



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104883982 B

(45)授权公告日 2019.01.11

(21)申请号 201380067300.5

S-W • 黄 R • Q • 埃尔坎普 S • 王

(22)申请日 2013.12.13

I • 韦希特尔施特勒 C • 比格尔
S • 莫卢斯 J • 威斯

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104883982 A

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(43)申请公布日 2015.09.02

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

61/740,595 2012.12.21 US

(51)Int.CI.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2015.06.19

G01S 7/52(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G06T 7/00(2017.01)

PCT/IB2013/060908 2013.12.13

A61B 8/06(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

(56)对比文件

W02014/097090 EN 2014.06.26

US 2011/0246129 A1, 2011.10.06,

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

US 2005/0096539 A1, 2005.05.05,

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 谢春苓

(72)发明人 E • G • 勒杜列斯库 I • 萨尔戈

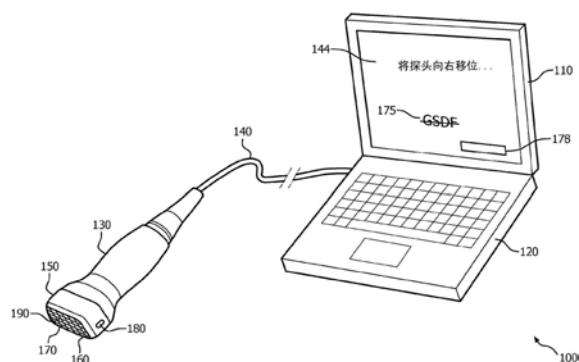
权利要求书2页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

针对照护点的解剖学智能回波心动描记

(57)摘要

一种装置包括成像探头并且被配置用于动态地布置视觉反馈(144)的呈现以经由所述探头引导对与所述探头相关联的位置和取向的手动调节。所述布置选择性地基于所述探头的视场与分割经由所述探头采集的图像数据的各自结果之间的比较(321)。在实施例中，所述反馈不包括(175)对所述图像数据的灰度级描绘。可以计算对应于各自比较的坐标系变换。所述选择可以基于并且动态地响应于正经由所述探头动态地采集的成像的内容。



1. 一种用户引导装置,包括:

成像探头(130);以及

用户引导处理器,其被配置用于动态地布置视觉反馈的呈现以经由所述探头引导对与所述探头相关联的位置和取向的手动调节,所述布置包括:

指令(S234)用户暂停所述探头的调节并检测(S236)与所述指令相关联的暂停;或者

检测所述探头的运动中的暂停,其中,在检测到的与所述指令相关联的暂停或者检测到的所述探头的运动中的暂停期间,所述处理器适于:

分割(S244)由所述探头采集的图像数据;

将所述探头的视场与经分割的图像数据进行比较(S246);并且

计算(S247)对应于所述比较的坐标系变换。

2. 如权利要求1所述的装置,所述布置包括呈现所述反馈,所述反馈包括关于手动调遣所述探头的用户指令(144)。

3. 如权利要求1所述的装置,还被配置用于不依赖于,并且因此不提供(175)对经由所述探头采集的图像数据的灰度级描绘。

4. 如权利要求1所述的装置,所述计算动态地基于所述分割的结果(318、320)。

5. 如权利要求1所述的装置,所述比较分别基于所述变换的平移分量和旋转分量(326、328)的幅值。

6. 如权利要求1所述的装置,所述探头包括传感器(190),所述装置被配置用于基于所述传感器的输出来裁决声学耦合质量不足,并且用于在所述裁决后发出用户警告。

7. 如权利要求1所述的装置,被配置用于,响应于经由所述探头动态地采集的成像的内容而发出用于中止所述调节的用户警告(S258)。

8. 如权利要求7所述的装置,其被配置用于检测所述中止(S260)。

9. 如权利要求8所述的装置,其还被配置用于,响应于检测到所述中止已发生而执行所述分割(S272)。

10. 如权利要求1所述的装置,被配置用于以相对粗糙的模式和以相对精细的模式的所述分割,并且被配置用于基于一个或多个节段做出体积测量(S278),所述一个或多个节段是作为空间上较精细的分割的结果而形成的,所述做出响应于所述空间上较精细的分割的完成。

11. 如权利要求1所述的装置,作为所述反馈的部分的要中止的指令受制于所述探头的当前位置和当前取向与从所述分割得到的位置和取向之间的比较(321)的成果。

12. 一种实施用于引导用户运用成像探头的计算机程序的计算机可读介质,所述程序包括可由处理器运行以执行多个动作的指令,所述多个动作包括:

动态地布置对视觉反馈的呈现以经由所述探头引导对与所述探头相关联的位置和取向的手动调节(330),所述布置包括:

指令(S234)用户暂停所述探头的调节并检测(S236)与所述指令相关联的暂停;或者

检测所述探头的运动中的暂停,其中,在检测到的与所述指令相关联的暂停或者检测到的所述探头的运动中的暂停期间,所述多个动作还包括:

分割(S244)由所述探头采集的图像数据;

将所述探头的视场与经分割的图像数据进行比较(S246);并且

计算 (S247) 对应于所述比较的坐标系变换。

13. 一种用户引导设备 (100) , 其包括至少一个集成电路并且被配置用于经由所述至少一个集成电路中的一个或多个来:

动态地布置对视觉反馈的呈现以经由成像探头引导对与所述探头相关联的位置和取向的手动调节, 所述布置包括:

指令 (S234) 用户暂停所述探头的调节并检测 (S236) 与所述指令相关联的暂停; 或者

检测所述探头的运动中的暂停, 其中, 在检测到的与所述指令相关联的暂停或者检测到的所述探头的运动中的暂停期间:

分割 (S244) 由所述探头采集的图像数据;

将所述探头的视场与经分割的图像数据进行比较 (S246) ; 并且

计算 (S247) 对应于所述比较的坐标系变换。

针对照护点的解剖学智能回波心动描记

技术领域

[0001] 本发明涉及在调节成像探头位置和取向中的用户引导，并且更具体地涉及为视觉的引导。

背景技术

[0002] 心力衰竭是一种主要疾病，其仅在美国就有五百万名患者而在全世界有几千万名患者。处于心力衰竭风险中的个体据估计仅在美国就有六千万；一百万在住院，剩下的处于心力衰竭诊所的照护中。心力衰竭诊所或针对患者管理的全科医生诊室需要关于心脏的基本信息。该信息包括图像以及在图像被采集后从图像计算的定量数据（例如，射血分数）。超声是针对诸如心脏的软组织的可靠且经济有效的成像模态。

[0003] 对超声图像的采集要求熟练的声像描记医生。声像描记医生或在声像描记方面受训的其他临床医生要优化的一个参数是视场。心尖四腔观是针对例行的心脏查检的标准之一。临床医生将超声探头或“换能器探头”的头部放置在患者上。患者的皮肤上针对各个视图用于探头的放置的有效位点是临床医生的训练的部分，并且该位点能够随着患者不同而变化。针对心尖四腔观，探头被放置在心脏的心尖上。探头也需要通常在不同方向上被手动倾斜，直到捕获到器官以用于成像。这全都是以交互的方式完成的，临床医生观看图像，所述图像通常是屏幕上的声像图。解读声像图是必须例如通过训练和实践形成的技能。临床医生的经验告诉他或她，在正在进行的迭代处理中，如何对探头进行移位和倾斜以达到有效的声学窗口。

发明内容

[0004] 本文中在以下提出的内容指向解决以上问题中的一个或多个。

[0005] 在心力衰竭诊所和全科医生诊室中能够使用完整超声扫描并不容易。使超声系统便于携带将有助于此。然而，尽管大多数心脏科医生将能够使用常规的便携式超声系统，但是他们一般都太忙而不能亲自执行该流程。

[0006] 但是，系列成像（其中例如周期性地采取心脏的图像）将改善患者处置。

[0007] 所需要的是一种照护点解决方案，其使得能够在患者的定期就诊期间对心脏的自动的基于超声的体积测量，这在心力衰竭诊所中将是特别有用的。在放置ECG导联方面受训但没有在回波心动描记方面受训的护士将操作该便携式系统，并且心脏科医生将被提供与自动测量（例如，心室大小和射血分数）一起的诊断图像。

[0008] 这样的技术将降低针对心脏诊断和定期就诊检查对超声数据的使用的障碍。

[0009] 根据本发明的一方面，一种装置包括成像探头。所述装置还包括用户引导处理器，所述用户引导处理器被配置用于动态地布置对视觉反馈的呈现以经由所述探头对与所述探头相关联的位置和取向的手动调节。所述布置选择性地基于所述探头的视场与分割经由所述探头采集的图像数据的各自结果之间的比较。

[0010] 在子方面中，所述布置包括呈现所述反馈。所述反馈包括关于手动调遣所述探头

的用户指令。

[0011] 在其他子方面中,所述反馈不包括对经由所述探头采集的图像数据的灰度级描绘。

[0012] 在另一子方面中,所述装置被配置用于计算对应于所述比较中各自的比较的坐标系变换。

[0013] 在第一其他子方面中,所述计算动态地基于所述结果。

[0014] 在第二其他子方面中,所述选择分别基于所述变换的平移分量和旋转分量的幅值。

[0015] 在第三其他子方面中,所述计算响应于所述调节中的各自暂停。

[0016] 在相关的子方面中,所述探头包括传感器。所述装置被配置用于基于所述传感器的输出来裁决声学耦合质量不足,并且用于在所述裁决后发出用户警告。

[0017] 在有关的子方面中,所述分割是基于模型的。

[0018] 在相关联的子方面中,所述选择基于并且动态地响应于正经由所述探头动态地采集的成像的内容。

[0019] 在特定的子方面中,所述成像探头是或包括超声成像探头。

[0020] 在更为总体的子方面中,所述呈现在用于达到心脏的心尖位观的流程中动态地引导用户。

[0021] 作为添加的子方面,所述视场中的至少一个是三维的。

[0022] 在不同的子方面中,对要被分割的所述图像数据的所述采集分别从所述视场发生。

[0023] 在特殊的子方面中,来自所述视场之中的视场具有与所述位置一致的视点,所述取向与所述视场的观看取向一致。

[0024] 从实施性的子方面,所述装置还包括显示器和用户可操作控制台。所述装置被配置用于:a)经由所述探头采集所述图像数据;b)所述分割;c)经由所述显示器显示所述反馈;以及d)便携性,作为能用手携带的单元。

[0025] 在又另一子方面中,发出用于中止所述调节的用户警告是响应于经由所述探头动态地采集的成像的内容。

[0026] 作为其他子方面,所述装置被配置用于检测所述中止。

[0027] 在又其他子方面中,所述装置还被配置用于响应于检测到所述中止已发生而执行所述分割。

[0028] 在一个其他的特定子方面中,所述装置被配置用于以相对粗糙的模式和以相对精细的模式的所述分割。所述装置还被配置用于基于一个或多个节段做出体积测量,所述一个或多个节段是作为所述空间上较精细的分割的结果而形成的。做出所述测量响应于所述空间上较精细的分割的完成。

