



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135571 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680056867.6

(22)申请日 2016.09.07

(30)优先权数据

14/871052 2015.09.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/050526 2016.09.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/058478 EN 2017.04.06

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 A.索库林 M.哈尔曼 P.利桑斯基

A.肯平斯基 L.瓦努克 C.A.欧文

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 郑浩 闫小龙

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

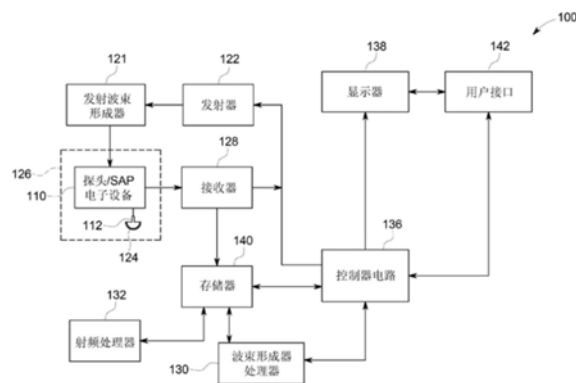
权利要求书2页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

用于测量心输出量的方法和系统

(57)摘要

本公开提供用于测量心输出量的系统和方法。所述系统和方法基于由超声探头采集的患者超声成像数据来生成超声图像。所述系统和方法自动指定所述超声图像内的感兴趣区域(ROI),并且基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集。所述系统和方法基于所述频谱数据集的特性来自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通,并且基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。



1. 一种用于测量心输出量的方法,所述方法包括:
基于由超声探头采集的患者超声成像数据来生成超声图像,
自动指定所述超声图像内的感兴趣区域(ROI);
基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集;
基于所述频谱数据集的特性来自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通;
以及
基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中在由所述超声探头采集时,所述多普勒数据和所述超声成像数据是交错的。
3. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括相对于所述特性来分析所述频谱数据集,以识别所述选定多普勒选通。
4. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括基于所述选定多普勒选通的频谱数据集来跟踪选定频谱波形的峰值,以形成包络(envelope);以及
从所述包络计算速度时间积分(VTI),其中所述VTI用于计算所述心输出量。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中左心室流出道(LVOT)在所述ROI内;并且
进一步包括基于所述患者的身高、体重或性别中的至少一者来接收所述LVOT的截面积,其中所述LVOT的所述截面积用于计算所述心输出量。
6. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:基于所述选定多普勒选通的频谱数据集来确定选定频谱波形内出现第一峰值和第二峰值的时间;
基于出现所述第一峰值和所述第二峰值的时间来计算心率,其中所述心率用于计算所述心输出量。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述特性与持续时间、方向、峰值速度、功率或速度变化中的至少一者相对应。
8. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括基于用户选择来调整所述ROI的位置。
9. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括基于用户选择来从所述候选多普勒选通中选择替代选定多普勒选通。
10. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括显示标记,所述标记指示所述ROI内的所述候选多普勒选通的一个或多个特性。
11. 一种用于测量心输出量的超声成像系统,所述超声成像系统包括:
超声探头,所述超声探头配置成采集患者的超声成像数据和多普勒数据;
存储器,所述存储器配置成存储编程指令;以及
一个或多个处理器,所述一个或多个处理器配置成执行存储在所述存储器中的所述编程指令,其中所述一个或多个处理器在执行所述编程指令时,执行以下操作:
基于所述超声成像数据来生成超声图像;
指定所述超声图像内的感兴趣区域(ROI);
基于所述多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集;
基于所述频谱数据集的特性来从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通;以及
基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。

12. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中在由所述超声探头采集时, 所述多普勒数据和所述超声成像数据是交错的。

13. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中所述一个或多个处理器进一步相对于所述特性来分析所述选定频谱数据集, 以识别所述选定多普勒选通。

14. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中所述一个或多个处理器进一步基于所述患者的身高、体重或性别中的至少一者确定位于所述ROI内的左心室流出道 (LVOT) 的截面积, 其中所述LVOT的所述截面积被所述一个或多个处理器用于计算所述心输出量。

15. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中所述一个或多个处理器进一步基于所述选定多普勒选通的频谱数据集来确定选定频谱波形内出现第一峰值和第二峰值的时间, 并且基于出现所述第一峰值和所述第二峰值的时间来计算心率, 其中所述心率被所述一个或多个处理器用于计算所述心输出量。

16. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中所述特性与持续时间、方向、峰值速度、功率或速度变化中的至少一者相对应。

17. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 进一步包括用户接口, 其中所述一个或多个处理器进一步基于来自所述用户接口的用户选择来从所述候选多普勒选通中选择替代选定多普勒选通。

18. 一种有形且非暂态计算机可读介质, 包括一个或多个计算机软件模块, 所述一个或多个计算机软件模块配置成指示一个或多个处理器:

基于由超声探头采集的患者超声成像数据来生成超声图像;

自动指定所述超声图像内的感兴趣区域 (ROI);

基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集;

基于所述频谱数据集的特性来自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通;

以及

基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。

19. 根据权利要求18所述的有形且非暂态计算机可读介质, 其中在由所述超声探头采集时, 所述多普勒数据和所述超声成像数据是交错的。

20. 根据权利要求18所述的有形且非暂态计算机可读介质, 其中进一步指示所述一个或多个处理器跟踪所述选定多普勒选通的选定频谱数据集的峰值以形成包络, 并且从所述包络计算速度时间积分 (VTI), 其中所述VTI用于计算所述心输出量。

用于测量心输出量的方法和系统

技术领域

[0001] 本说明书中所述的实施例大体上涉及使用诊断医学成像系统测量心输出量 (cardiac output)。

背景技术

[0002] 心输出量通常用于计量患者的心脏功能。心输出量与心脏在一段时间 (例如一分钟) 内泵出的血量相对应, 并且可以使用患者的心率和心搏出量计算得出。通常使用超声成像系统以非侵入性方法对心脏中的血流量进行评估和/或测量, 通常采用多普勒技术, 例如脉冲波 (PW) 多普勒技术。

[0003] 但是, 这些多普勒技术属于手动密集型 (manually intensive) 技术, 并且需要用户具有较高技术专业知知识。例如, 用户采集心脏的超声图像, 例如五腔视图, 并且将持续定位和重新定位与PW选通 (PW gate) 相对应的PW光标 (cursor), 直到在用户定位的PW选通 (PW gate) 处采集到可接受的血流频谱 (flow spectrum)。当采集到可接受的血流频谱时, 用户将继续使用来自所述血流频谱的测量来计算心输出量。例如, 用户将从诊断列表中选择速度时间积分 (VTI) 测量, 并手动跟踪所述血流频谱以计算VTI。所述测量的准确性和速度取决于用户的专业知识, 这可能会在紧急情况下确定治疗方案时对患者的危急护理需求造成限制。

[0004] 由于这些和其他原因, 需要用于测量心输出量的改良方法和系统。

发明内容

[0005] 在一个实施例中, 提供了一种用于测量心输出量的方法。所述方法可以包括基于由超声探头采集的患者超声成像数据来生成超声图像。所述方法还可以包括自动指定所述超声图像内的感兴趣区域 (ROI), 并且基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通 (Doppler gate) 的频谱数据集。所述方法可以进一步包括基于所述频谱数据集的特性来自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通, 并且基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。

[0006] 在另一个实施例中, 提供了一种超声成像系统。所述超声成像系统可以包括超声探头, 所述超声探头配置成采集患者的超声成像数据和多普勒数据。所述超声成像系统还可以包括: 存储器, 所述存储器配置成存储编程指令; 以及一个或多个处理器, 所述一个或多个处理器配置成执行存储在所述存储器中的所述编程指令。一个或多个处理器在执行所述编程指令时, 将执行一个或多个操作。所述一个或多个处理器可以使用所述超声成像数据生成超声图像系统; 指定所述超声图像内的感兴趣区域 (ROI); 基于所述多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集; 基于所述频谱数据集的特性从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通; 并且基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。

[0007] 在另一个实施例中, 一种有形和非暂态计算机可读介质可以包括一个或多个计算

机软件模块,所述一个或多个计算机软件模块配置成指示一个或多个处理器。所述一个或多个计算机软件模块可以配置成指示所述一个或多个处理器:基于由超声探头采集的患者超声成像数据生成超声图像;自动指定所述超声图像内的感兴趣区域(ROI);基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应多普勒选通的频谱数据集;基于所述频谱数据集的特性自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通;并且基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。

附图说明

- [0008] 图1示出了根据实施例的超声成像系统的方框示意图。
- [0009] 图2示出了根据实施例的图1所示超声成像系统的控制器电路的简化方框图。
- [0010] 图3A-B示出了根据实施例的用于测量心输出量的方法的流程图。
- [0011] 图4是根据实施例的超声图像的图示。
- [0012] 图5是根据实施例的在感兴趣区域内采集的一部分多普勒选通的图示。
- [0013] 图6是由与多普勒数据或超声成像数据相对应的交错帧形成的采集时间周期示意图的图示。
- [0014] 图7是根据实施例的选定多普勒选通的频谱波形的图示。
- [0015] 图8示出具备3D功能的微型化超声系统,所述超声系统具有探头,所述探头可以配置成采集3D超声数据或多平面超声数据。
- [0016] 图9示出了手提或袖珍超声成像系统,其中显示器和用户接口形成单个单元。
- [0017] 图10示出了设置在可移动底座上的超声成像系统。

具体实施方式

[0018] 结合附图阅读时,将能更好地理解以下对某些实施例的详细描述。尽管附图示出了多个实施例的功能模块示意图,但是这些功能块并不一定指示硬件电路的划分。因此,例如,一个或多个功能块(例如,处理器或存储器)可以是实施在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器块、硬盘等)中。同样地,所述程序可以是独立程序,可以以子例程的形式集成到操作系统中,可以是已安装的软件包中的功能等。应理解,各个实施例并不限于附图中所示的布置和仪表化。

[0019] 如本说明书中所使用,除非明确排除,否则以单数形式表示并且前面带词语“一个”或“一种”的元件或步骤应理解为不排除所述元件或步骤的复数形式。此外,对本发明“一个实施例”的参考并不旨在解释为排除存在同样包括所述特征的其他实施例。此外,除非明确做出相反规定,否则“包括”或“具有”一个或多个具有特定性质的元件的实施例可包括不具有所述性质的其他元件。

[0020] 各个实施例提供了一种系统和方法,用于通过多选通脉冲多普勒模式期间采集患者的多脉冲波(PW)多普勒选通来测量患者的心输出量。所述模式将超声探头配置成以宽射束剖面来发射射束,在左心室流出道(LVOT)的标准深度处覆盖几厘米(cm)的范围,例如10厘米,并且配置成多并行接收波束形成。所述多选通脉冲多普勒模式提供PW多普勒数据,所述PW多普勒数据采用与感兴趣区域(例如,LVOT)内的某个区域或位置的频谱数据(例如,频谱波形)相对应的多个多普勒选通(例如,超过一百个)的形式。所述PW多普勒数据可用于

指示所述多普勒选通所限定区域内的运动组织或流体例如血液的速度。与所述多选通多普勒相对应的来自超声探头的射束可以与用于组织成像的射束(例如B模式)交错,使得活组织成像可以与PW多普勒选通采集同时和/或并行地持续进行。

[0021] 在多个实施例中,基于每个多普勒选通的频谱波形的一个或多个特性自动地从所述多个多普勒选通中选择选定选通。例如,所述一个或多个特性可以与所述频谱波形的持续时间、速度方向、峰值速度、所述频谱波形的功率、所述频谱波形期间的速度变化等相对应。速度时间积分(VTI)和/或心率可以由所述选定多普勒选通的各种实施例来计算得出。视情况而定,可以根据患者的身高、体重和性别来估计所述LVOT的截面积(CSA),所述截面积可以与收缩期VTI和心率一起用于计算所述患者的心输出量。附加地或替代地,所述CSA可以通过自动地或手动地从组织图像(例如,在胸骨旁长轴或PLAX视图中的组织图像)中分割出和/或识别LVOT来测量得出,并且/或者通过频谱波形(例如,速度、功率)相对于感兴趣区域内的多个多普勒选通的变化来估计得出。

