从安置于超声波传感器阵列内的多个传感器像素中的每一者中的峰值检测器电路获取第一超声波图像数据。在一些实施方案中,峰值检测器电路系统可在获取时间窗期间捕捉声波发射或反射超声波信号。下文参考图14来描述一些实例。

[0104] 在一些实例中,第一超声波图像数据可包含对应于一或多个表皮下特征的图像数据,例如脉管图像数据。根据一些实施方案,方法600也可涉及经由运用来自超声波传输器的超声波对目标对象进行声穿透而获得第二超声波图像数据。在一些此些实例中,第二超声波图像数据可包含指纹图像数据。然而,在一些实施方案中,可主要从目标对象内部的相同深度获取第一超声波图像数据及第二超声波图像数据两者。在一些实例中,可从超声波传感器阵列内的相同多个传感器像素获取第一超声波图像数据及第二超声波图像数据两者。

[0105] 图7展示经选择以接收从不同深度发射的声波的多个获取时间延迟的实例。在此

些实例中,获取时间延迟(其在图7中被标记为距门延迟或RGD)中的每一者是从图形700中所展示的光激励信号705的开始时间 t_1 起被测量。图形710描绘可在获取时间延迟RGD₁由超声波传感器阵列接收且在RGW₁的获取时间窗(也被称为距门窗或距门宽度)期间采样的经发射声波(经接收波(1)为一个实例)。这些声波通常将从紧接于生物测量系统的压板或定位于生物测量系统的压板上的目标对象的相对较浅部分被发射。

[0106] 图形715描绘在获取时间延迟RGD₂(其中RGD₂>RGD₁)由超声波传感器阵列接收且在RGW₂的获取时间窗期间采样的经发射声波(经接收波(2)为一个实例)。这些声波通常将从目标对象的相对较深部分被发射。图形720描绘在获取时间延迟RGD_n(其中RGD_n>RGD₂>RGD₁)接收且在RGW_n的获取时间窗期间采样的经发射声波(经接收波(n)为一个实例)。这些声波通常将从目标对象的更深部分被发射。距门延迟通常为时钟周期的整数倍。举例来说,128MHz的时钟频率具有7.8125纳秒的时钟周期,且RGD可在低于10纳秒到高于2000纳秒的范围内。相似地,距门宽度也可作为时钟周期的整数倍,但常常比RGD短得多(例如,小于约50纳秒),以捕捉返回信号,同时保持良好轴向分辨率。在一些实施方案中,获取时间窗(例如,RGW)可在小于约10纳秒到约200纳秒或更大之间。应注意,虽然各种图像偏压水平(例如,可应用于Rx偏压电极的Tx块、Rx样本及Rx保持)可在单数字或低双数字伏特范围内,但返回信号可具有数十或数百毫伏特的电压。

[0107] 图8为提供生物测量系统操作的额外实例的流程图。图8的块(及本文中所提供的其它流程图的块)可(例如)由图2的设备200或由相似设备执行。如同本文中所揭示的其它方法,图8中所概述的方法可包含比所指示的块更多或更少的块。此外,方法800的块以及本文中所揭示的其它方法未必是按所指示的次序执行。

[0108] 此处,块805涉及控制光源系统以发射光。在此实例中,在块805中,光可在目标对象内部诱发声波发射。在一些实施方案中,在块805中,设备200的控制系统206可控制光源系统204以发射光。根据一些此些实施方案,控制系统206可能够控制光源系统204以发射具有约10纳秒到约500纳秒的范围内的持续时间的至少一个光脉冲。在一些此些实施方案中,控制系统206可能够控制光源系统204以发射多个光脉冲。

[0109] 图9展示经选择以接收响应于多个光脉冲而从不同深度发射的超声波的多个获取时间延迟的实例。在此些实例中,获取时间延迟(其在图9中被标记为RGD)中的每一者是从如图形900中所展示的光激励信号905a的开始时间 t_1 起被测量。因此,图9的实例相似于图7的实例。然而,在图9中,光激励信号905a仅为多个光激励信号中的第一者。在此实例中,对于总共三个光激励信号,多个光激励信号包含光激励信号905b及905c。在其它实施方案中,控制系统可控制光源系统以发射更多或更少的光激励信号。在一些实施方案中,控制系统可能够控制光源系统以发射处于约1MHz与约100MHz之间的频率的多个光脉冲。

[0110] 图形910说明在获取时间延迟RGD₁由超声波传感器阵列接收且在RGW₁的获取时间窗期间采样的超声波(经接收波包(1)为一个实例)。这些超声波通常将从紧接于生物测量系统的压板或定位于生物测量系统的压板上的目标对象的相对较浅部分被发射。通过比较经接收波包(1)与图7的经接收波(1),可看出,经接收波包(1)相比于图7的经接收波(1)具有相对较长持续时间及较高振幅累积。与图7所展示的实例中的单一光激励信号相比较,此较长持续时间与图9所展示的实例中的多个光激励信号对应。

[0111] 图形915说明在获取时间延迟RGD₂(其中RGD₂>RGD₁)由超声波传感器阵列接收且在

RGW₂的获取时间窗期间采样的超声波(经接收波包(2)为一个实例)。这些超声波通常将从目标对象的相对较深部分被发射。图形920说明在获取时间延迟RGD_n(其中RGD_n>RGD₂>RGD₁)接收且在RGW_n的获取时间窗期间采样的超声波(经接收波包(n)为一个实例)。这些超声波通常将从目标对象的更深部分被发射。

[0112] 返回到图8,在此实例中,块810涉及选择第一到第N获取时间延迟以主要从目标对象内部的第一到第N深度接收声波发射。在一些此些实例中,控制系统可能选择第一到第N获取时间延迟以在与超声波传感器阵列相隔的对应第一到第N距离处接收声波发射。对应距离可对应于目标对象内的第一到第N深度。根据一些此些实例(例如,如图7及9所展示),可从光源系统发射光的时间起测量获取时间延迟。在一些实例中,第一到第N获取时间延迟可在约10纳秒到高于约2000纳秒的范围内。

[0113] 根据一些实例,控制系统(例如控制系统206)可能选择第一到第N获取时间延迟。在一些实例中,控制系统可能从用户接口、从存储于存储器中的数据结构或通过一或多个深度到时间转换的计算而接收第一到第N获取时间延迟中的一或多个(或对应于获取时间延迟的深度或距离的一或多个指示)。因此,在一些情况下,控制系统对第一到第N获取时间延迟的选择可根据用户输入、根据存储于存储器中的一或多个获取时间延迟,及/或根据计算。

[0114] 在此实施方案中,块815涉及在第一到第N获取时间延迟的结束时间起始的第一到第N获取时间窗期间从由超声波传感器阵列接收的声波发射获取第一到第N超声波图像数据。根据一些实施方案,可在第一到第N获取时间窗期间从安置于超声波传感器阵列内的多个传感器像素中的每一者中的峰值检测器电路获取第一到第N超声波图像数据。

[0115] 在此实例中,块820涉及处理第一到第N超声波图像数据。根据一些实施方案,块820可涉及控制显示器以描绘与第一到第N超声波图像数据中的一者对应的二维图像。在一些实施方案中,块820可涉及控制显示器以描绘与第一到第N超声波图像数据的至少一子集对应的经重建构三维(3-D)图像。下文参考图10A到10F来描述各种实例。

[0116] 图10A到10C为定位于例如本文中所揭示的生物测量系统的生物测量系统的压板上的目标对象的横截面图的实例。在此实例中,目标对象为手指106,其定位于压板1005的外表面上。图10A到10C展示手指106的组织及结构的实例,包含表皮1010、骨骼组织1015、血液脉管1020及各种表皮下组织。在此实例中,入射光102已从光源系统(未图示)透射通过压板1005且透射到手指106中。此处,入射光102已造成表皮1010及血液脉管1020的光学激励以及声波110的所得产生,其可由超声波传感器阵列202检测。

[0117] 图10A到10C指示在光激励的时间间隔的开始之后的三个不同距门延迟(RGD₁、RGD₂及RGD_n) (其在本文中也称作为获取时间延迟)获取的超声波图像数据。图10A到10C中的虚水平线1025a、1025b及1025n指示每一对应图像的深度。在一些实例中,光激励可为单一脉冲(例如,如图7所展示),而在其它实例中,光激励可包含多个脉冲(例如,如图9所展示)。图10D为图10A到10C所说明的目标对象的横截面图,其展示在已获取图像数据所通过的变化深度处的图像平面1025a、1025b、……1025n。

[0118] 图10E展示与参考如图10D所展示的图像平面1025a、1025b及1025n由图10A到10C所展示的过程获取的超声波图像数据对应的一系列简化二维图像。图10E所展示的二维图像提供控制系统可在一些实施方案中致使显示装置显示的与超声波图像数据对应的二维

图像的实例。

[0119] 图10E的Image₁与使用RGD₁所获取的超声波图像数据对应, RGD₁与图10A及10D所展示的深度1025a对应。Image₁包含表皮1010的部分及血液脉管1020且也指示表皮下组织的结构。

[0120] Image₂与使用RGD₂所获取的超声波图像数据对应, RGD₂与图10B及10D所展示的深度1025b对应。Image₂也包含表皮1010的部分、血液脉管1020且指示表皮下组织的一些额外结构。

[0121] Image_n与使用RGD_n所获取的超声波图像数据对应, RGD_n与图10C及10D所展示的深度1025n对应。Image_n包含表皮1010的部分、血液脉管1020、表皮下组织的一些额外结构, 及对应于骨骼组织1015的结构。Image_n还包含结构1030及1032, 其可对应于骨骼组织1015及/或对应于靠近骨骼组织1015的结缔组织(例如软骨)。然而, 从Image₁、Image₂或Image_n不清楚血液脉管1020及表皮下组织的结构为何种结构或其如何彼此相关。

[0122] 可在图10F所展示的三维图像中更清楚地看出此些关系。图10F展示Image₁、Image₂及Image_n的复合, 以及对应于深度1025b与深度1025n之间的深度的额外图像。三维图像可根据所属领域的技术人员所知的各种方法(例如MATLAB®重建构例程, 或使能够从二维层数据集合重建构或估计三维结构的其它例程)而由二维图像集合制成。此些例程可使用仿样函数拟合或其它曲线拟合例程及运用内插的统计技术以提供由二维超声波图像数据表示的近似轮廓及形状。与图10E所展示的二维图像相比较, 图10F所展示的三维图像更清楚地表示对应于骨骼组织1015的结构, 以及包含血液脉管1020、显露静脉、动脉及毛细管结构及其它脉管结构的表皮下结构, 连同骨骼形状、大小及特征。

[0123] 图11展示包含能够执行本文中所揭示的方法的生物测量系统的移动装置的实例。包含此生物测量系统的移动装置可能进行各种类型的移动健康监测, 例如血管图案的成像、血液及组织组份的分析等等。

[0124] 在此实例中, 移动装置1100包含能够充当显示器内光声成像器(PAI)的设备200的例项。举例来说, 设备200可能发射在目标对象内部诱发声波发射的光, 且从由超声波传感器阵列接收的声波发射获取超声波图像数据。在一些实例中, 设备200可能在一或多个获取时间延迟的结束时间起始的一或多个获取时间窗期间获取超声波图像数据。

[0125] 根据一些实施方案, 移动装置1100可能能够在显示器1105上显示与经由设备200所获得的超声波图像数据对应的二维及/或三维图像。在其它实施方案中, 移动装置可将超声波图像数据(及/或从超声波图像数据获得的属性)传输到另一装置以供处理及/或显示。

[0126] 在一些实例中, 移动装置1100的控制系统(其可包含设备200的控制系统)可能选择由设备200发射的光的一或多个波长。在一些实例中, 控制系统可能选择光的一或多个波长以主要从目标对象中的特定类型的材料触发声波发射。根据一些实施方案, 控制系统可能估计血氧含量及/或估计血糖含量。在一些实施方案中, 控制系统可能根据用户输入来选择光的一或多个波长。举例来说, 移动装置1100可允许用户或特殊化软件应用程序输入对应于由设备200发射的光的一或多个波长的值。替代地或另外, 移动装置1100可允许用户选择所要功能(例如估计血氧含量)且可确定待由设备200发射的光的一或多个对应波长。举例来说, 在一些实施方案中, 可选择电磁波谱的中红外线区中的波长, 且可在目标对象(例如手指或手腕)内的血管内部的血液附近获取超声波图像数据集合。可选择红外线

