



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338907 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201480036934. 9

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2014. 06. 18

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

61/840, 681 2013. 06. 28 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01S 7/52(2006. 01)

2015. 12. 28

G01S 15/89(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062321 2014. 06. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/207611 EN 2014. 12. 31

(71) 申请人 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

R·Q·埃尔坎普

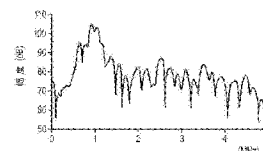
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

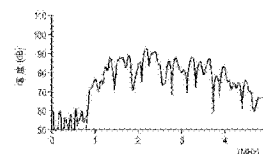
解剖学智能超声心动图中的肺部组织识别

(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。
2. 根据权利要求 1 所述的装置,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和所述肺部组织之间的空间边界。
3. 根据权利要求 2 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。
4. 根据权利要求 3 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。
5. 根据权利要求 2 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。
6. 根据权利要求 5 所述的装置,所述用户引导可以是动态的和交互的。
7. 根据权利要求 2 所述的装置,所述区分包括基于所述结果从 A 线中进行选择 (S544)。
8. 根据权利要求 7 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)。
9. 根据权利要求 7 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。
10. 根据权利要求 9 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)。
11. 根据权利要求 2 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。
12. 根据权利要求 11 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。
13. 根据权利要求 1 所述的装置,所述发出包括逐条射线地、成对相同地、和/或成对相互反转地发出超声脉冲 (136、140)。
14. 根据权利要求 13 所述的装置,所述超声模块被配置用于,在发出成对相同脉冲的情况下,计算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 (152)。
15. 根据权利要求 13 所述的装置,所述超声模块被配置用于,在反转脉冲的情况下的超声脉冲反转,通过所述超声脉冲反转,恰好前一脉冲的反转副本被发出,并且所述超声模块被配置用于对所述副本的回波与恰好前一脉冲的回波求和 (192)。
16. 根据权利要求 1 所述的装置,所述估计 (S430) 沿 A 线逐个位置被执行。
17. 根据权利要求 1 所述的装置,被配置用于对从所述接收导出的数据进行低通滤波 (S620)。

18. 根据权利要求 17 所述的装置,被配置用于对从所述接收导出的数据进行高通滤波(S640)。

19. 根据权利要求 18 所述的装置,被配置用于为了所述估计将经低通滤波的数据与经高通滤波的数据进行组合(S650)。

20. 根据权利要求 19 所述的装置,所述组合包括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,并且计算使用权重的加权平均值。

21. 根据权利要求 17 所述的装置,所述接收包括接收脉冲反转样本,所述估计包括计算一对所述样本之间的差值(S610)和总和(S630),并且包括在所述差值上执行所述低通滤波并且在所述总和上执行所述高通滤波。

22. 根据权利要求 17 所述的装置,所述导出包括计算:

在脉冲反转的情况下,从所述脉冲之中,来自脉冲的回波与来自所述脉冲的反转的回波之间的差值(196),以产生被导出的所述数据;以及

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(168),以产生被导出的所述数据。

23. 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。

24. 一种实现用于身体组织鉴别的计算机程序的计算机可读介质,所述程序具有能够由处理器执行运行以执行多个动作的指令,从而所述多个之中的是以下动作:

向体积发出超声脉冲并用于接收回波数据;以及

基于所接收的数据逐个子体积(440)地估计中心频率,以便允许将心脏组织与肺部组织区分开。

## 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式。

[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的视场。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 202 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统变换，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,  $r_s(n, \theta) \equiv r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)$ ,  $R_s(n, \theta) \equiv r_s(n, \theta) \otimes h(n)$ ,  $\otimes$  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  $\theta$  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  $\theta$ ),中心频率必须满足以下条件:

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

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  $f_{\text{th}}$  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 A1。例如,对于  $f_{\text{th}} = 1.37\text{MHz}$ ,  $A_1 = \{3, 4, \dots, 28\}$  (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  $f_{\text{th}}$  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  $f_{u1}$  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  $\theta$ ，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

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

[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：

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

[0076] 其中，

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

[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  $\theta[\max(A_h)] \geq (\text{射束数量}) - (\text{二维平滑滤波器的一半横向尺$