[0022] 至少一个实施例的技术效果包括提高了跨多个用户技术专业知识确定患者心输出量的速度和准确性。至少一个实施例的技术效果包括减少了用户的超声测量技术专业知识对计算得到的患者心输出量的影响。

[0023] 图1是诊断医学成像系统,确切地说,超声成像系统100的示意图。所述超声成像系统100包括超声探头126,所述超声探头具有发射器122和探头/SAP电子设备110。所述超声探头126可以配置成从患者的感兴趣区域(例如,器官、血管)中采集超声数据或信息。所述超声探头126经由发射器122以可通信的方式连接到控制器电路136。所述发射器122基于用户接收到的采集设置将信号发送到发射波束形成器121。由发射器122发射的信号又驱动传感器(transducer)阵列112内的传感器元件124。所述传感器元件124将脉冲超声信号发射到患者(例如身体)体内。阵列112可以使用各种几何形状和构造。此外,传感器元件124的阵列112可以设置成例如不同类型的超声探头的一部分。

[0024] 所述采集设置可以限定由传感器元件124发射的超声脉冲的幅度、脉冲宽度、频率等。所述采集设置可以由用户通过从用户接口142选择增益设置、功率、时间增益补偿(TGC)、分辨率等进行调整。

[0025] 传感器元件124例如压电晶体将脉冲超声信号发射到与所述采集设置相对应的身体(例如患者)或体积中。所述超声信号可以包括例如一个或多个参考脉冲、一个或多个推动脉冲以及/或者一个或多个脉冲波多普勒脉冲。脉冲超声信号的至少一部分从感兴趣区域(ROI)(例如,心脏、左心室流出道、乳房组织、肝组织、心脏组织、前列腺组织等)反向散射产生回波。所述回波根据深度或移动而存在时间和/或频率上的延迟,并且由传感器阵列112内的传感器元件124接收。所述超声信号可用于成像;用于测量ROI内的位置或速度变化(例如,血细胞的移动)、组织的压缩位移(例如,应变)差异;以及/或者用于治疗,以及其他用途。

[0026] 所述传感器阵列112可以具有传感器元件124的各种阵列几何形状和构造,这些传感器元件可以作为例如不同类型的超声探头126的一部分提供。所述探头/SAP电子设备110可以用于控制传感器元件124的开关。所述探头/SAP电子设备110也可以用于将传感器元件124分成一个或多个子孔径(sub-aperture)。

[0027] 所述传感器元件124将接收到的回波信号转换成电信号,所述电信号可以被接收

器128接收到。所述接收器128可以包括一个或多个放大器、模数转换器(ADC)等。所述接收器128可以配置成在适当增益补偿之后放大所接收到的回波信号,并且将从每个传感器元件124接收到的模拟信号转换成以均匀时间间隔采样的数字化信号。表示接收到的回波的所述数字化信号暂时存储在存储器140上。所述数字化信号与每个传感器元件124在各个时间点处接收的反向散射波相对应。数字化之后,所述信号仍然可以保留所述反向散射波的幅度、频率、相位信息。

[0028] 视情况而定,控制器电路136可以检索存储在存储器140上的数字化信号,以为波束形成器处理器130做准备。例如,控制器电路136可以将所述数字化信号转换成基带信号或者压缩所述数字化信号。

[0029] 所述波束形成器处理器130可以包括一个或多个处理器。视情况而定,所述波束形成器处理器130可以包括能够根据特定逻辑指令处理输入数据的中央控制器电路(CPU)、一个或多个微处理器或其他任何电子部件。附加地或替代地,所述波束形成器处理器130可以执行存储在有形和非暂态计算机可读介质(例如,存储器140)上的指令,以使用任何适当波束形成方法进行波束形成计算,所述波束形成方法例如标题为“用于控制超声系统中的数据通信的方法和系统(METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING COMMUNICATION OF DATA IN AN ULTRASOUND SYSTEM)”的第2012/0010508号美国专利公开案中所述的波束形成方法,其中此专利公开案以引用方式明确并入本说明书中,所述方法又例如自适应波束成形、合成发射焦点、像差校正、合成孔径、杂波减少和/或自适应噪声控制等。

[0030] 所述波束形成器处理器130可以进一步执行滤波和抽取(decimation),以使在所述数字化数据的波束形成之前,仅使用与相关信号带宽相对应的数字化信号。例如,所述波束形成器处理器130可基于与聚焦区域、扩大孔径、成像模式(B、彩色流、PW多普勒)等相对应的扫描参数来形成数字化数据包。所述扫描参数可以限定可波束形成的数字化数据的通道和时隙,而所述数字化数据的其余通道或时隙则可以不加以传输以进行处理(例如,将丢弃)。例如,用户可以选择约10厘米深度处与LVOT的ROI(例如,图4所示的ROI 402)相对应的扫描参数,所述扫描参数相对于在更大深度(例如,10厘米以上)处执行的扫描可以减少由波束形成器处理器130执行波束形成的通道数量。

[0031] 波束形成器处理器130对数字化信号执行波束形成并输出射频(RF)信号。随后将所述RF信号提供给处理所述RF信号的RF处理器132。所述RF处理器132可以生成不同超声图像数据类型,例如,B模式、彩色多普勒(速度/功率/方差)、组织多普勒(速度)和多普勒能量,以用于多个扫描平面或不同扫描模式。例如,所述RF处理器132可以生成用于多扫描平面的组织多普勒数据。RF处理器132收集与多个数据切片相关的信息(例如I/Q、B模式、彩色多普勒、组织多普勒和多普勒能量信息)并将所述数据信息存储在存储器140上,所述数据信息可包括时间标记和定向/旋转信息。

[0032] 或者,RF处理器132可以包括复杂解调器(未示出),用于解调所述RF信号以形成表示回波信号的IQ数据对。随后可以将RF或者IQ信号数据直接提供给存储器140以进行存储(例如,临时存储)。视情况而定,波束形成器处理器130的输出可以直接传输到控制器电路136。

[0033] 所述控制器电路136可以配置成处理所采集的超声数据(例如,RF信号数据或IQ数据对),并且准备用于在显示器138上显示的超声图像数据帧。所述控制器电路136可以包括

一个或多个处理器。视情况而定,所述控制器电路136可以包括能够根据特定逻辑指令处理输入数据的中央控制器电路(CPU)、一个或多个微处理器、图形控制器电路(GPU)或其他任何电子部件。配备包括GPU的控制器电路136对于计算密集型操作例如体积绘制(volume-rendering)而言可能是有利的。附加地或替代地,控制器电路136可以执行存储在有形和非暂态计算机可读介质(例如,存储器140)上的指令。

[0034] 控制器电路136配置成根据所采集超声数据的多个可选超声模态来执行一个或多个处理操作;调整或者限定传感器元件124发出的超声脉冲;调整在显示器138上显示的分量的一个或者多个图像显示设置(例如超声图像、界面组件、定位感兴趣区域);以及本说明书中所述的其他操作。接收到回波信号时,所采集的超声数据可由控制器电路136在扫描或治疗期间实时地处理。附加地或替代地,超声数据可以在扫描会话期间临时存储在存储器140上,并且在联机或离线操作中以准实时的方式进行处理。

[0035] 存储器140可以用于存储所采集超声数据中计划暂不立即显示的已处理帧,或者存储与例如图形用户界面、一个或多个默认图像显示设置、编程指令(例如,用于控制器电路136、波束形成器处理器130、RF处理器132)等相对应的后处理图像、固件或软件。存储器140可以是有形且非暂态的计算机可读介质,例如闪存、RAM、ROM、EEPROM等。

[0036] 存储器140可以存储超声数据的3D超声图像数据集,其中对所述3D超声图像数据集进行访问以呈现2D和3D图像。例如,可以将3D超声图像数据集映射到对应存储器140以及一个或多个参考平面中。包括超声图像数据集在内的超声数据的处理可以部分地基于用户输入,例如在用户接口142处接收到的用户选择。

[0037] 控制器电路136可操作地连接到显示器138和用户接口142。显示器138可以包括一个或多个液晶显示器(例如,发光二极管(LED)背光)、有机发光二极管(OLED)显示器、等离子体显示器、CRT显示器等。显示器138可以显示患者信息、超声图像和/或视频、显示界面的组件、来自存储在存储器140上或者当前正在采集的超声数据的一个或多个2D、3D或4D超声图像数据集、测量、诊断、治疗信息和/或显示器138从控制器电路136接收到的类似信息。

[0038] 用户接口142控制控制器电路136的操作,并且配置成接收来自用户的输入。用户接口142可以包括键盘、鼠标、触垫、一个或多个物理按钮等。视情况而定,显示器138可以是触摸屏显示器,所述触摸屏显示器包括用户接口142的至少一部分。

[0039] 例如,用户接口142的一部分可以与由控制器电路136生成的、在显示器上显示的图形用户界面(GUI)相对应。所述GUI可以包括一个或多个界面组件,所述一个或多个界面组件可以由操作用户接口142(例如,触摸屏、键盘、鼠标)的用户选择、操纵和/或激活。所述界面组件可以以不同形状和颜色呈现,例如图形或可选择图标、滑动条、光标等。视情况而定,一个或多个界面组件可以包括文本或符号,例如下拉菜单、工具栏、菜单栏、标题栏、窗口(例如,弹出窗口)等。附加地或替换地,一个或多个界面组件可以指示GUI内用于输入或编辑信息(例如,患者信息、用户信息、诊断信息)的区域,例如文本框、文本字段等。

[0040] 在各个实施例中,所述界面组件可以在被选择时执行各种功能,例如测量功能、编辑功能、数据库访问/搜索功能、诊断功能、控制采集设置和/或超声成像系统100的由控制器电路136执行的系统设置。

[0041] 图2是控制器电路136的示例性方框图。控制器电路136在图2中概念性地图示成电路和/或软件模块的集合,但是也可以使用专用硬件板、DSP、一个或多个处理器、FPGA、

ASIC、配置成指示一个或多个处理器的有形和非瞬态计算机可读介质等的任何组合来实施。

[0042] 所述电路252-266执行表示超声成像系统100的一个或多个软件特性的中间处理器操作。控制器电路136可以接收若干种形式中的一种形式的超声数据270。在图1所示的实施例中,所接收的超声数据270构成IQ数据对,所述IQ数据对表示与数字化信号的每个数据样本相关联的实数部分和虚数部分。所述IQ数据对提供给一个或多个电路,例如色流电路(color-flow circuit)252、声辐射力成像(acoustic radiation force imaging,ARFI)电路254、B模式电路256、频谱多普勒电路258、声流电路(acoustic streaming circuit)260、组织多普勒电路262、多选通多普勒电路264和电描记电路(electrography circuit)266。可以包括其他电路,例如M模式电路、功率多普勒电路等。但是,本说明书中所述的实施例不限于处理IQ数据对。例如,处理可以使用RF数据和/或使用其他方法来完成。此外,数据可以通过多个电路来处理。

[0043] 电路252-266中的每个电路配置成以对应方式处理IQ数据对以分别生成色流数据273、ARFI数据274、B模式数据276、频谱多普勒数据278、声流数据280、组织多普勒数据282、多PW多普勒选通数据284(例如,ROI数据采集位置)、电描记数据286(例如应变数据、剪切波数据)等等,所有这些数据均可以临时存储在存储器290(或者图1中所示的存储器140)中,以待后续处理。所述数据273-286可以以例如矢量数据值集合的形式存储,其中每个集合限定个体超声图像帧。所述矢量数据值通常是基于极坐标系组织的。

