



(10)授权公告号 CN 105611878 B

(45)授权公告日 2019.01.29

(21)申请号 201480037196.X

(22)申请日 2014.06.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105611878 A

(43)申请公布日 2016.05.25

(30)优先权数据

61/840,696 2013.06.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.12.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062359 2014.06.18

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2014/207621 EN 2014.12.31

(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

R·Q·埃尔坎普 S·王

K·E·蒂勒 D·普拉特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

US 5640959 A, 1997.06.24,

CN 102144234 A, 2011.08.03,

US 2005096538 A1, 2005.05.05,

JP 2000316861 A, 2000.11.21,

EP 1609424 B1, 2011.08.10,

审查员 张梅梅

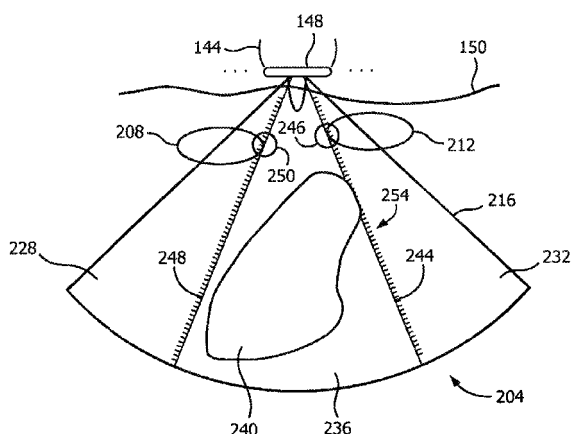
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

解剖学智能心回波描记术中的肋骨阻挡描绘

(57)摘要

一种用于成像采集和显示系统的、并且被配置用于关于视场(216)阻挡的用户导航的交互式视觉引导工具检测并在空间上限定阻挡。它还将视觉上表示所述限定的标记(244)与图像集成用于联合可视化。根据视场相对于阻挡的移动而动态移动标记。标记的形状能够如线段,或者两个标记(244、248)能够以“V”形结合以构造非阻挡区域。限定可以基于确定在各方向上的超声波束是否被阻挡。在一些实施例中,被包括用于导出图像的是用于接收图像数据的成像通道,计算其相干性度量,即通道数据间的相似性。对方向的确定基于在该方向上的位置的度量。一种应用是在阻挡的肋骨(208、212)之间对超声探头进行导航以得到标准心脏视图。



1. 一种用于设备的交互式视觉引导工具(108),所述设备包括:显示器(128);成像探头(144);以及视图绘制模块(132),其被配置用于在所述显示器上呈现经由所述探头采集到的超声图像(428、432);所述工具被配置用于关于所述探头的视场的阻挡的用户导航(S520-S570),所述工具包括:

阻挡模块(112),其被配置用于检测并在空间上限定所述阻挡;并且其特征在于:

分界跟踪处理器(116),其被配置用于将在视觉上表示所述阻挡模块(112)的所述空间限定的标记与所述超声图像集成,用于在所述显示器上的联合可视化,

所述工具被配置用于根据所述视场相对于所述阻挡的移动来动态移动所述标记。

2. 如权利要求1所述的工具,还包括多个成像通道(410),所述多个成像通道用于经由所述探头接收被应用了聚焦延迟的图像数据,以导出所述图像,所述阻挡模块还被配置用于计算在已经应用了所述延迟的多个通道上接收到的数据间的相似性的度量,所述限定基于所述度量。

3. 如权利要求2所述的工具,所述度量(S330)表示不同孔径的波束加和数据之间的相关性,所述多个通道被划分在所述孔径中。

4. 如权利要求3所述的工具,所述孔径(404、408)是交错互补的孔径。

5. 如权利要求4所述的工具,所述通道被随机划分在所述孔径中。

6. 如权利要求1所述的工具,所述阻挡模块还被配置用于确定在各方向上的超声波束是否被阻挡,所述限定(S648)基于所述确定的结果。

7. 如权利要求6所述的工具,还包括多个成像通道,所述多个成像通道用于经由所述探头接收图像数据,以导出所述图像,所述阻挡模块(112)还被配置用于计算在所述多个通道上接收到的所述数据的相干性的度量,对所述方向中的方向的所述确定是基于在所述方向上的位置的所述度量的。

8. 如权利要求7所述的工具,在所述方向中的方向上的所述确定基于所述度量在所述方向上是否指示至少预定数量的位置的预定水平的相干性,所述度量是针对所述方向来计算的(S632)。