区的另一部分(例如,近IR区)中或例如红色波长的可见区中的第二波长,且可在与第一超声波图像数据相同的附近获取第二超声波图像数据集合。结合来自其它波长或波长组合的图像数据而比较第一超声波图像数据集合与第二超声波图像数据集合可允许估计目标对象内的血糖含量及/或血氧含量。

[0127] 在一些实施方案中,移动装置1100的光源系统可包含经配置用于照明显示器1105及目标对象的至少一个背光或前光。举例来说,光源系统可包含一或多个激光二极管、半导体激光或发光二极管。在一些实例中,光源系统可包含至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色、白色或紫外线发光二极管或至少一个红外线、光学、红色、绿色、蓝色或紫外线激光二极管。根据一些实施方案,控制系统可能够控制光源系统以发射具有约10纳秒到约500纳秒的范围内的持续时间的至少一个光脉冲。在一些情况下,控制系统可能够控制光源系统以发射处于约1MHz与约100MHz之间的频率的多个光脉冲。

[0128] 在此实例中,移动装置1100可包含超声波验证按钮1110,其包含能够执行用户验证过程的设备200的另一例项。在一些此些实例中,超声波验证按钮1110可包含超声波传输器。根据一些实例,用户验证过程可涉及经由运用来自超声波传输器的超声波对目标对象进行声穿透而获得超声波图像数据,及经由运用从光源系统发射的光来照明目标对象而获得超声波图像数据。在一些此些实施方案中,经由目标对象的声穿透所获得的超声波图像数据可包含指纹图像数据,且经由目标对象的照明所获得的超声波图像数据可包含对应于一或多个表皮下特征的图像数据,例如脉管图像数据。

[0129] 在此实施方案中,显示器1105及设备200两者在面向目标对象(其在此实例中为手腕,其可经由设备200而成像)的移动装置的侧上。然而,在替代实施方案中,设备200可在移动装置1100的相对侧上。举例来说,显示器1105可在移动装置的前部上且设备200可在移动装置的背部上。根据一些此些实施方案,随着获取对应超声波图像数据,移动装置可能够显示类似于图10E及10F所展示的图像的二维及/或三维图像。

[0130] 在一些实施方案中,随着移动移动装置1100,可扫描目标对象(例如手腕或臂)的部分。根据一些此些实施方案,移动装置1100的控制系统可能够将经扫描图像拼接在一起以形成较完整且较大的二维或三维图像。在一些实例中,控制系统可能够主要在目标对象内部的第一深度处获取第一及第二超声波图像数据。可在再定位目标对象或移动装置1100之后获取第二超声波图像数据。在一些实施方案中,可在对应于帧速率(例如约每秒一个帧数与约每秒三十个帧数或更多之间的帧速率)的时间段之后获取第二超声波图像数据。根据一些此些实例,控制系统可能够将第一及第二超声波图像数据拼接在一起或以其它方式组装以形成复合超声波图像。

[0131] 图12为提供拼接经由例如图11所展示的移动装置的移动装置所获得的超声波图像数据的方法的实例的流程图。如同本文中所揭示的其它方法,图12中所概述的方法可包含比所指示的块更多或更少的块。此外,方法1200的块未必是按所指示的次序执行。

[0132] 此处,块1205涉及接收用以经由移动装置来获得经拼接超声波图像的指示。在此实例中,块1205涉及接收用以获得经拼接二维超声波图像的指示。在替代实例中,块1205可涉及接收用以获得经拼接三维超声波图像的指示。举例来说,在移动装置上执行的软件应用程序可认识到在接收到对提供到用户的提示的回复之后需要目标对象内的所关注区域的较大视图,且提供用以拼接或以其它方式组装随着移动装置遍及所关注区域及在所关注

区域周围移动而获得的二维或三维图像集合的指示。

[0133] 在此实例中,块1210涉及接收第一获取时间延迟的指示。举例来说,块1205及/或块1210可涉及从用户接口系统接收输入,例如,响应于用户经由触控屏幕而与图形用户接口的互动、响应于用户与按钮的互动等等。在一些实施方案中,获取时间延迟可对应于与移动装置的超声波传感器阵列相隔的距离,及/或对应于目标对象内的深度。因此,用户输入可对应于时间、距离、深度或另一适当量度。在块1205涉及接收用以获得经拼接三维超声波图像的指示的替代实例中,块1210可涉及接收第一到第N获取时间延迟的指示。根据一些实例,在块1210中,移动装置的控制系統可从用户接口、从存储于存储器中的数据结构等等接收一或多个获取时间延迟。

[0134] 在此实例中,块1215涉及控制移动装置的光源系统以在移动装置的当前位置处发射光。在此实例中,光在目标对象内部诱发声波发射。根据此实施方案,块1220涉及在当前位置处从声波发射获取超声波图像数据。在此实施方案中,在第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间在移动装置的当前位置处由移动装置的超声波传感器阵列接收声波发射。在块1205涉及接收用以获得经拼接三维超声波图像的指示的替代实例中,块1220可涉及在当前位置处在对应第一到第N获取时间延迟之后的第一到第N获取时间窗期间获取超声波图像数据。

[0135] 在此实施方案中,块1225涉及处理所获取的超声波图像数据。在一些实例中,块1225可涉及显示所获取的超声波图像数据。根据一些实施方案,块1225可涉及识别所获取的超声波图像数据的独特特征。这些独特特征可用于对准在块1220中获取的超声波图像数据与来自目标对象的重叠区域的先前获取或随后获取的超声波图像数据。可在图像拼接的另外过程期间使用此些独特特征,例如,如下文所描述。

[0136] 在此实例中,块1230涉及接收移动装置已改变位置的指示。举例来说,块1230可涉及从移动装置的惯性传感器系统接收惯性传感器数据,例如来自移动装置内的一或多个加速度计或角速率传感器(例如,陀螺仪)的传感器数据。基于惯性传感器数据,移动装置的控制系統可确定移动装置已改变位置。在一些实施方案中,来自正面拍摄或后置自拍摄像机的图像数据可用于检测到移动装置已改变位置。在一些实施方案中,用户可被提示(例如)通过按压或以其它方式触碰图像捕捉按钮来提供移动装置何时已改变位置的指示。

[0137] 在块1235中,确定是否继续获得超声波图像数据。在一些情况下,块1235可涉及从用户接口系统接收用以停止获得超声波图像数据的指示。在一些情况下,块1235可涉及接收关于用于获得超声波图像数据的预定时间间隔是否已过去的指示。

[0138] 如果在块1235中确定继续获得超声波图像数据,那么在此实例中过程恢复到块1215且光源系统在移动装置的当前位置处发射光。过程接着继续到块1220,且在当前位置处在第一获取时间延迟的结束时间起始的第一获取时间窗期间获取额外超声波图像数据。

[0139] 过程接着继续到块1225,在块1225中处理至少额外超声波图像数据。在一些实例中,可显示至少额外超声波图像数据。根据一些实施方案,块1225可涉及识别额外超声波图像数据的独特特征。在一些此些实施方案中,独特特征可用于对准在块1220中获取的额外超声波图像数据与来自目标对象的重叠区域的先前获取或随后获取的超声波图像数据。

[0140] 由于在块1215及块1220的两次反复之后将已获取超声波图像数据的至少两个例項,故块1225可涉及用于图像拼接的对齐过程。在一些实施方案中,对齐过程可涉及针对最

小化重叠图像像素的值之间的绝对差的总和的图像对准的搜索。在一些实例中,对齐过程可涉及随机样本一致(random sample consensus;RANSAC)方法。在一些实例中,块1225可涉及图像对准过程。在一些此些实施方案中,块1225可涉及复合过程,在所述复合过程期间对准图像,使得其表现为单一复合图像。根据一些实施方案,块1225可涉及图像调合过程。举例来说,块1225可涉及运动补偿、用以最小化邻近图像之间的接缝的可见度的接缝线调整等等。

[0141] 在此实施方案中,方法1200继续直到在块1235中确定不继续获得超声波图像数据,此时过程结束。然而,一些实施方案可涉及在块1235中确定不继续获得超声波图像数据之后的额外操作。在一些此些实施方案中,经拼接超声波图像数据可被显示、存储于存储器中及/或传输到另一装置。

[0142] 图13为展示可运用一些所揭示生物测量系统而执行的氧化血红素检测方法的块的流程图。如同本文中所揭示的其它方法,图13中所概述的方法可包含比所指示的块更多或更少的块。此外,方法1300的块未必是按所指示的次序执行。

[0143] 此处,块1305涉及接收目标对象(例如手指、手掌或手腕)经定位为紧接于包含超声波传感器阵列及光源系统的生物测量系统的指示。举例来说,块1305可涉及接收目标对象定位于生物测量系统的压板上的指示。在一些实施方案中,在具有具备光声成像能力的生物测量系统的移动装置上执行的应用程序可提示用户触碰或按压按钮以指示目标对象何时定位于压板上。在一些实施方案中,生物测量系统可以超声波方式或以电容方式感测目标对象何时接触压板表面且相应地提供指示。

[0144] 在此实施方案中,块1310涉及选择获取时间延迟。举例来说,块1310可涉及根据从用户接口系统接收的用户输入来选择获取时间延迟。获取时间延迟可与所关注目标(例如此实例中的血管中的血液)对应。在一些实施方案中,块1310也可涉及选择光的第一波长及光的第二波长以及与每一经选择波长相关联的光强度以用于照明目标对象。根据一些实施方案,块1310可涉及根据关于所要类型的功能性(例如氧化血红素检测、估计血糖含量等等)的用户输入来选择光的一或多个波长。

[0145] 根据此实例,块1315涉及运用第一波长的光来照明目标对象。举例来说,块1315可涉及运用近红外光来照明目标对象,近红外光被氧化血红素强烈地吸收。

[0146] 此处,块1320涉及在经选择获取时间延迟获取第一超声波图像数据。在此实例中,第一超声波图像数据对应于通过运用第一波长的光(例如近红外光)来照明目标对象而诱发的声波。

[0147] 在此实例中,块1325涉及运用第二波长的光来照明目标对象。举例来说,代替运用近红外光来照明目标对象,块1325可涉及运用不同波长的光(例如可见范围内的光)来照明目标对象。可见范围内的光(例如红光或绿光)不会被氧化血红素强烈地吸收,而是倾向于被透射。

[0148] 根据此实施方案,块1330涉及在经选择获取时间延迟获取第二超声波图像数据。在此实例中,第二超声波图像数据对应于通过运用第二波长的光(例如红光或绿光)来照明目标对象而诱发的声波。通过比较第一超声波图像数据与第二超声波图像数据,可估计血氧含量。举例来说,在运用适当校准系数的情况下,来自第一超声波图像数据的信号水平可通过所关注区中(例如血管内)的来自第二超声波图像数据的信号水平及与值的存储表比

较的比率而正规化,所述存储表将正规化数据转换成(例如)作为氧饱和度(例如, SO_2)的百分比、作为周边氧饱和度(例如, SpO_2)的百分比或作为动脉氧饱和度(例如, SaO_2)的百分比的血氧含量。

[0149] 图14代表性地描绘用于超声波传感器系统的传感器像素1434的 4×4 像素阵列1435的方面。每一像素1434可(例如)与压电传感器材料(PSM)的局域区、峰值检测二极管(D1)及读出晶体管(M3)相关联;这些元件中的许多或全部可形成于衬底上或中以形成像素电路1436。实务上,每一像素1434的压电传感器材料的局域区可将经接收超声波能量转讯成电荷。峰值检测二极管D1可暂存由压电传感器材料PSM的局域区检测的最大量的电荷。接着可(例如)经由行选择机构、门驱动器或移位暂存器来扫描像素阵列1435的每一行,且可触发用于每一列的读出晶体管M3以允许由额外电路系统(例如,多路复用器及A/D转换器)读取用于每一像素1434的峰值电荷的量值。像素电路1436可包含一或多个TFT以允许对像素1434进行门控、定址及重设。

