



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105338907 B

(45)授权公告日 2018.12.25

(21)申请号 201480036934.9

R·Q·埃爾坎普

(22)申请日 2014.06.18

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(65)同一申请的已公布的文献号

72002

申请公布号 CN 105338907 A

代理人 李光颖 王英

(43)申请公布日 2016.02.17

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 8/08(2006.01)

61/840,681 2013.06.28 US

G01S 7/52(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.12.28

(56)对比文件

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062321 2014.06.18

CN 102580260 A,2012.07.18,

CN 101527047 A,2009.09.09,

CN 101833757 A,2010.09.15,

EP 0150997 A2,1985.08.07,

US 2011009746 A1,2011.01.13,

WO 2007025218 A2,2007.03.01,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/207611 EN 2014.12.31

审查员 舒玉

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S-W·黄 E·G·勒杜列斯库

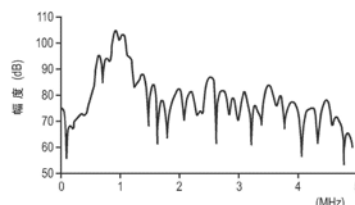
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

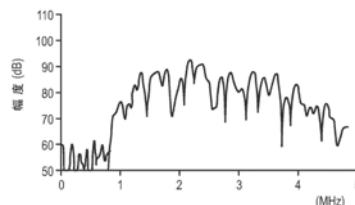
解剖学智能超声心动图中的肺部组织识别

(57)摘要

向体积发出超声脉冲并接收回波数据,之后基于所接收的数据逐个子体积估计中心频率。基于所述估计的结果出现在心脏与肺部组织之间的区分,并且所述区分可以包括自动识别心脏与肺部组织(324、328)之间的空间边界(332),或者允许视觉区分的中心频率的用户显示。所述发出能够包括逐条射线地发出成对相同地和/或成对相互反转的超声脉冲。中心频率计算可以为了沿根据射线的回波数据生成的A线中的每个的相应成像深度的增量采样位置来做出。区分可能需要针对沿A线的位置取平均值中心频率,并将中心频率阈值应用于平均值。合格的(即符合阈值的)A线的最左侧可以确定当前成像平面中的空间边界。



A



B

1. 一种装置,包括:
超声接口模块(112),其被配置用于向体积发出超声脉冲并用于接收回波数据;以及
中心频率确定模块(120),其被配置用于基于所接收的数据逐个子体积地估计中心频率,以便允许将心脏组织与肺部组织区分开,其特征在於,所述装置还包括组织鉴别模块(124),所述组织鉴别模块被配置用于自动执行所述区分,所述区分包括识别所述心脏与所述肺部组织之间的空间边界。
2. 根据权利要求1所述的装置,还包括矩阵探头(202),所述边界具有三维路径,所述装置还包括显示器,所述装置被配置用于针对所述探头的给定位置经由所述显示器在多个维度上显示所述路径。
3. 根据权利要求2所述的装置,所述显示使用这样的表示,所述表示示出所述路径的横向分量(820)和高度分量(816)如何沿所述路径共同变化。
4. 根据权利要求1所述的装置,还包括:
显示器(128);以及
超声成像探头,其用于所述发出和所述接收,
所述装置被配置用于经由所述显示器呈现所识别的边界,用于在移动所述探头以获得目标视图中的用户引导。
5. 根据权利要求4所述的装置,所述用户引导是动态的和交互的。
6. 根据权利要求1所述的装置,所述区分包括基于估计的结果从A线中进行选择(S544)。
7. 根据权利要求6所述的装置,所述选择包括沿所述A线逐个位置应用中心频率阈值(S520-S528)。
8. 根据权利要求6所述的装置,所述区分包括使用于所述选择的候补A线具有资格(S532),所选择的A线定义所述心脏与所述肺部组织之间的空间边界。
9. 根据权利要求8所述的装置,所述使候补A线具有资格依赖于所述候补A线的中心频率数据,以排除其他候补A线的中心频率数据(S516-S536)。
10. 根据权利要求1所述的装置,所述区分包括针对沿A线的位置对中心频率取平均(S516),并且向平均值应用中心频率阈值。
11. 根据权利要求10所述的装置,被配置用于根据沿所述A线的不同位置迭代地执行所述取平均(S520)以及相应地所述应用。
12. 根据权利要求1所述的装置,还包括显示器,并且所述装置被配置用于在所述显示器上显示中心频率图(410),所述中心频率图针对成像平面在空间上表示逐个子体积估计的中心频率,用于所述区分中的用户可视化。

解剖学智能超声心动图中的肺部组织识别

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声在心脏与肺部组织之间进行区分,并且更具体地,涉及基于中心频率估计进行区分。

背景技术

[0002] 心脏衰竭是一种主要疾病,仅在美国就有五百万患者,在全世界有数以千万计的患者。在心脏衰竭风险下的个人估计仅在美国就有六千万;只有一百万是在住院,剩余的处在心脏衰竭诊所护理中。与心脏有关的基本信息是在针对患者管理的的心脏衰竭诊所或全科医生办公室中所需要的。该信息包括图像以及一旦图像被采集根据所述图像计算的量化数据,例如射血分数。超声是针对心脏的软组织的可靠和具有成本效益的成像模态。

[0003] 超声图像的采集需要熟练的超声医师。超声医师或者在超声检查中受过训练的其他临床医生优化的一个参数是视场。心尖四腔图(apical four chamber view)是用于常规心脏检查的标准视场。临床医生将超声探头或“换能器探头”的头部放置在患者上。用于各种视图的探头放置在患者皮肤上的有效部位是临床医生训练的一部分,并且所述部位会根据不同患者而改变。对于心尖四腔图,探头被放置在心脏顶点上方。探头还需要通常在不同方向上手动倾斜,直到器官被捕获用于成像。这完全以临床医师查看图像在屏幕上交互完成,所述图像通常是声波图。解释声波图是一种例如通过培训和实践必须获得的技能。在持续的迭代过程中,临床医生的经验告诉他或她如何移位和倾斜探头,以实现有效的声窗。

[0004] 超声心动图是具有挑战性的,因为心脏被肋骨和肺部组织所包围。超声难以浸透钙化的肋骨(通常在顶视图中所碰到)和肺部组织,因为它们与其他软组织之间严重的声阻抗失配。此外,肋骨中的超声吸收与组织相比相当高。通常,超声图像质量的优化仅仅是由用户基于在屏幕上实时显示的灰度超声图像来完成。尽管有经验的用户通常能够辨别图像质量的下降,并相应地通过将探头移动至更好的位置来改善图像质量,但是经验不足的用户可能因为手眼不协调和不能意识到伪影而采集到受损的图像。成功的超声扫描十分依赖于用户的培训和经验。

[0005] 当从心脏的顶视图(标准视图)成像时,超声探头必须基于用户的专业知识被放置在右肋间,以避免由于钙化的肋骨引起的阻挡。有经验的用户也可以确保肺部组织不产生妨碍。

发明内容

[0006] 本文在下文中提议的内容旨在解决一个或多个上述问题。

[0007] 共同分配给Radulescu等人的名称为“Anatomically Intelligent Echocardiography for Point-of-Care”的专利申请(以下称“Radulescu申请”),其全部公开内容通过参考并入本文,该专利申请涉及一种超声系统,所述超声系统向临床医师提供动态和交互引导,导航成像探头以获得心脏的标准视图。部分引导需要肺部组织识别。所述程序的动态和交互性从Radulescu申请中的图2A和2B中能够看出。

[0008] 首先,如在Radulescu申请中所提出的,所述系统指示用户如何在肋间放置探头。基于在探头视野内的连续采集成像,所述系统以指令、图表、声音线索等形式提供反馈。

[0009] 由所述系统采用的肺部识别算法被设计为识别在当前图像中的心脏组织和(部分)阻挡的肺部组织之间的边界。所述识别用作为将探头移动到更接近目标视图的位置的线索。Radulescu申请还讨论了在由患者的肋骨导致的图像阻挡周围的导航中的自动用户引导,但在本专利申请中的当前焦点是由于肺部组织引起的图像阻挡。将在下文中提供肺部识别算法的更全面的讨论。

[0010] 对于没有经验的用户,为了获得良好的图像质量,解剖学智能超声心动图检查系统应当知道肺部组织的存在。

[0011] 根据本发明的一个方面,向体积发出超声脉冲,并且接收回波数据。基于所接收的数据,逐个子体积来估计中心频率,以便允许将心脏组织与肺部组织区分开来。

[0012] 根据子方面,所述区分需要对所述心脏与所述肺部组织之间的空间边界的自动识别。

[0013] 在进一步的、具体的子方面中,根据本发明的装置能够包括矩阵探头,其带有具有三维路径的上述边界。所述装置还包括显示器。所述装置被配置为针对所述探头的给定位置经由所述显示器在多个维度上显示所述路径。