9. 如权利要求1所述的工具,所述视场是V形的,其中,所述V的点在所述探头(144)处。

10. 如权利要求1所述的工具,所述标记(244)的形状像线段。

11. 如权利要求10所述的工具,所述处理器还被配置用于将在视觉上表示所述限定的第二标记(248)与所述超声图像集成,用于在所述显示器上的联合可视化,所述工具还被配置用于根据所述视场相对于所述阻挡的移动来动态移动所述第二标记,所述标记联合地为V形。

12. 如权利要求10所述的工具,所述标记表示所述阻挡(228、232)的空间边界。

13. 如权利要求1所述的工具,所述集成包括将颜色添加到所述图像作为所述标记。

14. 如权利要求1所述的工具,所述图像(204)的形状像圆的扇面。

15. 如权利要求1所述的工具,所述探头是矩阵探头,所述视场(216)是三维的,所述处理器还被配置用于相对于相同的探头位置,将另一标记与另一图像集成,用于在所述显示器上的联合可视化,所述另一图像表示与所述超声图像的成像平面不同的成像平面,所述工具还被配置用于在所述不同的成像平面中根据所述视场相对于阻挡的移动来动态移动所述另一标记。

解剖学智能心回波描记术中的肋骨阻挡描绘

技术领域

[0001] 本发明涉及跟踪视觉阻挡的空间界限,并且具体涉及一种用于这样的跟踪的交互式视觉引导工具。

背景技术

[0002] 成功的超声扫描强烈地依赖于用户的训练和经验。由于心脏被肋骨和肺组织包围,因此心回波描记术(echocardiography)扫描特别具有挑战性。因为在钙化的肋骨(典型地在顶视图中遇到)和肺组织与周围身体组织之间的严重的声阻抗不匹配,超声仅能勉强穿透钙化的肋骨和肺组织。此外,肋骨中的超声吸收与软组织的超声吸收相比是非常高的。为了避免伪影,用户必须将探头放置在正确的位置中,即找到良好的声窗,以进行成像。常规地,这仅基于显示在屏幕上的实时超声图像完成。尽管有经验的用户通常能够识别图像退化并且能够通过将探头移动到更好的位置来相应地改进图像质量,但是经验较少的用户可能由于差的手眼协调和对伪影的较少知悉而采集折衷的图像。

[0003] Lovstakken L等人的文章“Real-Time Indication of Acoustic Window for Phase-Array Transducers in Ultrasound Imaging”(IEEE Ultrasonics Symposium, 2007年,第1549-1552页)公开了一种用于对沿相位阵列换能器的声学接触的反馈的方法。所述方法基于夫琅和费(Fraunhofer)近似,所述夫琅和费近似意味着接近焦点的横向功率谱受到发射和接收孔径函数的卷积的带宽限制。通过估计并可视化横向功率谱,能够产生声学接触的图像。

发明内容

[0004] 在本文中以下所提出的涉及解决上述问题中的一个或多个。

[0005] 存在对一种能够实时地引导并训练无经验或经验不足的用户定位探头以获得最优图像质量的工具的需求。

[0006] 为了引导并训练无经验或经验不足的用户将探头放置在正确的位置中,本文提出通过提供重叠在图像上的翻转的“V”显示来帮助用户的手眼协调性。“V”的两条腿中的每条指示了诸如通过肋骨的阻挡的边缘,例如每条肋骨一条腿。“V”的两条腿中的每条都根据探头的视场相对于阻挡的移动而实时移动。例如视场可以根据探头的移动而移动。随着两条腿各自的实时转动,可以在屏幕上看到腿的移动,使得在保持它们的“V”形状的同时继续构造当前屏幕上的超声图像中未阻挡的任何当前区域。在矩阵探头的情况下,视场可以是三维的。或者在矩阵探头或一维(即1D)探头的情况下,视场可以在成像平面内。成像平面可以电动地或通过人工操纵控制旋转,同时互动反馈出现在屏幕上。具体而言,旋转能够将成像平面旋转成与相应的x平面对准或不对准,标记根据旋转动态地移动。多于一个超声视图,以及分别地多于一个标记(例如“V”腿)或标记对可以例如同时地在屏幕上可见。具体而言,呈现用于查看的可以是在一个成像平面中的一幅图像以及同步地在另一个不同的成像平面或x平面中的另一幅图像,两幅图像中的标记都随着视场相对于阻挡的变化而动态地移