[0029] 在更又一子方面中,作为所述反馈的部分的、要中止的指令受制于所述探头的当前位置和当前取向与从所述分割导出的位置和取向之间的比较的成果。

[0030] 在类似的子方面中,所述反馈包括对采集目标视图的总体进度的渐进式指示符。

[0031] 下面利用附图的帮助进一步阐述该新颖的、实时的、用户暂停驱动的、声学窗口识别引导技术的详情,所述附图并非按比例进行绘图。

附图说明

- [0032] 图1是根据本发明的便携式装置的一种形式的立体视图；
- [0033] 图2A和图2B是根据本发明的示范性超声临床流程的流程图；
- [0034] 图3是所述装置能够如何实时地引导声学窗口的放置的概念图；
- [0035] 图4A和图4B是示出根据本发明的用于成像阻挡避开的方案的范例的图，该方案使用相对于超声探头的视场设置的节段的屏幕上引导图像；
- [0036] 图5是与图4A有关的流程图和公式列表；
- [0037] 图6A、图6B和图6C分别是根据本发明的用于区分肺部组织与心脏组织的射频数据的示范图，以及在区分中使用的算法；
- [0038] 图7是表示基于一维探头的示范性肺部识别算法的流程图；并且
- [0039] 图8是表示基于矩阵探头的示范性肺部识别算法的流程图。

具体实施方式

[0040] 图1描绘了便携式装置100，作为本文中提出的新颖的、实时的、用户暂停驱动的、声学窗口识别引导技术的实施方式的一个范例。尽管在这里被示为在临床环境中可容易地在房间之间转移的形式，但是装置100还可以被实施为固定设备。装置100包括显示器110、用户控制台120、经胸壁回波心动描记(TTE)探头130、以及如图1中用虚线表示的具有延伸长度的探头线缆140。显示器110和用户控制台可以类似于在膝上型计算机中使用的那种。以大约10磅的总重量，单元100能够用手携带。下文的描述将假设为超声系统，尽管任何种类的人手操控的、基于成像探头的系统都在本发明想要的范围之内。而且，尽管体积量化和实况三维成像是以下实施例的特征，但是本文中提出的方案也应用于二维成像。

[0041] 装置100被配置用于使用超声来执行体积成像，例如，计算心脏的左心室的大小或计算射血分数。计算结果被存储在存储器(未示出)中。经由探头130采集的且所述计算所基于的实况成像也被存储在存储器中。用于标准功能的电路(未示出)(例如，动态波束形成、扫描转换、以及图像绘制)也被包括在装置100之内。能够包括两个或更多个波束形成器以用于自动图像阻挡检测，这在下文被进一步讨论。额外的电路(未示出)包括用户引导处理器，所述用户引导处理器被配置用于动态地呈现视觉反馈(即，用户指令)。它们是一种专门用于经由探头130引导对与探头相关联的位置和取向以及相应地声学窗口的手动调节的视觉反馈。处理器动态地布置该呈现，并且选择性地布置该呈现以用于引导用户，并符合对各自的三维视场的“更新”。该更新是新的视场，是由通过分割在探头的当前视场中的图像而创建的一个或多个节段所表明的。该分割所基于的模型基于(一个或多个)节段的取向和位置来提供新的视场。该新的视场在与探头的当前视场比较时充当在通知没有在声像描记方面受训的临床医生接下来如何操纵探头130中的指示标。处理器向用户发出关于如何手动调遣探头130来以迭代的方式达到最优声学窗口的全部指令。

[0042] 分割不需要像针对上述对视场的“操控”那样详细，这时因为该分割是在达到目标声学窗口后用于量化的。使用粗糙网格和精细网格的基于模型的分割的范例被发现在Fradkin等人的共同受让的美国专利公开号2009/0202150(“Fradkin”)中。Fradkin中的适配终止判据能够被设定为保持针对在装置100的本实施例中的视场操控的分割粗糙，或者

被设定为转到针对在本实施例中的基于体积数据的量化的精细分割。下文进一步讨论操控和量化。

[0043] 为了定位图像以用于分割,装置100还被配置用于执行广义的霍夫变换 (GHT)。在Schramm等人的共同受让的美国专利公开号2008/0260254中讨论了用于执行GHT的方法。

[0044] 通过引用将两件公布文件的公开内容整体并入本文。

[0045] 装置100还具有检测探头130的运动的能力。用户将时常暂停探头的移动,使得图像分割能够发生。而且,装置100将核查要暂停的指令(例如,由于探头130被关闭以达到目标声学窗口)是否尚未被遵循。在一个实施例中,装置100包括在Augustine等人的共同受让的美国专利号5529070 (“Augustine”) 中公开的增量计算器80。借助于探头线缆140为增量计算器80供应值,所述探头线缆140源自驻留在探头130中的加速度计(未示出)。不同于Augustine,位置读数不需要与图像采集匹配。因此,增量计算器能够被简化,以仅检测探头130的位置和/或取向的移动。加速度计能够在探头130的远端部分与近端部分之间被分配,如从Augustine中的图4、图5和图5a所见。通过引用将Augustine中涉及加速度计实施例的整个公开内容并入本文。备选地,在Stanton等人的共同拥有的美国专利号7933007中提供了在跟踪医学工具中使用电磁 (EM) 传感器的范例。在Shen等人的共同拥有的美国专利公开号2010/0168556中公开了也附接到工具和光学传感器的类似系统。也可以通过比较连续实时图像来感测运动,如在Peterson等人的共同拥有的美国专利号6299579中描述的。通过引用全部三个文件整体而将其并入本文。

[0046] 可以利用软件、固件、以及硬件的任何合适且已知的组合来实施装置100被配置用于的以上功能。用户引导处理器可以被实现在例如具有一个或多个集成电路的设备上,或者被实现为适当编程的计算机可读介质。

[0047] 探头130具有包含矩阵阵列160的头部150,所述矩阵阵列160包括换能器元件170。尽管为了简单,在图1中示出相对小数目的元件170,但是该数目通常可以是几千个。而且,尽管阵列160被示为一般是矩形的,但是其也可以是正方形、圆形、椭圆形或另一形状。阵列160也可以是平的(如在线性阵列中)或是弯曲的(如在扇形阵列中)。

[0048] 出于图示的目的在显示器110上示出的是视觉反馈144,所述视觉反馈144是一种专门用于经由探头130引导对阵列的位置和取向的手动调节的视觉反馈。有利地,未在声像描记方面受训的用户不需要依赖于灰度级图像(例如,声像图)以用于引导。因此,没有对灰度级显示功能 (GSDF) 的依赖,如由屏幕上(在图1中描绘并删去的)注释172所表示的。具体地,图1中示出的实施例的视觉反馈144不包括对经由探头130采集的图像数据的灰度级描绘。视觉反馈144的另一范例是屏幕上的总体进度条178。所述总体进度条178能够利用百分数(例如“82%”)来注释,或者所述总体进度条178能够通过渐进地填充并以表示100% (即,完成)的帧为边界。

[0049] 探头130也具有一对暂停/前进指示灯180(所述指示灯中的一个在图1中可见,另一个在探头的相反侧上),所述指示灯180可实现为红/绿发光二极管 (LED)。当为绿色时,灯180指示用户应当针对方向看向显示器100,并且然后通过如受到指令地移动探头130来继续前进。当为红色时,灯180指示用户应当暂停探头130的移动。两个灯同时为相同的颜色。

[0050] 作为针对灯180的备选,或者作为额外的灯的实施方式,能够提供方向指示灯。在该备选实施例中,当一个灯为绿色时,另一个为红色。当为绿色时,灯指示用户应当在绿灯

波束的方向上移位。装置100将已经确定探头130被沿着当前围绕矩阵阵列160的两肋之间的肋间隙被有效定位,如下文进一步讨论的。相反,当为红色时,灯指示用户应当在相反方向上移位。备选地或额外地,要移位的指令和方向性指令可以显现在显示器110上。

[0051] 探头也可以合并声学耦合质量传感器(未示出)。在换能器元件170之中稀疏分布(即,置换个体元件)的是压力传感器190,其专用于检测压力。检测与图像采集交错进行。当在压力传感器190附近的换能器元件170是激活的,并且压力传感器读数暗示压力缺乏时,这指示弱的声学耦合。更一般地,如果并且当装置100基于声学耦合质量传感器的输出裁决声学耦合质量不足时,发出基于该裁决的用户警告。能够经由探头130或装置100的其他部分来提供视觉用户警告或音响用户警告。作为范例,声学耦合质量传感器能够仅包括8个压力传感器190,所述8个压力传感器190被设置在10000个换能器元件170之中。

[0052] 图2A和图2B通过图示性且非限制性的范例的方式来描绘临床超声流程200,所述临床超声流程200演示装置100如何视觉地引导没有声像描记技术的护士或其他用户。在该实施例中,要记录的是用于成像的心脏的四腔心尖位观,并且要采取并存储体积心脏测量结果。该处理分两个阶段。在第一阶段中,用户移动探头130,直到成像检测到心脏的至少部分或其他感兴趣器官。在第二阶段中,用户移动探头130,频繁地暂停并在每次暂停之后立刻接收进一步的指令。有时,装置100确定要做出从第二阶段回到第一阶段的转变。超声流程200的成功完成出现在第二阶段期间(即,在第二阶段的结束时)。

[0053] 在操作上,首先,护士将心电图(ECG)导联放置在患者或超声对象,人类或动物上(步骤S202)。ECG将充当心脏查检的部分。这也促进对将被记录的实况心脏成像的分析。一开始,给用户发出一般关于要完成的成像的指令(该指令将在显示器110上并且经由灯180可见)以在受到指令时立即停止探头130的移动,并且在受到要移动探头的指令时频繁地暂停,使得系统能够采取读数(步骤S204)。同样,阶段二标识被清除作为初始化的部分,这是因为用户初始地在流程200的阶段一中。用户然后受到指令使患者躺在他或她的左侧,使得心脏将落在患者的胸部的前方,以用于更加容易的成像(步骤S206)。用户受到指令从胸腔的底部在左乳头以下的点处开始,并从胸腔的底部开始数到第四肋骨与第五肋骨之间,针对要在其中放置探头130的头部150的点,以用于初始声学窗口(步骤S208)。探头的图像采集是实况的且连续的。指令也提及探头应当被向上倾斜到朝向患者的颈部的基部的点,作为第一估计。指令现在是:记住该放置,提走探头130;在覆盖矩阵阵列160的探头面周围应用耦合凝胶;并且再采取关于位置并且关于取向的探头放置(步骤S210)。如果通过下文进一步讨论的阻挡识别算法检测不到肋骨(步骤S212、S214),则采取回到步骤S206的分支。否则,如果仅检测到一个肋骨(步骤S214),则用户受到指令略微上移或下移以达到在两个肋骨之间(步骤S216)。能够显示探头的屏幕上的图形描绘,所述探头针对正被上移/下移的一个肋骨以放置在两个肋骨之间。处理返回到步骤S212。在该处理环路以及涉及发出用户指令的所有处理环路中,如果已被显示在屏幕上,则不再列出该指令。另一方面,如果两个肋骨都被检测到,则该方面的正确探头放置得到验证。关于肺部是否阻挡探头130的当前视场做出查询(步骤S218)。该确定是通过下文进一步讨论的阻挡识别算法来做出的。如果肺部组织在视场中(步骤S218),则用户受到指令使患者呼气并屏住他或她的呼吸(步骤S220)。这可以将肺部带离视场,这是因为肺部可以随着患者的每次呼吸和呼气而冒险进或出视场。如果肺部被再次检测到并且因此仍阻挡视场(步骤S222),则用户受到指令使患者重新