[0150] 每一像素电路1436可提供关于由超声波传感器系统检测的对象的小部分的信息。虽然出于说明方便起见,图14所展示的实例具有相对粗略分辨率,但具有约每英寸500个像素或更高的分辨率的超声波传感器可经配置有适当按比例调整的结构。可取决于预期检测对象而选择超声波传感器系统的检测区域。举例来说,检测区域可在用于单一手指的约 $5\text{mm} \times 5\text{mm}$ 到用于四个手指的约3英寸 $\times$ 3英寸的范围内。适当时可包含正方形、矩形及非矩形几何形状的较小及较大区域用于目标对象。

[0151] 图15A展示超声波传感器系统的分解图的实例。在此实例中,超声波传感器系统1500a包含压板40下方的超声波传输器20及超声波接收器30。根据一些实施方案,超声波接收器30可为图2所展示及上文所描述的超声波传感器阵列202的实例。在一些实施方案中,超声波传输器20可为图2所展示及上文所描述的选用的超声波传输器208的实例。超声波传输器20可包含大体上平面压电传输器层22且可能够充当平面波产生器。可取决于所施加的信号而通过向压电层施加电压以使所述层膨胀或收缩来产生超声波,藉此产生平面波。在此实例中,控制系统206可能够产生经由第一传输器电极24及第二传输器电极26而施加到压电传输器层22的电压。以此方式,可通过经由压电效应来改变层的厚度而产生超声波。此超声波可朝向手指(其它待检测对象)行进,从而传递通过压板40。未由待检测对象吸收或传输的波的部分可被反射,以便返回传递通过压板40且由超声波接收器30接收。第一传输器电极24及第二传输器电极26可为金属化电极,例如,涂布压电传输器层22的对置侧的金属层。

[0152] 超声波接收器30可包含安置于衬底34(其也可被称作背板)上的传感器像素电路32的阵列及压电接收器层36。在一些实施方案中,每一传感器像素电路32可包含一或多个TFT元件、电互连迹线,及(在一些实施方案中)一或多个额外电路元件(例如二极管、电容器及其类似者)。每一传感器像素电路32可经配置以将紧接于像素电路的压电接收器层36中产生的电荷转换成电信号。每一传感器像素电路32可包含将压电接收器层36电耦合到传感器像素电路32的像素输入电极38。

[0153] 在所说明实施方案中,接收器偏压电极39安置于紧接于压板40的压电接收器层36的侧上。接收器偏压电极39可为金属化电极且可被接地或偏压以控制可将哪些信号传递到传感器像素电路32的阵列。从压板40的曝露(顶部)表面反射的超声波能量可由压电接收器

层36转换成局域化电荷。这些局域化电荷可由像素输入电极38收集且传递到下伏传感器像素电路32上。电荷可由传感器像素电路32放大或缓冲且提供到控制系统206。

[0154] 控制系统206可与第一传输器电极24及第二传输器电极26以及与衬底34上的接收器偏压电极39及传感器像素电路32电连接(直接或间接)。在一些实施方案中,控制系统206可大体上如上文所描述而操作。举例来说,控制系统206可能够处理从传感器像素电路32接收的经放大信号。

[0155] 控制系统206可能够控制超声波传输器20及/或超声波接收器30以获得超声波图像数据,例如,通过获得指纹图像。无论超声波传感器系统1500a是否包含超声波传输器20,控制系统206都可能够从超声波图像数据获得属性信息。在一些实例中,控制系统206可能够至少部分地基于属性信息来控制对一或多个装置的存取。超声波传感器系统1500a(或关联装置)可包含存储器系统,所述存储器系统包含一或多个存储器装置。在一些实施方案中,控制系统206可包含存储器系统的至少一部分。控制系统206可能够从超声波图像数据获得属性信息且在存储器系统中存储属性信息。在一些实施方案中,控制系统206可能够捕捉指纹图像、从指纹图像获得属性信息且在存储器系统中存储从指纹图像获得的属性信息(其可在本文中被称作指纹图像信息)。根据一些实例,控制系统206可能够甚至在将超声波传输器20维持于“关断”状态的同时仍捕捉指纹图像、从指纹图像获得属性信息且存储从指纹图像获得的属性信息。

[0156] 在一些实施方案中,控制系统206可能够在超声波成像模式或力感测模式中操作超声波传感器系统1500a。在一些实施方案中,控制系统可能够在力感测模式中操作超声波传感器系统时将超声波传输器20维持于“关断”状态。当超声波传感器系统1500a正在力感测模式中操作时,超声波接收器30可能够充当力传感器。在一些实施方案中,控制系统206可能够控制其它装置,例如显示系统、通信系统等等。在一些实施方案中,控制系统206可能够在电容式成像模式中操作超声波传感器系统1500a。

[0157] 压板40可为可声耦合到接收器的任何适当材料,其中实例包含塑胶、陶瓷、蓝宝石、金属及玻璃。在一些实施方案中,压板40可为盖板,例如,用于显示器的覆盖玻璃或透镜玻璃。特别地当超声波传输器20在使用中时,视需要可通过相对厚的压板(例如,3mm及高于3mm)执行指纹检测及成像。然而,对于超声波接收器30能够在力检测模式或电容检测模式中成像指纹的实施方案,可需要较薄且相对较柔性的压板40。根据一些此些实施方案,压板40可包含一或多种聚合物(例如一或多种类型的聚对二甲苯基),且可大体上较薄。在一些此些实施方案中,压板40可为数十微米厚或甚至小于10微米厚。

[0158] 可用以形成压电接收器层36的压电材料的实例包含具有适当声性质(例如,约2.5百万雷耳与5百万雷耳之间的声阻抗)的压电聚合物。可使用的压电材料的特定实例包含铁电聚合物,例如聚偏二氟乙烯(PVDF)及聚偏二氟乙烯-三氟乙烯(PVDF-TrFE)共聚物。PVDF共聚物的实例包含60:40(摩尔百分比)的PVDF-TrFE、70:30的PVDF-TrFE、80:20的PVDF-TrFE及90:10的PVDF-TrFE。可使用的压电材料的其它实例包含聚氯亚乙烯(PVDC)均聚物及共聚物,聚四氟乙烯(PTFE)均聚物及共聚物,以及溴化二异丙基铵(diisopropylammonium bromide;DIPAB)。

[0159] 压电传输器层22及压电接收器层36中的每一者的厚度可经选择为适合于产生及接收超声波。在一个实例中,PVDF平面压电传输器层22为大约28 μ m厚,且PVDF-TrFE接收器

层36为大约12 μ m厚。超声波的实例频率可在5MHz到30MHz的范围内,其中波长为约一毫米或更小。

[0160] 图15B展示超声波传感器系统的替代实例的分解图。在此实例中,压电接收器层36已被形成离散元件37。在图15B所展示的实施方案中,离散元件37中的每一者与单一像素输入电极38及单一传感器像素电路32对应。然而,在超声波传感器系统1500b的替代实施方案中,在离散元件37中的每一者、单一像素输入电极38与单一传感器像素电路32之间未必存在一对一对应性。举例来说,在一些实施方案中,针对单一离散元件37可存在多个像素输入电极38及传感器像素电路32。

[0161] 图15A及15B展示超声波传感器系统中的超声波传输器及接收器的实例布置,其中其它布置为可能的。举例来说,在一些实施方案中,超声波传输器20可在超声波接收器30上方且因此较接近于待检测对象25。在一些实施方案中,超声波传输器可与超声波传感器阵列一起被包含(例如,单层传输器及接收器)。在一些实施方案中,超声波传感器系统可包含声延迟层。举例来说,声延迟层可在超声波传输器20与超声波接收器30之间并入到超声波传感器系统中。可使用声延迟层以调整超声波脉冲时序,且同时将超声波接收器30与超声波传输器20电绝缘。声延迟层可具有大体上均一厚度,其中用于延迟层的材料及/或延迟层的厚度经选择以提供用于使反射超声波能量到达超声波接收器30的时间的所要延迟。藉此,可使借助于已由对象反射而携带关于对象的信息的能量脉冲在从超声波传感器系统的其它部分反射的能量不大可能到达超声波接收器30的时间范围期间到达超声波接收器30的时间范围。在一些实施方案中,衬底34及/或压板40可充当声延迟层。

[0162] 如本文中所使用,涉及项目列表“中的至少一者”的片语指那些项目的任何组合,包含单一成员。作为一实例,“a、b或c中的至少一者”意欲涵盖:a、b、c、a-b、a-c、b-c及a-b-c。

[0163] 结合本文中所揭示的实施方案所描述的各种说明性逻辑、逻辑块、模块、电路及算法过程可被实施为电子硬件、计算机软件,或此两者的组合。硬件与软件的互换性已大体上在功能性方面予以描述,且在上文所描述的各种说明性组件、块、模块、电路及过程中予以说明。以硬件抑或软件来实施此功能性取决于特定应用及强加于整个系统上的设计约束。

[0164] 用以实施结合本文中所揭示的方面所描述的各种说明性逻辑、逻辑块、模块及电路的硬件及数据处理设备可运用经设计以执行本文中所描述的功能的一般用途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)或其它可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件或其任何组合予以实施或执行。一般用途处理器可为微处理器,或任何常规处理器、控制器、微控制器或状态机。处理器也可被实施为计算装置的组合,例如,DSP与微处理器的组合、多个微处理器、结合DSP核心的一或多个微处理器,或任何其它此类配置。在一些实施方案中,特定过程及方法可由特定于给定功能的电路系统执行。

[0165] 在一或多个方面中,所描述的功能可以硬件、数字电子电路系统、计算机软件、固件(包含本说明书中所揭示的结构及其结构等效者)或其任何组合予以实施。本说明书中所描述的主题的实施方案也可被实施为一或多个计算机程序,即,计算机程序指令的一或多个模块,其在计算机存储媒体上被编码以供数据处理设备执行或控制数据处理设备的操作。

[0166] 如果以软件予以实施,那么所述功能可作为一或多个指令或程式代码而存储于计算机可读媒体(例如非暂时性媒体)上或经由计算机可读媒体(例如非暂时性媒体)进行传输。本文中所揭示的方法或算法的过程可实施于可驻存于计算机可读媒体上的处理器可执行软件模块中。计算机可读媒体包含计算机存储媒体及通信媒体(包含可经启用以将计算机程序从一处传送到另一处的任何媒体)两者。存储媒体可为可由计算机存取的任何可用媒体。作为实例而非限制,非暂时性媒体可包含RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM或其它光盘存储装置、磁盘存储装置或其它磁性存储装置,或可用以存储呈指令或数据结构的形式所要程式代码且可由计算机存取的任何其它媒体。又,可将任何连接适当地称为计算机可读媒体。如本文中所使用的磁盘及光盘包含紧密光盘(CD)、激光光盘、光学光盘、数字多功能光盘(DVD)、软盘及蓝光光盘,其中磁盘通常以磁性方式再生数据,而光盘运用激光以光学方式再生数据。以上各者的组合也应包含于计算机可读媒体的范围内。另外,方法或算法的操作可作为程序代码及指令的一个或任何组合或集合而驻存于机器可读媒体及计算机可读媒体上,所述媒体可并入到计算机程序产品中。

[0167] 在不脱离本发明的精神或范围的情况下,对本发明中所描述的实施方案的各种修改对于所属领域的一般技术人员而言可易于显而易见,且本文中所界定的一般原理可应用于其它实施方案。因此,本发明并不意欲限于本文中所展示的实施方案,而应符合与本文中所揭示的权利要求书、原理及新颖特征相一致的最广泛范围。词语“例示性”在本文中被独占式地使用(如果存在)以意谓“充当实例、例项或说明”。本文中被描述为“例示性”的任何实施方案未必被认作比其它实施方案较佳或有利。

[0168] 本说明书中在单独实施方案的上下文中描述的某些特征也可以组合形式实施于单一实施方案中。相反地,在单一实施方案的上下文中描述的各种特征也可单独地或以任何合适子组合形式实施于多个实施方案中。此外,尽管上文可将特征描述为以某些组合起作用且甚至最初按此进行主张,但来自所主张组合的一或多个特征在一些状况下可从所述组合被删除,且所主张组合可有关于子组合或子组合的变化。