动。备选地,标记可以是被添加到屏幕的“V”腿图形叠加的替代或互补着色,例如使得着色出现在屏幕上看到的整个阻挡区域。

[0007] 根据本发明的一方面,一种交互式视觉引导工具为一种设备,所述设备包括:显示器;成像探头;以及视图绘制模块,其被配置用于在所述显示器上呈现经由所述探头采集到的图像。所述工具被配置用于关于视场的阻挡的用户导航。所述工具包括:阻挡模块,其被配置用于检测并在空间上限定所述阻挡;以及分界跟踪处理器,其被配置用于将在视觉上表示所述限定的标记与所述图像集成,用于在所述显示器上的联合可视化。所述工具被配置用于根据所述视场相对于所述阻挡的移动来动态移动所述标记。

[0008] 作为子方面,所述图像包括超声图像。

[0009] 在另外的子方面中,所述工具包括成像通道,所述成像通道用于经由所述探头接收图像数据,以导出所述图像。针对在所述通道上接收到的所述数据,并且在已经应用聚焦延迟的情况下,计算所述数据中的相似性的度量。所述限定基于所述度量。

[0010] 在又另外的子方面中,所述度量表示不同孔径的波束加和 (beamsummed) 数据之间的相关性,所述通道被划分在所述孔径中。

[0011] 在再一子方面中,所述孔径是交错互补的孔径。

[0012] 在具体的另一子方面中,所述通道被随机地划分在所述孔径中。

[0013] 在另一子方面中,确定在各方向上的超声波束是否被阻挡,所述限定基于所述确定的结果。

[0014] 在其子方面中,所述工具具有成像通道,所述成像通道用于经由所述探头接收图像数据,以导出所述图像。计算在多个通道上接收到的所述数据的相干性的度量。对方向上阻挡/未阻挡的所述确定是基于在该方向上位置的所述度量的。

[0015] 在其另外的一个子方面中,在方向上的确定基于在该方向上所述度量是否指示至少预定数量的位置的预定水平的相干性,所述度量是针对所述方向来计算的。

[0016] 在不同的子方面中,所述视场是V形的,其中,所述V的点在所述探头处。

[0017] 作为相关子方面,所述标记的形状像线段。

[0018] 在其一个子方面中,将在视觉上表示所述限定的第二标记与所述图像集成,用于在所述显示器上的联合可视化。所述工具还被配置用于根据所述视场相对于所述阻挡的移动来动态移动所述第二标记。所述标记联合地为V形。

[0019] 在另一子方面中,所述标记表示所述阻挡的空间边界。

[0020] 作为备选的子方面,所述集成涉及将颜色添加到所述图像作为所述标记。

[0021] 作为额外的子方面,所述图像的形状像圆的扇面。

[0022] 在又一子方面中,所述探头是矩阵探头,其中,所述视场是三维的。相对于相同的探头位置,另一标记被与另一图像集成,用于在所述显示器上的联合可视化,所述两幅图像在不同的成像平面中。所述工具还被配置用于在相应的不同成像平面中根据所述视场相对于阻挡的移动来动态移动所述另一标记。

[0023] 作为以上的子方面,所述另一图像与所述图像被同时显示在所述显示器上。

[0024] 在具体子方面中,所述检测和所述限定关于作为所述阻挡的原因的人类或动物的肋骨。

[0025] 在具体子方面中,计算所述视场内具有有效数据的采样位置的分数。在所述显示

器上示出计算出的分数的指示符。

[0026] 在所述工具的一个版本中,所述视场在成像平面内。所述阻挡关于所述成像平面中的成像。

[0027] 在另外的子版本中,所述工具被配置用于将所述成像平面旋转成与相应的x平面对准或不对准,并且被配置用于根据所述旋转来动态移动所述标记。

[0028] 在又另外的子版本中,所述成像平面横向于引起所述阻挡的一根或多根肋骨。

[0029] 在又一个子方面中,所述视场是所述探头的视场。

[0030] 以下在未按比例绘制的附图的帮助下阐述了该新颖、实时、交互式视觉引导技术的细节。

附图说明

[0031] 图1是根据本发明的超声技术人员交互式引导装置的示意图;

[0032] 图2是根据本发明的、示出了成像-阻挡分界以及阻挡的方向的范例的图示;

[0033] 图3是根据本发明的、涉及基于相干的空间分辨以及基于该分辨的视图阻挡边界确定的流程图和方程列表;

[0034] 图4是图示了随机互补换能器阵列孔径以及它们在跟踪视觉阻挡的空间限制中的使用的概念图;

[0035] 图5是根据本发明的、对图1的装置的一个实现方式的总体操作的流程图;

[0036] 图6A是根据本发明的相干图推导的范例的流程图;