开始正常呼吸 (步骤S224)。由于阻挡心脏的肺部将是左肺,并且由于肺部与心脏相比更不居中于胸部上,因此用户受到指令使探头130向上(即,朝向胸骨)移位(步骤S226)。探头130上的暂停/前进指示灯180将是绿色的。用户也可以被告知随着探头被上移而略微倾斜探头130以打算更靠近患者的左侧。对步骤S212做出返回。备选地或额外地,也可以为用户示出屏幕上反转的“V”显示,通过所述反转的“V”显示,用户能够以交互的方式使探头130移位和倾斜,以避开肺部。相同的“V”显示能够用于引导用户倾斜和平移探头,以避开肋骨。另一方面,如果在使患者屏住他或她的呼吸(步骤S220)之后肺部不再阻挡视场(步骤S222),或者如果肺部起初就没有阻挡(步骤S218),则做出关于心脏的至少部分是否在通过探头130的实况成像中被检测到的查询(S228)。上文提及的Schramm GHT被用于该检测。尽管左心室(LV)可以是期望针对其的量化的心脏的部分,但是检测心脏的部分能够甚至涉及仅检测例如左心房或二尖瓣。在裁决检测是否已经发生时必须满足预定的置信水平。例如,在Schramm参考中,能够要求在确定变换参数的集时对最优性的量度满足预定阈值。

[0054] 如果心脏未被检测到(S228),则用户受到指令“缓慢地从胸骨下移离开,缓慢地朝向胸骨上移,每次到一更大的程度”。对样式的图形移动描绘可以被显示在显示器110上(步骤S230)。流程200分支回到步骤S212。

[0055] 另一方面,如果心脏的部分被检测到(步骤S228),则做出关于是否设定阶段二标识的查询(步骤S232),所述阶段二标识在步骤S204的初始化期间被清除。如果未设定阶段二标识(步骤S232),则用户受到指令暂停并等待指令(步骤S234)。暂停是需要的,这是因为分割(即使是粗糙分割)都要求短的时间段(例如,两秒)。具体地,探头130上的暂停/前进指示灯180将变红和/或显示器110将以红色显示要暂停的指令。也可以发出短的音响蜂鸣。装置100经由探头130中的加速度计检测探头的运动是否已经暂停(步骤S236)。直到移动暂停(步骤S236),否则维持要暂停的视觉反馈和音响反馈(步骤S238)。在检测到暂停时(步骤S236),再次做出关于心脏的部分是否被检测到的核查(步骤S240)。采取该预防措施以确定用户是否足够快地暂停,以仍对心脏的部分进行成像。

[0056] 如果不再存在对心脏的部分的检测(步骤S240),则指令(步骤S242)是“缓慢地回溯您最近的移动,并在受到指令重新获得心脏的(部分)视图时暂停……否则按指令移位”。然后做出到步骤S212的返回。

[0057] 另一方面,如果心脏的至少部分仍被检测到(步骤S240),则使用模型(步骤S245)来执行对身体器官(这里为心脏)的粗糙图像分割(步骤S244)。

[0058] 假设装置100具有电子操控能力,现在做出关于整个心脏(从(一个或多个)节段判断的)是否在探头130的当前视场之内的查询(步骤S246)。

[0059] 如果整个心脏没有都在当前视场之内(步骤S246),或者如果装置100缺乏电子操控能力,则计算坐标系变换(步骤S247)。具体地,分割产生心脏的一个或多个节段,所述心脏的一个或多个节段具有在探头130的图像空间中的位置和取向。该位置和取向是从模型已知的。基于该位置和取向,确定针对探头的几何固定的视场(其覆盖整个心脏或正被调查的心脏部分(例如,左心室)),什么将是最优视点和观看取向。例如,能够通过分割来识别二尖瓣和心脏的心尖二者,并且连接它们的轴可以是或可以接近用于量化和诊断心脏图像的最优观看取向。视场是几何固定的,这是因为假设用户未在声像描记方面受训,并且为了简单,用于仅被引导以根据视觉指令移动探头。所导出的最优视点和观看取向一般将与探头

的当前视点和当前取向不同。视点和观看取向都在探头130的图像空间中。装置100计算坐标系变换,所述坐标系变换将使当前视点和取向达到与所导出的最优视点和取向一致。

[0060] 在计算了变换之后,更新屏幕上的总体进度条178(步骤S248)。

[0061] 该进度基于变换的平移分量的幅值,并且到较小程度或在较晚的阶段基于变换的旋转分量的幅值。

[0062] 进度条177的长度因此能够是(以百分比的方式)100减去两个分量的加权平均值,其非负并且小于整体。

[0063] 相同或类似的度量被装置100用于裁决当前视图是否足够地在目标上,以用于开始着手量化以及任选地实况成像采集以用于存储。备选地或额外地,装置100能够基于模型来确定心脏或心脏部分是否完全地或足够地在探头130的当前视场之内(步骤S249)。

[0064] 如果在步骤S249中确定探头130的当前视场并不足够接近最优视场,则做出关于倾斜或移位作为针对下一用户指令的选择是否占主导的裁决(步骤S250)。一般地,如果有任何保留,则移位将占主导;尽管如果剩余部分足够小,则倾斜可能是足够的。用于做出裁决的参数能够以经验的方式得以确立。从流程200的该部分向前前进,基于探头130的当前视场与从步骤S247导出的最优视点和观看取向之间的比较来选择性地动态布置视觉反馈144对用户的呈现。例如,基于对于移位和/或倾斜的需要,那些需要是基于比较来评估的。选择固有地根据在流程200中下文提及的用户指令中的哪一个发出而发生。这里应当指出,对流程200中较早的视觉反馈144的呈现的布置(例如,在步骤S212-S228中)是动态地且选择性地完成的,并且基于采集到的图像内容而非基于上文提及的比较。因此,在流程200之内对视觉反馈的动态的、选择性的布置中的一些而非全部是基于比较的。

[0065] 如果移位占主导(步骤S250),则做出关于所指示的平移是否将涉及交叉肋骨以进入相邻肋间空间的查询,给定肋骨的位置(步骤S251)。装置100通过上文有关于步骤S212和S214提及并在本文下文中进一步讨论的阻挡识别算法来知道肋骨的位置。如果平移不可行(步骤S251),则用户相应地受到指令在对探头130重新应用耦合凝胶之后上移或下移胸腔(步骤S253)。第二阶段标识被清除,并且处理返回到步骤S210。另一方面,如果平移是可行的(步骤S251),则用户受到指令在由装置100确定的方向上缓慢移位,频繁暂停(步骤S254)。因此,该用户指令是在基于上述比较而动态地且选择性地布置的那些之中的。

[0066] 另一方面,如果在步骤S250中移位并不占主导,则用户受到指令在所确定的方向上缓慢地倾斜探头130(步骤S255)。指令可以是“朝向胸骨缓慢向内倾斜,频繁停止”或“朝向患者的脚缓慢向下倾斜,频繁停止”、这两个指令的某种组合等。该指令则是在基于上述比较而动态地且选择性地布置的那些之中的。

[0067] 备选地或额外地,显示器110可以示出对所分割的器官(这里节段定义心脏)的交互性图形描绘,作为经分割的屏幕上目标,所述目标具有表示探头130的视场的叠加的、反转的“V”。可以针对在正交方向上的“V”示出第二、单独的、并行的描绘。下文进一步讨论该图形描绘。

[0068] 在针对步骤S254或S255的指令发出之后,做出关于自步骤S236以来的移动是否已经发生的查询。这能够经由探头130中的加速度计来确定。如果这样的移动已经发生并且如果现在没有移动(步骤S256),则设定阶段二标识(步骤S257),并且处理返回到步骤S212。

[0069] 另一方面,如果在步骤S249中确定探头130的当前视场足够接近最优视场,则装置

100发出要中止的指令(步骤S258)。具体地,探头130上的暂停/前进指示灯180将变红和/或显示器110将以红色示出要中止的指令。也可以发出短的音响蜂鸣。装置100经由探头130中的加速度计检测探头的运动是否已经中止(即,暂停或终止)(步骤S260)。直到移动中止(步骤S260),否则维持要中止的视觉反馈和音响反馈(步骤S262)。在移动中止后(步骤S260),在步骤S249中做出关于当前视图是否足够在目标上的查询,以用于开始量化以及任选地实况成像采集以用于存储(步骤S264)。如果当前视图不足够(即不再)在目标上(步骤S264),则进度条178相应地被缩短,以反映朝向流程200的完成的进度的倒退(步骤S266)。为用户发出指令以缓慢回溯最近的探头移动,频繁停止(步骤S268)。处理分支到步骤S257。另一方面,如果当前视图足够在目标上以用于开始量化以及任选地实况成像采集以用于存储(步骤S264),则用户被通知保持探头静止以用于流程200的完成(步骤S270)。针对量化执行精细分割(步骤S272)。模型被用于此目的(步骤S274)。装置100开始记录心脏或心脏部分的实况成像(步骤S276)。如果装置100包括电子操控能力,则能够从记录回放心脏的各种视图(例如,标准视图)。装置也并且从分割做出体积测量(步骤S278)。例如,通过寻找平均长度或最大长度并且寻找平均宽度或最大宽度,在心搏周期上计算左心室(LV)大小。类似地,通过在心搏周期上检测最大LV体积或最小LV体积并采取两个量的比率来计算射血分数。量化数据被存储在存储器中(步骤S280)。

[0070] 另一方面,如果整个心脏都在当前视场之内(步骤S246)并且如果装置100具有电子操控能力,则使进度条177反映接近完成(步骤S282)。在步骤S284中给出要中止的指令。在检测探头130的移动(步骤S286)的同时,维持要中止的用户警告(步骤S288)。在检测到探头130被中止后(步骤S286),再次做出关于整个心脏是否在视场中的查询(步骤S290)。如果整个心脏仍在视场中(步骤S290),则处理分支到步骤S270,以向用户发出指令以暂停以用于流程200的完成。否则,如果整个心脏不再在视场之内(步骤S290),则处理分支到步骤S266,以设法恢复整个心脏的图像。