$\text{寸}) = 64 - \frac{5-1}{2} = 62$ , 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。范例性参数是  $w_d = 1.2$ ,  $w_s = 1$ ,  $f_{u1} = 1.4\text{MHz}$ ,  $f_1 = 1.2\text{MHz}$ ,  $f_{u2} = 1.5\text{MHz}$ 。使用一个或多个阈值  $f_{u1}$ 、 $f_1$ 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  $\theta$  值和 33 个  $\phi$  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,  $h_h(n)$  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  $\theta$  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]

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

[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]

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

[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。

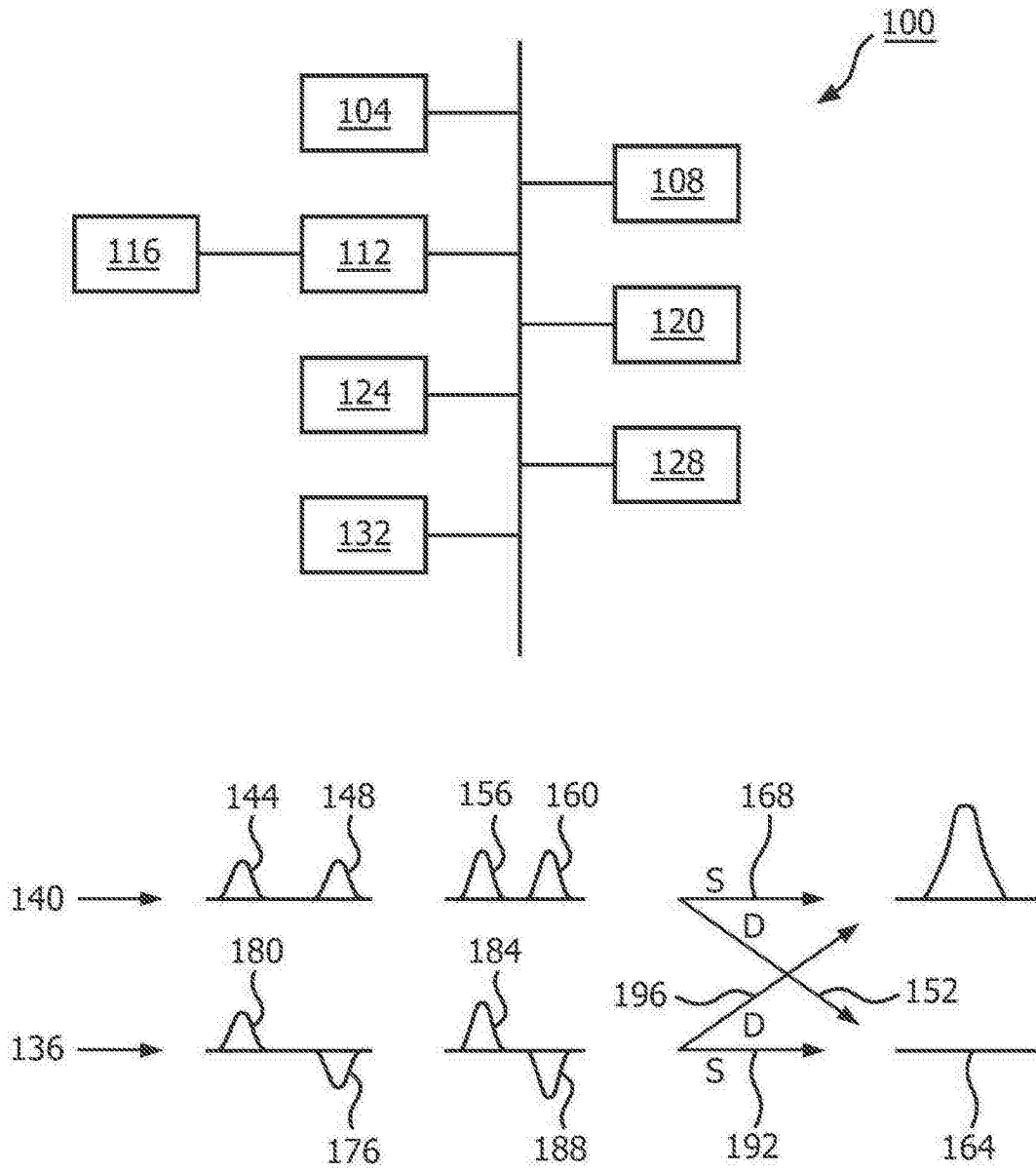


图 1

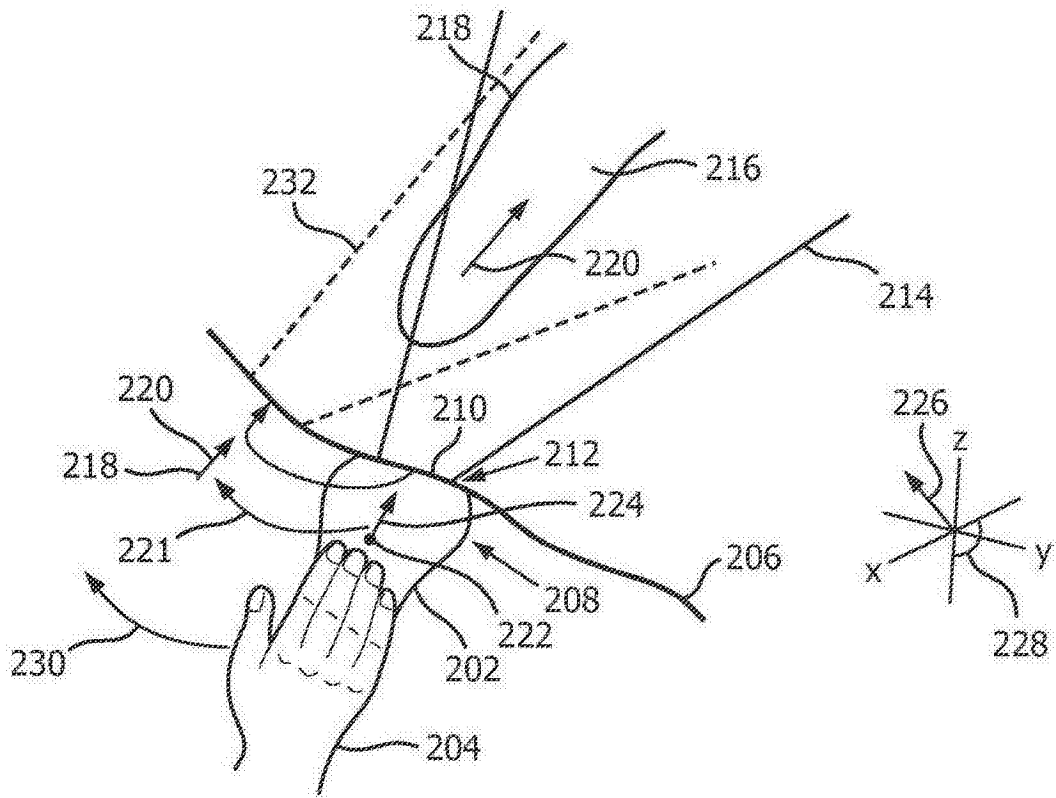


图 2

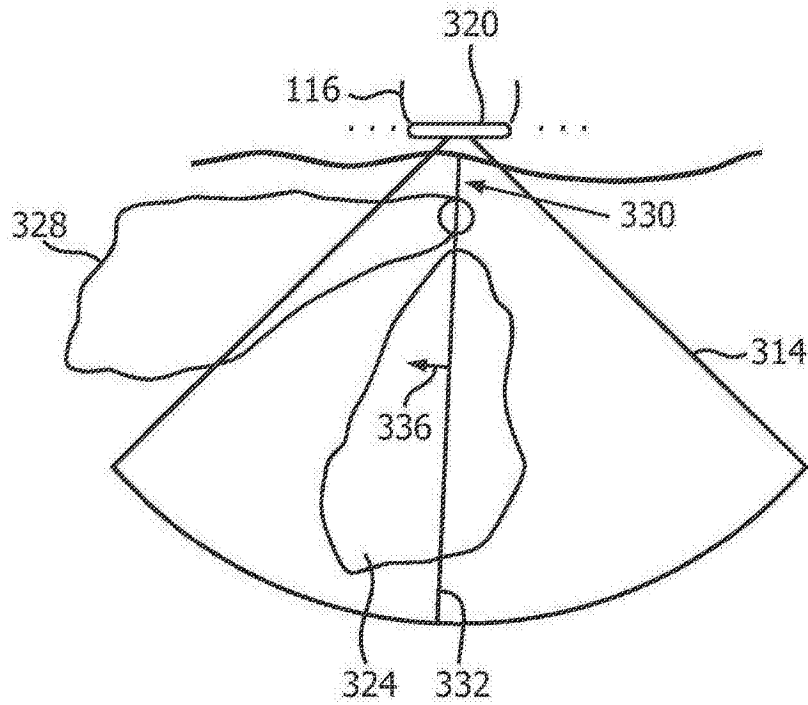


图 3

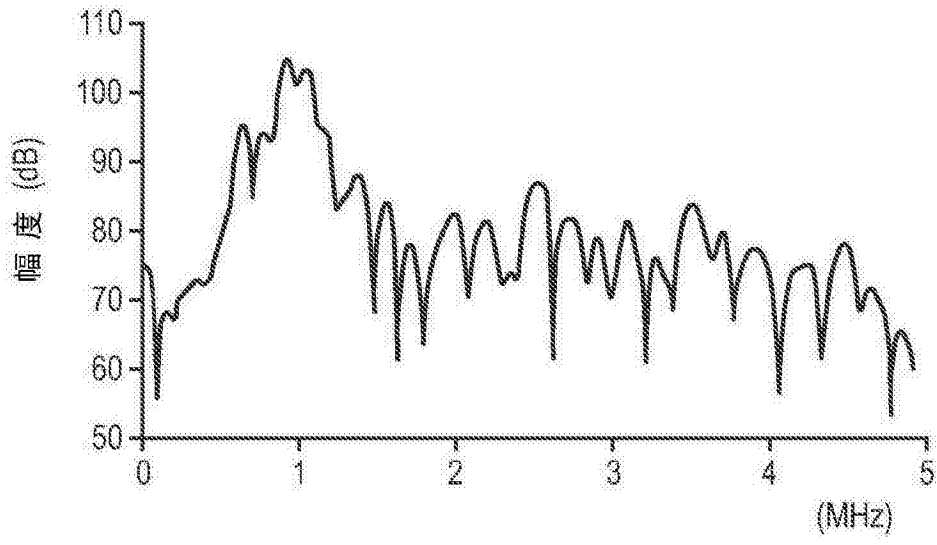


图 4A