[0014] 在更进一步地、特定的子方面中,所述显示使用这样的表示,所述表示示出了所述路径的横向分量和高度分量如何沿所述路径共同变化。

[0015] 在不同的但相关的子方面中,用于识别空间边界的装置包括显示器,以及用于所述发出和接收的超声成像探头,并且所述装置经由所述显示器呈现所识别的边界,用于在移动所述探头以获得目标视图中的用户引导。

[0016] 作为进一步的子方面,所述用户引导可以是动态的和交互的。

[0017] 作为与所述自动识别相关的子方面,所述区分包括基于所述估计的结果从A线中进行选择。

[0018] 在进一步的子方面中,所述选择涉及沿所述A线逐个位置应用中心频率阈值。

[0019] 在补充性的子方面中,所述区分包括使用于所述选择的候补A线具有资格,所选择的A线定义所述心脏与所述肺部组织之间的空间边界。

[0020] 在其特定子方面中,使候补A线具有资格依赖于所述候补A线的中心频率数据,以排除其他候补A线的中心频率数据。

[0021] 在与自动识别相关的不同的子方面中,所述区分涉及针对沿A线的位置对中心频率取平均,并且向平均值应用中心频率阈值。

[0022] 在其进一步的子方面中,所述取平均以及相应地所述应用,根据沿所述A线的不同位置被迭代执行。

[0023] 在也是子方面的方面中,所述发出需要逐条射线地、成对相同地、和/或成对相互反转地发出超声脉冲。

[0024] 作为在发出成对相同脉冲的情况下的子方面,计算所述对中的一个的回波与所述对中的另一个的回波之间的差值。

[0025] 在反转脉冲的情况下共同实现的子方面的替代方案中,超声脉冲反转被实现,由此,恰好前一脉冲的反转副本被发出,所述副本的回波与恰好前一脉冲的回波被求和。

- [0026] 在相关的子方面中,沿A线逐个位置执行所述估计。
- [0027] 在又一子方面中,对从所述接收导出的数据进行低通滤波。
- [0028] 相关地,对从所述接收导出的数据也可以进行高通滤波。
- [0029] 在子方面中,将所述经低通滤波的数据与所述经高通滤波的数据进行组合,用于所述估计。
- [0030] 在进一步的子方面中,所述组合需要向所述经低通滤波的数据分配第一权重,向所述经高通滤波的数据分配第二权重,并计算使用所述权重的加权平均值。
- [0031] 作为补充方面,所述接收涉及利用所述估计接收脉冲反转样本,所述估计包括对一对所述样本之间的差值和总和的计算。在所述差值上执行低通滤波,并且在所述总和上执行高通滤波。
- [0032] 在特定子方面中,所述导出涉及计算:a)在脉冲反转的情况下,来自脉冲的回波与来自脉冲的反转的回波之间的差值,以产生要进行所述低通滤波的所述数据;以及b)在脉冲减法的情况下,所述脉冲和与所述脉冲相同的脉冲的各自回波的总和,以产生要进行所述低通滤波的所述数据。
- [0033] 新颖的、实时的、心脏/肺部区分的、超声临床医生的引导技术的细节在附图的帮助下在下文中进一步被阐明,所述附图不是按比例绘制的。

附图说明

- [0034] 图1是根据本发明的具有概念性注释的超声技术人员交互式引导装置的示意图;
- [0035] 图2是所述装置如何能够实时引导声学窗口的放置的概念性示意图;
- [0036] 图3是示出了根据本发明用于成像阻挡避免的方案范例的示意图,所述方案使用相对于超声探头的视场设置的区段的屏幕上的引导图像;
- [0037] 图4A、4B、4C和4D分别是根据本发明的用于从心脏组织区分肺部组织的射频数据的范例性图形,在所述区分中使用的算法,以及在所述区分中能够使用的范例性中心频率图;
- [0038] 图5是在当前视场内的处于各种深度的中心频率如何被用来设置心脏与肺部组织之间的空间边界的流程图;
- [0039] 图6是表示基于一维探头的范例性肺部识别算法的流程图;
- [0040] 图7是表示基于矩阵探头的范例性肺部识别算法的流程图;以及
- [0041] 图8是屏幕上的引导图像,其在多个维度上描绘了在成像探头的当前视场内的心脏组织与肺部组织之间的边界的三维路径。

具体实施方式

- [0042] 图1通过说明性和非限制性范例的方式描绘了一种超声技术人员交互式引导装置100,其具有在脉冲协议上的概念性注释。装置100可实现为Radulescu申请的图1中所示的设备,其包括所有提到的电路,以及针对成像探头所示出和描述的特征。因此,装置100可以是如Radulescu申请的图1中的设备的便携式的,或者如在Radulescu申请中所述提到的固定设备。包括在装置100中的是控制模块104、存储器108、超声接口模块112、上述成像探头116、中心频率确定模块120、组织鉴别模块124、显示器128和用户控件132。

[0043] 在范例性实施例中,中心频率确定模块120针对在形成超声图像中使用的接收到的射束或“A线”来确定中心频率。在沿A线的每个增量成像深度处计算中心频率。

[0044] 组织鉴别模块124在扇形成像平面中找到用于在心脏与肺部组织之间进行区分的扇区直边界线。

[0045] 在一个实施例中,叠加到当前成像平面的超声图像的是边界线和指向肺部组织的方向的箭头的图形。所述图形可以是着色,例如,边界线为红色,并且箭头为绿色。同样地,对于探头116的给定定位,在具有电子转向的矩阵探头的情况下,边界的路径的三维性质能够在多个维度上在屏幕上显示,例如,以示出在横向方向和高度方向上沿路径的变化。因此,代替直线重叠,二维线能够显示在显示器128上。具体地,显示器128能够描绘什么是交替方向(即,水平或垂直)的线段的清楚可见的区段的、端部至端部(piece-wise end to end)连接的集合,给出了曲线外观。或者,所述呈现能够被平滑为更现实的类似曲线。

[0046] 对图1中的超声接口模块112的注释是脉冲反转(PI) 136和脉冲减法(PS) 140的概念性表示,其中任何一个或两者能够在本文所提出的技术中使用。在PS协议中,第一PS脉冲144跟随有相同的第二PS脉冲148。在此,为了简化示范,仅示出单脉冲周期的正的一半。由于在通过固定散射体的纯线性传播和纯线性响应的假想情况下,由于抵消,相应的回波156、160之间的差值152是空信号164。给定相同的情况,求和168产生具有两倍于相加后的两个回波的幅度的输出。在PI协议中,第二PI脉冲是第一脉冲180的相同的但反转的副本176。上面提到的在线性条件下的回波184、188是彼此相同但反转的副本。求和192产生空信号164;而差值196产生两倍幅度的信号。肺部和心脏组织在PI或PS成像中看起来比在常规成像中更加不同。在肺部组织鉴别背景下使用这两种脉冲协议将在下文中更详细地进行讨论。

[0047] 图2从概念上描绘了装置100如何能够实时引导矩阵探头202的放置。矩阵探头202由临床医生的手204保持抵靠患者的皮肤206。更具体地,探头202具有头部208,头部208具有用于抵靠皮肤206放置的面210,所述面210仅通过诸如专用凝胶的声耦合介质从皮肤分离。在头部208内并沿着面210的是矩阵阵列212。从矩阵阵列212延伸的是视场214。患者的心脏216部分地(在这里是大部分地)是在视场214内,并正在经由探头202被成像。由于部分心脏216以足够的置信水平来检测,临床医生已被指令暂停并已迅速完成。作为图像分割成区段218的结果,装置100经由模型确定取向220,如果探头202或诸如矩阵阵列212的探头的某些部分被假定从适当的位置218的取向,其将提供最佳的、或有针对性的心脏216的视图。模型还提供位置218。为了简化说明,图2中的弯曲箭头221在位置222上并且探头202的取向224开始。其在从图像分割所导出的模型提供的位置218上并且以模型提供的取向220结束。弯曲箭头221表示视场214与模型提供的位置和取向218、220的比较。所述比较涉及坐标系变换,这将使模型提供的位置和取向218、220与探头202的当前位置222和当前取向224一致。所述变换具有平移分量226和旋转分量228。在程序中的视觉临床医生引导反馈基于分量226、228的幅度来选择。图2中的另一弯曲箭头230示出了基于临床医生引导反馈操纵探头202的临床医生的手204,以便获得提供所需取向220的成像平面内的顶视图的视场232。