[0071] 图3以概念方式描绘装置100能够如何实时地引导声学窗口的放置。探头302由临床医生的手304握持抵靠在患者的皮肤306上。更具体地,探头302具有头部308,所述头部308具有用于抵靠皮肤306放置的面310,仅通过声学耦合介质(例如,专用凝胶)与皮肤分开。在头部308之内并沿着面310的是矩阵阵列312。从矩阵阵列312延伸的是视场314。患者的心脏316部分地(在这里大部分)在视场314之内,并且经由探头302被成像。由于心脏316的部分是以足够的置信水平被检测到的,因此临床医生已经受到指令暂停并已经立即这么做。作为到节段318的图像分割的结果,如果探头302或探头的某个部分(例如,矩阵阵列312)采取从适当位置318的取向的话,装置100经由模型确定将提供最优的或靶向的心脏316的视图的取向320。模型也提供位置318。为了解释的简单,图3中的弯曲箭头321始于探头302的位置322和取向324。弯曲箭头321结束于模型提供的位置318和模型提供的取向320,所述位置318和所述取向320是从图像分割得到的。弯曲箭头321表示视场314与模型提供的位置和取向318、320的比较。该比较涉及坐标系变换,所述坐标系变换将使模型提供的位置和取向318、320达到与探头302的当前位置322和当前取向324一致。所述变换具有平移分量326和旋转分量328。流程200中的视觉反馈144是基于分量326、328的幅值来选择的,例如,在图2A和图2B的步骤S248、S249和S264中。图3中的另一弯曲箭头330示出临床医生的手304基于反馈144而调遣探头302到心尖位观332中。

[0072] 在所描绘的范例中,心脏316部分地在当前视场314之外。到对应于心尖位观332的有利视场中的电子操控仍不能在电子操控之前捕获在视图外的成像内容。相应地,所描绘的范例中依赖于电子操控以缩短流程200可能使结果受损,这取决于丢失该特定图像内容的影响。

[0073] 然而,如果图3是要利用完全在当前视场314之内的心脏316重新绘制的,则电子操控如上所述地继续进行,假设装置100具有电子操控能力。因此,达到心尖位观332而无需调遣探头302,该调遣由弯曲箭头330表示。相反,心尖位观332是通过电子操控来实现的。尽管在流程中较早时需要对探头203的手动调遣以实现对心脏316的部分的检测(步骤S228),但是电子操控能够在整个心脏在视图中后缓解对探头的其他手动调遣的需要。

[0074] 有利地,用户在整个流程中被引导以用于达到心脏的心尖位观。

[0075] 如本文上文所提及的,检测与当前肋间空间接界的肋骨在视场之内是验证当前声学窗口有效的部分,所述当前声学窗口被放置为寻找最优声学窗口。本文上文上也提及关于如何在肺部周围调遣探头以观看心脏的用户指令。

[0076] 心电图是有挑战的,这是因为心脏被肋骨和肺部组织围绕。超声很难能够穿透钙化的肋骨(在心尖位观中通常遇到的)和肺部组织,这是因为在它们与其他软组织之间严重的声学阻抗失配。另外,肋骨中的超声吸收与组织相比非常高。常规地,对声像图像质量的优化仅仅是由用户基于屏幕上实时显示的灰度级声像图像来完成的。尽管有经验的用户通常能够识别出图像劣化并通过移动探头到更好的位置来相应地改善图像质量,但是经验较少的用户可能会由于低劣的手眼协调和对伪影的较无意识而采集到受损的图像。成功的超声扫描强烈依赖于对用户的训练和经验。为了有助于无经验或较少经验的用户使用心电图从心脏采集到有意义的信息,期望的是自动的智能超声系统。

[0077] 由于超声很难穿透钙化肋骨,因此超声波束中击中钙化肋骨的深回波非常不可能来自肋骨下的组织。而是相反,它们可以被旁瓣拾取。视觉伪影可由观看(灰度级)声像图的有经验的声像检查医生识别出,但不能被无经验用户容易地识别出。

[0078] 而且,为了为无经验用户得到良好的图像质量,超声系统应当知道肺部组织的存在。

[0079] 下文描述的一种阻挡识别算法专门用于检测阻挡视场的肺部组织,并且尤其是肋骨组织。下文描述的第二种阻挡识别算法是针对检测肺部组织阻挡而特别制定的。鉴于以下附图来讨论它们。

[0080] 图4A和图4B示出了用于成像阻挡避开的方案的范例,所述范围使用对关于超声探头的视场设置节段的屏幕上引导图像。

[0081] 两幅图都以声像图为特征。图4A的声像图是沿着患者的长度延续的图像切片,而图4B的声像图是沿着患者的宽度延续的图像切片。

[0082] 图4A不仅涉及第一种算法,而且还涉及交互式显示作为视觉反馈144的部分。

[0083] 矩阵阵列160具有当前视场314,所述当前视场314部分地包括肋骨404、408并且部分地(在这里几乎完整地)包括心脏412。第一种算法计算阻挡边界线416、420,所述阻挡边界线416、420对应于良好的超声波束与(归因于肋骨404、408的阻挡)差的超声波束之间的边界。

[0084] 通道数据的相干性被用于检测阻挡。每个通道递送其各自的射频数据幅值,所述

各自的射频数据幅值与其各自的固定换能器元件170或元件的片相关联。随着超声回波返回,快速且周期性地对所述超声回波在元件170上的入射压力进行采样。根据正被评价的场点的视线行进时间几何,样本相对于彼此延迟。这里,“相干”意指在应用上文提及的接收聚焦延迟之后,由阵列的不同通道记录的数据间的相似性。

[0085] 相干性的一种量规是基于波束加和数据的相干性估计方法,例如在Yen等人的美国专利公开号2009/0141957中描述的一种,通过引用将该公开的完整公开内容并入本文。

[0086] 估计方法能够被针对检测肋骨和肺部组阻挡而制定,并且下文使用两个波束形成器来演示。令 $s_j(r, \theta)$ 指代在应用聚焦延迟之后,在深度 r 处由第 j 个通道接收的(实值的)通道数据,并且令 C_1 和 C_2 分别指代第一波束形成器和第二波束形成器中使用的通道的集。第 k ($k=1, 2$) 个波束形成器的输出是 $b_k(r, \theta)$,其公式被示于图5中。当在通道上识别出全部通道数据 $s_j(r, \theta)$ 时, $b_1(r, \theta)$ 和 $b_2(r, \theta)$ 将高度相关,无论 C_1 和 C_2 是被如何选择的。另一方面,如果 C_1 和 C_2 得到恰当选择的话,当通道数据主要由旁瓣区域中的散射体贡献时, b_1 与 b_2 之间的相关性能够显著下降。 C_1 和 C_2 能够是互补的、交错的孔。简言之,能够基于 b_1 与 b_2 之间的相关性在轴上信号与离轴信号之间进行区分。相关器的输出是 $b_1(r, \theta)$ 和 $b_2(r, \theta)$ 的相关系数 $\rho(r, \theta)$,如在图5中列表定义的,其中, w 是真对称加权函数。 $\rho(r, \theta)$ 然后被低通滤波,以得到经平滑的相关性图 $\hat{\rho}(r, \theta)$, $\hat{\rho}(r, \theta)$ 被用于阻挡检测。在图5中示出了针对算法(即“第一种算法”)的流程图。针对 C_1 (步骤S510)并且针对 C_2 (步骤S520)取 $s_j(r, \theta)$ 的和。使它们相关以计算相关系数 $\rho(r, \theta)$ (步骤S530), $\rho(r, \theta)$ 其被低通滤波(步骤S540)以产生用于阻挡检测的经平滑的相关性图 $\hat{\rho}(r, \theta)$ (步骤S550)。然后针对反转的“V”显示器生成边缘线(步骤S560)。

[0087] 在特殊的范例中,使用具有80个元件170的探头在脉冲反转模式中以32MHz的采样速率采集数据。每一帧具有44个波束并且波束密度是0.4944束/度。中心频率在发射和接收上分别是1.3MHz和2.6MHz。 $C_1 = \{20-22, 26-28, 32-34, 38-40, 44-46, 50-52, 56-58\}$,并且 $C_2 = \{23-25, 29-31, 35-37, 41-43, 47-49, 53-55, 59-61\}$ 。在相关器中使用的加权函数 w 是51(轴向上或在 r 方向上)乘1(横向或在 θ 方向上)boxcar,并且平滑滤波器是501乘3boxcar。归因于孔的周期性结构,相关系数 ρ 对离轴信号的灵敏度随着离轴信号的方向而周期性地变化。该周期性能够通过随机化子孔大小同时仍保持两个孔互补而得以缓解。

[0088] 为了证实波束是否被阻挡,对具有深度在72mm与180mm之间高于0.55的相关系数($\hat{\rho}$)的点的数目做出计数。如果波束中有至少400个点(以32MHz的采样速率)具有高相干性,则该波束被视为穿透到组织中。否则,其被视为被肋骨阻挡。

[0089] 返回参考图4A,并从左到右地对80个通道进行计数,可能第20个通道具有展现高相干性的第一波束;而第19个波束不展现高相干性。因此,第一阻挡边界线416在图4A中被示出在第19个波束处。同样地,如果第59个通道展现高相干性,但是第60个通道不展现高相干性,则第二阻挡边界线420被放置为与第59个波束一致。

[0090] 深度范围的上限不是临界的。72mm(比一般人类肋骨的深度要大得多)能够被选择为下限,这是因为高相干因数值可能存在于在肋骨正下方的区域中,这是归因于多次反射(或混响),并且这样的反射趋向于随着深度而逐渐消退。

[0091] 所描述的孔不包括在完整孔两端的通道。尽管孔能够被延伸为包括那些通道,但是如果使用大的孔的话,被阻挡的波束的数目可能被过低估计。这是因为如果大的互补性

孔的部分未被阻挡的话,互补性孔输出的相关系数仍能够是高的。

[0092] 尽管以上实施例使用了利用1D探头采集的2D图像,但是该方法能够被应用于矩阵探头并且因此应用于3D体积成像,以引导新手用户执行体积采集。

[0093] 图4A也描绘了能够被显示以用于以交互方式引导临床医生的图像。心脏412的图像能够被实施为(一个或多个)节段,所述(一个或多个)节段凭借粗糙分割定义心脏(步骤S244)。心脏412仅仅但部分地在视场314之外。随着临床医生根据屏幕上的或以探头上的绿灯180的形式的视觉反馈144对探头302进行移位,图4A图像实时地更新。能够容易地做出反转的“V”,以完整涵盖期望的器官(这里为心脏)。图4A图像(作为视觉反馈144的部分)可以补充上文联系图2A和图2B描述的步骤S212、S214和S255。

[0094] 为了优化探头定位,能够通过使用x平面显示器扩大V的跨度。

[0095] 类似于图4A,图4B不仅涉及第二种算法,而且还涉及作为视觉反馈144的部分的交互式显示。

[0096] 矩阵阵列160具有当前视场314,所述当前视场314包括心脏424和肺部428的部分。第二种算法计算阻挡边界线432,所述阻挡边界线432对应于良好的超声波束与(归因于肺部428的阻挡)差的超声波束之间的边界。