[0037] 图6B是根据本发明的边界线确定的范例的流程图;并且

[0038] 图6C是根据本发明的更新显示器上的呈现的范例的流程图。

具体实施方式

[0039] 图1通过说明性和非限制性范例描绘了超声技术人员交互式引导装置100。装置100包括医学超声设备104和交互式视觉引导工具108。被包括在工具108中的是阻挡模块112、分界跟踪处理器116、成像数据相干性处理器120和显示控制电路124。医学超声设备104包括显示器128;视图绘制模块132;系统控制器136;存储器140;具有换能器阵列148、成像通道152和波束形成器154、156的成像探头144;以及用户控制160。阻挡模块112检测并在空间上限定阻挡。分界跟踪处理器116将视觉上表示阻挡模块112的空间限定的标记与超声图像集成用于在显示器128上的联合可视化。成像数据相干性处理器120与经由探头144的互补孔径采集到的成像数据相关。

[0040] 图2示出了对利用对着人类或动物的皮肤并在肋间被放置的成像探头144经由换能器阵列148采集到的扇形超声图像204或声像的表示。成像平面横向于肋骨208、212,所述肋骨部分地阻挡探头144的视场216。如本文中以上讨论的,对于无经验的临床医生,可能不容易只根据图像204而不利用添加的图形来辨别阻挡。肋骨208、212和/或肺(未示出)引起对成像的阻挡。阻挡能由在非阻挡区域236的两侧上的阻挡区域228、232来表征。对心脏240的成像被在右侧示出的肋骨212部分地阻挡。屏幕上的标记244在视觉上表示空间限定的阻挡,所述标记244形状像延伸到扇形或扇面形的图像204的弯曲部分的线段,并且重叠在图像上用于联合可视化。视场216可能例如通过探头移动而变化。变化期间,标记244在屏幕上

实时地圆周移动以保持指示在右侧示出的肋骨212对当前屏幕上图像204的成像阻挡。具体而言,分界跟踪处理器116估计右侧示出的肋骨212的左边缘246相对于换能器阵列148的成像孔径的角度。第二标记248也基于在图2的左侧示出的肋骨208的右边缘250实时地跟踪阻挡,标记与在探头144的“V”的点联合地保持“V”形。沿“V”的两条腿外侧行进的散列标记254指示阻挡的区域。图2所示的肋骨208、212将不在屏幕上出现;而是借助于标记244、248来跟踪它们的存在。图2所示的心脏240可以在屏幕上作为被生成为表示基于超声成像的分割的图形出现。或者心脏240可以在屏幕上仅作为超声图像204的部分出现。尽管本文讨论的焦点涉及基于肋骨的阻挡,但是阻挡也能够源于肺组织,并且跟踪标记244、248将自动构造阻挡的区域228、232。

[0041] 通道数据的相干性被用来检测阻挡。每个通道递送与其各自的固定换能器元件或元件的补片相关联的其各自的射频数据幅值。由于超声回波返回,其在元件上的入射压力快速且周期性地被采样。样本根据被评估的场点的视线行进时间几何学而相对于彼此被延迟。这里,“相干性”是指在应用以上提及的接收聚焦延迟之后通过阵列的不同通道记录的数据之间的相似性。

[0042] 相干性的一个标准是基于波束加和数据相干性估计方法,例如在Yen等人的美国专利公开No.2009/0141957中描述的方法。

[0043] 该估计方法能够被定制为检测肋骨和肺阻挡,并且以下使用两个波束形成器154、156来说明。使 $s_j(r, \theta)$ 表示在沿 θ 方向上的接收波束在深度 r 处的(实际值)通道数据,该数据是在应用聚焦延迟之后通过第 j 个通道接收的,并且使 C_1 和 C_2 分别表示在第一波束形成器154和第二波束形成器156中使用的通道的集合。第 k 个($k=1,2$)波束形成器的输出是 $b_k(r, \theta)$,图3中示出了其方程。当所有的通道数据 $s_j(r, \theta)$ 在通道间是相同的时,无论如何选择 C_1 和 C_2 , $b_1(r, \theta)$ 和 $b_2(r, \theta)$ 都将是高度相关的。另一方面,当通道数据主要由旁瓣区域中的散射器贡献时,如果适当地选择 C_1 和 C_2 ,则 b_1 和 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、交错的孔径。简而言之,基于 b_1 和 b_2 之间的相关性来在同轴信号与离轴信号之间进行辨别是可能的。相关器的输出是 $b_1(r, \theta)$ 和 $b_2(r, \theta)$ 的相关性系数 $\rho(r, \theta)$,其被定义为如图3中所列出的,其中, w 是实对称加权函数。接着对 $\rho(r, \theta)$ 进行低通滤波以得到用于阻挡检测的平滑的相关性映射 $\hat{\rho}(r, \theta)$ 。相关性系数 $\rho(r, \theta)$ 用作在已经应用聚焦延迟的成像通道上接收到的数据间的相似性度量或相干性度量。其表示在成像通道被划分在孔径之间的情况下不同孔径的波束加和数据之间的相关性。如以下进一步讨论的,划分可以是随机的。