[0048] 有利的是,在整个程序中交互地和动态地引导用户,用于获得心脏顶视图的。

[0049] 图3示出了用于成像阻挡避免的范例性方案,作为视觉反馈的部分,其使用相对于超声探头的视场设置的身体器官的屏幕上引导图像。所示声波图是沿着患者宽度延伸而不

是从头到脚或从脚到头的图像切片。

[0050] 探头116的矩阵阵列320具有当前视场314,其包括心脏324和部分肺部328。通过肺部328的阻挡存在,直到肺部的边缘330。算法计算对应于良好超声射束和由于通过肺部328阻挡引起的不良超声射束之间的边界的阻挡边界线332。箭头336指向线332的一侧,在所述线332的一侧上,肺部组织正在造成阻挡。

[0051] 在脉冲反转(PI)模式中采集的射频(RF)数据的中心频率被用作从心脏组织区分肺部组织的参数。一种替代方案是相同脉冲的回波的脉冲减法,而不是当在PI中时的脉冲及其反转的相应回波的求和。下面的讨论将假定是PI。尽管,对于脉冲减法(PS)的优点是所产生的正和负脉冲之间的失配被避免。

[0052] 在图4A和4B中示出了具有2.1MHz的传输中心频率的样本射频数据。图4A的图形表示肺部组织的疑问;而图4B的图形表示心脏组织的疑问(interrogation)。肺部和心脏组织在脉冲反转成像中看起来比在常规成像中更为不同。例如,肺部组织对较低的频率相应地更好。

[0053] 图4A的图形由肺部组织对自解调信号的线性响应产生。利用宽带传输,非线性传播之后,正的和负的脉冲的总和将呈现约1MHz的有限信号,大概是传输上的中心频率的一半,一种被称为自解调的现象。肺部组织比心脏组织更好地响应于这种低频信号。另一方面,与肺部组织相比较,心脏组织趋向于在PI模式中偏向于较高频率的分量,因为它的强运动导致在更高频率上的较少的完美消除。

[0054] 算法的一部分涉及估计RF数据的中心频率。使 $r(n)$ 为所采样的A线信号, $R(n)$ 为其复包络。 $r(n)$ 的局部中心频率 $f_c(n)$ 通过下式与 $R(n)$ 相关联

$$[0055] \quad \arg\{R(n+1)R^*(n)\} \cong \frac{\arg\{R(n+1)R^*(n-1)\}}{2} \cong \frac{2\pi f_c(n)}{f_s} \quad (1)$$

[0056] 其中, $\arg\{\cdot\}$ 表示相位/自变量, f_s 是采样率。 $f_c(n)$ 的估计器能够基于(1)来导出。估计器的范例是:

$$[0057] \quad \hat{f}_c(n) = \frac{\arg\left\{\sum_{i=-m}^{i=m} w(i)R(n+i+1)R^*(n+i-1)\right\}}{4\pi} f_s \quad (2)$$

[0058] 作为估计器。基于窗口函数 $w(i)$ 的取平均值降低方差。

[0059] 在一个范例中,传输是在2.1MHz上,以在高分辨率模式,采样率为32MHz,射束密度为0.72射束/度。一个图像或帧包括64射束,每射束带有2次传输。在帧中的RF回波被表示为 $\{r_p(n, \theta), r_n(n, \theta)\}$,其中,下标 p 和 n 分别代表传输上的正的和负的脉冲, n 和 $\theta = \theta(k)$ (k 是射束指数)分别表示时间索引和角度。

[0060] 图4C示出了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 表示卷积,并且 $h(n)$ 是0.95与2.05MHz之间的121抽头(tap)的单面复带通滤波器。图4D中所示的和下文所讨论的中心频率图 $\hat{f}_c(n, \theta)$ 是基于等式(2)逐个射束,以301抽头的Hamming窗口得到,随后由301(轴向或在 n 方向上)乘5(横向或在 θ 方向上)的箱式滤波器来平滑,以得到 $\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$ 。最后一步是使用已平滑的中心频率图

$\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$ 估计心脏和肺部之间的边界角度。在图4C中的步骤是求和 (步骤S410)、合成时间滤波 (步骤S420)、中心频率估计 (步骤S430)、2D滤波 (步骤S440) 和边界估计 (步骤S450)。

[0061] 对应于任一 $\hat{f}_c(n, \theta)$ 或 $\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$, 中心频率图410与成像深度轴420和横向轴430一起示出在图4D中。图410在空间上对应于图3的视场314。逐个内部点, 其能够根据通过体素指示相应中心频率的频谱进行着色。着色视觉上指示肺部和心脏组织之间的空间区别。图410能够在图3呈现的位置中被示出给用户, 或重叠在B模式图像上, 甚至没有必要提取空间边界。或者也能够能够在图3的呈现旁边或与图3的呈现任选地同时被示出。体素或子体积440在图410的成像平面内是可定义的, 并沿深度和横向轴420、430以及沿轴向定向的轴450延伸, 对于图4D的薄片是正常的。对于其成像平面, 中心频率图410空间上表示用于在心脏和肺部组织之间进行区分中的用户可视化的所估计的逐个子体积的中心频率。任选地, 图3的呈现能够被示出给用户, 而不显示中心频率图410。

[0062] 边界角的估计涉及多个阈值。从第一阈值关系开始: 对于有资格作为心脏区域的射束 (即, 给出 θ), 中心频率必须满足以下条件:

$$[0063] \quad \text{对于所有的 } n \in [1500, 2500], \frac{1}{1501} \sum_{m=0}^{1500} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta) \geq f_{ul} \quad (3)$$

即, 只有当在第1500和第3000点之间 (在36毫米和72毫米之间) 的, 在第1501和第3001之间,, 以及在第2500和第4000点之间 (60毫米和96毫米之间) 的平均中心频率都不低于 f_{ul} 时, 射束能够被认为是穿过了心脏组织。合格射束的索引的集合被表示为组 A_1 。例如, 对于 $f_{ul} = 1.37\text{MHz}$, $A_1 = \{3, 4, \dots, 28\}$ (注意64个射束在图3中是从右到左计数, 前两个和最后两个射束因为空间平滑滤波器是不合格的)。因此, 边界角度能够被估计为跨射束28和29的平均角度, $\theta(k)$ 是 k 的递增函数。阻挡边界线332对应于边界角度。

[0064] 只要探头被正确地定位, 肺部组织可能从不出现在心脏的右侧 (从患者视角), 除非在图3中所示的图像实际上被翻转。换言之, 图3示出了患者的从头到脚看的随意选择的视角的剖视图。能够替换选择相反视角, 即, 从脚到头。基于图3中所示的视角, 我们能够因此总是基于满足在 (3) 中所定义的条件的最左边的射束来估计边界。例如, 如果 $A_1 = \{14, 15, \dots, 28\}$, 边界角度仍然能够被估计为射束28和29上的平均角度。为了向心脏的顶视图导航, 图3建议探头在左和右胸廓之间向胸腔部分移动。

[0065] 图5总结了基于接收中心频率的空间边界确定程序500的上述范例。估计最初能够由用于所有接收射束或“A线”的中心频率组成。这针对沿A线的所有增量成像深度来完成。特别是脉冲和随后的相同的或反转的脉冲是逐条射线发出的, 以针对每条射线产生一个或多个A线, 所述A线针对相应的增量成像深度分别采样 (步骤S504)。当前候补射束被初始化为射束3。如上所述, 由于空间平滑, 最先的两个射束被跳过 (步骤S508)。当前窗口被初始化为相应的成像深度的第1500和第3000点 (或“采样位置”) (步骤S512)。1501点是窗口长度。计算用于在当前窗口中的位置的中心频率的平均值 (步骤S516)。如上在公式 (3) 中所示, 如果平均值等于或超过 f_{ul} 阈值, (步骤S520), 作出关于用于资格的射束筛查是否完成的查询 (步骤S524)。如果其不完整 (步骤S524), 窗口向前滑动一个采样位置 (步骤S528)。在另一方面, 如果, 筛选是完整的 (步骤S524), 当前候补射束现在被视为是有资格的 (步骤S532)。此外, 如果中心频率平均值小于 f_{ul} 阈值 (步骤S520), 资格化步骤S532被跳过, 当前射束是不合