[0169] 相似地,虽然在图式中按特定次序描绘操作,但不应将此理解为要求按所展示的特定次序或按循序次序执行此些操作,或执行全部所说明操作,以达成合意结果。在某些情况下,多任务及并行处理可为有利的。此外,不应将上述实施方案中的各种系统组件的分离理解为在全部实施方案中需要此分离,且应理解,所描述的程式组件及系统通常可在单一软件产品中整合在一起或封装到多个软件产品中。另外,其它实施方案是在下列权利要求书的范围内。在一些状况下,权利要求书中所叙述的动作可按不同次序执行且仍达成合意结果。

[0170] 应理解,除非特定所描述实施方案中的任一者的特征被明确地识别为与彼此不相容,或周围上下文暗示其互斥且不可容易在互补及/或支援意义上组合,否则本发明的全部内容预期及设想到,那些互补实施方案的特定特征可经选择性地组合以提供一或多个全面但稍微不同的技术解决方案。因此,应进一步了解,已仅作为实例而给出以上描述,且可在本发明的范围内进行细节修改。

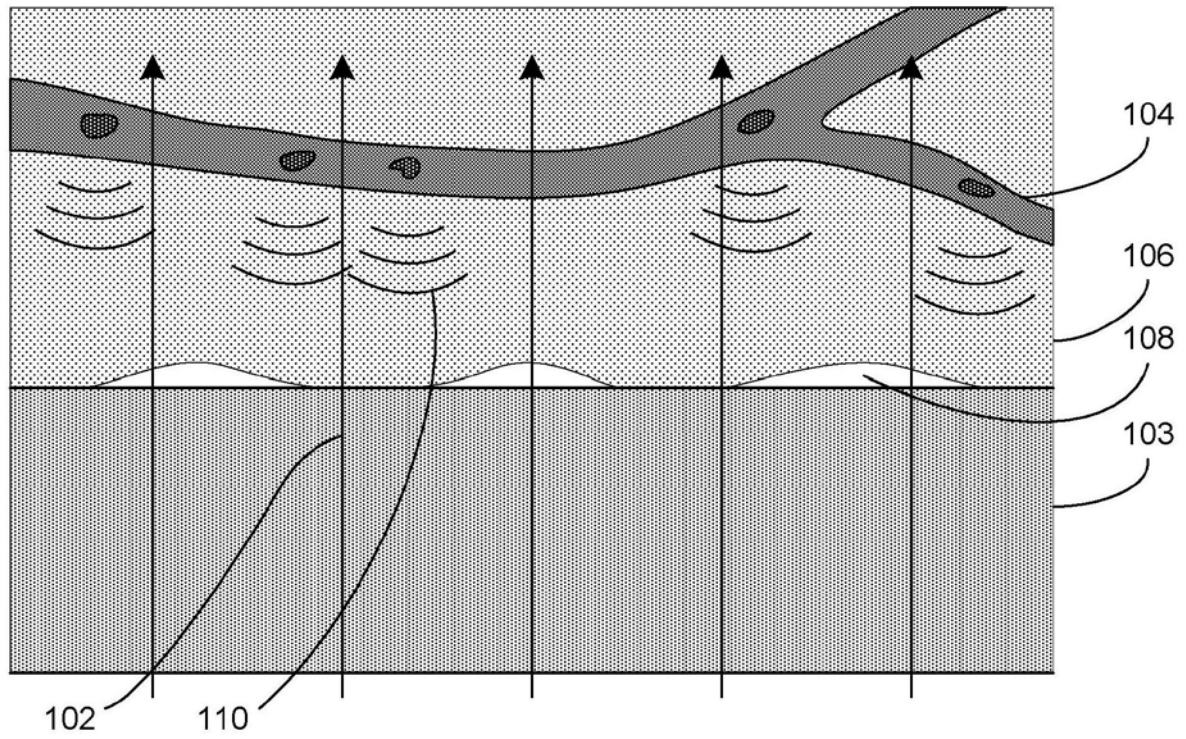


图1

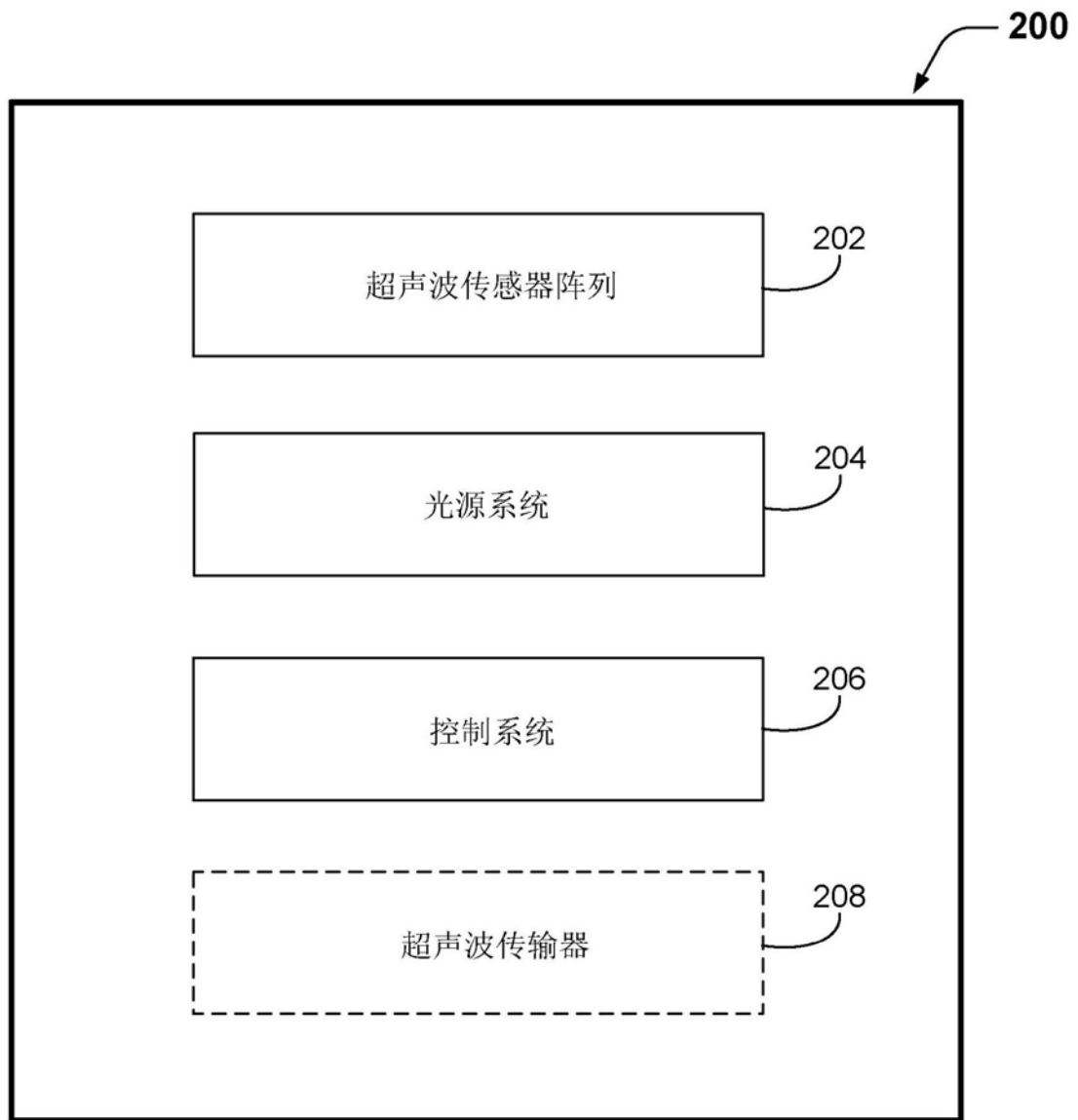


图2

300

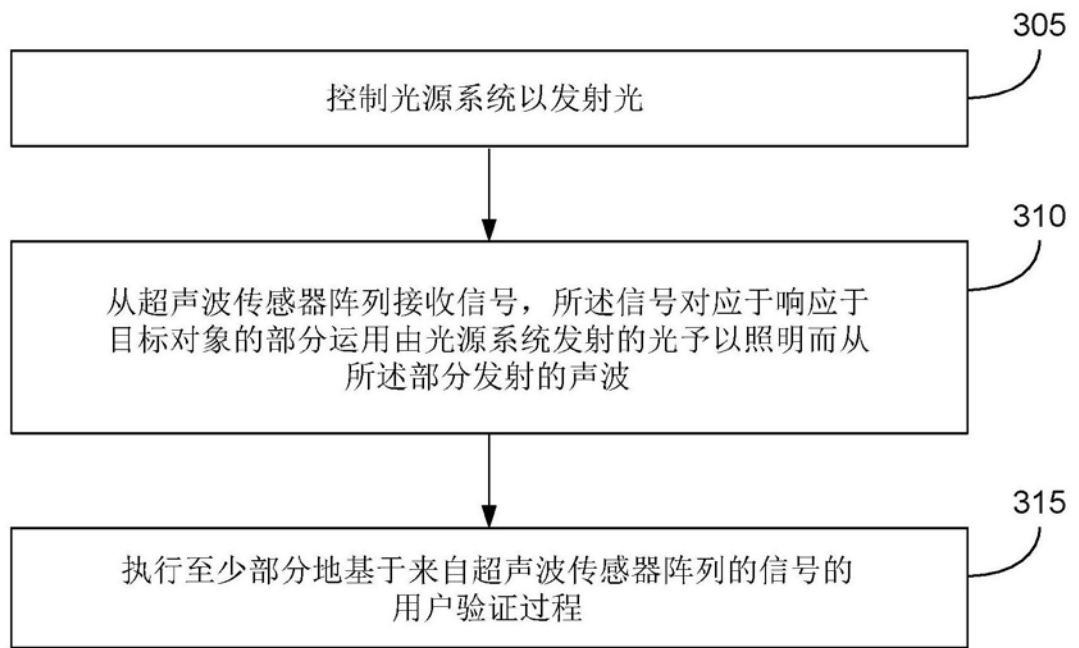


图3

400

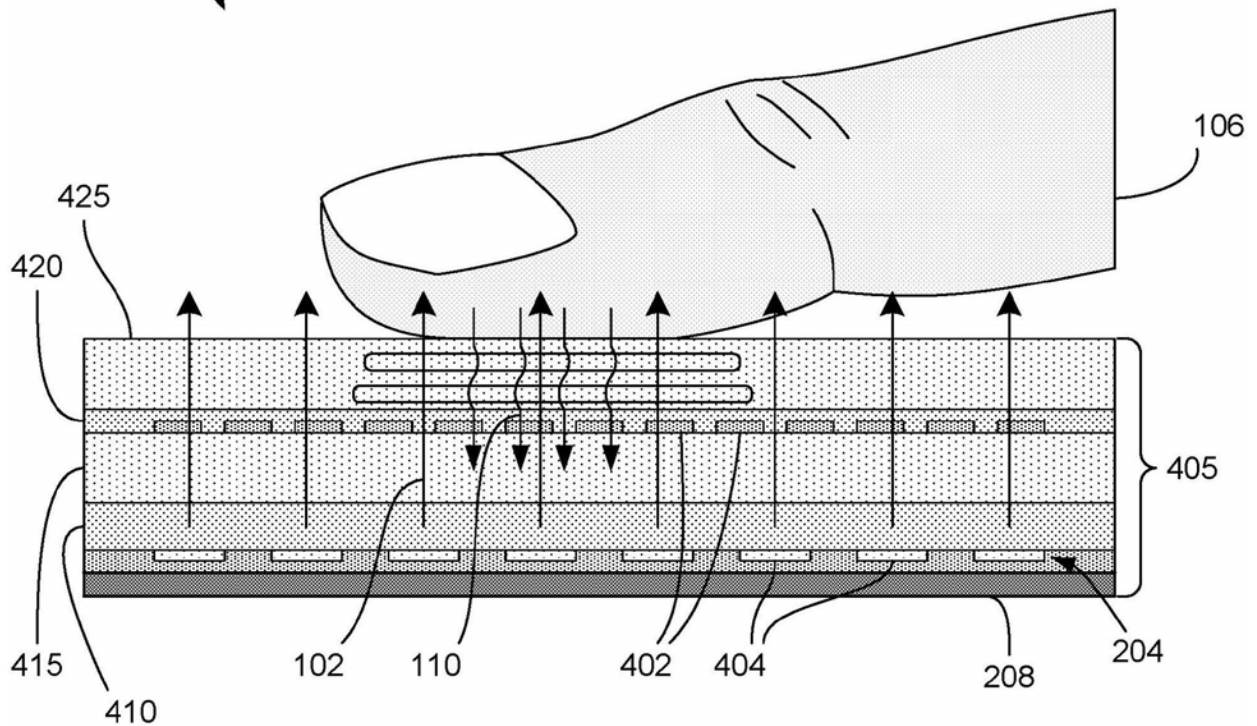


图4

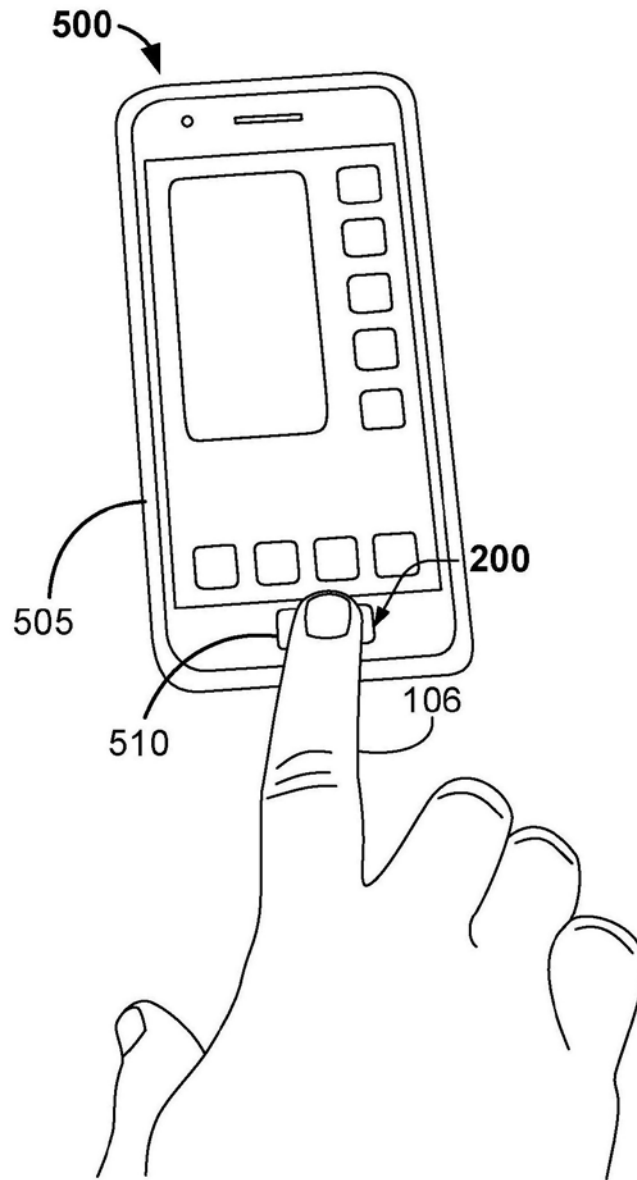


图5

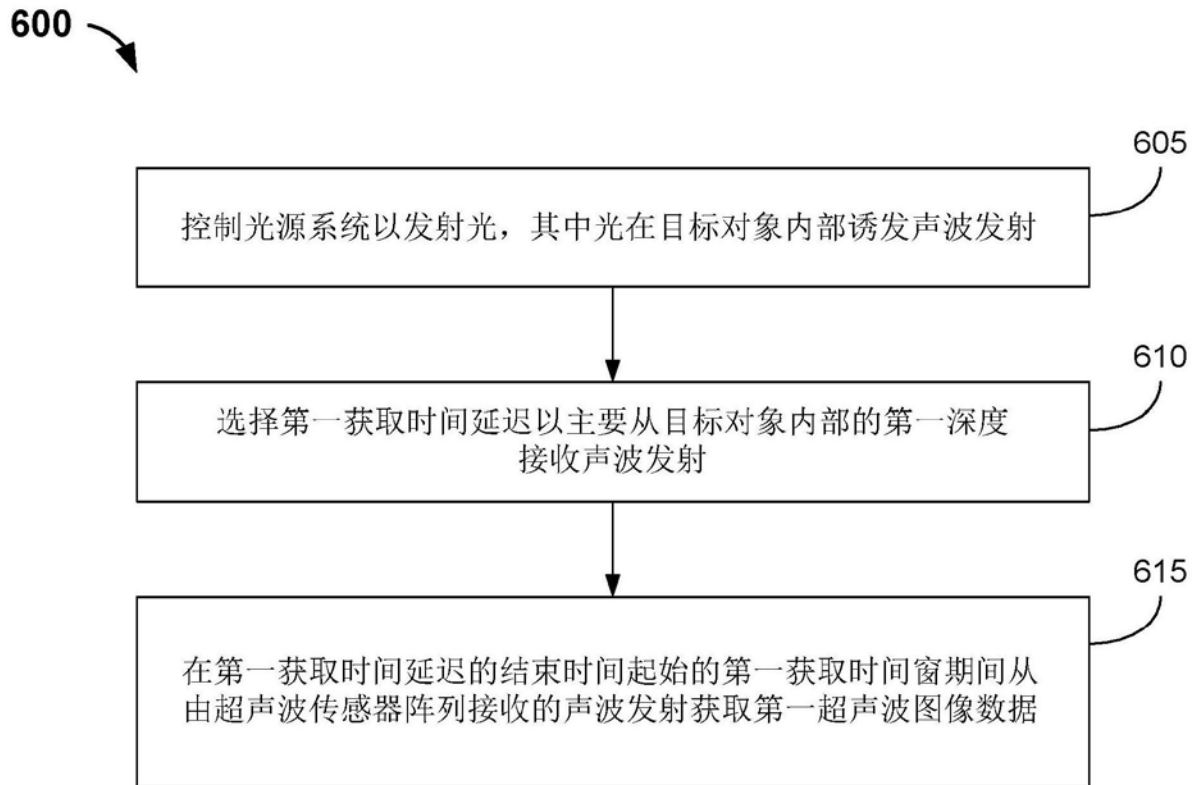