[0044] 在图3中示出了算法的流程图。针对 C_1 (步骤S310)和 C_2 (步骤S320)获得加和 $s_j(r, \theta)$ 。使它们相关以计算相关性系数 $\rho(r, \theta)$ (步骤S330),对所述相关性系数 $\rho(r, \theta)$ 进行低通滤波(步骤S340)以产生平滑的相关性系数映射或用于阻挡检测的“相关性映射” $\hat{\rho}(r, \theta)$ (步骤S350)。接着生成每个用作阻挡与非阻挡之间的空间边界的标记244、248用于在倒转的“V”显示中的呈现(步骤360)。

[0045] 在具体范例中,使用具有80个换能器元件的探头在脉冲-反转模式下以32MHz采样率采集数据。每帧具有44个波束并且波束密度为0.4944波束/度。发射和接收的中心频率分别为1.3和2.6MHz。 $C_1 = \{20-22, 26-28, 32-34, 38-40, 44-46, 50-52, 56-58\}$ 并且 $C_2 = \{23-25, 29-31, 35-37, 41-43, 47-49, 53-55, 59-61\}$ 。相干器中使用的加权函数 w 是51(轴向或在 r 方向上)乘1(侧向或在 θ 方向上)的矩形函数(boxcar)并且平滑滤波器是501乘3的矩形函数。

[0046] 由于孔径的周期性结构,离轴信号的相关性系数 ρ 的灵敏度随着离轴信号的方向周期性变化。

[0047] 这种周期性能够通过使子孔径大小随机化而被减轻,同时仍保持两个孔径互补。换言之,通道在孔径之间被随机划分。

[0048] 随机互补孔径的范例是 $C_1 = \{21-22, 26-28, 30-31, 35, 37, 39, 41-45, 49, 51, 53, 57, 60-61\}$ 并且 $C_2 = \{20, 23-25, 29, 32-34, 36, 38, 40, 46-48, 50, 52, 54-56, 58-59\}$ 。

[0049] 为了验证波束及其方向是否被阻挡,在72至180mm的深度之间对具有高于0.55的相关性系数($\hat{\rho}$)的点的数量进行计数。如果在波束中至少有400个点(以32MHz的采样率)具有高相干性,则认为该波束穿透到组织中。否则认为它被肋骨阻挡。

[0050] 深度范围的上限不是关键的。比一般的人类肋骨的深度大得多的72mm可以被选择为下限,这是因为高相干性或相关性系数值可能因多次反射(或回响)而存在于正好在肋骨下的区域中,并且这样的反射倾向于随深度逐渐消失。

[0051] 所描述的孔径不包括在全孔径两端中的通道。尽管孔径能够被扩展为包括那些通道,但如果使用大孔径则被阻挡波束的数量可能被低估。这是因为如果大的互补孔径的部分没有被阻挡,那么互补孔径输出的相关性系数可能仍然高。

[0052] 图4图示了随机互补换能器阵列孔径,以及它们在跟踪视觉阻挡的空间界限中的使用。孔径404(C_1)被设定用于第一波束形成器154并且孔径408(C_2)被设定用于第二波束形成器156。沿水平轴表示成像通道410。使孔径404、408的波束加和输出相关以识别重叠在表示不同成像平面的两幅并排显示的声波图428、432上的标记412、416、420、424。

[0053] 图5说明了针对设备100的一个实现方式的整体操作的示范性流程500。装置100在初始化期间针对交错互补孔径(例如随机交错互补孔径)而被预设定(步骤S510)。产生步骤S350的相关性映射(步骤S520)。基于相关性映射 $\hat{\rho}(r, \theta)$ 设定阻挡边界线(步骤S530)。切换回孔径设定以采集超声图像用于显示(步骤S540)。如通过刷新显示器来针对视场216的移动更新呈现(步骤S550)。如果流程500继续(步骤S560),则切换回孔径设定以产生(随机)交错互补孔径(步骤S570),并且处理分支回到步骤S520中对相关性映射的推导。

[0054] 图6A是对步骤S520中的相关性映射形成的更详细说明。由互补孔径404、408的通道410接收成像数据(步骤S604)。通过通道应用聚焦延迟。波束形成器154、156中的每个分别进行聚焦延迟(步骤S608)。经延迟的数据由各波束形成器154、156进行波束加和;使波束形成器154、156中的一个的波束加和数据与另一个的波束加和数据相关,以计算相关性系数 $\rho(r, \theta)$;相关性系数 $\rho(r, \theta)$ 在轴向方向上按成像深度并且在波束方向上侧向地被排序;并且如在步骤S310-S350中的,对所述系数进行低通滤波并使之平滑,以完成映射 $\hat{\rho}(r, \theta)$ (步骤S612)。