格的。在任一情况下,无论是否有资格,如果下一接收射束存在(步骤S536),下一射束用作在分支中的当前射束(步骤S540),返回平均值计算步骤S516。如果,替换为下一射束不再存在(步骤S536),选择在那些合格的射束中的最左边的射束(步骤S544)。对于当前成像平面,空间边界被设置在所选择的射束和其左侧的相邻射束之间(步骤S548)。

[0066] 肺部识别的鲁棒性能够通过包括附加准则来改善。第二阈值被用于检测具有非常低的中心频率的区域:给出射束角度 θ ,如果中心频率满足

$$[0067] \quad \text{对于任何 } n \in [1750, 3750], \frac{1}{501} \sum_{m=0}^{500} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta) \geq f_1 \quad (4)$$

[0068] 该射束能够被认为穿过肺部组织。满足(4)的射束的指标的集合被表示为 A_2 。 $A_2 = \{36, 37, \dots, 62\}$,在图3中所示的情况下,对于 $f_1 = 1.27\text{MHz}$,并因此与相应的 A_1 没有冲突。

[0069] 第三(和最后的)阈值被用于检测具有非常高的中心频率的区域:给定射束角度 $\theta(k)$,如果中心频率满足

$$[0070] \quad \text{对于任何 } m \in \{-2, -1, 0, 1, 2\}, \frac{1}{2001} \sum_{n=2000}^{4000} \hat{f}_{c,f}(n, \theta(k+m)) \geq f_{u2} \quad (5)$$

[0071] 该射束被认为是穿过心脏组织。即,如果5个连续射束呈现非常高的中心频率,中心射束具有穿过心脏组织的高机会。满足(5)的射束的索引的集合被表示为 A_3 。

[0072] 实践中, A_1 、 A_2 和 A_3 可能不是相互一致的。例如, A_1 和 A_2 的交集可能为非空,意味着某些射束可能被认为穿过心脏和肺部组织二者。因此,该集合可以是有优先级的。具体地, A_3 (在(5)中定义的非常高的频率条件)被给予最高优先级, A_1 (在(3)中定义的高频率条件)被给予最低优先级。“调整后的心脏组织组”被定义为

$$[0073] \quad A_h \equiv \{k \mid k \in A_1 \text{ 且 } k < 1, \text{ 对于任何 } 1 \in \text{大于 } \max(A_3) \text{ 的 } A_2\} \quad (6)$$

[0074] 其中, $\max(A_3)$ 是 A_3 的最大元素,如果 A_3 为空,其被定义为 $-\infty$ 。以下是一种等式定义:

$$[0075] \quad A_h \equiv \{k \mid k \in A_1 \text{ 且 } k < 1, \text{ 对于任何 } 1 \in A'_2\} \quad (7)$$

[0076] 其中,

$$[0077] \quad A'_2 \equiv \{1 \mid 1 \in A_2 \text{ 且 } 1 > j, \text{ 对于任何 } j \in A_3\} \quad (8)$$

[0078] 心脏和肺部之间的边界基于 A_h 的最大元素来估计。例如,如果 $A_1 = \{5, 6, \dots, 50\}$, $A_2 = \{3, 4, 49, 50, 51\}$, $A_3 = \{11, 12, 13\}$,则 $A'_2 = \{49, 50, 51\}$, $A_h = \{5, 6, \dots, 48\}$,且所估计的边界角度 $\hat{\theta}_b$ 是射束48和49上的平均角度。空 A_h 表示占据整个图像的肺部组织。如果 A_h 不为空,

$$[0079] \quad \hat{\theta}_b \equiv \frac{1}{2} \{ \theta[\max(A_h)] + \theta[\max(A_h) + 1] \} = \theta[\max(A_h)] + \frac{1}{2} \Delta \theta \quad (9)$$

[0080] 其中, $\Delta \theta = \theta(k+1) - \theta(k)$ 。因为2D平滑滤波器劣化了边上的射束,可以得出结论,如果 $\theta[\max(A_h)] \geq (\text{射束数量}) - (\text{二维平滑滤波器的一半横向尺寸}) = 64 - \frac{5-1}{2} = 62$,没有肺部组织出现在图像中。

[0081] f_{u1} 的作用比 f_1 的作用重要得多,但偶尔存在 A_2 在确定边界时积极做出贡献。扼要重述,在算法的该第一版本中, $f_{u1} = 1.37\text{MHz}$, $f_1 = 1.27\text{MHz}$, $f_{u2} = \infty$ 。

[0082] 算法的第二版本也属于1D探头,用于在高分辨率模式下采集的PI数据。如上所述,

肺部组织以线性方式很好地响应于低频信号分量,移动引起较少的在PI模式下的心脏组织中的高频率上的完全消除。这暗示了通过在如图4C所示的信号处理链中用合成信号 $r_c(n, \theta)$ 替换 $r_s(n, \theta)$ 改善性能的可能性。为此,存在算法的第二版本。图6示出了 $r_c(n, \theta)$ 是如何形成的,其中

[0083] 步骤S610是 $r_d(n, \theta) \equiv r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta)$,

[0084] 步骤S620是 $r_{d,l}(n, \theta) \equiv r_d(n, \theta) \otimes h_l(n)$,

[0085] 步骤S630与步骤S410相同,步骤S640是 $r_{s,h}(n, \theta) \equiv r_s(n, \theta) \otimes h_h(n)$,

[0086] 步骤S650是 $r_c(n, \theta) \equiv w_d r_{d,l}(n, \theta) + w_s r_{s,h}(n, \theta)$, $h_l(n)$ 是以0.8MHz切断的101抽头的实际低通滤波器, $h_h(n)$ 是以1.15MHz切断的101抽头的实际高通滤波器。来自肺部组织的回波支持 $r_{d,l}(n, \theta)$ (因为其很好地响应于低频分量), 来自心脏组织的回波支持 $r_{s,h}(n, \theta)$ (因为更多的移动)。 w_d 和 w_s 是用来平衡两个力的权重。在图4C中, 跟随 $r_c(n, \theta)$ 的信号处理保持与跟随 $r_s(n, \theta)$ 的信号处理相同。范例行性参数是 $w_d=1.2$, $w_s=1$, $f_{u1}=1.4\text{MHz}$, $f_l=1.2\text{MHz}$, $f_{u2}=1.5\text{MHz}$ 。使用一个或多个阈值 f_{u1} 、 f_l 和 f_{u2} 以及相应的一个或多个 A_1 、 A_2 和 A_3 在本发明的预期范围内。

[0087] 算法的矩阵探头版本是基于第二版本——复合信号用于中心频率估计。RF数据能够例如使用带有PI启用和2.2MHz的中心频率的渗透成像模式来收集。横向和高度宽度能够是最大的。

[0088] 每一体积具有40个(横向)和33个(高度)A-线(利用由于PI采集引起的每一A线的传输事件)。即, 获得了带有40个 θ 值和33个 ϕ 值的RF回波 $\{r_p(n, \theta, \phi), r_n(n, \theta, \phi)\}$ 。横向射束密度为每度0.41射束。

[0089] 图7示出了具有16MHz上的时间采样率的算法的矩阵探头版本的流程图。所述步骤是: 减法(步骤S705)、低通滤波(步骤S710)、求和(步骤S715)、高通滤波(步骤S720)、加权求和(步骤S725)、合成时间滤波(步骤S730)、中心频率估计(步骤S735)、2D滤波(步骤S740)、边界估计(步骤S745)、中值滤波(步骤S750)和横跨平面的可视化(步骤S755)。简言之, $\phi = \phi(v)$, $r_d(n, \theta, \phi) \equiv r_p(n, \theta, \phi) - r_n(n, \theta, \phi)$, $r_s(n, \theta, \phi) \equiv r_p(n, \theta, \phi) + r_n(n, \theta, \phi)$, $r_{d,l}(n, \theta, \phi) \equiv r_d(n, \theta, \phi) \otimes h_l(n)$, $r_{s,h}(n, \theta, \phi) \equiv r_s(n, \theta, \phi) \otimes h_h(n)$, $r_c(n, \theta, \phi) \equiv w_d r_{d,l}(n, \theta, \phi) + w_s r_{s,h}(n, \theta, \phi)$, $h_l(n)$ 是以0.8MHz切断的51抽头的实际低通滤波器, $h_u(n)$ 是以1.3MHz切断的51抽头的实际高通滤波器, $w_d=2$ 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0.95和2.05MHz之间的61抽头的单面复带通滤波器。在每个高度平面中, 中心频率图 $\hat{f}_c(n, \theta, \phi)$ 是基于带有151抽头的Hamming窗口的公式(2)逐个射束获得的, 随后通过151(在 n 方向上)和3(在 θ 方向上)的箱式滤波器来平滑, 以得到 $\hat{f}_{c,f}(n, \theta, \phi)$ 。