[0097] 在第二种算法中,在脉冲反转(PT)模式中采集的射频(RF)数据的中心频率被用作区分肺部组织与心脏组织的参数。

[0098] 在图6A和图6B中示出了具有为2.1MHz的发射中心频率的样本射频数据。图6A的图表示对肺部组织的询问,而图6B的图表示对心脏组织的询问。肺部和心脏组织在常规成像中的脉冲反转成像中看起来差别更大。例如,肺部组织更好地响应于较低的频率。

[0099] 图6A的图得自肺部组织对自解调信号的线性响应。利用宽带传输,在非线性传播之后,正的和负的脉冲的加和将呈现为1MHz左右的有限信号,粗略地为发射上的中心频率的一半(其被称为自解调的现象)。肺部组织比心脏组织更好地响应于该低频信号。另一方面,与肺部组织相比,心脏组织趋向于在PI模式中有利于高频分量,这是因为心脏组织的较强的运动得到在较高频率下的较不完美的抵消。

[0100] 第二种算法的部分涉及估计RF数据的中心频率。设 $r(n)$ 是采样的A线信号,并且 $R(n)$ 是其复包络。 $f_c(n)$, $r(n)$ 的局部中心频率通过下式与 $R(n)$ 有关:

$$[0101] \arg\{R(n+1)R^*(n)\} \cong \frac{\arg\{R(n+1)R^*(n-1)\}}{2} \cong \frac{2\pi f_c(n)}{f_s} \quad (1)$$

[0102] 其中 $\arg\{\}$ 指代相位/幅角,并且 f_s 是采样速率。对 $f_c(n)$ 的估计量能够基于(1)得到。估计量的范例是:

$$[0103] \hat{f}_c(n) \equiv \frac{\arg\left\{\sum_{i=-m}^{i=m} w(i)R(n+i+1)R^*(n+i-1)\right\}}{4\pi} f_s \quad (2)$$

[0104] 作为估计量。基于窗口函数 $w(i)$ 的平均化减小方差。

[0105] 在一个范例中,发射在高分辨率模式中是以2.1MHz,采样速率是32MHz,并且波束密度是0.72束/度。一个图像或帧包括64束,其中每束两次发射。帧中的RF回波被指代为 $\{r_p(n, \theta), r_n(n, \theta)\}$,其中,下标p和n分别代表发射上的正脉冲和负脉冲,并且 n 和 $\theta = \theta(k)$ (k 是束指数)分别指代时间指数和角度。

[0106] 图6C示出了第二种算法的第一版本的流程图,其中, $r_s(n, \theta) \equiv r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)$, $R_f(n, \theta) \equiv r_s(n, \theta) \otimes h(n)$, \otimes 指代卷积,并且 $h(n)$ 是在0.95MHz与2.05MHz之间的121抽头单边复杂带通滤波器。中心频率图 $\hat{f}_c(n, \theta)$ 是基于具有301抽头汉明窗口(Hamming window)的等式(2)逐个波束地获得的,并且然后通过301(轴向上或在n方向上)乘5(横向或在θ方向上)的boxcar滤波器被平滑化以得到 $\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$ 。最后的步骤是使用经平滑化的中心频率图 $\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$ 估计心脏与肺部之间的边界角度。图6C中的步骤是:加法(步骤S610)、复杂时间滤波(步骤S620)、中心频率估计(步骤S630)、2D滤波(步骤S640)、以及边界估计(步骤S650)。

[0107] 对边界角度的估计涉及多重取阈。始于第一取阈关系:针对波束(即,给出θ)以取得作为心脏区域的资格,中心频率必须满足以下条件:

$$[0108] \frac{1}{1501} \sum_{m=0}^{1500} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta) \geq f_{u1} \text{ 针对所有 } n \in [1500, 2500] \quad (3)$$

[0109] 亦即,只有当在第1500个点与第3000个点之间(36mm与72mm之间),在第1501个点与第3001个点之间,……,并且在第2500个点与第4000个点之间(60mm与96mm之间)的平均中心频率全都不低于 f_{u1} 时,波束才能够被视为穿过心脏组织。对已经取得资格的波束的指数的集合被指代为集 A_1 。例如,针对 $f_{u1}=1.37\text{MHz}$ 的 $A_1=\{3, 4, \dots, 32\}$ (注意64个波束在图4B中是从右到左计数的,并且前两个和后两个波束由于空间平滑滤波器而并未取得资格)。相应地,边界角度能够被估计为在波束32和33上的平均角度,θ(k)是k的递增函数。阻挡边界线432对应于边界角度。

[0110] 只要探头被正确定位,肺部组织永远不会显现在心脏的右侧上(从透视患者的角度),除非图4B中示出的图像实际上翻转了。我们因此能够总是基于满足(3)中定义的条件的最左边的波束来估计边界。例如,如果 $A_1=\{14, 15, \dots, 32\}$,则边界角度仍能够被估计为在波束32和33上的平均角度。

[0111] 能够通过包括额外的判据来改善肺部识别的鲁棒性。第二个阈值被用于检测具有非常低的中心频率的区域:给定波束角度θ,如果中心频率满足:

$$[0112] \frac{1}{501} \sum_{m=0}^{500} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta) < f_1 \text{ 针对任何 } n \in [1750, 3750] \quad (4)$$

[0113] 则该波束能够被视为穿过肺部组织。对满足(4)的波束的指数的集合被指代为 A_2 。在图4中示出的情况下针对 $f_1=1.27\text{MHz}$, $A_2=\{3, 4, \dots, 32\}$,并且因此与对应的 A_1 没有冲突。

[0114] 第三个(并且是最后一个)阈值被用于检测具有非常高的中心频率的区域:给定波束角度θ(k),如果中心频率满足:

$$[0115] \frac{1}{2001} \sum_{n=2000}^{4000} \hat{f}_{c,f}[n, \theta(k+m)] > f_{u2} \text{ 针对所有 } m \in \{-2, -1, 0, 1, 2\} \quad (5)$$

[0116] 则该波束被视为穿过心脏组织。亦即,如果5个连续波束呈现非常高的中心频率,则中心波束具有大的机会穿过心脏组织。对满足(5)的波束的指数的集合被指代为 A_3 。

[0117] 实践中, A_1 、 A_2 和 A_3 可能彼此不一致。例如 A_1 与 A_2 的交叉可能非空,意味着某个波束可能被视为穿过心脏组织和肺部组织二者。相应地,收集可以是优先的。具体地, A_3 ((5)中定义的非常高的频率条件)被给予最高优先级,并且 A_1 ((3)中定义的高频条件)被给予最低

优先级。“经调节的心脏组织设定”被定义为

[0118] $A_h \equiv \{k \mid k \in A_1 \text{ 并且 } k < 1 \text{ 针对任何 } l \in A_2 \text{ } A_2 \text{ 大于 } \max(A_3)\}$ (6)

[0119] 其中 $\max(A_3)$ 是 A_3 中的最大元素, 并且在 A_3 为空时被定义为 $-\infty$ 。以下是等价的定义:

[0120] $A_h \equiv \{k \mid k \in A_1 \text{ 并且 } k < 1 \text{ 针对任何 } l \in A'_2\}$ (7)

[0121] 其中,

[0122] $A'_2 \equiv \{l \mid l \in A_2 \text{ 并且 } l > j \text{ 针对任何 } j \in A_3\}$ (8)

[0123] 基于 A_h 的最大元素来估计心脏与肺部之间的边界。例如, 如果 $A_1 = \{5, 6, \dots, 50\}$, $A_2 = \{3, 4, 49, 50, 51\}$ 并且 $A_3 = \{11, 12, 13\}$, 则 $A'_2 = \{49, 50, 51\}$, $A_h = \{5, 6, \dots, 48\}$, 并且所估计的边界角度 $\hat{\theta}_b$ 是在波束 48 和 49 上的平均角度。空 A_h 指示占据整个图像的肺部组织。如果 A_h 非空, 则:

$$[0124] \hat{\theta}_b \equiv \frac{1}{2} \{ \theta[\max(A_h)] + \theta[\max(A_h) + 1] \} = \theta[\max(A_h)] + \frac{1}{2} \Delta\theta \quad (9)$$

[0125] 其中, $\Delta\theta = \theta(k+1) - \theta(k)$ 。由于 2D 平滑滤波器劣化在两侧上的波束, 因此结论是如果 $\theta[\max(A_h)] \geq (波束数目) - (2D \text{ 平滑滤波器的横向尺寸的一半})$

$= 64 - \frac{5-1}{2} = 62$, 则没有肺部组织显现在图像中。

[0126] f_{n1} 的角色比 f_1 的角色重要的多, 但是偶尔地 A_2 的存在在确定边界时积极地贡献。概括来讲, 在第二种算法的该第一版本中, $f_{n1} = 1.37 \text{ MHz}$, $f_1 = 1.27 \text{ MHz}$ 并且 $f_{u2} = \infty$ 。

[0127] 第二种算法的第二版本也涉及 1D 探头并且针对以高分辨模式采集的 PI 数据。如上文提及的, 肺部组织以线性方式很好地响应于低频信号分量, 并且运动引起以 PI 模式在心脏组织中的较高频率上较不完美的抵消。这暗示了通过利用图 6C 中示出的信号处理链中的复合信号 $r_c(n, \theta)$ 替换 $r_s(n, \theta)$ 的性能改善的可能性。为此原因, 存在第二种算法的第二版本。图 7 示出了如何形成 $r_c(n, \theta)$, 其中, $r_d(n, \theta) \equiv r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta)$ 为步骤 S710, $r_{d,l}(n, \theta) \equiv r_d(n, \theta) \otimes h_l(n)$ 为步骤 S720, 步骤 S730 与步骤 S610 相同, $r_{s,h}(n, \theta) \equiv r_s(n, \theta) \otimes h_h(n)$ 为步骤 S740, $r_c(n, \theta) \equiv w_d r_{d,l}(n, \theta) + w_s r_{s,h}(n, \theta)$ 为步骤 S750, $h_1(n)$ 是在 0.8MHz 处截断的 10 抽头真实低通滤波器, 并且 $h_u(n)$ 是在 1.15MHz 处截断的 101 抽头真实高通滤波器。来自肺部组织的回波有利于 $r_{d,l}(n, \theta)$ (这是因为其很好地响应于低频分量) 并且来自心脏组织的回波有利于 $r_{s,h}(n, \theta)$ (由于更多运动), w_d 和 w_s 是用于平衡两个力的权重。继 $r_c(n, \theta)$ 后的信号处理保持与图 6C 中继 $r_s(n, \theta)$ 后的信号处理相同。示范性的参数是 $w_d = 1.2$, $w_s = 1$, $f_{u1} = 1.4 \text{ MHz}$, $f_1 = 1.2 \text{ MHz}$ 以及 $f_{u2} = 1.5 \text{ MHz}$ 。

[0128] 第二种算法的矩阵探头版本基于第二版本——复合信号被用于中心频率估计。能够例如使用穿透成像模式 (使得能够 PI, 并且中心频率为 2.2MHz) 来收集 RF 数据。横向宽度和立向宽度能够是最大的。