[0044] 扫描转换器电路292从存储器290访问并获得与图像帧相关联的矢量数据值,并将此矢量数据值集合转换成笛卡尔坐标以生成适于显示的格式的超声图像帧293。由扫描转换器电路292生成的超声图像帧293可以提供回存储器290以用于后续处理,或者可以提供给存储器140。一旦扫描转换器电路292生成与所述数据相关联的超声图像帧293,所述图像帧可以存储在存储器290中,或者经由总线299传送到数据库(未示出)、存储器140和/或其他处理器(未示出)。

[0045] 所述显示电路298经由总线299从存储器290和/或存储器140访问并获得一个或多个图像帧,以将图像显示在显示器138上。所述显示电路298从用户接口142接收用户输入,所述用户输入从存储在存储器(例如,存储器290)上的图像帧中选择一个或多个要显示的图像帧,并且/或者选择用于所述图像帧的显示布局或配置。

[0046] 所述显示电路298可以包括2D视频处理器电路294。所述2D视频处理器电路294可以用于组合从不同类型的超声信息生成的一个或多个帧。可以将连续的图像帧以电影回放(cine loop)(4D图像)的形式存储在存储器290或存储器140中。所述电影回放表示先进先出的圆形图像缓冲器,用于捕捉实时向用户显示的图像数据。用户可以通过在用户接口142处输入冻结(freeze)命令来冻结所述电影回放。

[0047] 所述显示电路298可以包括3D处理器电路296。所述3D处理器电路296可以访问存储器290以获得在空间上连续的超声图像帧组,并且例如通过已知的体积绘制或表面绘制算法来生成所述超声头像帧组的三维图像表示。所述三维图像可以使用各种成像技术来生成,例如光线投射(ray-casting)、最大强度像素投影(maximum intensity pixel projection)等。

[0048] 所述显示电路298可以包括图形电路297。所述图形电路297可以访问存储器290以

获得已经存储或者当前正在采集的超声图像帧组和ROI数据采集位置。所述图形电路297可以生成图像,所述图像包括所述ROI的图像以及定位(例如,覆盖)在所述ROI的图像上的图形表示。所述图形表示可表示治疗空间的轮廓、治疗射束的焦点或聚焦区域、聚焦区域在治疗空间内所采取的路径、会话期间使用的探头、ROI数据采集位置等。图形表示也可以用于指示疗程的进展。所述图形表示可以使用所保存的图形图像或绘图(例如,计算机图形生成的绘图)来生成,或者所述图形表示可以由用户使用用户接口142的GUI直接绘制到图像上。

[0049] 结合图3,用户可以通过用户接口142选择与心输出量测量相对应的界面组件。界面组件选定时,控制器电路136可以进入多选通多普勒选通模式,以测量患者的心输出量。

[0050] 图3A-B示出了根据本说明书所述多个实施例的用于测量心输出量的方法300的流程图。例如,方法300可采用本说明书中所讨论的多个实施例的结构或方面(例如,系统和/或方法)。在各个实施例中,可以省略或者添加特定步骤(或操作),可以将特定步骤进行组合,可以同步执行特定步骤,可以并发地执行特定步骤,可以将特定步骤分成多个步骤,可以以不同顺序执行特定步骤,或者可以反复地重新执行特定步骤或步骤系列。在各个实施例中,方法300的部分、方面和/或变型可以用作存储在有形非暂态计算机可读介质(例如,一个或多个计算机软件模块)上的一个或多个算法,以指示硬件(例如,一个或多个处理器)执行本说明书中所述的一个或多个操作。应注意,根据本说明书中的实施例可以使用其他方法。

[0051] 一个或多个方法可以(i)基于由超声探头采集的患者超声成像数据生成超声图像;(ii)自动指定所述超声图像内的感兴趣区域(ROI);(iii)基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集;(iv)基于所述频谱数据集的特性自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通;并且(v)基于选定频谱波形来计算所述患者的心输出量。

[0052] 从302开始,控制器电路136生成超声图像400。结合图4,超声图像400可以基于由超声探头126采集的患者超声成像数据来生成。

[0053] 图4示出了患者心脏的五腔视图的超声图像400。例如,用户可以定位超声探头126以沿心脏的尖端长轴对准传感器阵列112。超声探头126的超声采集设置可以由用户使用用户接口142(图1)选择。例如,用户可以通过使用用户接口142选择显示在显示器138上的GUI的一个或多个界面组件来限定超声探头126的增益、功率、时间增益补偿(TGC)、分辨率等。附加地或替代地,所述超声采集设置可以基于对与电路250-266中的一个或多个电路相对应的界面组件的选择。例如,所述用户可以选择B模式采集界面组件,所述B模式采集界面组件指示控制器电路136配置超声探头126的超声采集设置,并且通过B模式电路256处理所接收到的超声成像数据以产生B模式数据276。基于所述超声采集设置,超声探头126的传感器元件124沿患者心脏的尖端长轴发射超声脉冲,其中,脉冲超声信号的至少一部分从心脏的部分中反向散射以产生回波,并且被传感器元件124所接收。所述传感器元件124将接收到的回波信号转换成电信号,所述电信号可以被控制器电路136接收到,如参见图1所述。

[0054] 返回图3A,在304中,控制器电路136可以指定超声图像400内的感兴趣区域(ROI)402。所述ROI 402可与超声图像400内要采集速度信息(例如,多普勒数据)的区域例如LVOT相对应,以测量从心脏的心室泵出的血液。结合图4,控制器电路136可以基于对一个或多个界面组件的选择而自动覆盖超声图像400上的ROI 402。

[0055] 例如,所述GUI可以包括与心输出量测量相对应的界面组件。当被用户选择时,控制器电路126可以通过执行分类算法来自动放置ROI 402。所述分类算法可以存储在存储器140中,并且与机器学习算法相对应,所述机器学习算法基于分类器算法(例如,随机森林分类器)或者以先验信息为基础的分段算法(例如,实时跟踪轮廓跟踪库)。所述分类算法使用像素级分类器来确定超声图像400内与流出道例如LVOT相对应的区域。所述分类算法可基于超声图像400的各种像素强度和/或空间位置来从所述像素的特性空间确定超声图像400的腔室。

[0056] 所述控制器电路136通过执行分类算法(可以确定)基于像素强度的变化来形成各个腔室404-410。例如,腔室404-410表示成低强度像素群集。这些低强度像素群集被相对高强度像素(例如,表示隔膜)围绕。例如,由于腔室404相对于其余腔室406-410较大,因此控制器电路136可确定腔室404与左心室相对应。基于相邻腔室406-408和412相对于腔室404的空间位置以及在超声图像400内的空间位置,控制器电路136可对腔室406-408和412进行分类。例如,由于腔室406沿水平轴定位成与腔室404相邻并且大体上平行,因此控制器电路136可将腔室406分类成右心室。在另一个示例中,由于腔室412位于超声图像400内的中心位置并且/或者与所有腔室404-410相邻,因此控制器电路136可以将腔室412分类成主动脉瓣。

[0057] 基于分别将腔室404和腔室412分类成左心室和主动脉瓣,控制器电路136可以指定或限定超声图像400上与流出道例如LVOT相对应的ROI 402。例如,控制器电路136可以确定左心室中与腔室412相邻、并且标识成主动脉瓣的部分与左心室的流出道相对应,并且将ROI 402指定在腔室412的所述部分处。视情况而定,可以通过控制器电路136来调整ROI 402的大小以符合腔室404的边界(例如,以较高强度像素表示的隔膜)。

[0058] 视情况而定,所述控制器电路136可以基于通过用户接口142接收的用户选择来调整ROI 402的位置。例如,用户可以选择相对于超声图像400重新定位ROI 402。在另一个示例中,所述用户可以选择ROI 402的一部分(例如,其中的一侧)来相对于超声图像400调整ROI 402的整体大小。

[0059] 附加地或替代地,用户可以指定ROI 402的位置。例如,所述用户可以通过用户接口142勾画超声图像400的区域,以限定或指定ROI 402的位置。

[0060] 返回图3A,在306中,控制器电路136可以在ROI 402内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集。结合图1,控制器电路136可指示超声探头126从ROI 402内的传感器元件124发射并行超声脉冲。例如,控制器电路136可指示传感器元件124跨ROI 402(沿X和Y方向)扫描,从而发射和接收在ROI 402内的一个或多个位置处,特别是多普勒选通的与多普勒数据对应的回波信号。

[0061] 在各个实施例中,结合图5,控制器电路136可以指示传感器元件124使用并行或多线采集(MLA)技术来发射宽射束,以在ROI 404内采集多个多普勒选通。

[0062] 图5示出了在ROI 402内采集的多普勒选通500的一部分。控制器电路136可以指示传感器元件124基于ROI 402的大小来发射具有128个脉冲串(例如,包大小)、覆盖两厘米区域的宽射束。接收器128可以接收来自十六个并行射束的回波信号,这些并行射束将转换成数字化数据。波束形成处理器130基于ROI 402的深度(例如,10厘米)来隔离数字化数据(例如,时隙),并且将与一个或多个频谱数据集对应的选定数字化数据进行波束形成。例如,所

述数字化数据可以包括每射束二十五个多普勒选通,或者当从以多普勒数据形式存储在存储器140中的宽射束测得的400个多普勒选通。

[0063] 每个多普勒选通500包括与速度时间频谱对应的频谱数据集。所述频谱数据集可以与对应多普勒选通500内测得的随时间推移的运动(例如,血流)变化相对应。应注意,在各个实施例中,射束所覆盖区域的宽度可以大于两厘米或者小于两厘米。此外,应注意,在各个实施例中,深度可以大于十厘米或小于十厘米。

[0064] 附加地或替代地,在由超声探头126采集时,所述超声成像数据和多普勒数据是交错的。例如,结合图6,超声探头126的采集时间段602a-602n可以细分成与多普勒数据612、614或超声成像数据606-610的采集相对应的交替帧。

[0065] 图6示出了采集时间段602a-602n,每个采集时间段表示供超声探头126采集某个数量的超声成像数据和多普勒数据,以供控制器电路136生成超声图像例如超声图像400的帧,以及ROI 402内的多普勒选通508的时间量(例如,三十毫秒、十五毫秒)。在每个采集时间段602a-602n期间,控制器电路136可以指示传感器阵列124在采集时间段602a-602n的帧期间,例如606-614期间在发送与接收超声信号之间切换。例如,与多普勒数据的采集相对应的帧612-614插入和/或定位在与超声成像数据的采集相对应的帧606-610之间。每个帧可以与采集时间段602a-602n内超声探头126采集超声成像数据(例如,帧606-610)或多普勒数据(例如,帧612-614)的预定时间量相对应。

[0066] 例如,在采集时间段602a开始时,在帧606期间,控制器电路136可以指示超声探头126的传感器元件124发射超声信号(例如,所述脉冲或波)以采集超声成像数据,所述超声成像数据将由B模式电路256进行处理。视情况而定,控制器电路136可以停止在帧606内发射超声信号,以确保在下一个帧即帧612期间,超声探头126不会接收到响应于超声成像数据的超声信号而被组织反射的所接收到的回波。在帧612期间,控制器电路126可以指示传感器元件124发射超声信号(例如,点火)以从ROI 402采集多普勒数据,例如具有128个脉冲串(例如,包大小)的宽射束,所述数据将由多选通多普勒电路264进行处理。

[0067] 应注意,尽管超声成像数据和多普勒数据的采集在对应帧606-614处执行,但是B模式电路256和多选通多普勒电路264,或者通常是控制器电路136可以在多个帧上独立处理数据。例如,控制器电路136可以独立处理多普勒数据,同时在后续帧期间由超声探头126采集超声成像数据。