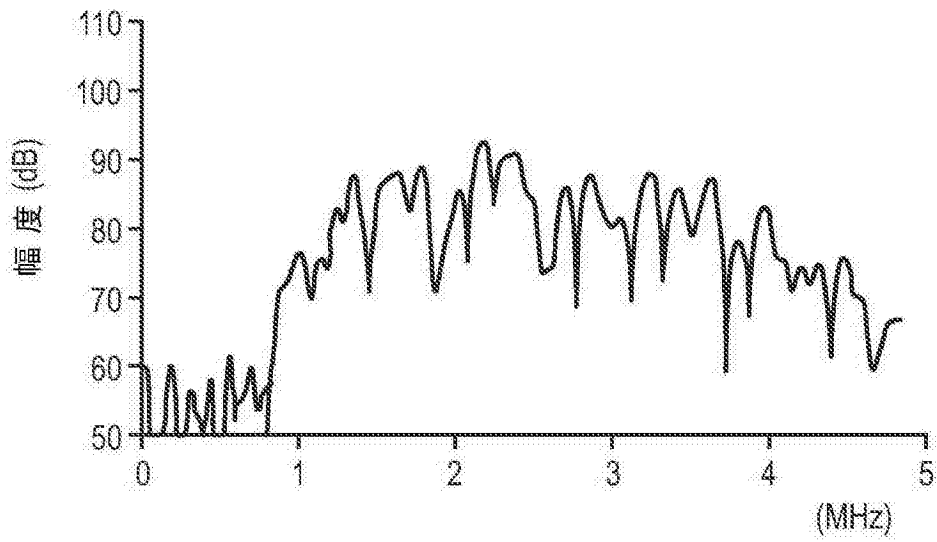


图 4B

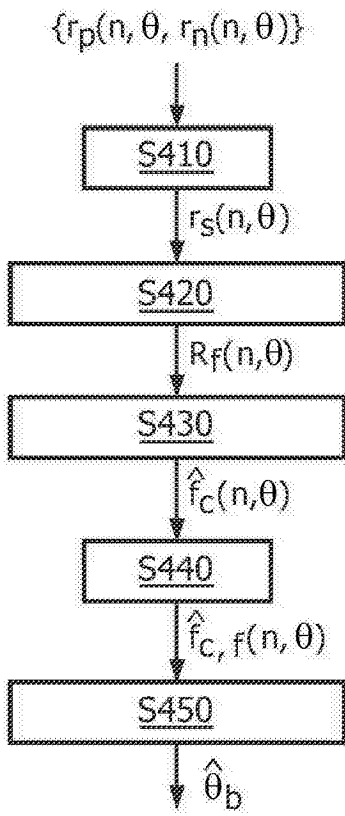


图 4C

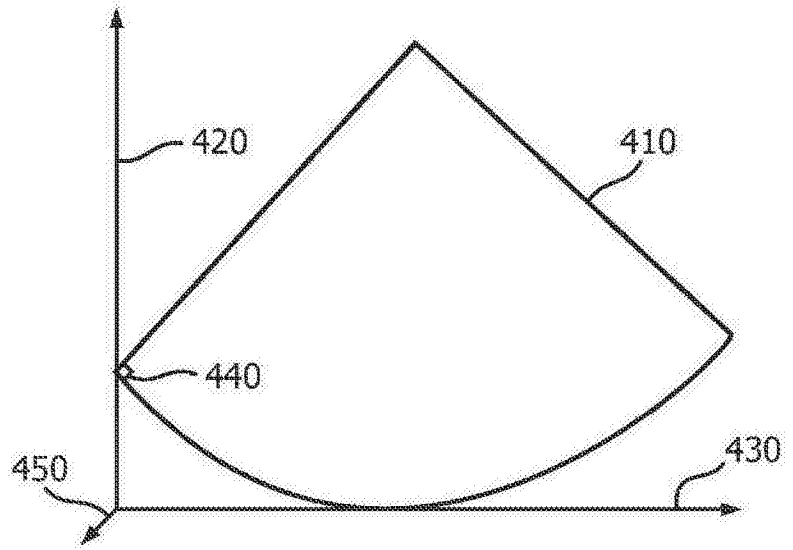


图 4D

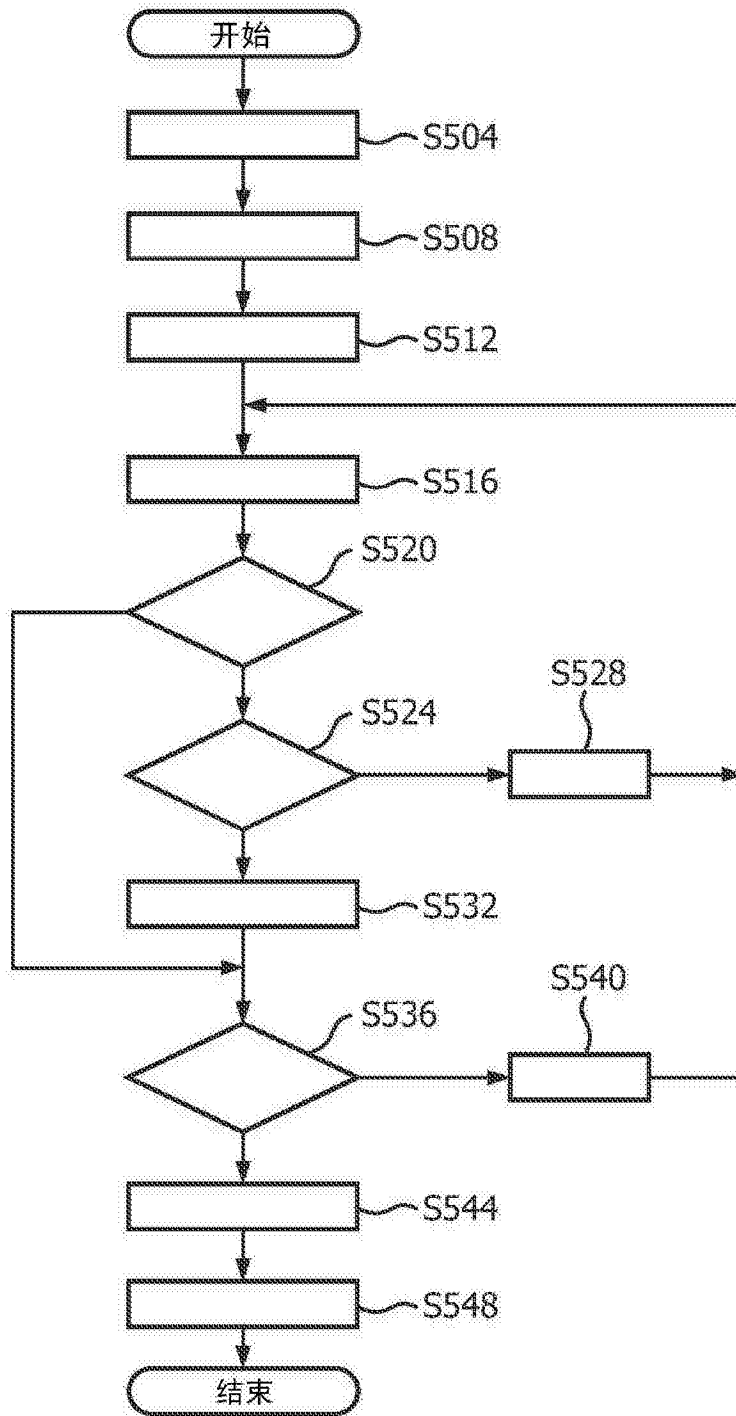


图 5

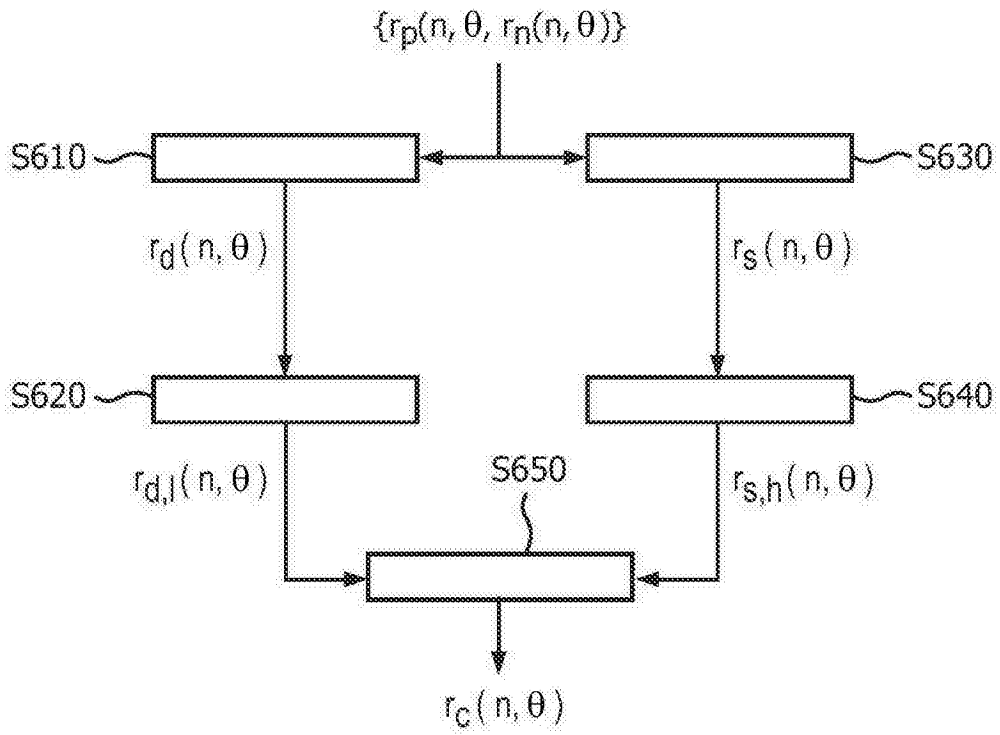


图 6



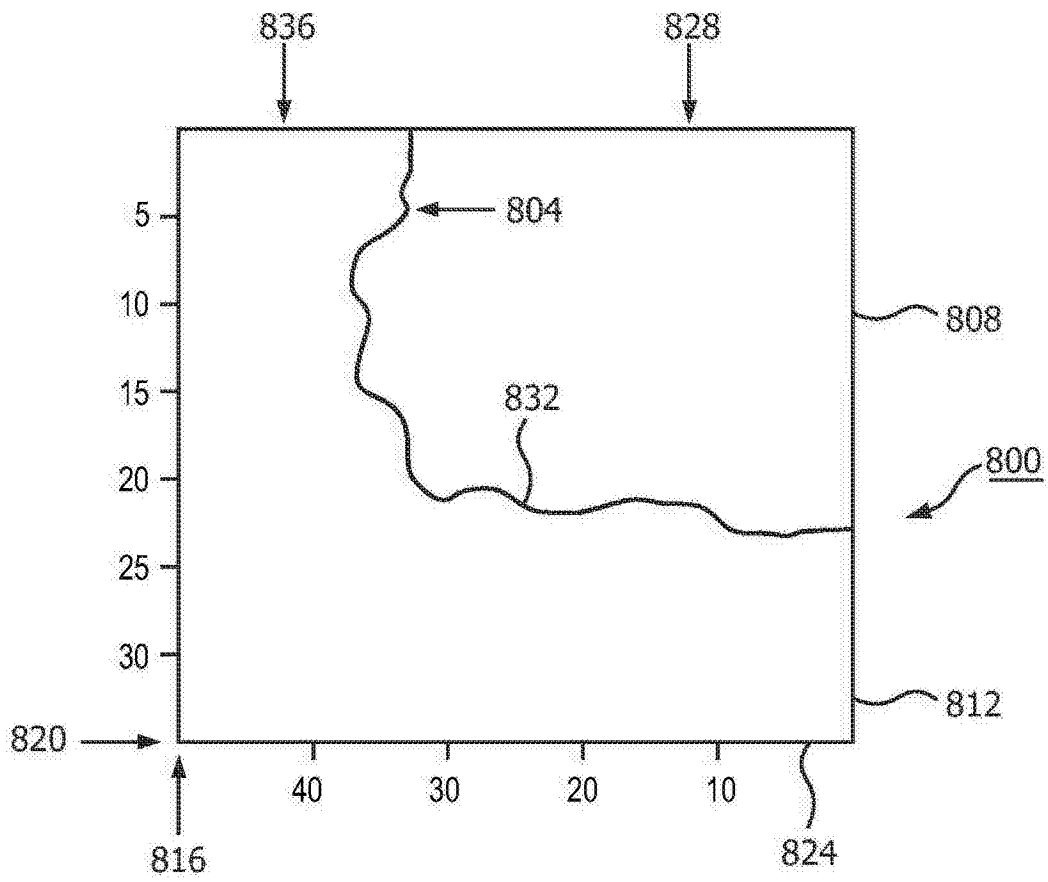
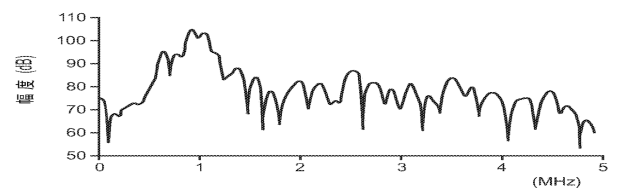


图 8

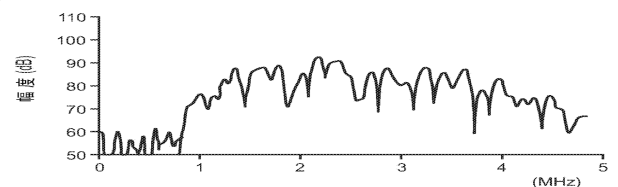
专利名称(译)	解剖学智能超声心动图中的肺部组织识别		
公开(公告)号	<a href="#">CN105338907A</a>	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201480036934.9	申请日	2014-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	S W黄 EG勒杜列斯库 RQ埃尔坎普		
发明人	S-W·黄 E·G·勒杜列斯库 R·Q·埃尔坎普		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/48 A61B8/5215 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S15/8925		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/840681 2013-06-28 US		
其他公开文献	CN105338907B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

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