[0129] 每个体积在发射上 (归因于 PI 采集, 每条 A 线具有 2 次发射事件) 具有 40 (横向) 乘 33 (立向) 条 A 线, 并且在接收 (由于 4 倍波束形成器而以 16MHz 采样) 上具有 80 乘 66 条 A 线。每个发射方向的四个信号被加和, 以得到具有 40 个 θ 值和 33 个 ϕ 值的 RF 回波 $\{r_p(n, \theta, \phi), r_n(n, \theta, \phi)\}$ 。横向波束密度是 0.41 束每度。

[0130] 图8示出了第二算法的矩阵探头版本的流程图,其中,时间采样速率为16MHz。步骤是:减法(步骤S805)、低通滤波(步骤S810)、加法(步骤S815)、高通滤波(步骤S820)、加权加法(步骤S825)、复杂时间滤波(步骤S830)、中心频率估计(步骤S835)、2D滤波(步骤S840)、边界估计(步骤S845)、中值滤波(步骤S850)、以及在跨平面的可视化(步骤S855)。简言之, $\phi = \phi(v)$, $r_d(n, \theta, \phi) \equiv r_p(n, \theta, \phi) - r_n(n, \theta, \phi)$, $r_s(n, \theta, \phi) \equiv r_p(n, \theta, \phi) + r_n(n, \theta, \phi)$, $r_{d,l}(n, \theta, \phi) \equiv r_d(n, \theta, \phi) \otimes h_l(n)$, $r_{s,h}(n, \theta, \phi) \equiv r_s(n, \theta, \phi) \otimes h_h(n)$, $r_c(n, \theta, \phi) \equiv w_d r_{d,l}(n, \theta, \phi) + w_s r_{s,h}(n, \theta, \phi)$, $h_l(n)$ 是在 0.8MHz 处截断的 51 抽头真实低通滤波器, $h_u(n)$ 是在 1.3MHz 处截断的 51 抽头真实高通滤波器, $w_d = 2$, 并且 $w_s = 1$ 。复包络 $R_f(n, \theta, \phi) \equiv r_c(n, \theta, \phi) \otimes h(n)$, 其中, $h(n)$ 是在 0.95MHz 与 2.05MHz 之间的 61 抽头单边复杂带通滤波器。在每个上升平面中, 基于具有 151 抽头汉明窗口的等式(2)逐个波束地获得中心频率图 $\hat{f}_c(n, \theta, \phi)$, 并且然后用 151 (在 n 方向上) 用 3 (在 θ 方向上) 平滑化 boxcar 滤波器, 以得到 $\hat{f}_{c,f}(n, \theta, \phi)$ 。

[0131] 针对边界估计, 定义以下:

$$[0132] A_{1,v} \equiv \left\{ k \left| \frac{1}{751} \sum_{m=0}^{750} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta(k), \phi(v)) \geq f_{u1} \right. \right\} \text{ 针对所有 } n \in [750, 1250] \quad (10)$$

$$[0133] A_{2,v} \equiv \left\{ k \left| \frac{1}{251} \sum_{m=0}^{250} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta(k), \phi(v)) < f_{u1} \right. \right\} \text{ 针对任何 } n \in [875, 1875] \quad (11)$$

[0134] 并且

$$[0135] A_{3,v} \equiv \left\{ k \left| \frac{1}{1001} \sum_{n=1000}^{2000} \hat{f}_{c,f}(n, \theta(k+m), \phi(v)) > f_{u2} \right. \right\} \text{ 针对所有 } m \in \{-1, 0, 1\} \quad (12)$$

[0136] 其中 $f_{u1} = 1.38\text{MHz}$ 。等同地 $f_1 \equiv 0$, $f_{u2} \equiv \infty$, $A_{2,v}$ 和 $A_{3,v}$ 为空, 并且经调节的心脏组织设定 $A_{h,v} = A_{1,v}$ 。

[0137] 在第 v 个平面中心脏与肺部之间的边界角度是:

$$[0138] \hat{\theta}_b(v) \equiv \begin{cases} \theta(1) - \frac{1}{2} \Delta \theta & \text{如果 } A_{h,v} \text{ 为空} \\ \theta(40) + \frac{1}{2} \Delta \theta & \text{如果 } \max(A_{h,v}) \geq 40 - \frac{3-1}{2} = 39 \\ \theta[\max(A_{h,v})] + \frac{1}{2} \Delta \theta & \text{在其他情况下} \end{cases} \quad (13)$$

[0139] 然后在上升方向上将 5 接头中值滤波器 (v 的函数) 应用于 $\hat{\theta}_b(v)$, 并且输出被指代为 $\hat{\theta}_{b,f}(v)$ 。从经滤波的边界角度 $\hat{\theta}_{b,f}(v)$, 能够得到指示心脏区域的图, 以提供跨平面的可视化。为了移除在心脏与肺部之间的边界周围的轮廓线(其偶而显现), 仅显示最大连接的区域。临床医生能够使用图 4B 显示以交互的方式操纵探头 130, 以便在步骤 S226 中避开肺部。

[0140] 装置包括成像探头并且被配置用于动态地布置视觉反馈的呈现以经由探头引导对与探头相关联的位置和取向的手动调节。布置选择性地基于探头的视场与分割经由探头采集的图像数据的各自结果之间的比较。在实施例中, 反馈不包括对图像数据的灰度级描

绘。可以计算对应于各自比较的坐标系变换。选择可以基于并且动态地响应于正经由探头动态地采集的成像的内容。

[0141] 除了可由护士或未专门在声像描记方面受训的其他临床医生执行的做出诊断性心脏检查以外,装置100能够引导无经验声像描记医生。装置100能够出于该目的或该模式而以定期的(灰度级)声像图连同在本文上面描述的视觉反馈144为特征。备选地,装置100的该新颖的视觉反馈144能够加速受训的或有经验的声像描记医生的工作流程。

[0142] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例已经。

[0143] 例如,在无线探头实施例中可以省略探头线缆140。

[0144] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0145] 计算机程序能够被短暂地、暂时地或较长时间段地存储在合适的计算机可读介质上(例如,光学存储介质或固态介质)。这样的介质仅在不是瞬态的传播信号的意义上是非瞬态的,但是包括其他形式的计算机可读介质(例如,寄存器存储器、处理器缓存、RAM、以及其他易失性存储器)。

[0146] 单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的能力。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了某些措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合能力。