图6

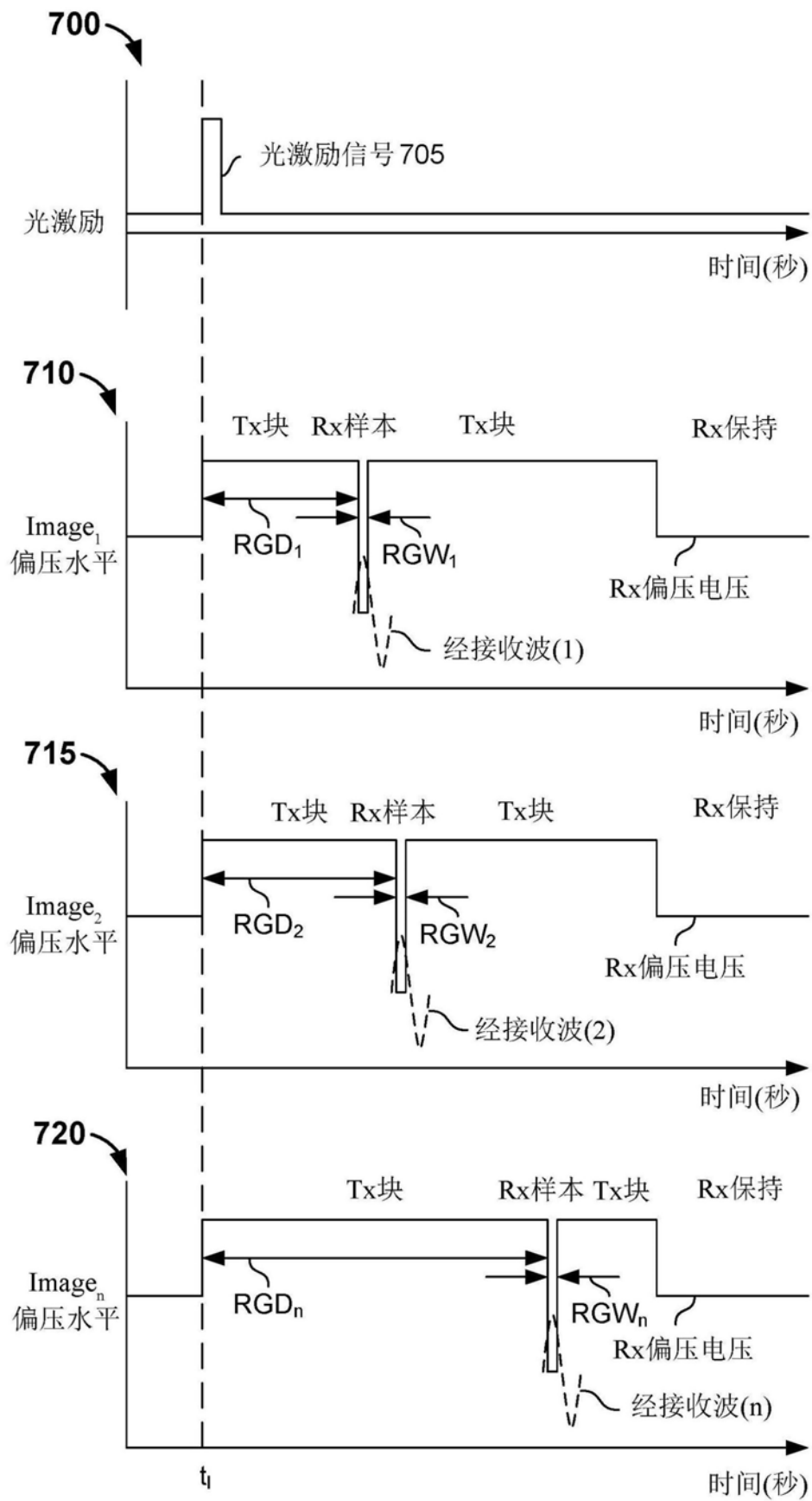


图7

800

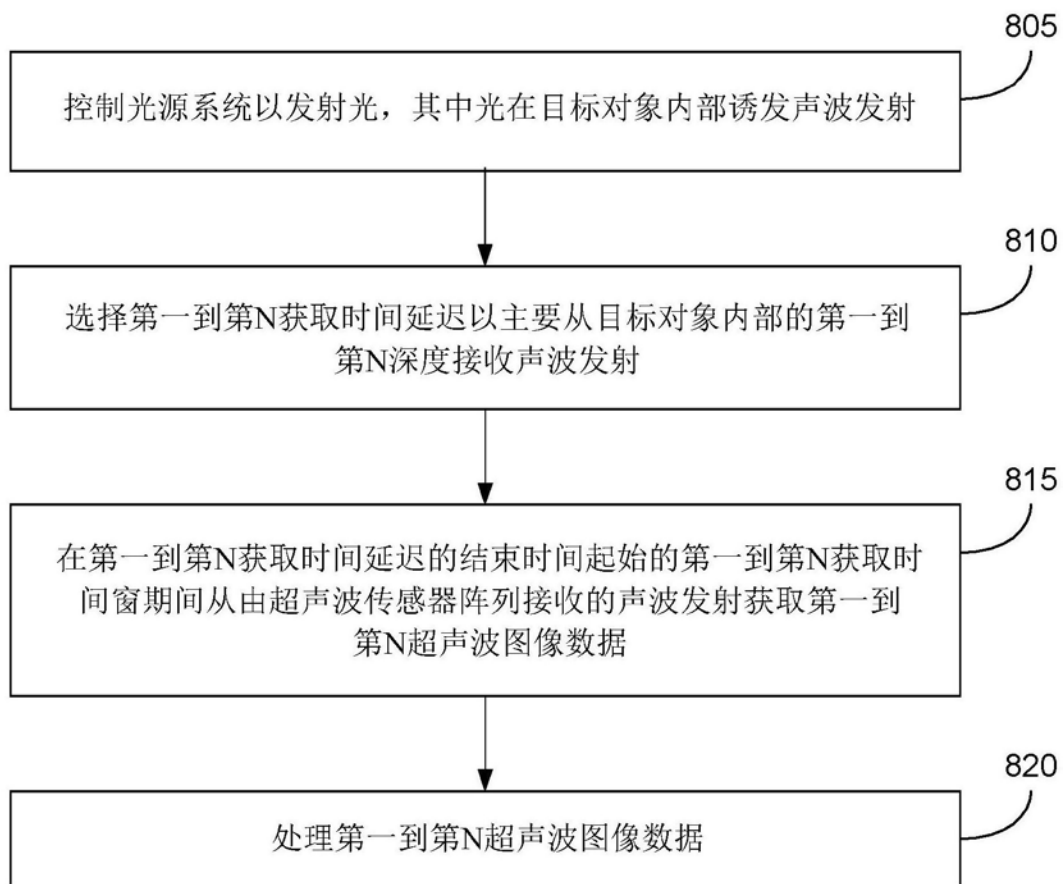


图8

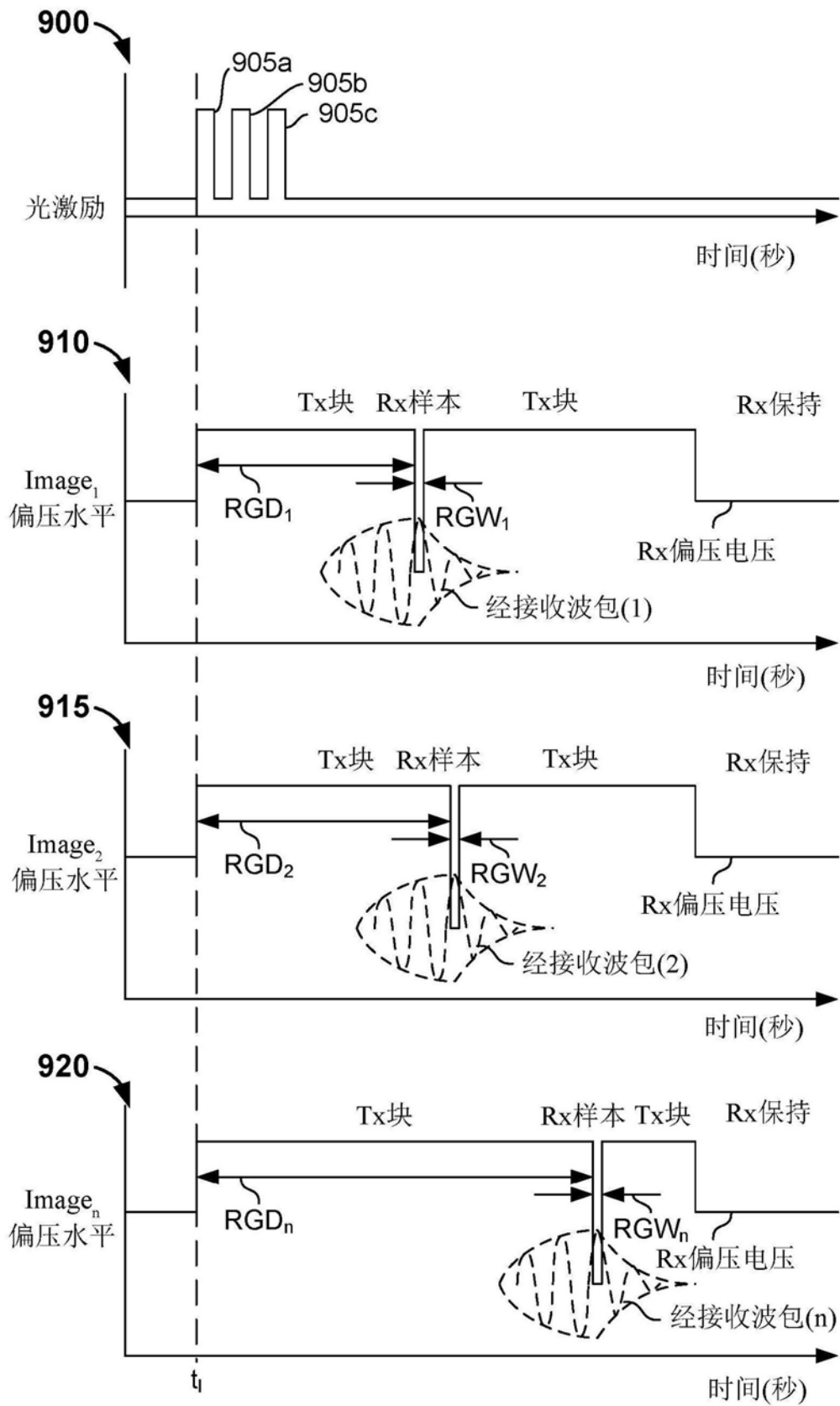


图9

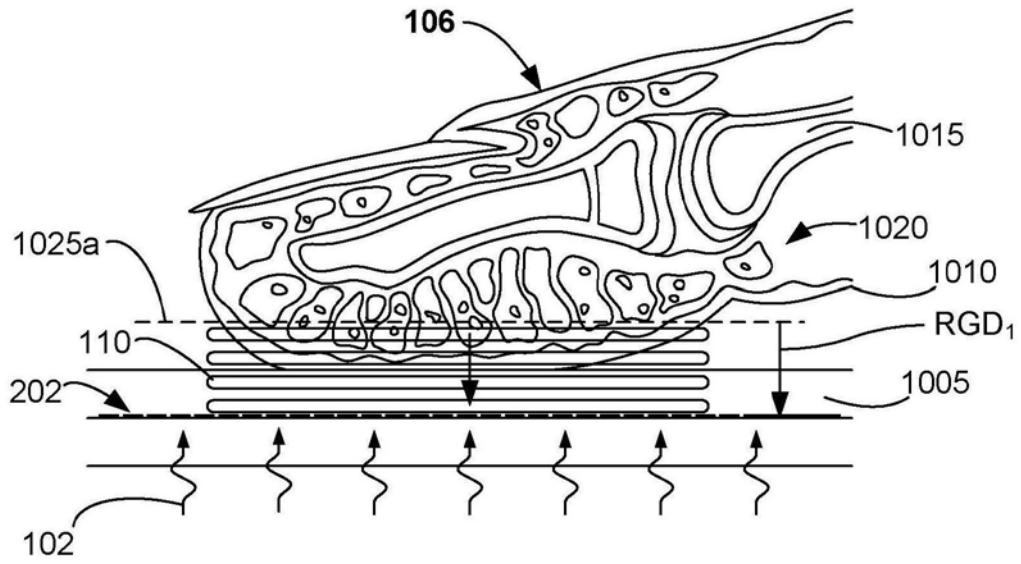


图10A

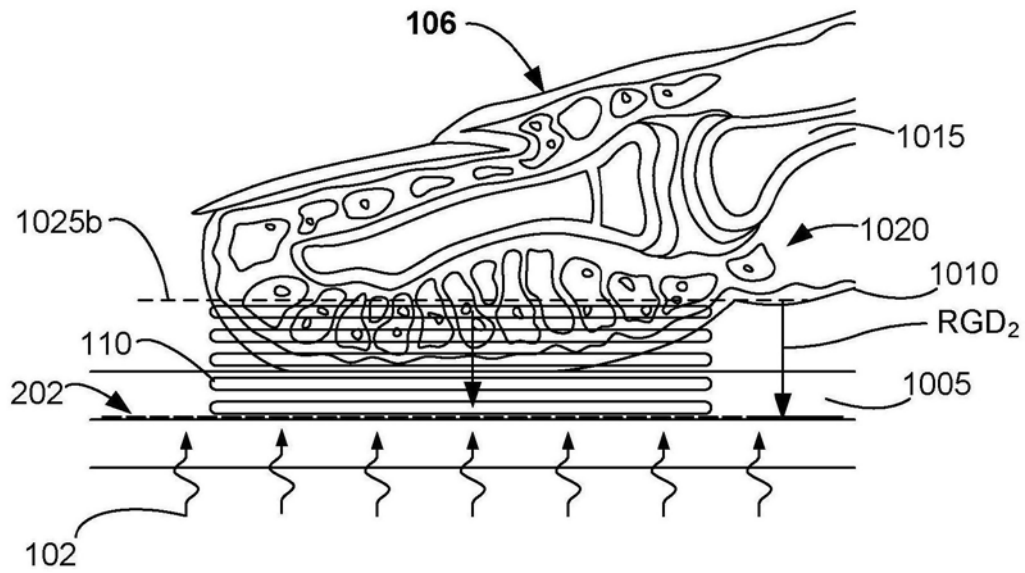


图10B

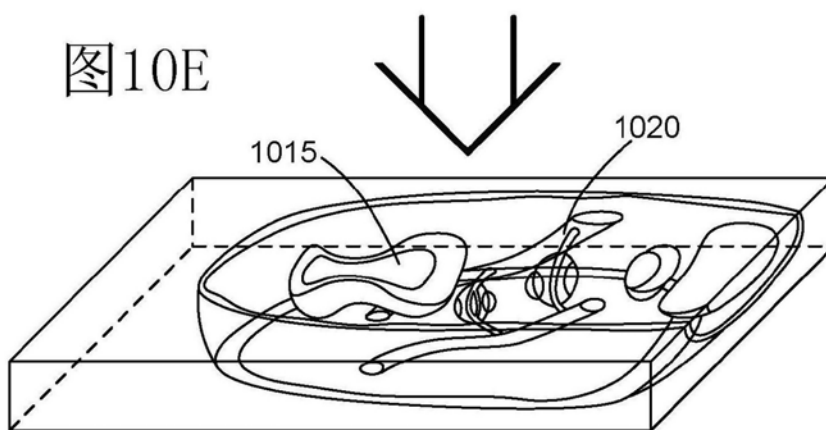
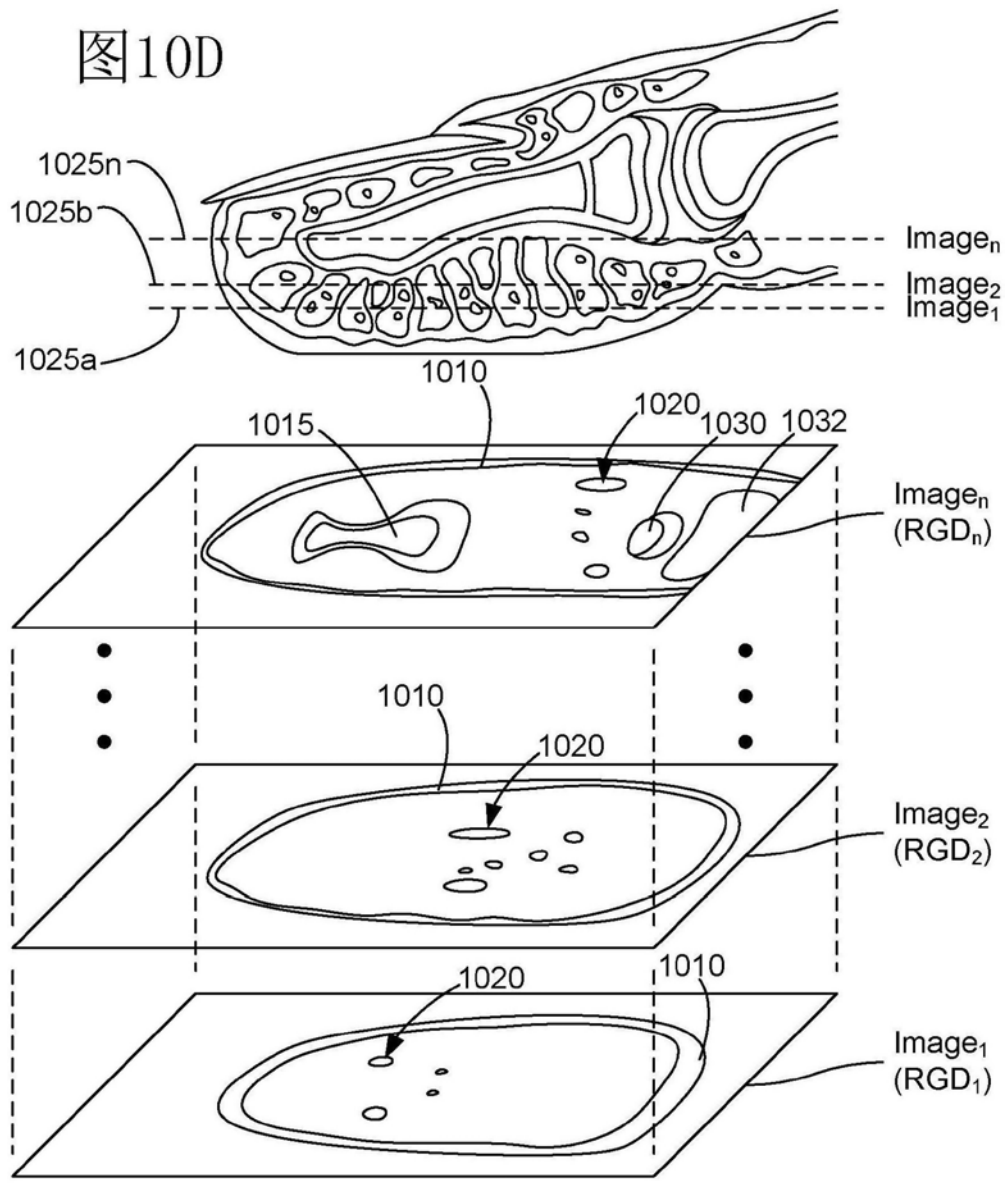