[0090] 对于边界估计, 定义如下:

[0091]

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

[0092]

$$A_{2,v} \equiv \left\{ k \left| \frac{1}{251} \sum_{m=0}^{250} \hat{f}_{C,f}(n+m, \theta(k), \phi(v)) < f_1, \text{ 对于任何 } n \in [875, 1875] \right. \right\} \quad (11)$$

[0093] 以及

[0094]

$$A_{3,v} \equiv \left\{ k \left| \frac{1}{1001} \sum_{m=1000}^{2000} \hat{f}_{C,f}(n, \theta(k+m), \phi(v)) > f_{u2}, \text{ 对于任何 } m \in \{-1, 0, 1\} \right. \right\} \quad (12)$$

[0095] 其中,说明性的 $f_{u1} = 1.38\text{MHz}$,且是唯一的所使用的阈值。相当于 $f_1 \equiv 0, f_{u2} \equiv \infty$, $A_{2,v}$ 和 $A_{3,v}$ 为空,调整后的心脏组织设置 $A_{h,v} = A_{1,v}$ 。

[0096] 在第 v 个平面中的心脏和肺部之间的边界角度为

$$[0097] \quad \hat{\theta}_b(v) \equiv \begin{cases} \theta(1) - \frac{1}{2} \Delta\theta & \text{如果 } A_{h,v} \text{ 为空} \\ \theta(40) + \frac{1}{2} \Delta\theta & \text{如果 } \max(A_{h,v}) \geq 40 - \frac{3-1}{2} = 39 \\ \theta[\max(A_{h,v})] + \frac{1}{2} \Delta\theta & \text{其他} \end{cases} \quad (13)$$

[0098] 在高度方向上的5抽头的中值滤波器(v 的函数)随后被应用给 $\hat{\theta}_b(v)$,输出被表示为 $\hat{\theta}_{b,f}(v)$ 。从已过滤的边界角度 $\hat{\theta}_{b,f}(v)$,指示心脏区域的图能够被导出,以提供跨平面可视化。为了移除偶尔出现的心脏和肺部之间的边界周围的异常值,只显示最大的连通区域。临床医生能够使用跨平面可视化图或图3的显示,以交互地操纵探头116,从而在例如导航探头时避开肺部,以采集心脏的标准视图。

[0099] 图8是跨平面可视化图800,其具有在水平轴上的射束索引和在高度轴上的平面索引。其作为屏幕上的引导图像,多维地描绘了在成像探头116的当前视场214内的心脏组织808和肺部组织812之间的边界的三维路径804。在此,探头是利用电子转向的矩阵探头,所以,利用在给定位置上的探头,边界332针对增量成像平面 v 来计算,增量是在高度方向816中。在屏幕上的描绘中,路径804的横向分量820和高度分量816沿路径共同变化。横轴代表候补的A线824;而纵轴代表成像平面。路径804的多维(即横向和高度)描绘832右侧上方的和到路径804的多维(即横向和高度)描绘832右侧的心脏区域828可以有区别地被着色为例如红色。到左侧的并在下方的肺部区域836能够被着色为例如蓝色。备选地,如上所建议的,图3能够被重新定向,以便假定从脚到头的视角,所以绿色箭头336指向向右代替向左;同样地,在图8中的心脏区域828将被定位为从具有肺部区域836的左到右。

[0100] 为了向心脏的顶视图导航,图8建议探头同时向左和右胸廓之间的胸部部分和向头部移动。

[0101] 在跨平面可视化图800旁边,例如在图3中所示的超声图像能够以轴向方向呈现成像平面。图、超声图像和图形任选地能够由临床医生经由例如键盘的用户控制132选择性地调用、放置和调整,以布置整体上的、动态更新的、交互式的图形用户界面(GUI)。

[0102] 如上所述,肺部识别能够备选地未经脉冲反转来执行。为简单起见,下文的讨论是

基于2D图像(1D探头)。该概念适用于1D和矩阵探头。

[0103] 重新调用合成信号

[0104]

$$r_c(n, \theta) \equiv w_d \cdot [r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta)] \otimes h_1(n) + w_s \cdot [r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)] \otimes h_h(n), \quad (14)$$

[0105] 其中, $r_p(n, \theta)$ 和 $r_n(n, \theta)$ 是交错的, 这意味着时间采集序列是 $\langle r_p(n, \theta(1)), r_n(n, \theta(1)), r_p(n, \theta(2)), r_n(n, \theta(2)), \dots \rangle$ 。由于在 $h_h(n) \otimes h(n)$ 的通带内的 $[r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)]$ 中的功率受心脏组织移动的控制, $[r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)] \otimes h_h(n) \otimes h(n)$ 能够通过 $[r_p(n, \theta) - r_{p2}(n, \theta)] \otimes h_h(n) \otimes h(n)$ 来近似, 其中, 通过替换传输上的负脉冲获得 $\{r_{p2}(n, \theta)\}$, 以通过正脉冲得到 $\{r_n(n, \theta)\}$ (即, 新的采集序列是 $\langle r_p(n, \theta(1)), r_{p2}(n, \theta(1)), r_p(n, \theta(2)), r_{p2}(n, \theta(2)), \dots \rangle$)。此外, $r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta) \cong r_p(n, \theta) + r_{p2}(n, \theta)$ 。因此,

$$[0106] \quad r'_c(n, \theta) \otimes h(n) \cong r_c(n, \theta) \otimes h(n) \quad (15)$$

[0107] 其中

[0108]

$$r'_c(n, \theta) \equiv w_d \cdot [r_p(n, \theta) + r_{p2}(n, \theta)] \otimes h_1(n) + w_s \cdot [r_p(n, \theta) - r_{p2}(n, \theta)] \otimes h_h(n) \quad (16)$$

[0109] 通过(15)暗示的是能够在传输上仅使用正的或(仅使用负的)脉冲靠着心脏检测肺部组织。得益于此的一个好处是不用担心正和负脉冲之间的失配。备选地, 这种方案能够与脉冲反转共同或交错采用。

[0110] 向体积发出超声脉冲并接收回波数据跟随有基于所接收的数据逐个子体积估计中心频率。在心脏和肺部组织之间进行区分基于所述估计的结果出现, 并且可以包括自动识别的心脏和肺部组织之间的空间边界, 或者允许视觉区分中心频率的用户显示。所述发出能够包括逐条射线地、成对相同地、和/或成对相互反转地发出超声脉冲。中心频率计算可以为了沿每个从射线的回波数据产生的A线的相应成像深度的增量采样位置来做出。区分可能需要针对沿A线的位置取平均值中心频率, 并向平均值应用中心频率阈值。合格的, 即符合阈值的A线的最左侧可以确定在当前成像平面中的空间边界。

[0111] 除了使护士或可能在超声检查中专门训练的其他临床医生能够执行诊断心脏检查, 装置100能够指导初学的超声医师。装置100能够为此目的或此模式特征化普通(灰度)声波图, 连同以上描述的视觉反馈。备选地, 装置100的新颖的视觉反馈能够加快已培训的或有经验的超声医师的工作流程。

[0112] 尽管已在附图和前面的描述中对本发明进行了详细的说明和描述, 但是这些说明和描述应当被认为是说明性或范例性的, 而不是限制性的; 本发明不限于所公开的实施例。

[0113] 例如, 代替在屏幕上指向边界的肺部组织侧上的绿色箭头, 短的散列标记能够附加到边界出现, 但是是在肺部组织的一侧。

[0114] 通过研究附图、公开文本以及权利要求, 本领域技术人员在实践所要求保护的发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中, “包括”一词不排除其他元件或步骤, 并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。权利要求书中的任何附图标记不应被解读为对范围的限制。

[0115] 计算机程序可以被临时、或暂时或长时间地被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。这样的介质只在不是暂时性、传播信号时是非临时性的,但包括其他形式的计算机可读介质,诸如寄存器存储器、处理器高速缓存、RAM及其他易失性存储器。