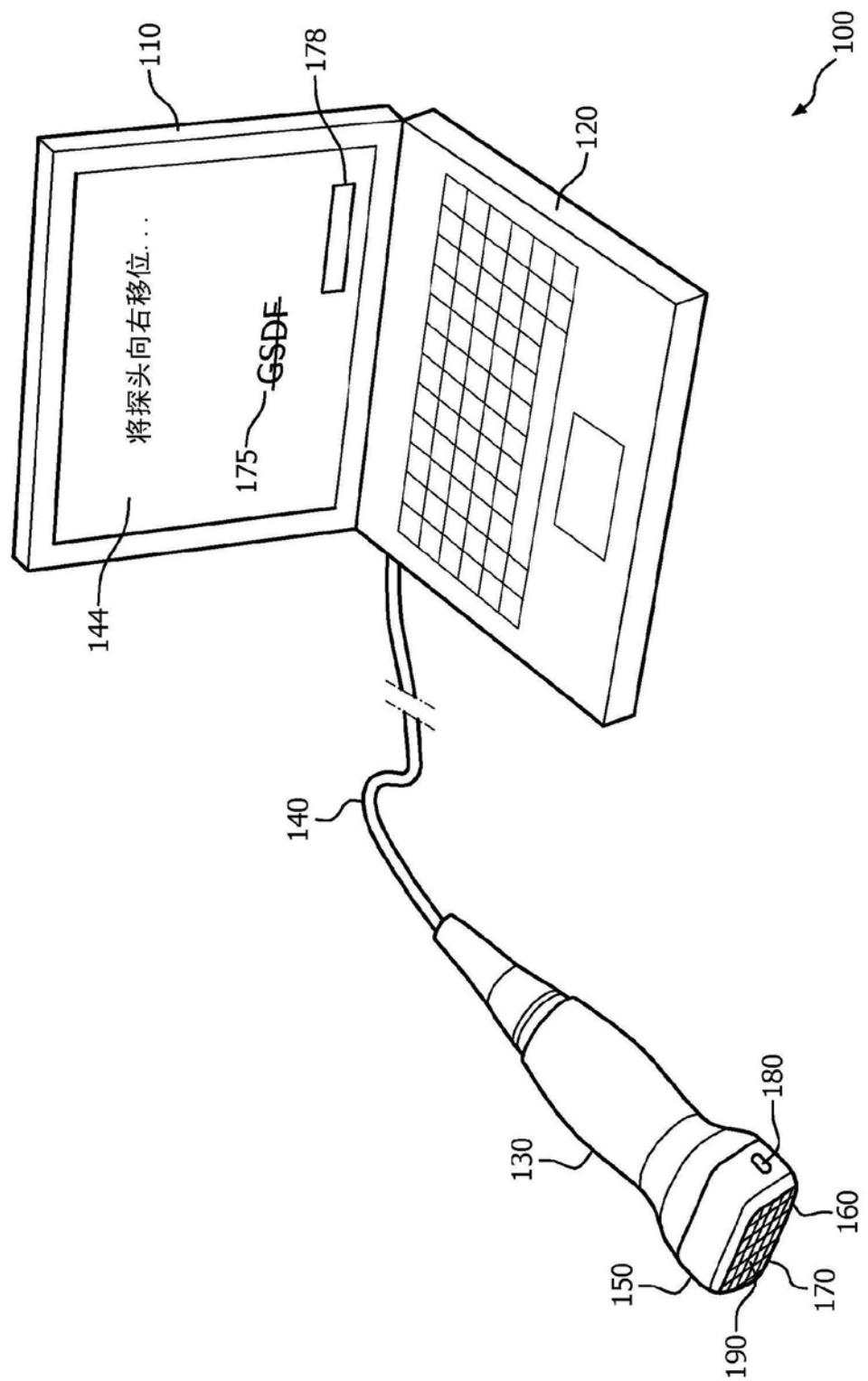


图1

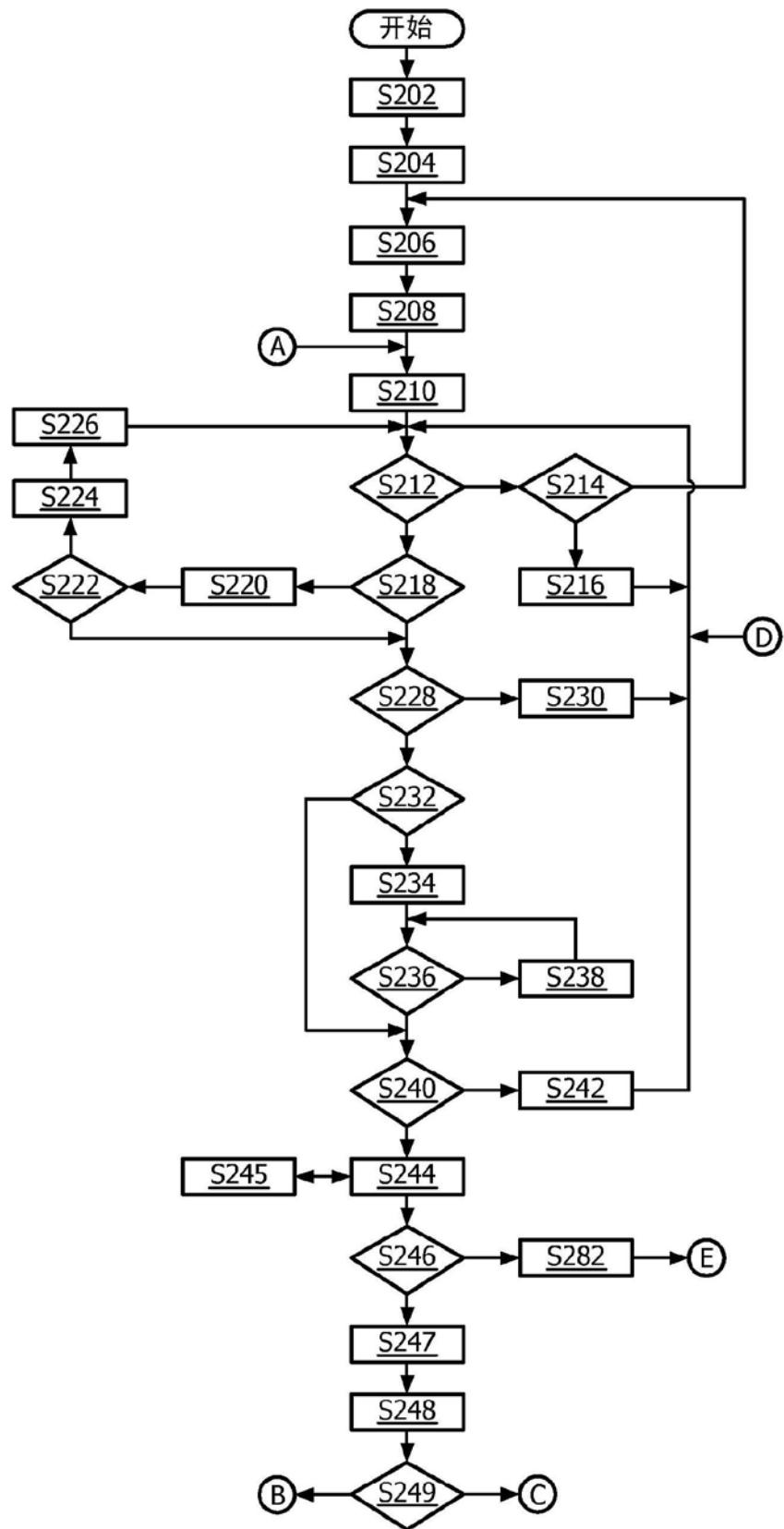


图2A

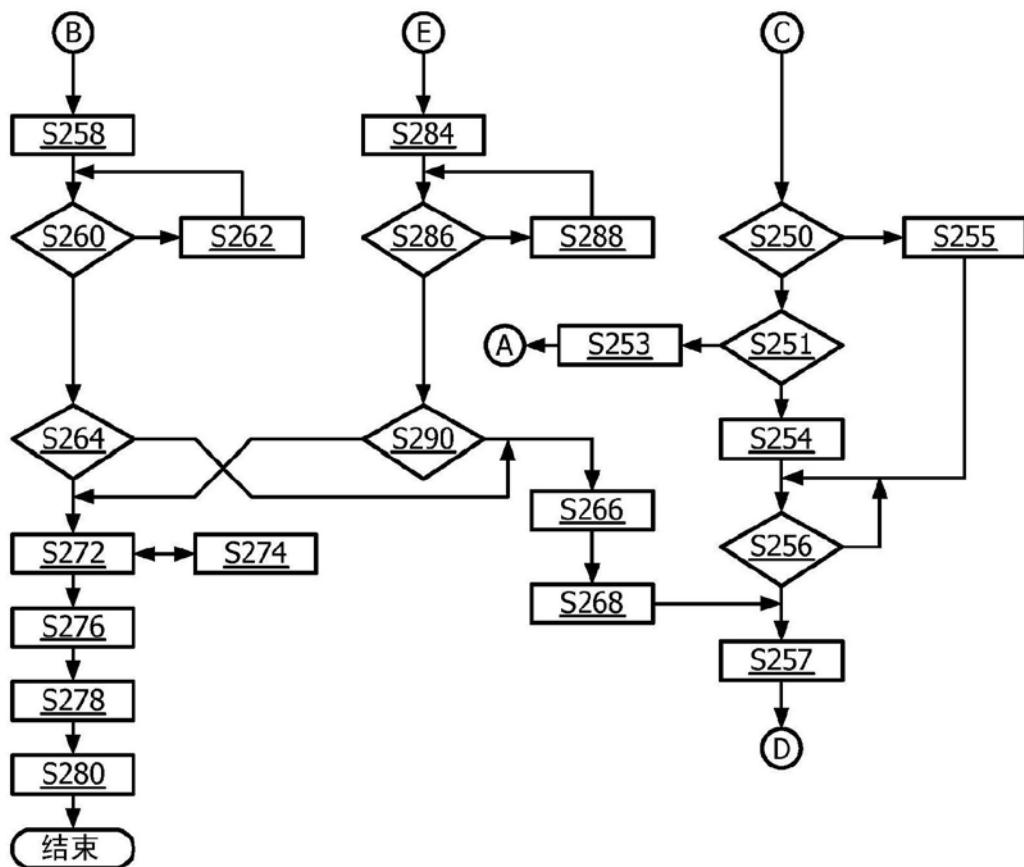


图2B

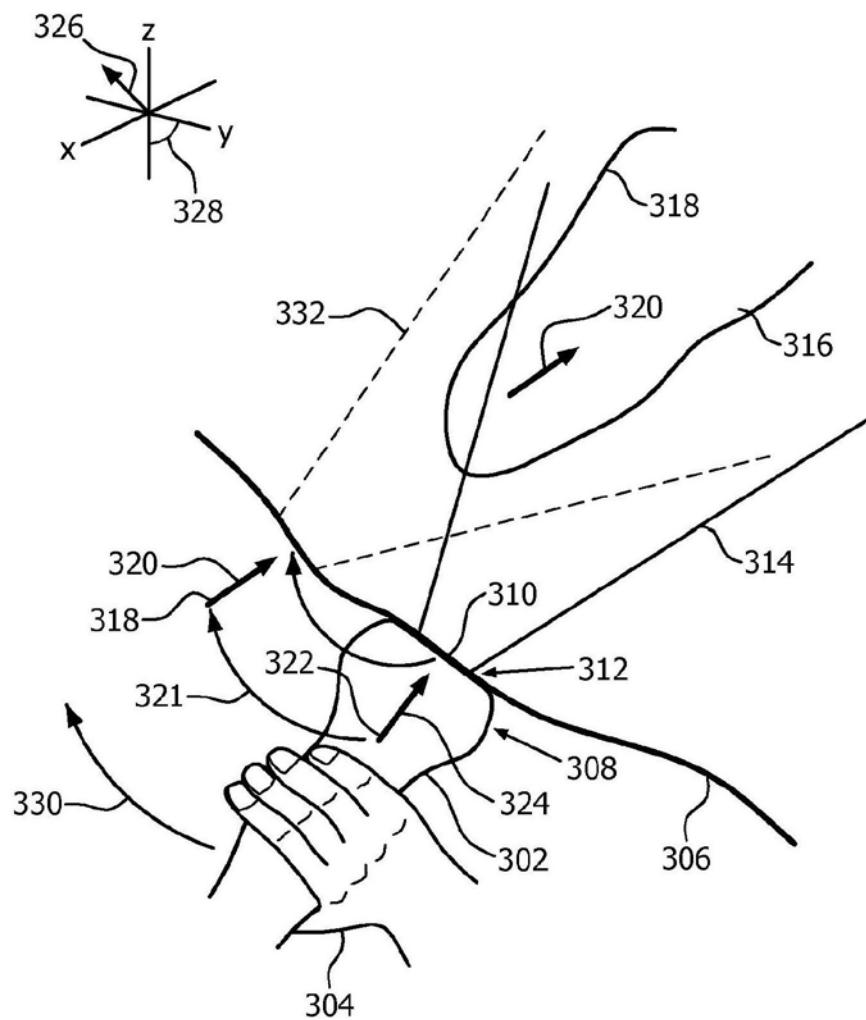


图3

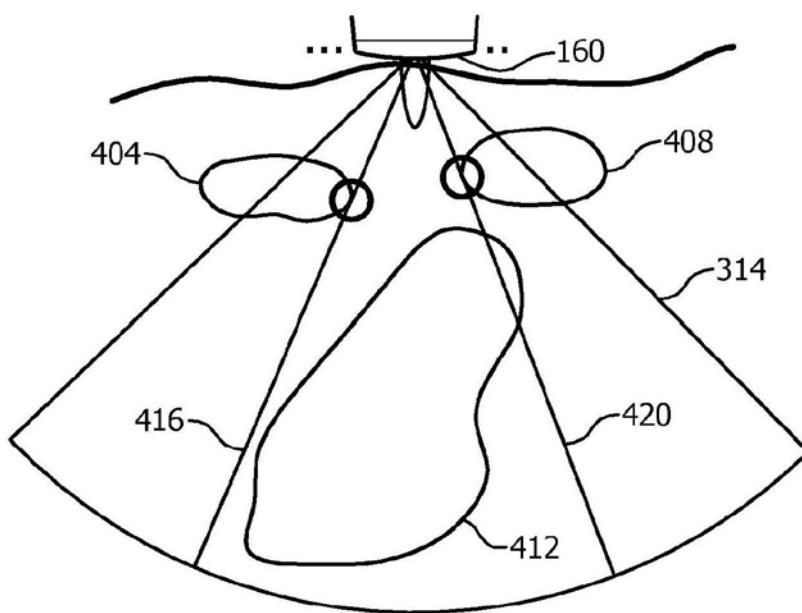


图4A

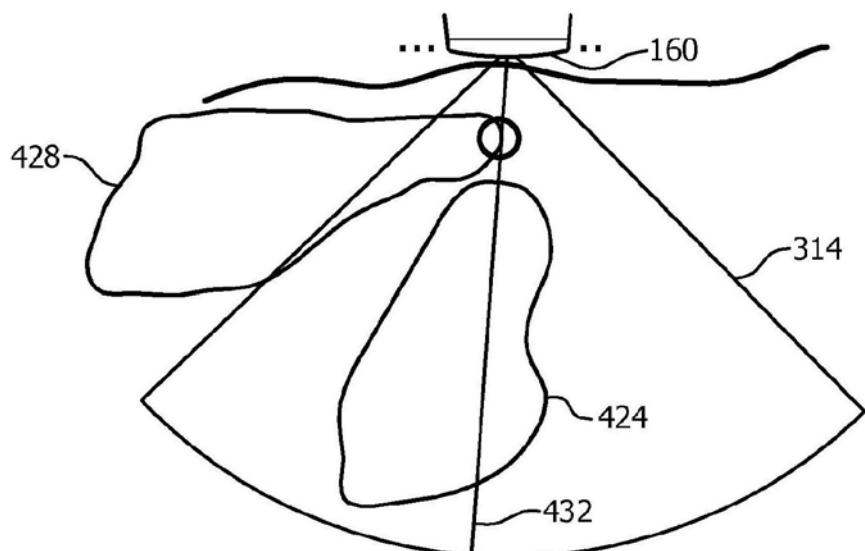


图4B

$$\rho(r, \theta) \equiv \frac{C[b_1(r, \theta), b_2(r, \theta)]}{\sqrt{C[b_1(r, \theta), b_1(r, \theta)]} \sqrt{C[b_2(r, \theta), b_2(r, \theta)]}}$$