[0055] 图6B是对步骤S530的边界线确定的更详细说明。当前方向和当前成像深度被分别初始化为第一方向和第一深度。深度、方向和相干性计数被初始化为零(步骤S616)。如果所完成的映射中的当前相关性系数 $\rho(r, \theta)$ 超过预定相关性阈值(S618),则认为对于该位置(r, θ)存在预定水平的相干性并且相干性计数递增(步骤S620)。无论在何种事件中,如果下一成像深度存在(步骤S624),则深度计数递增(步骤S628)并且返回到步骤S618。另一方面,如果下一成像深度不存在(步骤S624),则深度计数被清零(步骤S630),并且做出关于相干性计数是否超过预定的合格性阈值的查询,即沿当前方向针对各成像深度,是否有足够数

量的、每个都指示足够高的相关性的相关性系数 $\rho(r, \theta)$ (步骤S632)。如果超过合格性阈值 (步骤S632), 则该方向被认为是合格的 (步骤S636)。在任何情况下, 如果下一方向存在 (步骤S640), 则方向计数递增 (步骤S644), 并且返回到步骤S618。否则, 如果没有下一方向 (步骤S640), 则在最左边和最右边的合格方向处设定边界线, 以在空间上限定阻挡 (步骤S648)。图2中的边界线是标记244、248。

[0056] 作为对相关映射 $\hat{\rho}(r, \theta)$ 的逐行处理的备选方案, 能够通过图像或形态学处理 (例如丢弃异常值和/或抑制误差的扩张/腐蚀) 从映射导出图像。处理后, 标记244、248是构造输出区域的线。他们将固有地在屏幕上为用户指示位于标记外面的波束方向, 即如当前通过缺乏沿着波束的成像数据相干性而证明的, 其中的波束被阻挡。

[0057] 图6C是对步骤S550中更新或刷新屏幕上的呈现的更详细说明。超声图像204和标记244、248都被更新用于当前屏幕上的视图 (步骤S652)。由于之前的更新, 通过探头的移动或成像平面的旋转可能已经出现了视场216的移动。因此, 帧缓存器不仅利用当前采集到的超声成像而被更新以绘制超声图像, 而且也利用作为叠加的诸如标记244、248的图形而被更新。当前屏幕上的视图可以相应地具有一个或多个具有其各自的标记244、248的扇形图像204。在已经刷新为当前值之后, 在屏幕上还显示对具有有效数据的视场216内的采样位置的分数的不间断指示符 (步骤S656)。更具体地, 将在步骤S620中已经重复递增的相干性计数除以采样位置 (r, θ) 的总数, 以计算分数。

[0058] 上述相干性估计的备选方案是使用通过处理复数值通道数据而计算出的相干性因数。所述相干性因数被定义为:

$$[0059] \quad CF(r, \theta) \equiv \frac{\left| \sum_{j=1}^N S_j(r, \theta) \right|^2}{N \sum_{j=1}^N |S_j(r, \theta)|^2}$$

[0060] 其中, r 是沿波束方向的深度, θ 是波束方向, $S_j(r, \theta)$ 是在应用聚焦延迟之后由第 j 个通道在深度 r 处接收到的复数值通道数据, 并且 N 是通道的数量。分子中的项 $\sum_{j=1}^N S_j(r, \theta)$ (或者 $\left| \sum_{j=1}^N S_j(r, \theta) \right|$) 表示在相干波束形成后但是扫描变换和对数压缩之前的作为 r 和 θ 的函数的图像。只需要不多于单个的波束形成器。在上述讨论的映射和标记确定中, $CF(r, \theta)$ 代替了相关性系数 $\rho(r, \theta)$ 。

[0061] 在上述实施例中, 假设连续超声采集伴随着对屏幕上的显示的连续更新。备选地, 屏幕上的显示能够仅在视场216变化时被更新。因此, 更新能够响应于能由集成电磁 (EM) 传感器检测的探头移动, 以及响应于图像平面移动 (例如旋转)。在Stanton等人的共同拥有的美国专利No. 7933007中可见这样的EM传感器的范例, 在此通过引用将其公开内容整体并入本文。