[0068] 视情况而定,控制器电路136可以限定采集时间段602a-602n,例如帧606-610的持续时间,以使得能够以相等时间间隔采集多普勒数据,以维持多普勒数据采集的时间标度(例如,频率)。例如,限定采集时间段602a-602n的开始和结束的帧606和610的持续时间是帧608的持续时间的一半。确切地说,帧606和610组合的持续时间616与帧608的持续时间大致相同。因此,在多个采集时间段602a-602b例如时间段618上,与多普勒数据采集对应的帧612-614以由帧608的持续时间和持续时间616(例如,帧606和610的组合)限定的设定时间间隔周期性地发生。

[0069] 返回图3A,在307中,控制器电路136可以从候选多普勒选通选择多普勒选通。例如,控制器电路136可以选择多普勒选通502来执行附加分析。

[0070] 在308中,控制器电路136可以相对于感兴趣特性来分析选定多普勒选通502的频谱数据集。结合图7,可以对所述频谱数据集进行绘图以形成频谱波形。所述感兴趣特性可

以基于频谱波形的形态,例如持续时间(例如,频谱波形的长度)、方向、峰值速度、功率和/或速度变化。所述形态可以与峰值幅度、峰值数量、峰值宽度、峰值潜伏时间(peak latency)、频谱波形内像素的强度、下降斜率和/或上升斜率等相对应。所述频谱波形的形态可以由控制器电路136确定,例如,基于频谱波形随时间的变化。

[0071] 图7示出了选定多普勒选通502的频谱波形700。频谱波形700沿表示频率(例如,与速度对应)的垂直轴702相对于由水平轴704表示的时间绘制。所述控制器电路136可以基于频谱波形700的量值来确定血流的方向。例如,频谱波形700中具有正量值的部分(例如,位于水平轴704的上方)表示与某个速度相对应的、移向和/或指向超声探头126的血流运动,并且频谱波形700中具有负量值的部分(例如,位于水平轴704的下方)表示与某个速度相对应的、背离超声探头126移动和/或背离所述超声探头的血流运动。

[0072] 控制器电路136可以基于频谱波形700的一个或多个峰值的量值或顶点来确定峰值速度。所述峰值速度可以与由频谱波形700表示的心博周期的阶段相对应。例如,所述控制器电路136可以通过识别负峰值706的顶点来确定峰值收缩速度或者心博周期的收缩阶段的发生时间。所述控制器电路136可以基于与顶点相对应的斜率大小的变化来确定峰值的发生时间。例如,频谱波形700从负斜率变为正斜率可以指示负峰值。附加地或替代地,控制器电路136可以取频谱波形700的导数来确定具有零值的峰值顶点。

[0073] 所述控制器电路136可以基于形成频谱波形700的像素的强度来确定频谱波形700的功率。频谱波形700的功率可以与由频谱波形700表示的多普勒数据的总体强度相对应。例如,控制器电路136可以确定频谱波形700的平均像素强度,所述平均像素强度与频谱波形700的功率相对应。附加地或替代地,控制器电路136可以将平均像素强度与存储在存储器140上的功率标度进行比较,以确定频谱波形700的功率值。

[0074] 控制器电路136可以通过比较后续峰值的量值或顶点的变化来确定速度变化。所述速度变化可以与两个相邻心博周期之间的血流速度的变化相对应。例如,负峰值706和710各自可与不同心博周期的收缩期间的收缩速度相对应。所述控制器电路136可比较负峰值706和710的顶点的量值,以确定频谱波形700的速度变化。

[0075] 附加地或替代地,控制器电路136可以计算频谱数据集的平均速度。例如,控制器电路136可以计算频谱波形700相对于时间的平均幅度,所述平均幅度与频谱数据集的平均速度相对应。

[0076] 返回图3A,在309中,控制器电路136可以确定是否需要在308中分析额外的候选多普勒选通。例如,当控制器电路136确定多普勒选通的一个或多个频谱数据集尚未相对于感兴趣特性进行分析时,控制器电路136可以在311中选择剩余或替代的多普勒选通中的一个多普勒选通,并返回到308。

[0077] 当控制器电路136在309中确定不需要对任何额外的多普勒选通进行分析时,在310中,控制器电路136可以识别所述候选多普勒选通中具有满足判据阈值(criteria threshold)的感兴趣特性值的一个多普勒选通。所述感兴趣特性值可以与在308中确定的感兴趣特性值相对应。例如,当感兴趣特性是峰值速度时,所述值可以是候选多普勒选通的峰值速度。所述判据阈值可以基于候选多普勒选通中的一个多普勒选通。

[0078] 例如,控制器电路136可以将初始判据阈值定义成第一候选多普勒选通的感兴趣特性值。控制器电路136可以比较来自替代候选多普勒选通的感兴趣特性值,以确定选择哪

个候选多普勒选通用于后续测量(例如,在322中用于心输出量测量)。如果所述替代候选多普勒选通的值超过判据阈值,则控制器电路136可以调整判据阈值以与所述替代候选多普勒选通的值相匹配,并且连续地比较多普勒选通的值以识别候选多普勒选通,所述候选多普勒选通可与用于所述判据阈值的候选多普勒选通相对应。例如,控制器电路136可以识别候选多普勒选通,所述候选多普勒选通的频谱波形具有大于其他候选多普勒选通的剩余频谱波形的功率、持续时间和/或峰值速度。

[0079] 附加地或替代地,所述判据阈值可以是存储在存储器140中的预定阈值。例如,控制器电路136可以基于哪个候选多普勒选通具有高于判据阈值的一个或多个感兴趣特性来选择多普勒选通。例如,所述感兴趣特性可以与功率、持续时间、峰值速度以及峰值之间的速度变化相对应。控制器电路136可以选择相对于候选多普勒选通具有更多高于判据阈值的值的多普勒选通。

[0080] 视情况而定,所述控制器电路136可以基于所述候选多普勒选通来调整ROI 402的大小。例如,控制器电路136可以省略ROI 402中与值不在判据阈值的设定阈值内的候选多普勒选通相对应的部分。例如,如果频谱波形低于预定功率和/或速度阈值,则控制器电路136可以调整和/或减小ROI 402的大小,以不包括对应候选多普勒选通的位置。

[0081] 附加地或替代地,所述控制器电路136可以基于频谱数据集的分析来显示指示ROI 402内的候选多普勒选通的一个或多个特性(例如,收缩速度、平均速度、频谱功率)的标记(例如,数值、图形)。在各个实施例中,一个或多个特性可以来自候选多普勒选通的频谱数据集,例如感兴趣特性。例如,控制器电路136可以基于频谱数据集的一个或多个特性来确定表示每个候选多普勒选通的收缩速度、平均速度和/或频谱功率的颜色。控制器电路136可以将颜色信息包括到ROI402内表示候选多普勒选通的位置的对应像素中。例如,控制器电路136可以将与候选多普勒选通的频谱数据集的一个或多个特性相对应的颜色覆盖超声图像400上。在另一个示例中,控制器电路136可以对与候选多普勒选通的一个或多个特性对应的超声图像400进行混色。

[0082] 结合图3B,在312中,控制器电路136确定选定多普勒选通是否被用户批准。例如,控制器电路136可以在310中选择频谱波形700(图7),并且在显示器上将频谱波形700与选定多普勒选通在ROI402内的对应位置同时显示。控制器电路136可以在显示器138上显示通知,例如具有一个或多个界面组件的GUI的弹出窗口。用户可以通过用户接口142选择所述界面组件中的一个界面组件,以确认和/或调整选定多普勒选通。

[0083] 视情况而定,在314中,控制器电路136可以从剩余候选多普勒选通接收替代和/或另一个选定多普勒选通。在各个实施例中,控制器电路136可以通过用户接口142接收替换或替代选定多普勒选通。例如,所述用户可以通过选择ROI 402内与替代多普勒选通相对应的位置来选择另一个多普勒选通。在另一个示例中,控制器电路136可以显示候选多普勒选通500中与选定多普勒选通靠近和/或相邻的部分,以使用户选择所显示候选多普勒选通中的一个候选多普勒选通作为替代和/或新的选定多普勒选通。

[0084] 在316中,控制器电路136可以基于选定频谱波形(例如,频谱波形700)来计算速度时间积分(VTI)。所述VTI可以由控制器电路136依据频谱波形700的峰值706和710中的一者来计算得出。结合图7,控制器电路136可以通过执行存储在存储器140中的轮廓算法(例如,活动轮廓模型、蛇形)来跟踪峰值706、710中的一者,以形成峰值的包络712和/或边界。例

如,当执行轮廓算法时,控制器电路136可以基于像素强度的变化以及由形成包络712的水平轴704来识别峰值706的边缘和/或边界。

[0085] 附加地或替代地,轮廓电路136可以基于由用户接口142接收到的信号来跟踪峰值706、710中的一者。例如,用户可以使用用户接口142来跟踪峰值706以形成包络712,所述包络将被控制器电路136接收。

[0086] 当形成包络712时,控制器电路136可以从包络712计算VTI。例如,控制器电路136可以集成和/或计算包络712的面积以确定VTI,并且将VTI存储在存储器140中。视情况而定,控制器电路136可以在显示器138上为用户显示例如邻近ROI 402和/或在ROI 402内的VTI。

[0087] 返回图3B,在318中,控制器电路136可以确定LVOT的截面积(CSA)。例如,所述CSA可以由控制器电路136通过测量ROI 402内LVOT的面积来计算得出。在各个其他实施例中,LVOT的CSA可以基于患者的人口特征来确定。

[0088] 例如,所述ROI 402可以包括和/或对应于患者的LVOT。控制器电路136可以接收患者的一个或多个人口特征,所述一个或多个人口特征可以包括患者身高、体重或性别中的至少一者。例如,控制器电路136可以接收来自用户接口142、从“数字成像和医药通信”工作列表中远程接收到和/或来自类似来源的一个或多个人口特征。控制器电路136可将一个或多个人口特征与存储在存储器140上的解剖数据库进行比较。所述解剖数据库可以是具有对应人口特征的LVOT的候选CSA的集合。控制器电路1367可以针对ROI 402选择所述候选CSA中与所述患者的人口特征相匹配的一个CSA。

[0089] 在320中,控制器电路136可以基于选定频谱波形(例如,频谱波形700)来计算患者的心率。结合图7,控制器电路136可以基于频谱波形700的峰值(例如,峰值706和710)来计算心率。例如,峰值706和710在不同心博周期期间,确切地说在心博周期的收缩阶段期间发生。控制器电路136可以确定峰值706与710之间的时间差,所述时间差与心脏的心博周期的长度和/或时期708相对应。基于心博周期的长度708,控制器电路136可以确定患者的心率。例如,要计算以每分钟心博数为单位的心率,控制器电路136可以用六十除以以秒数为单位的心博周期的长度708。

[0090] 在322中,控制器电路136可以计算患者的心输出量。所述心输出量可以由控制器电路136基于以下示出的等式1来计算得出。用变量Q表示的心输出量可由控制器电路136依据在316中确定的VTI、在318中确定的CSA以及在320中确定的用变量HR表示的心率的乘积来计算得出。

[0091] 等式(1): $Q = VTI \times CSA \times HR$

[0092] 图1所示的超声系统100可以实施在小型系统中,例如膝上型计算机或袖珍型系统以及较大型控制台式系统。图8和图9示出了小型系统,而图10示出了较大型系统。

[0093] 图8示出具备3D功能的微型化超声系统800,所述超声系统具有探头832,所述探头可以配置成采集3D超声数据或多平面超声数据。例如,探头832可以具有上文相对于探头所述的2D元件阵列。提供用户接口834(也可以包括集成显示器836)以接收来自操作员的命令。本说明书中所述的“微型化”意味着超声系统800是手持式或手提式装置,或者配置成携带在人员手中、口袋、公文包大小的箱子或背包中。例如,超声系统800可以是具有典型膝上型计算机的尺寸的手提式装置。超声系统800易于由操作员携带。集成显示器836(例如,内