其中

$$C[b_k(r, \theta), b_l(r, \theta)] \equiv \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} w(r', \theta') b_k(r + r', \theta + \theta') b_l(r + r', \theta + \theta') dr' d\theta'$$

并且其中

$$b_k(r, \theta) = \sum_{j \in C_k} s_j(r, \theta)$$

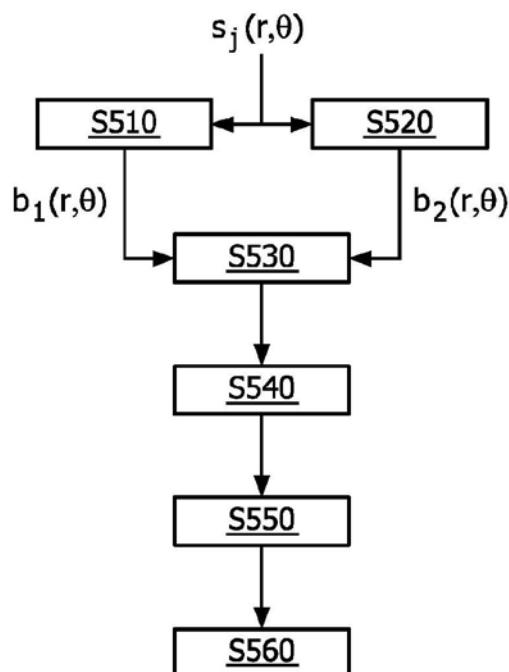


图5

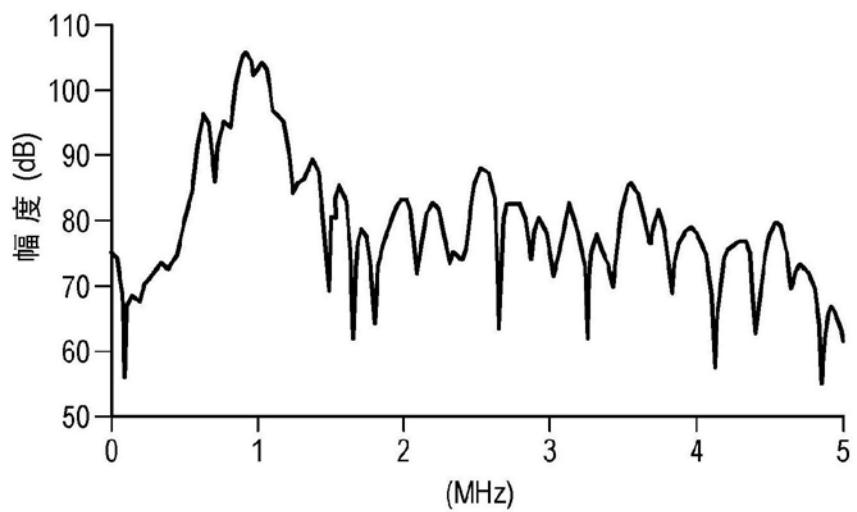


图6A

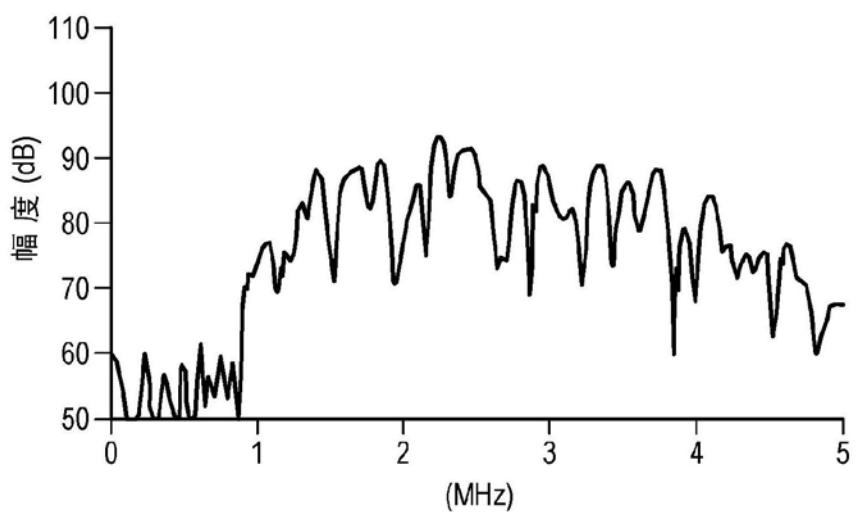


图6B

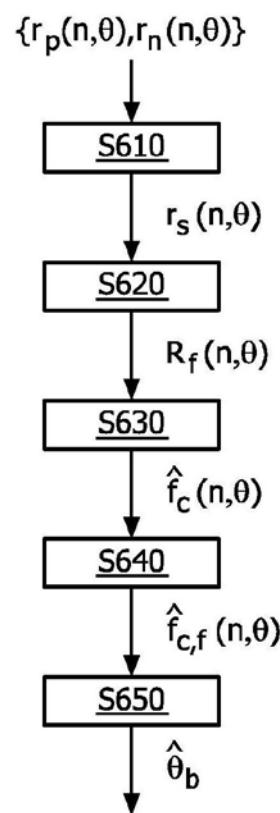


图6C

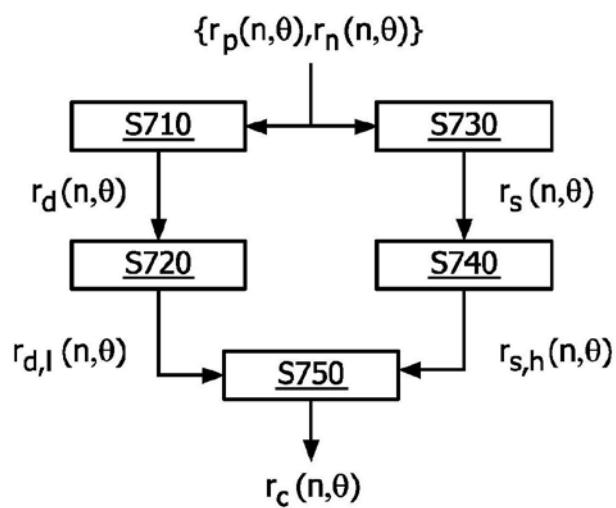


图7

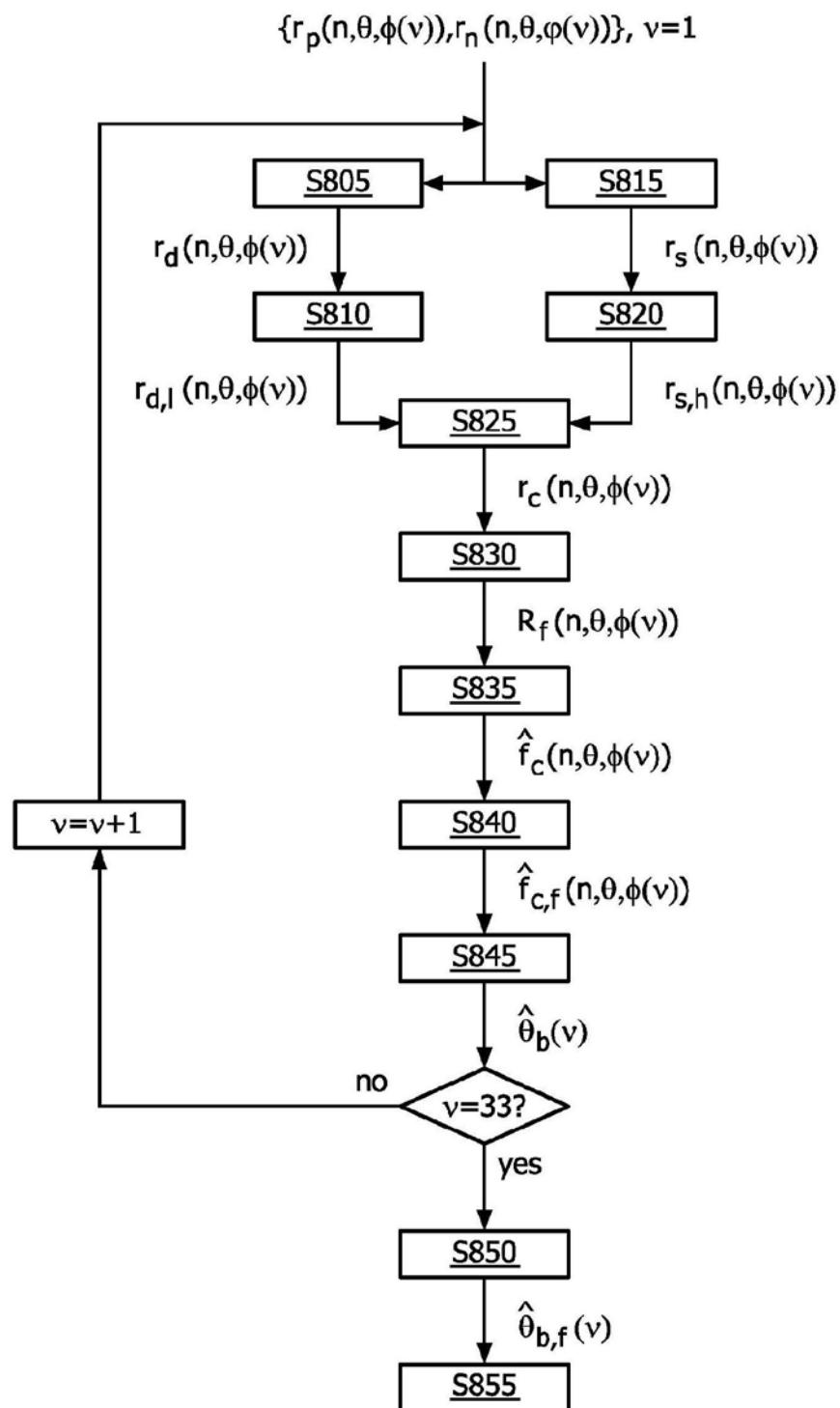


图8