[0062] 一种用于成像采集和显示系统的、并且被配置用于关于视场阻挡的用户导航的交互式视觉引导工具检测并在空间上限定阻挡。它还将视觉上表示所述限定的标记与图像集成用于联合可视化。根据视场相对于阻挡的移动而动态移动标记。标记的形状能够如线段, 或者两个标记能够以“V”形结合以构造非阻挡区域。限定可以基于确定在各方向上的超声波束是否被阻挡。在一些实施例中, 被包括用于导出图像的是用于接收图像数据的成像通道, 计算其相干性度量, 即通道数据间的相似性。对方向的确定基于在该方向上的位置度

量。一种应用是在阻挡的肋骨之间对超声探头进行导航以得到标准心脏视图。

[0063] 除了使得能由护士或其他未特别经超声检查训练的临床医生执行诊断心脏检查，交互式视觉引导工具108还可以引导初学超声波检查人员。为了该目的或该模式，工具108能够以常规（灰度）声波图以及本文中以上描述的视觉反馈为特征。备选地，工具108的新颖的视觉反馈能够加快经训练的或有经验的超声波检查人员的工作流。包括工具108的超声技术人员交互式引导装置100可以包围更全面的交互式视觉引导系统，例如在Radulescu等人的共同受让的题为“Anatomically Intelligent Echocardiography for Point-of-Care”的专利申请中所公开的系统。

[0064] 尽管已经在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明，但这种说明和描述被视为说明性或示范性的，而非限制性的；本发明不限于所公开的实施例。

[0065] 例如，作为对“V”上的散列标记的替代，可以采用向外指向的箭头。

[0066] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书，在实践要求保护的本发明时，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，词语“包括”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。

[0067] 计算机程序能够被暂时地、临时地或者长时间地存储在适合的计算机可读介质上，例如光学存储介质或固态介质。这样的介质是非瞬态的仅意味着不是瞬时传播信号，但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和其他易失性存储器。