部显示器)配置成显示例如一个或多个医学图像。

[0094] 所述超声波数据可以经由有线或无线网络840(或直接连接,例如,经由串行或并行电缆或USB端口)发送到外部装置838。在一些实施例中,外部装置838可以是具有显示器的计算机或工作站。或者,外部装置838可以是独立的外部显示器或打印机,能够从手提式超声系统800接收图像数据,并且能够显示或打印分辨率比集成显示器836更高的图像。

[0095] 图9示出了手提或袖珍超声成像系统900,其中显示器952和用户接口954形成单个单元。例如,所述袖珍超声成像系统900可以是口袋大小或手大小的超声系统,宽约2英寸、长约4英寸、深约0.5英寸并且重量小于3盎司。所述袖珍超声成像系统900大体上包括显示器952、用户接口954,所述用户接口可以包括或不包括用于连接到扫描装置的键盘式接口和输入/输出(I/O)端口,例如,超声探头956。显示器952可以是例如320×320像素的彩色LCD显示器(其上可显示医学图像990)。用户接口954可以视情况包括按钮982的打字机式键盘980。

[0096] 可以根据系统操作的模式(例如,显示不同视图)对每个多功能控件984分配功能。因此,每个多功能控件984可以配置成提供多个不同动作。一个或多个界面组件,例如与多功能控件984相关联的标签显示区域986,可以根据需要包括在显示器952上。系统900还可以具有用于专用功能的其他键和/或控件988,所述键和/或控件可以包括但不限于“冻结”、“深度控制”、“增益控制”、“彩色模式”、“打印”和“存储”。

[0097] 一个或多个标签显示区域986可以包括标签992,用于指示正在显示的视图或者允许用户选择要显示的成像对象的不同视图。也可以通过相关联的多功能控件984来提供不同视图的选择。显示器952还可具有与文本显示区域994相对应的一个或多个界面组件,所述一个或多个界面组件用于显示与所显示图像视图相关的信息(例如,与所显示图像相关联的标签)。

[0098] 应注意,各个实施例可以结合具有不同尺寸、重量和功耗的微型化或小型超声系统来实施。例如,袖珍超声成像系统900和微型化超声系统800可以提供与系统100相同的扫描和处理功能。

[0099] 图10示出了设置在可移动底座1002上的超声成像系统1000。所述便携式超声成像系统1000也可以称为基于手推车的系统。提供了显示器1004和用户接口1006,并且应理解,显示器1004可以独立于用户接口1006或可与其分离。用户接口1006可以视情况是触摸屏,以便操作员通过触摸所显示的图形、图标等来选择选项。

[0100] 用户接口1006还包括控制按钮1008,所述控制按钮可以用于控制期望的或者需要的以及/或者通常提供的便携式超声成像系统1000。用户接口1006提供多个接口选项,用户可以以物理形式操纵所述多个接口选项以便与超声数据和可显示的其他数据进行交互,以及输入信息并设置和改变扫描参数和视角等。例如,可以提供键盘1010、跟踪球1012和/或多功能控件1014。

[0101] 应当注意,各项实施例可以通过硬件、软件或上述项组合来实施。各种实施例和/或部件,例如模块或其中的部件和控制器,也可作为一个或多个计算机或处理器的一部分来实施。所述计算机或处理器可包括计算装置、输入装置、显示单元和接口,例如用于访问互联网。所述计算机或处理器可包括微处理器。所述微处理器可以连接到通信总线。所述计算机或处理器还可以包括存储器。存储器可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器

(ROM)。所述计算机或处理器可进一步包括存储装置,所述存储装置可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器(如固态磁盘驱动器、光盘驱动器等)。所述存储装置也可包括用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似装置。

[0102] 本说明书中所用的术语“计算机”、“子系统”或“模块”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器的系统、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够执行本说明书中所述功能的其他任何电路或处理器。以上示例仅为示例性的,因此并不意图以任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含义。

[0103] 所述计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理输入数据。所述存储元件还可以存储期望或需要的数据或其他信息。所述存储元件可以采用处理机器内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0104] 指令集可包括指示计算机或处理器作为处理机器来执行特定操作,例如多个实施例的方法和过程的各种命令。指令集可以采用软件程序的形式。软件可以采用各种形式,例如系统软件或应用软件,并且所述软件可以实施成非暂态有形计算机可读介质。此外,软件可以采用以下形式:单独程序或模块的集合、较大型程序内的程序模块或程序模块的一部分。软件还可包括采用面向对象编程形式的模块化编程。通过处理机器处理输入数据可响应于操作员命令,或响应于先前处理的结果,或响应于由另一处理机器所提出的请求进行。

[0105] 本说明书中所用的、“配置成”用于执行任务或操作的结构、限制或元件以与所述任务或操作相对应的方式经过特别的结构形成、构造或改造。为清楚起见并且为避免疑义,只有在经过修改后才能用于执行所述任务或操作的对象不“配置成”用于执行本说明书中所述的任務和操作。相反,本说明书中所用的“配置成”是指结构改造或特性,并且指描述成“配置成”执行任务或操作的任何结构、限制或元件的结构要求。例如,“配置成”执行任务或操作的控制器电路、处理器或计算机可以理解成经过特别构造以用于执行所述任务或操作(例如,控制器电路、处理器或计算机上存储有定制成或意欲用于执行所述任务或操作的一个或多个程序或指令或与其一起使用,并且/或者具有定制成或意欲用于执行所述任务或操作的处理电路布置)。为清楚起见并且为避免疑义,除非或者直至经过特别编程或结构改造来执行任务或操作,否则通用计算机(在适当编程的情况下视作“配置成”用于执行任务或操作)不“配置成”用于执行任务或操作。

[0106] 本说明书中所用的术语“软件”和“固件”是可互换的,并且包括存储在存储器中以被计算机执行的任何计算机程序,所述存储器包括RAM存储器、ROM存储器、EPROM存储器、EEPROM存储器和非易失性RAM(NVRAM)存储器。以上存储器类型仅为示例性的,因此不限于可用于存储计算机程序的存储器类型。

[0107] 应了解,上述说明旨在说明而非限定。例如,上述实施例(和/或其方面)可以彼此结合使用。此外,可以进行许多修改以使得特定情况或材料适用于多个实施例的教导,而不脱离这些实施例的范围。尽管本说明书中所述材料的大小和类型旨在定义多个实施例的参数,但是它们不以任何方式做出限定并且仅为示例性的。在查阅上述描述后,许多其他实施例将对所属领域的技术人员而言显而易见。因此,多个实施例的范围应相对于随附权利要求书以及这些权利要求的等效物的完整范围确定。在所附权利要求书中,术语“包括(including)”和“其中(in which)”用作相应术语“包括(comprising)”和“其中(wherein)”的简明英语等效物。此外,在以下权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅作为标签

使用,且并非意图对其对象强加数值要求。此外,以下权利要求的限制并不以装置加功能的格式撰写,并且不旨在基于美国法典第35篇第112(f)条来解释,除非且直到此类权利要求限制明确使用短语“用于……的装置”并且后跟不含进一步结构的功能说明。

[0108] 本说明书使用示例公开各实施例,包括最佳模式,同时也让所属领域的任何技术人员能够实践各实施例,包括制造并且使用任何装置或系统而且执行所涵盖的任何方法。各实施例的要求保护范围由权利要求书限定,并且可包括所属领域的技术人员想到的其他示例。如果此类其他实例具有的结构要素与权利要求书的字面意义相同,或者如果此类其他实例包括的等效结构要素与权利要求书的字面意义无实质性差别,那么此类其他实例也在权利要求书的范围之内。