[0116] 单个处理器或控制器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

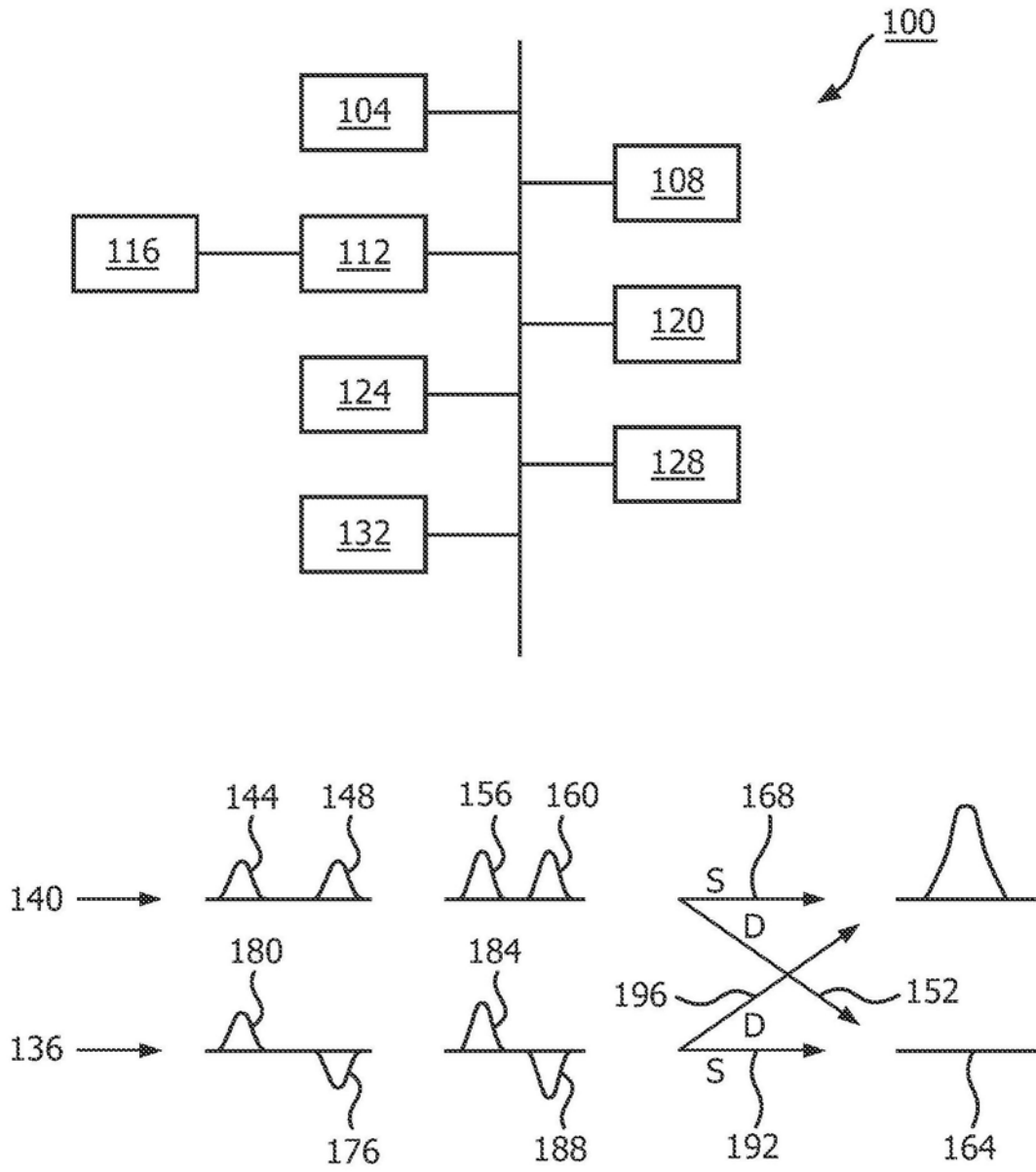


图1

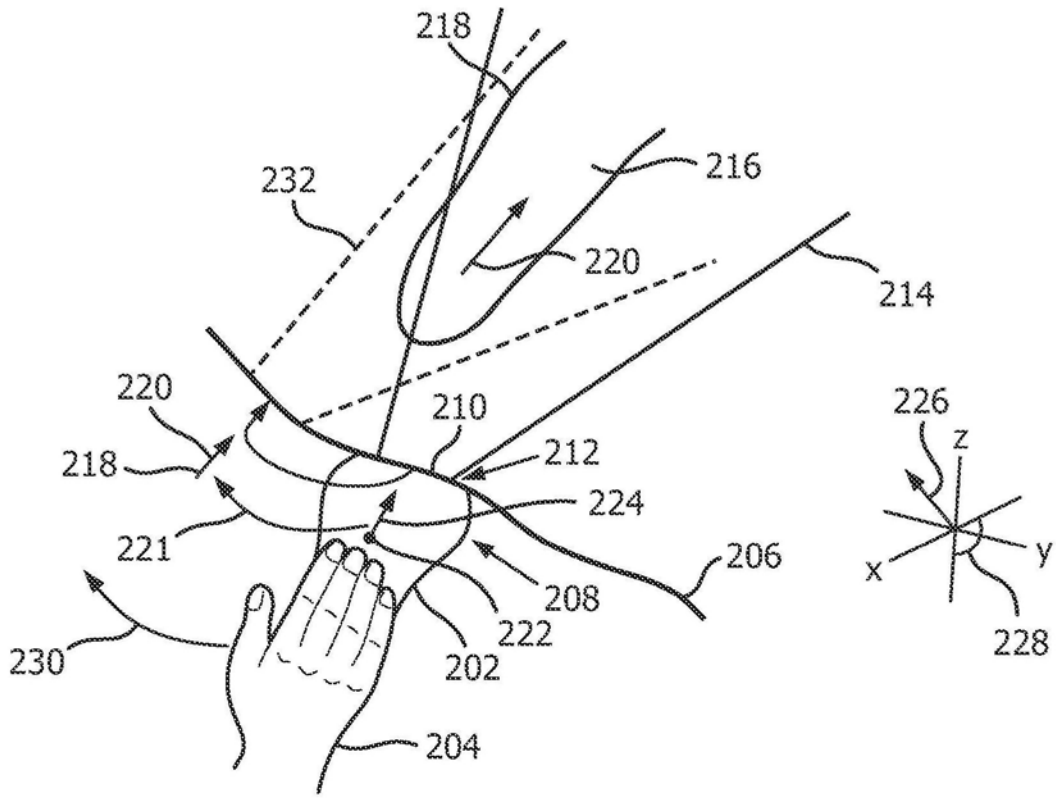


图2

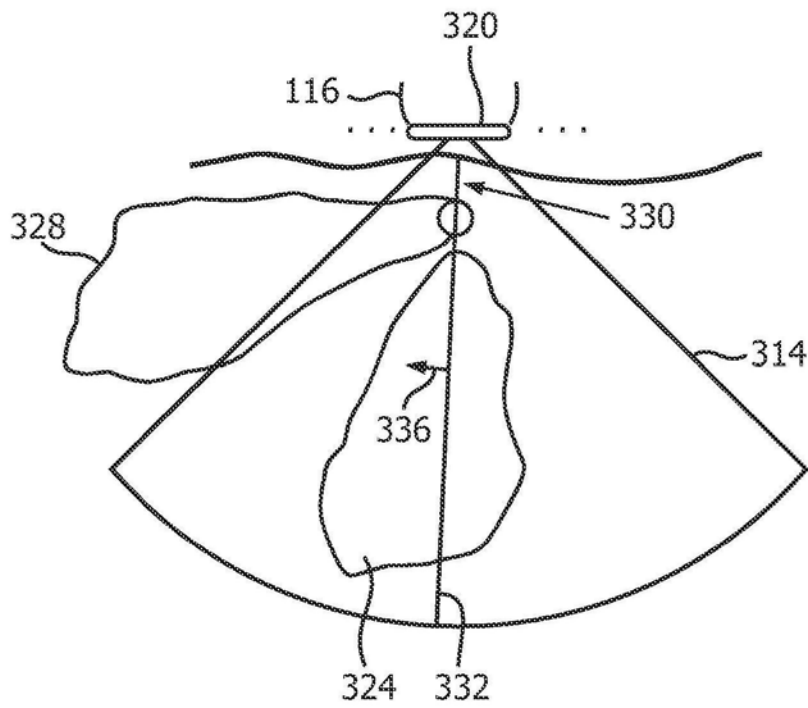


图3

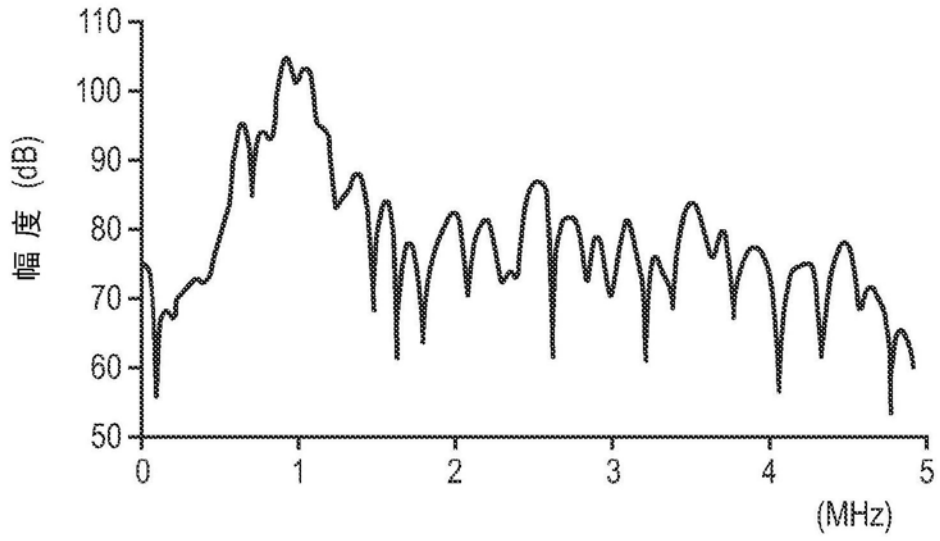


图4A

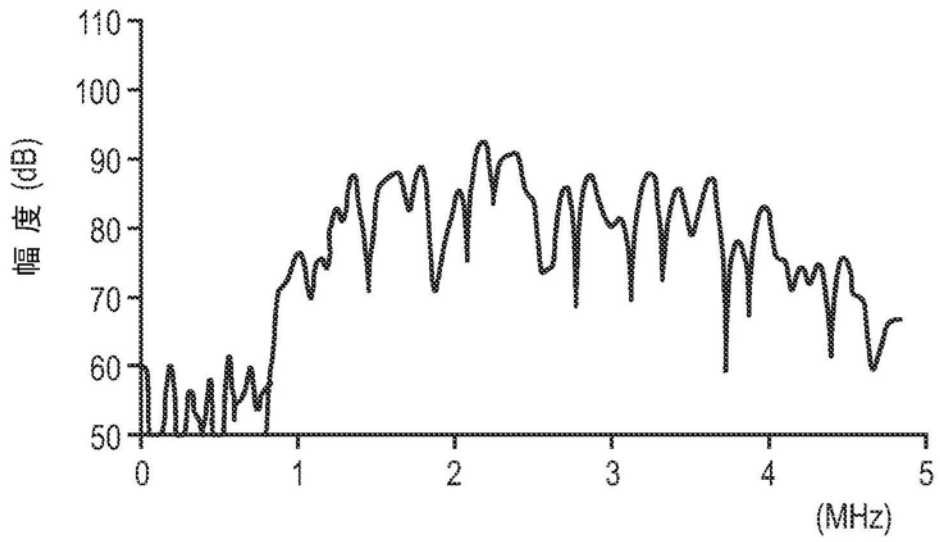


图4B

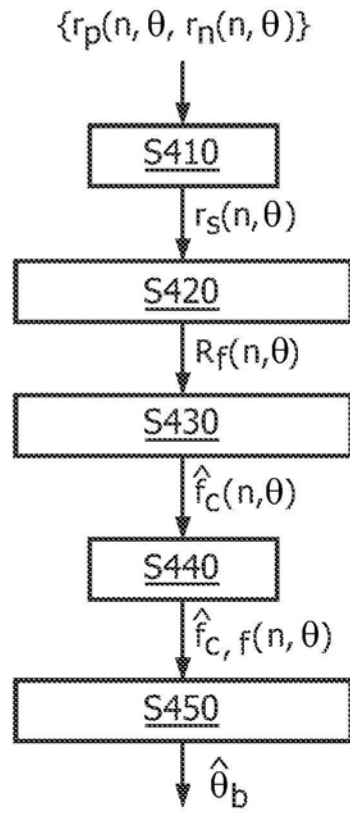


图4C

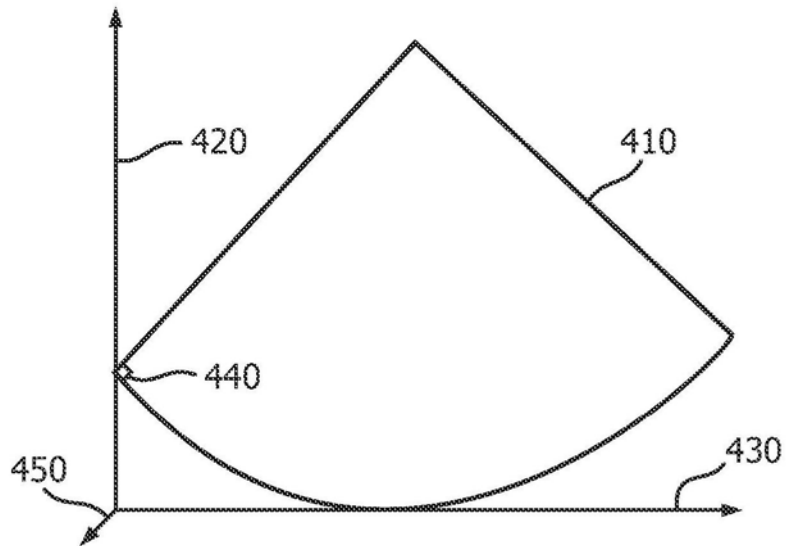


图4D

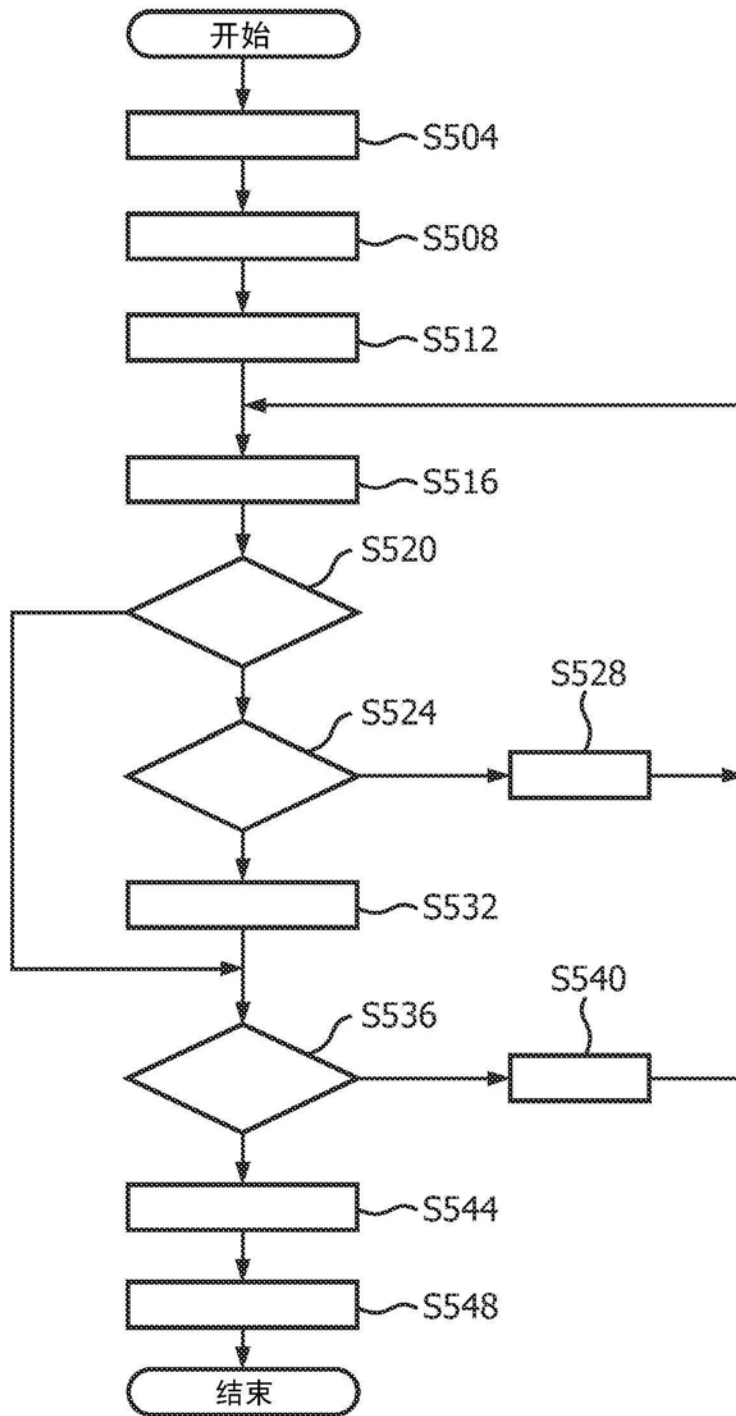


图5

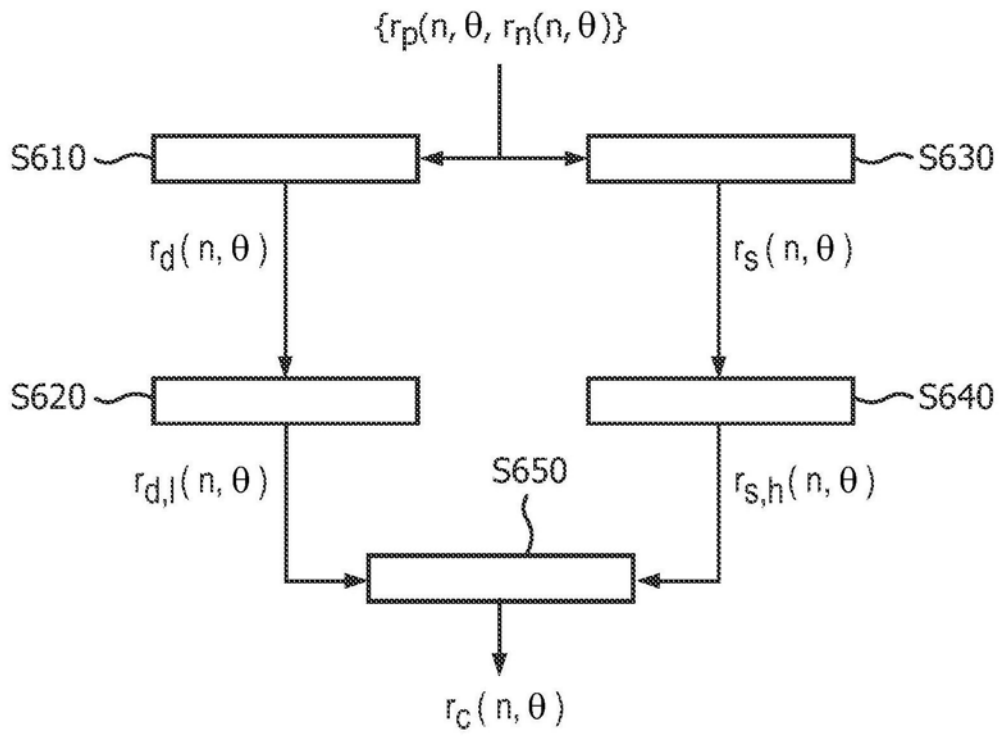