图10F

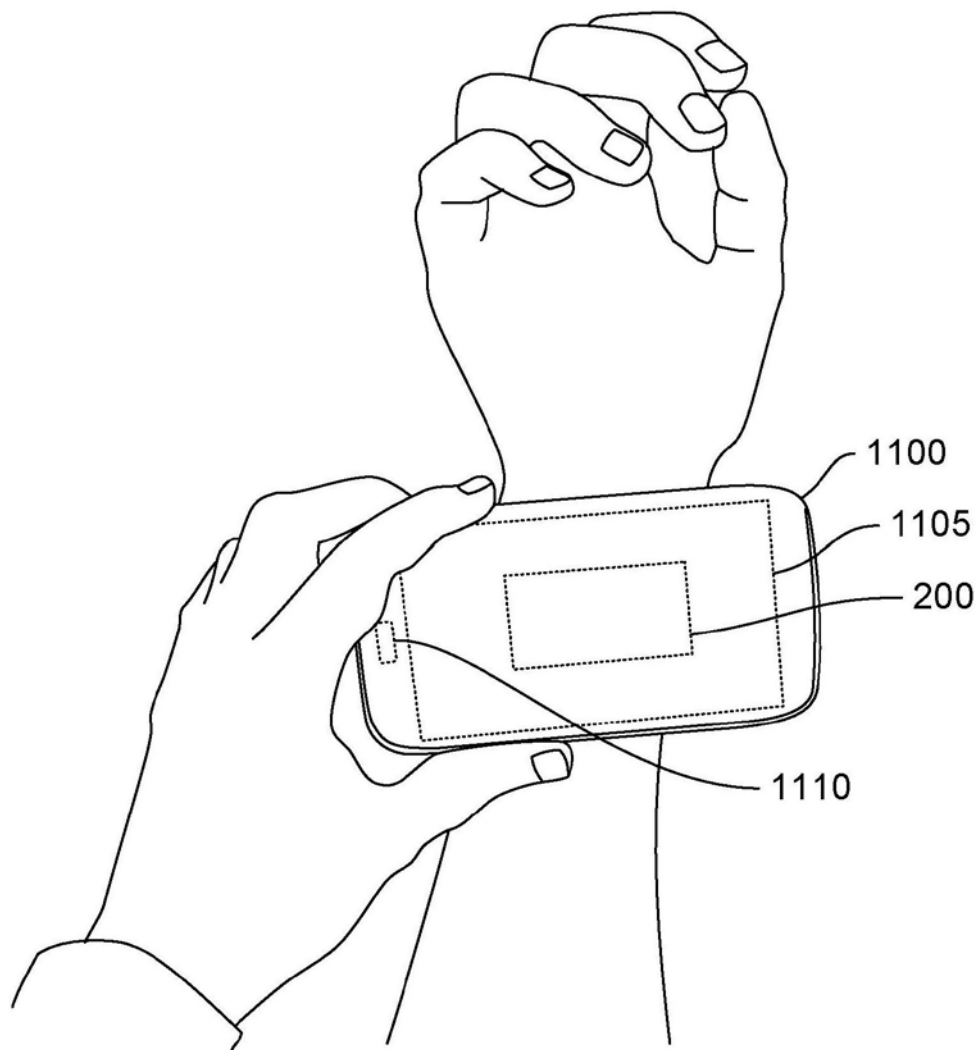


图11

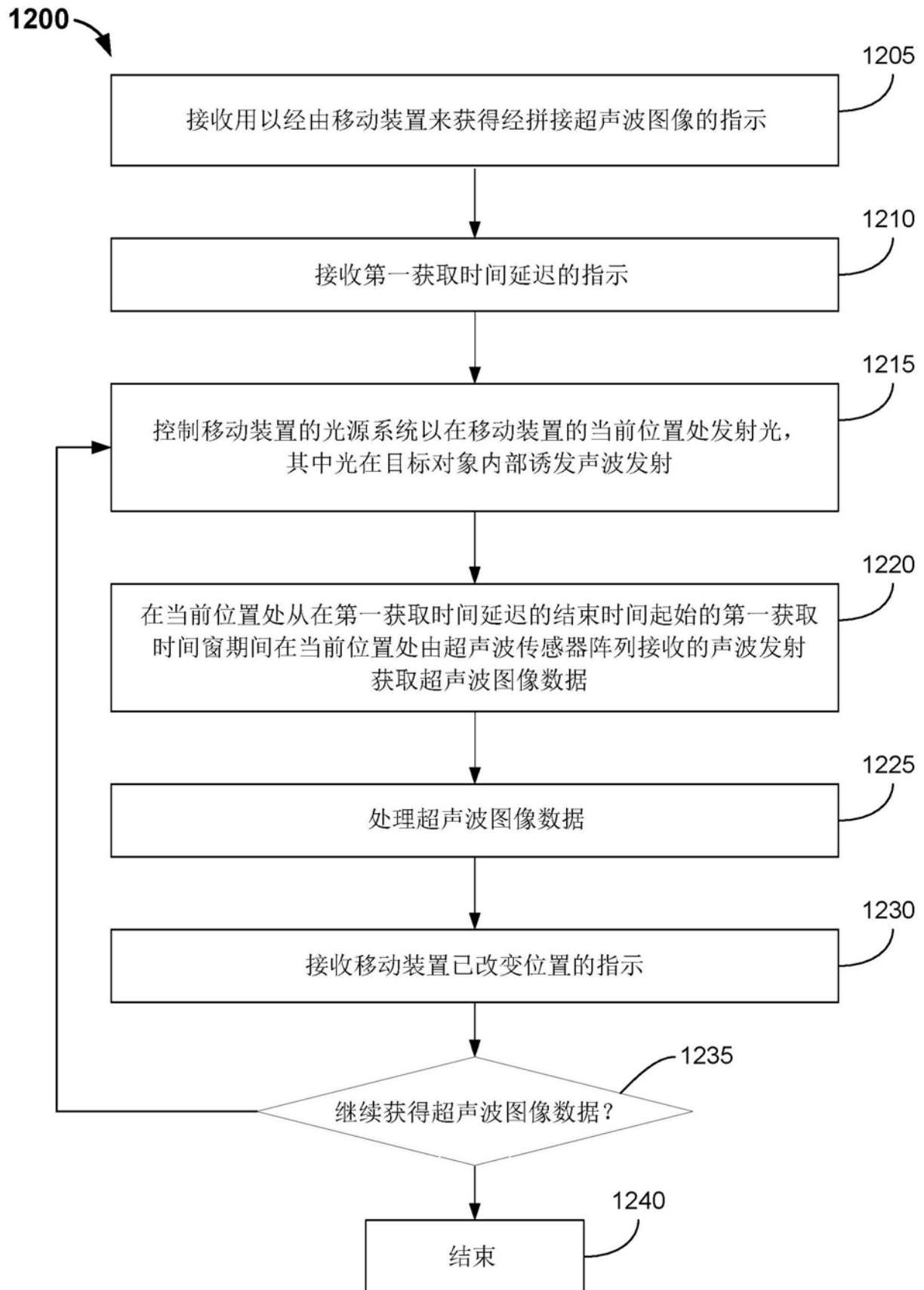


图12

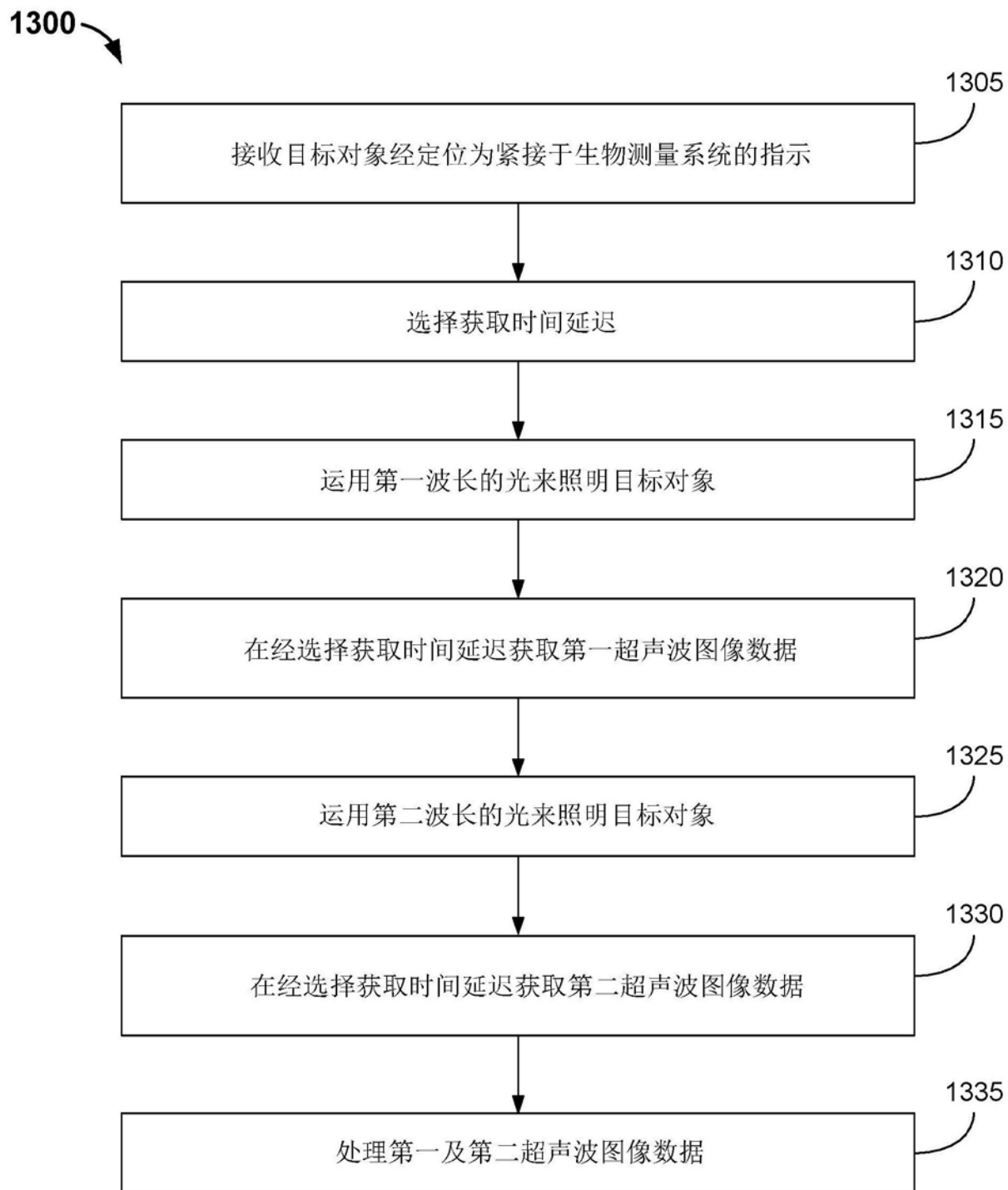


图13

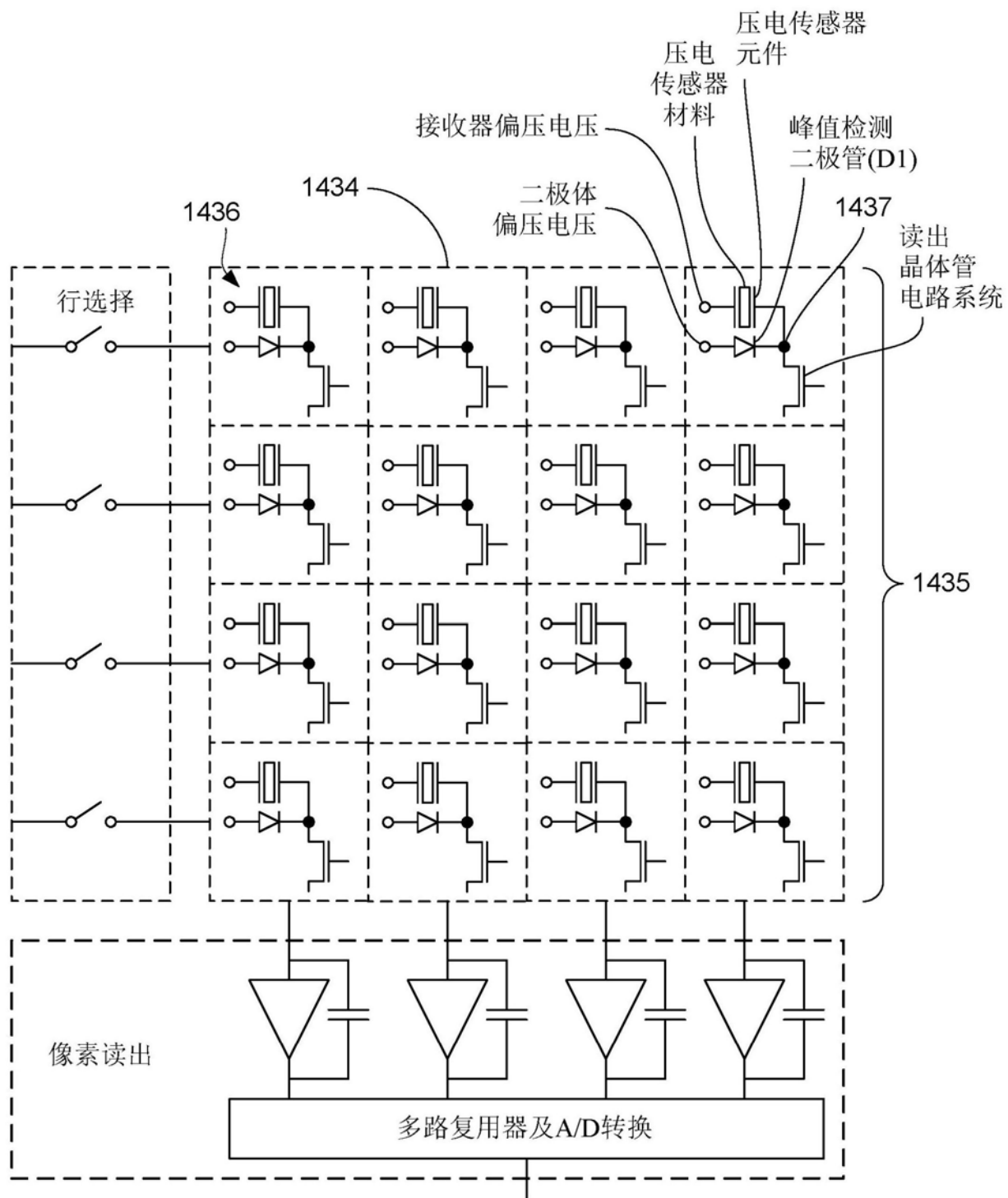


图14

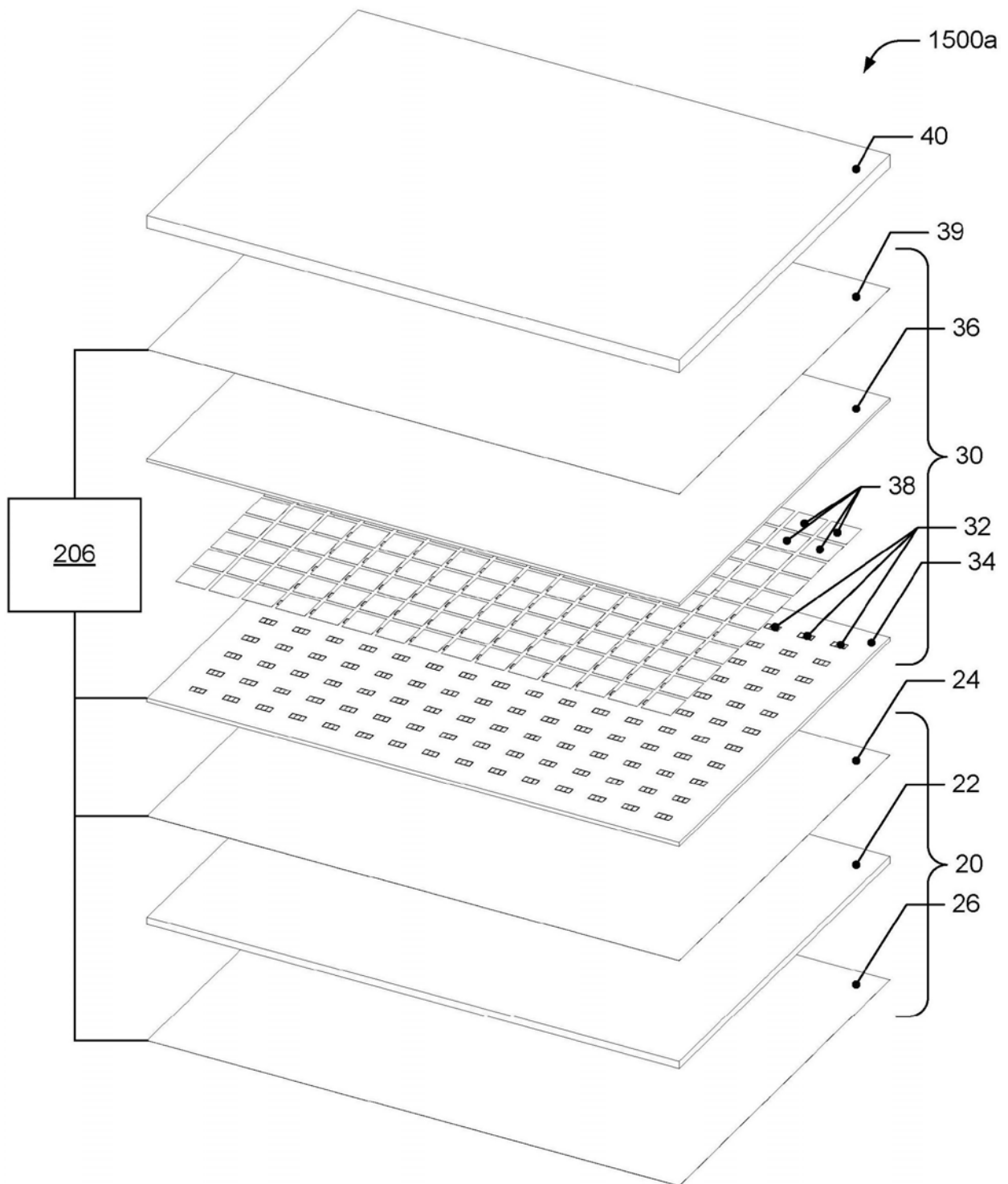


图15A

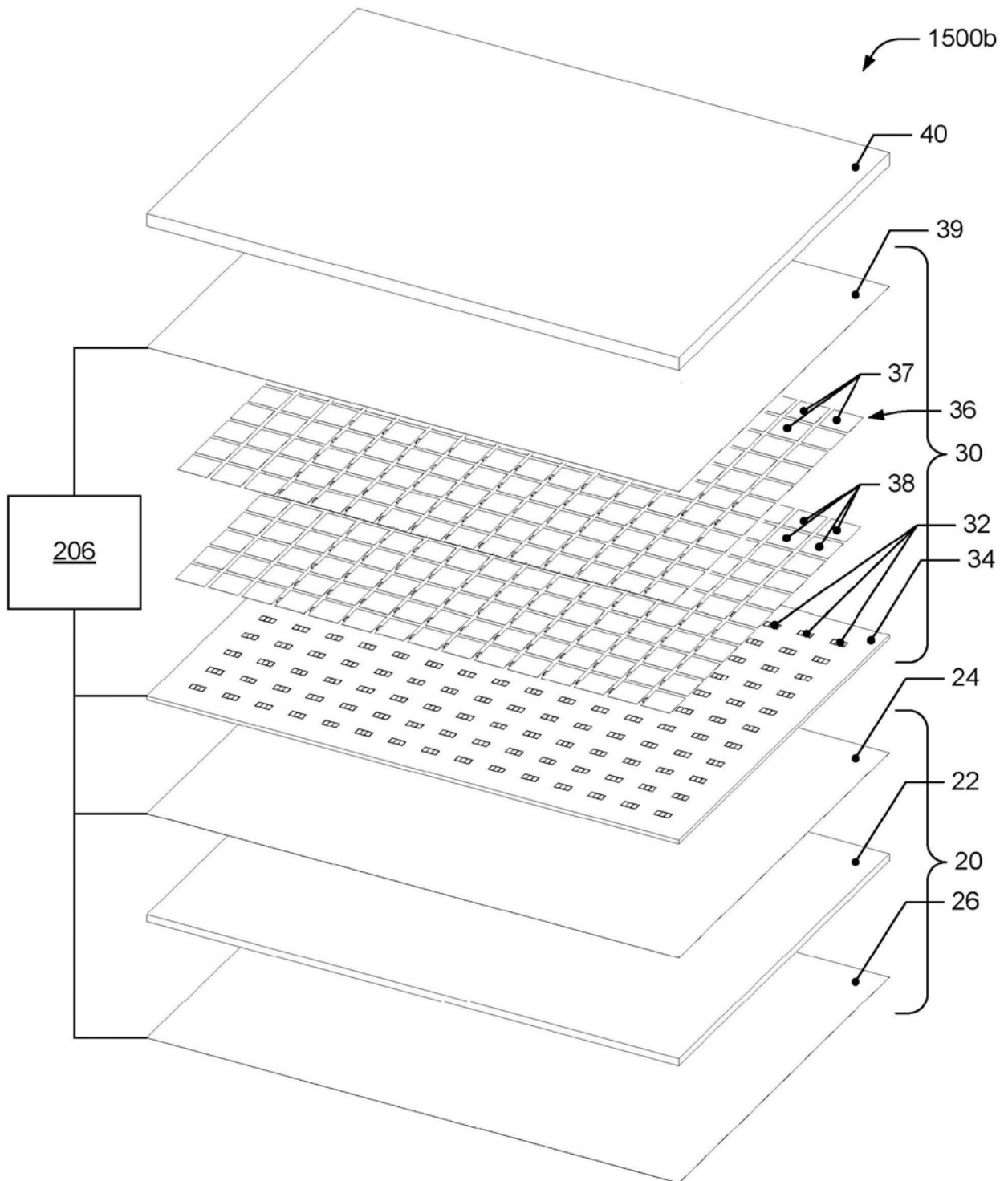


图15B

专利名称(译)	具有光声图像处理的生物测量系统		
公开(公告)号	CN109069001A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780027150.3	申请日	2017-04-05
[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	卢奕鹏 戴维·威廉·伯恩斯		
发明人	卢奕鹏 戴维·威廉·伯恩斯		
IPC分类号	A61B5/00 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/14532 A61B5/14542 A61B5/14546 A61B5/6898 A61B5/7225 A61B2562/0204 A61B2562/0242 G06K9/0002 G06K9/00107 G06K9/00201 G06K9/4638 G06K2009/00932 G06K9/00093		
优先权	15/149048 2016-05-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明揭示一种设备，其可包含超声波传感器阵列、光源系统及控制系统。一些实施方案可包含超声波传输器。所述控制系统可以操作方式经配置以控制所述光源系统以发射在目标对象内部诱发声波发射的光。所述控制系统可以操作方式经配置以选择第一获取时间延迟以用于主要从所述目标对象内部的第一深度接收声波发射。所述控制系统可以操作方式经配置以在第一获取时间窗期间从由所述超声波传感器阵列接收的所述声波发射获取第一超声波图像数据。可在所述第一获取时间延迟的结束时间起始所述第一获取时间窗。