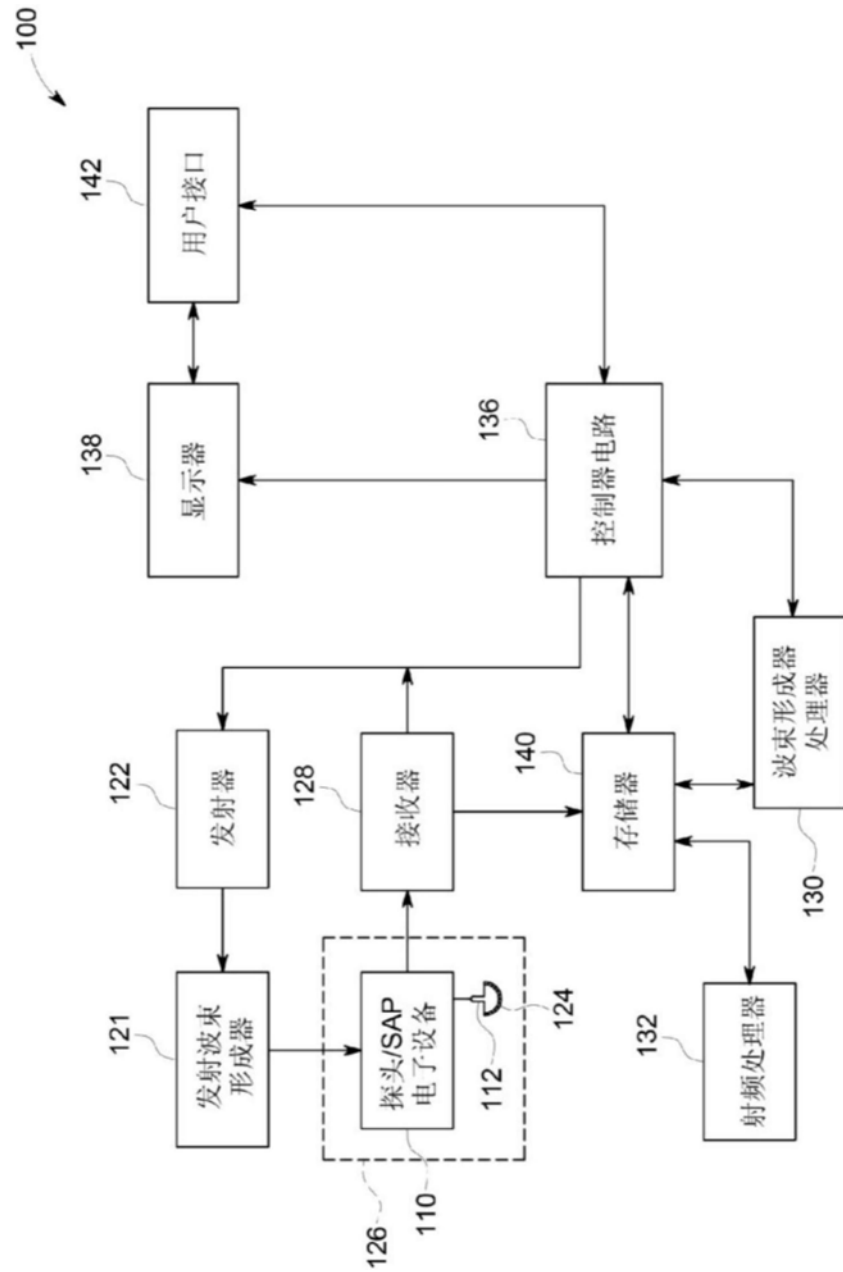


图1

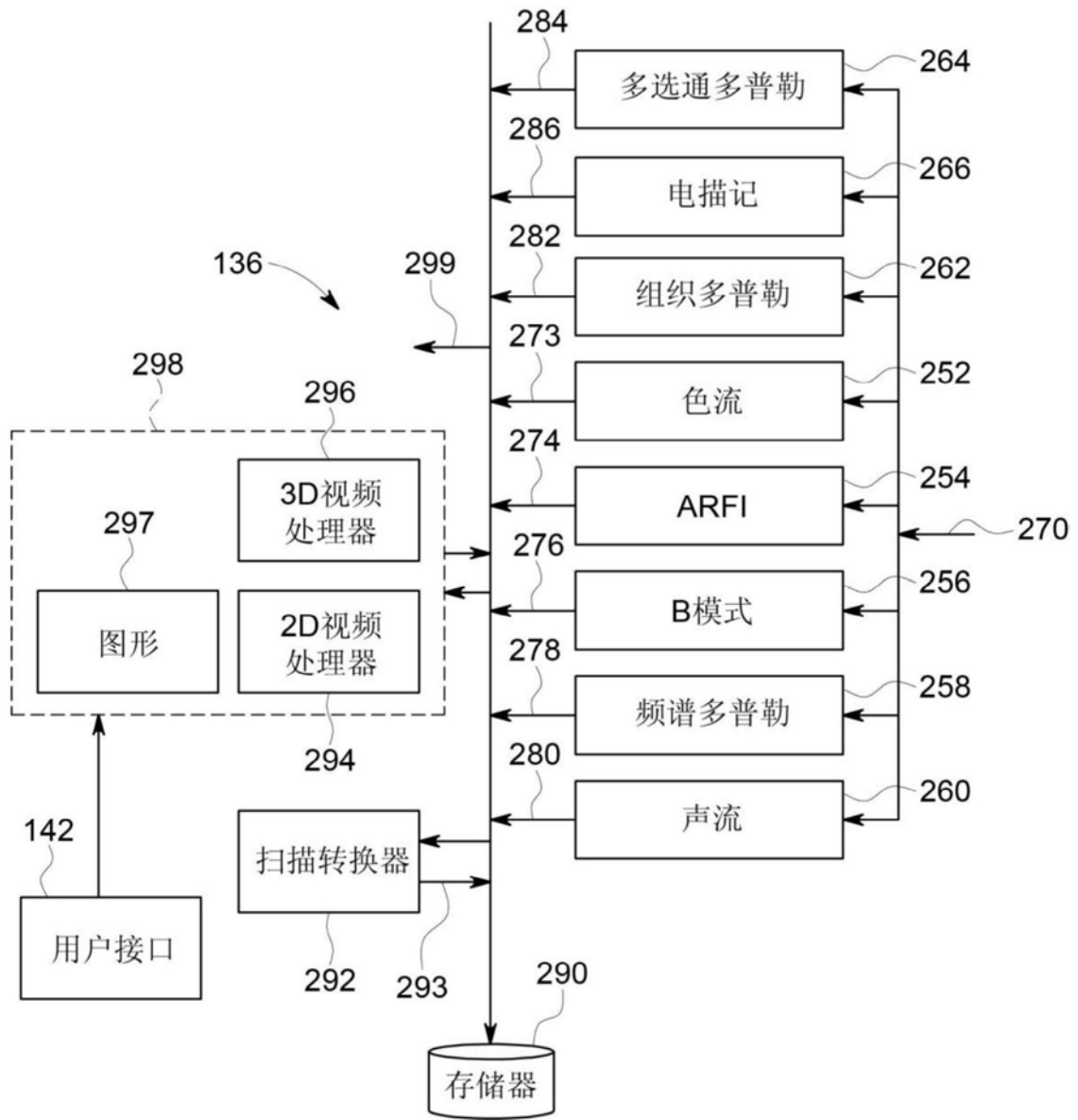


图2

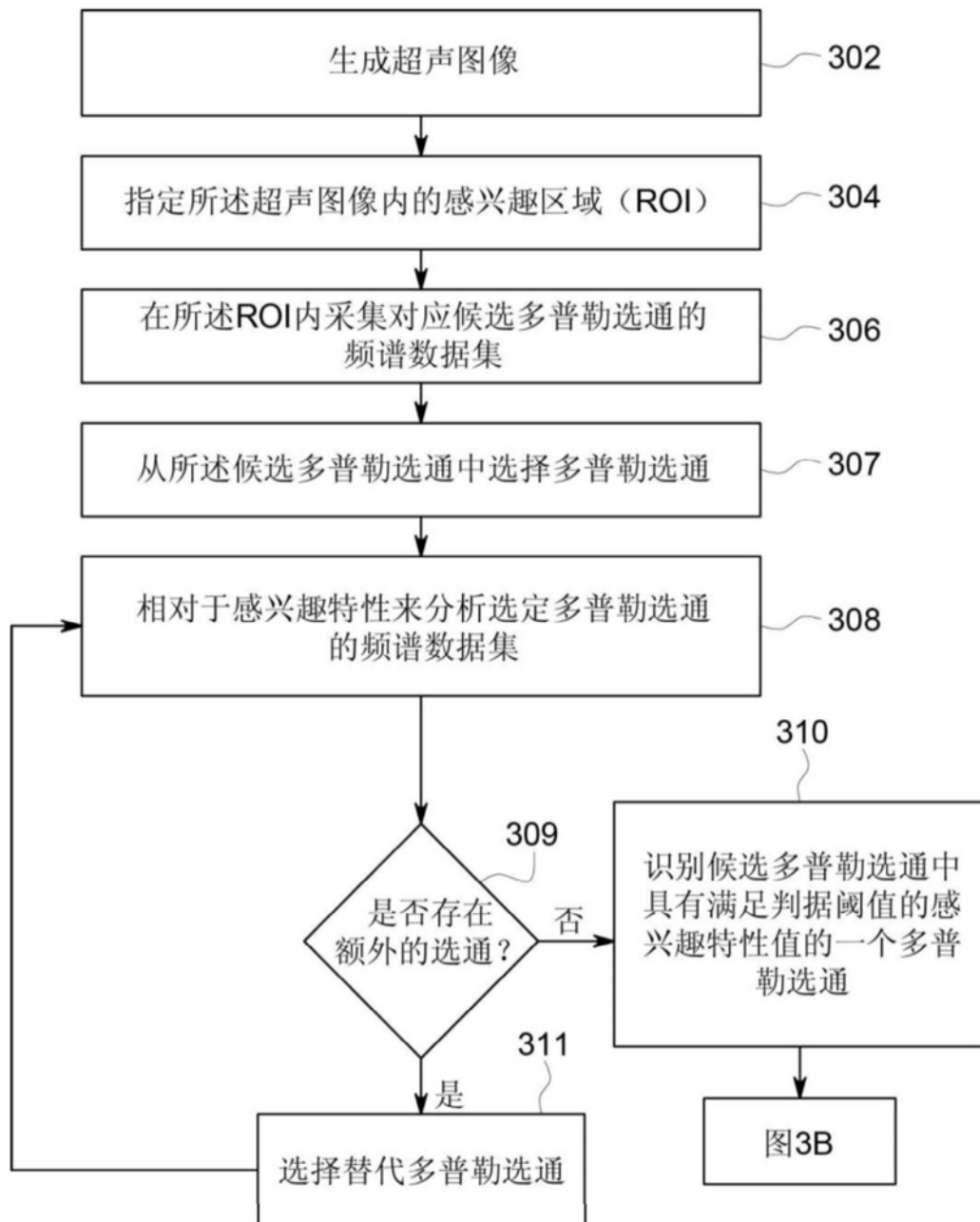