图6

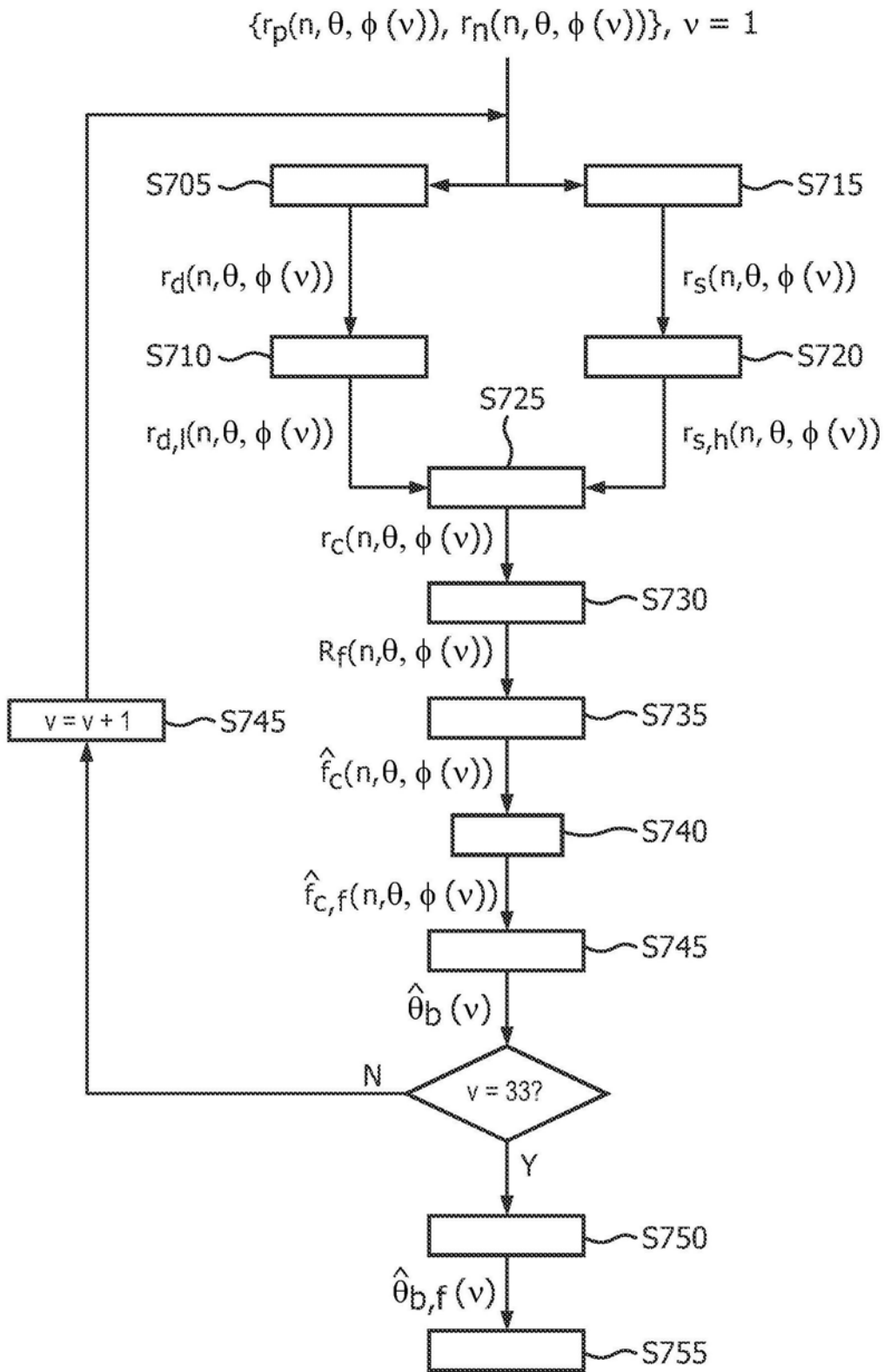
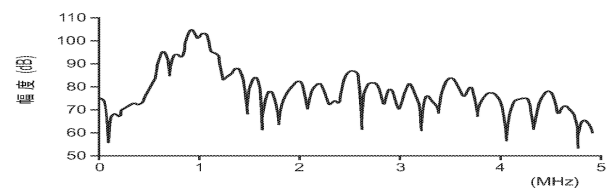


图7

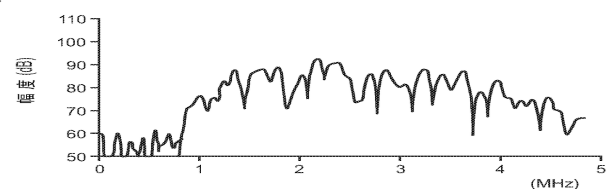
专利名称(译)	解剖学智能超声心动图中的肺部组织识别		
公开(公告)号	CN105338907B	公开(公告)日	2018-12-25
申请号	CN201480036934.9	申请日	2014-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	S W黄 EG勒杜列斯库 RQ埃尔坎普		
发明人	S-W·黄 E·G·勒杜列斯库 R·Q·埃尔坎普		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/48 A61B8/5215 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S15/8925 G16H50/20 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5223		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/840681 2013-06-28 US		
其他公开文献	CN105338907A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

向体积发出超声脉冲并接收回波数据，之后基于所接收的数据逐个子体积估计中心频率。基于所述估计的结果出现在心脏与肺部组织之间的区分，并且所述区分可以包括自动识别心脏与肺部组织(324、328)之间的空间边界(332)，或者允许视觉区分的中心频率的用户显示。所述发出能够包括逐条射线地发出成对相同地和/或成对相互反转的超声脉冲。中心频率计算可以为了沿根据射线的回波数据生成的A线中的每个的相应成像深度的增量采样位置来做出。区分可能需要针对沿A线的位置取平均值中心频率，并将中心频率阈值应用于平均值。合格的(即符合阈值的)A线的最左侧可以确定当前成像平面中的空间边界。



A



B