图3A

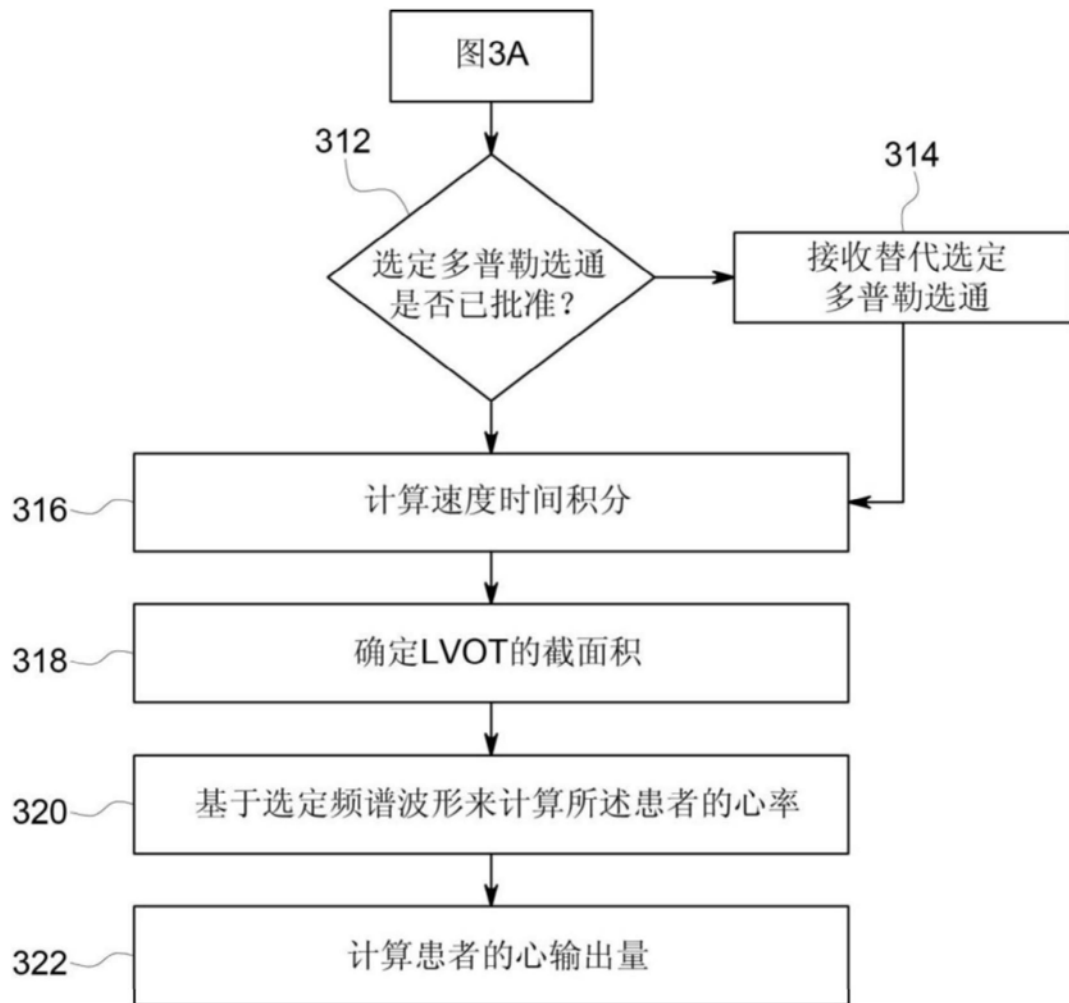


图3B

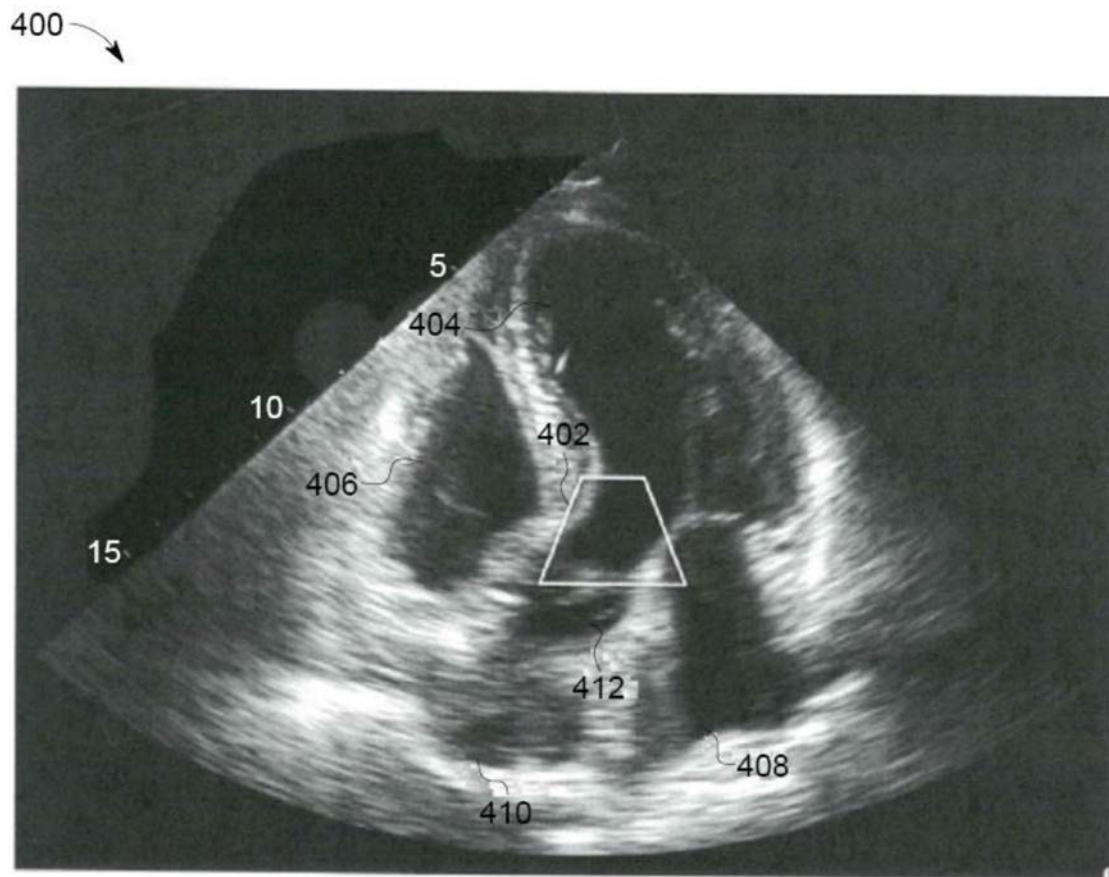
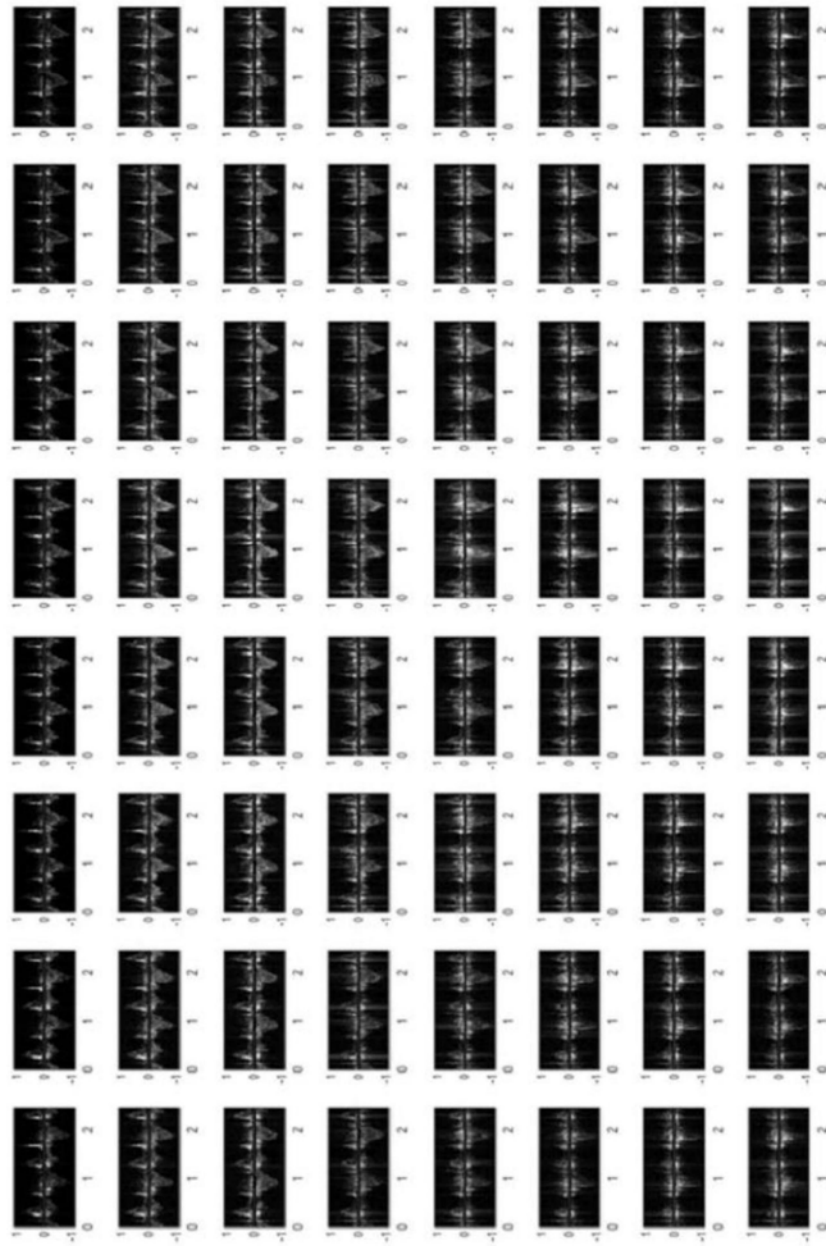


图4



500

图5

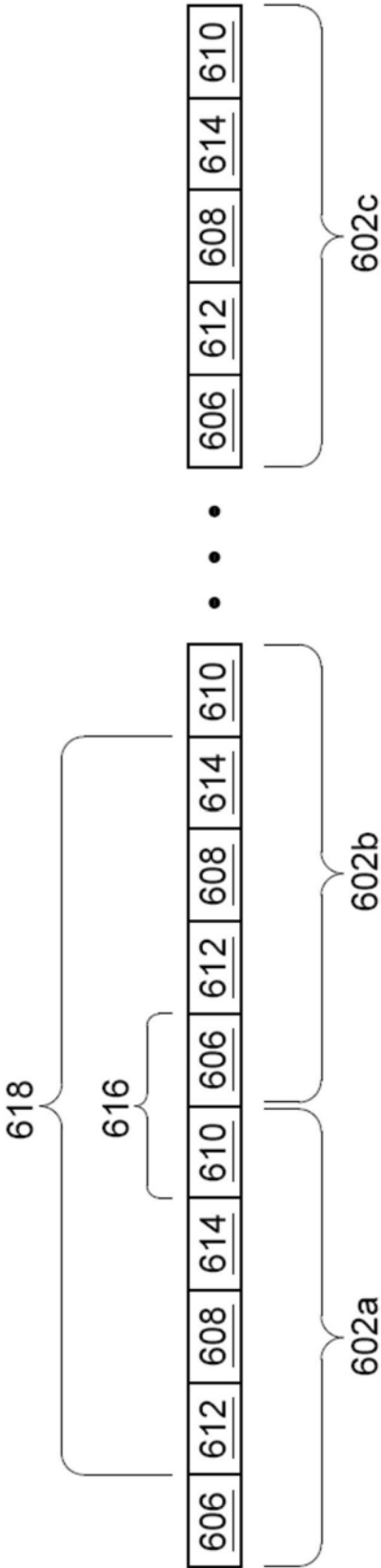


图6

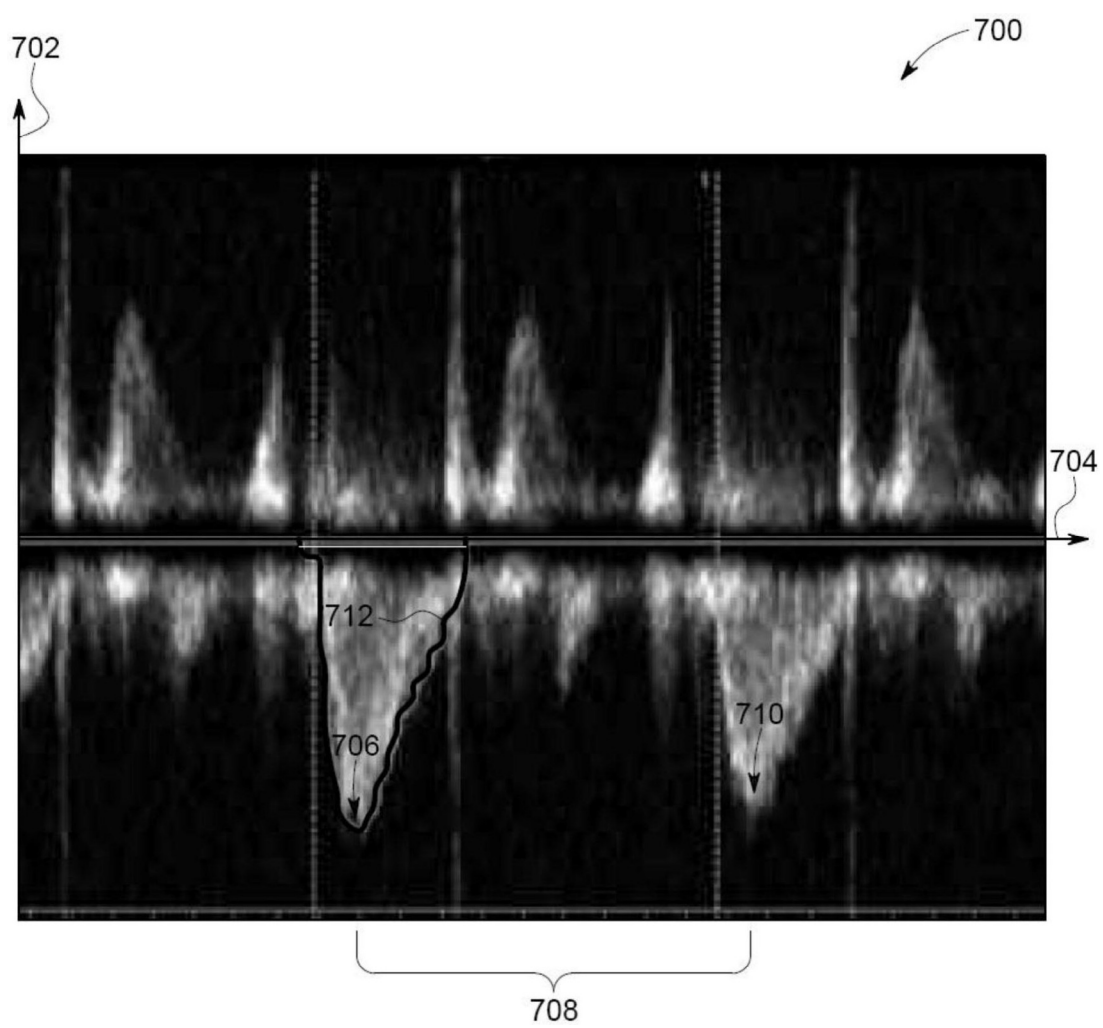


图7

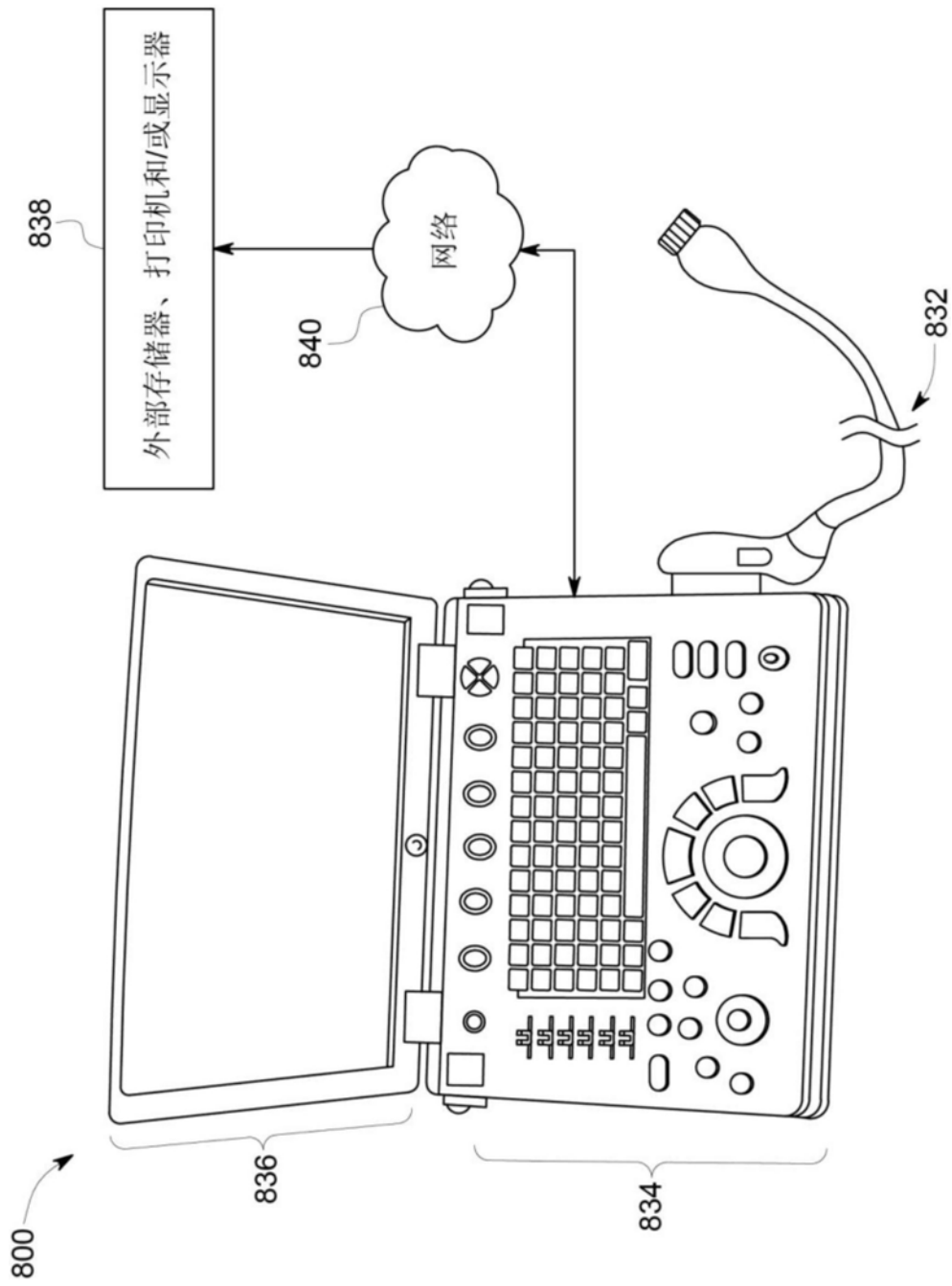


图8

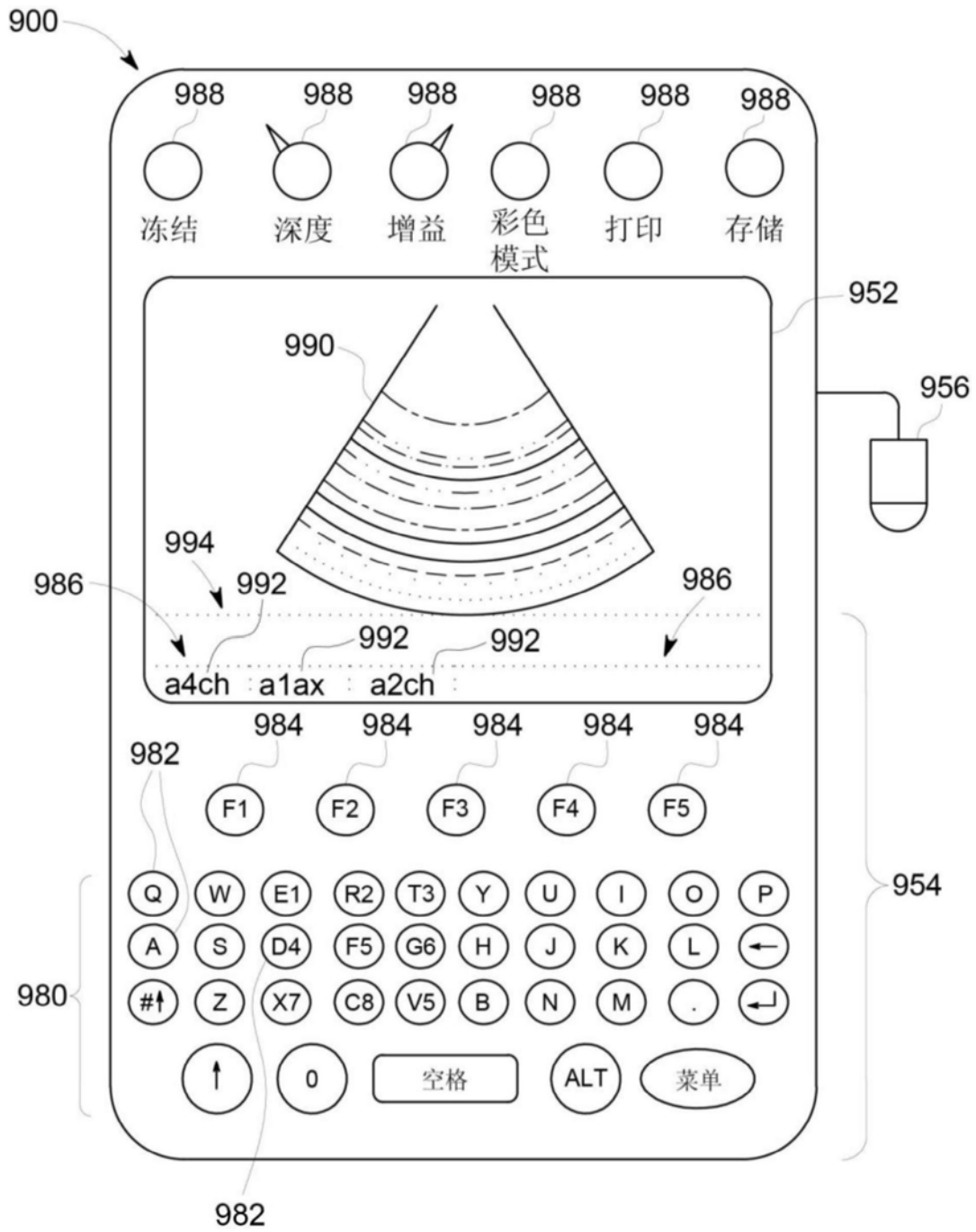


图9

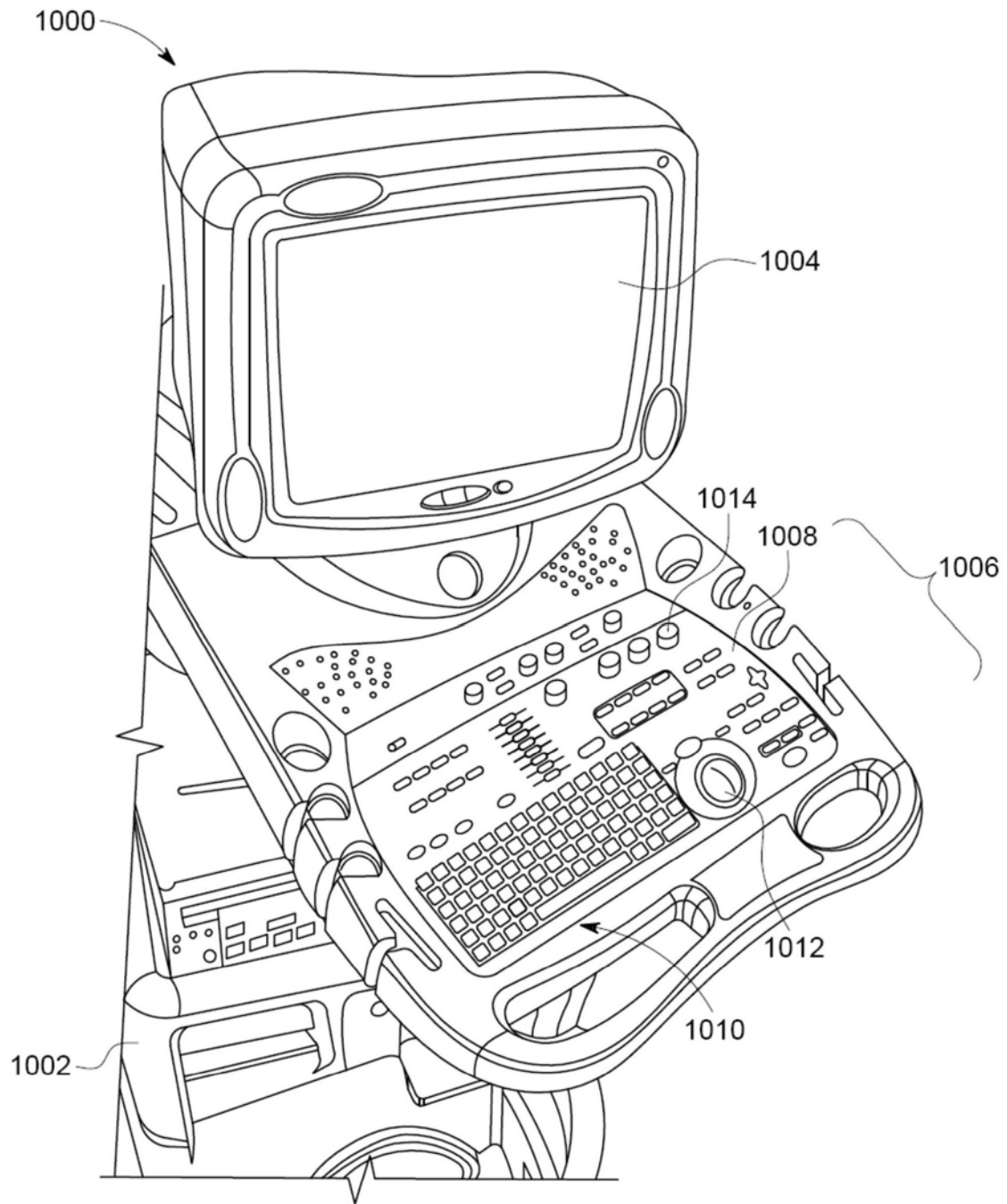


图10

专利名称(译)	用于测量心输出量的方法和系统		
公开(公告)号	CN108135571A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680056867.6	申请日	2016-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	A 索库林 M 哈尔曼 P 利桑斯基 A 肯平斯基 L 瓦努克 C A 欧文		
发明人	A.索库林 M.哈尔曼 P.利桑斯基 A.肯平斯基 L.瓦努克 C.A.欧文		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5292 A61B8/02 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/5223		
代理人(译)	郑浩 闫小龙		
优先权	14/871052 2015-09-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开提供用于测量心输出量的系统和方法。所述系统和方法基于由超声探头采集的患者超声成像数据来生成超声图像。所述系统和方法自动指定所述超声图像内的感兴趣区域(ROI)，并且基于由所述超声探头采集的多普勒数据来在所述ROI内采集对应候选多普勒选通的频谱数据集。所述系统和方法基于所述频谱数据集的特性来自动地从所述候选多普勒选通中识别选定多普勒选通，并且基于所述选定多普勒选通来计算所述患者的心输出量。