[0068] 单个处理器或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

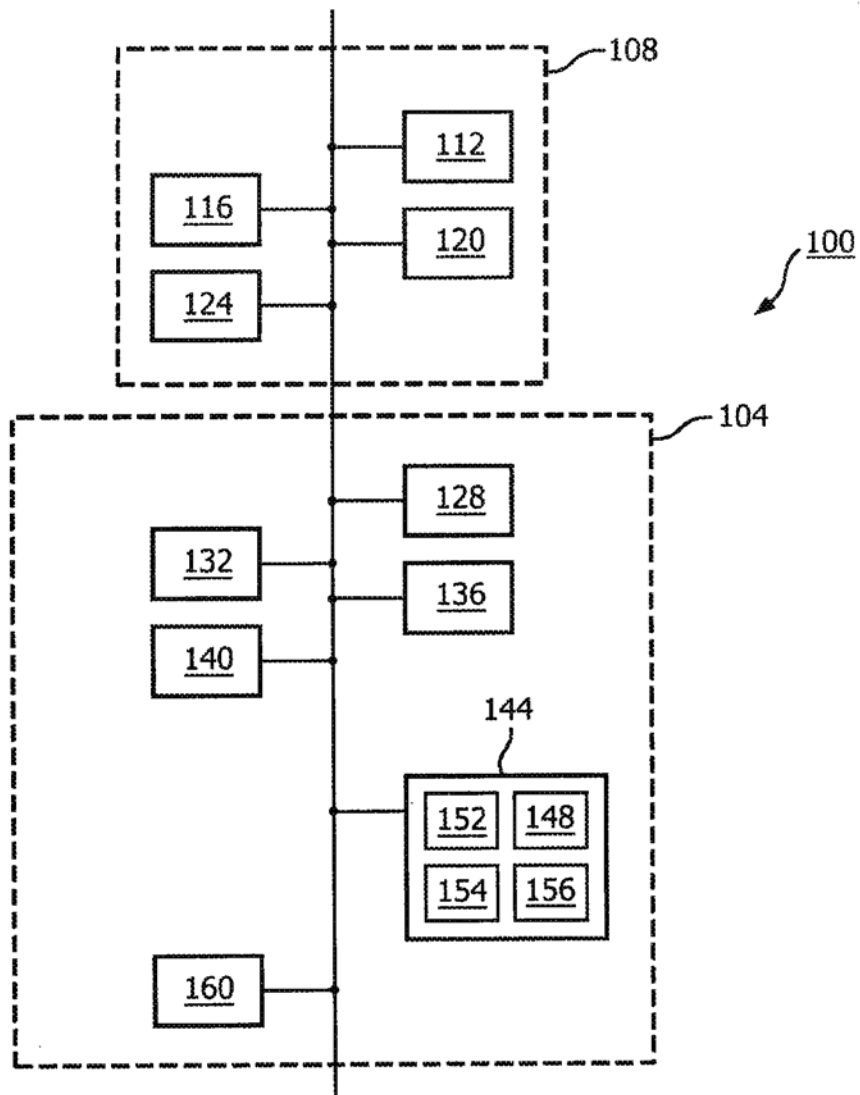


图1

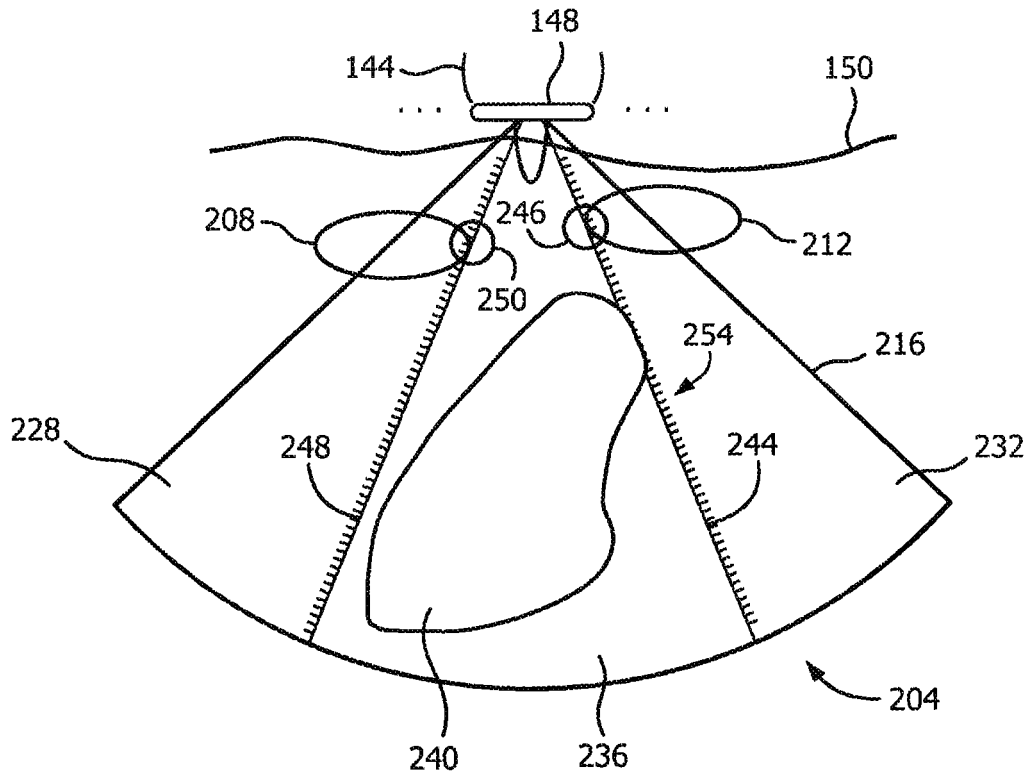


图2

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

其中

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

并且其中

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

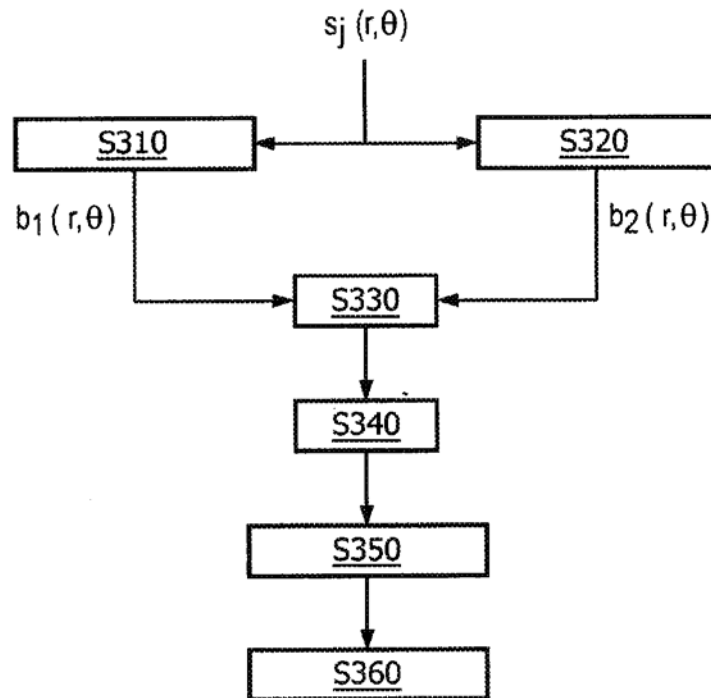


图3

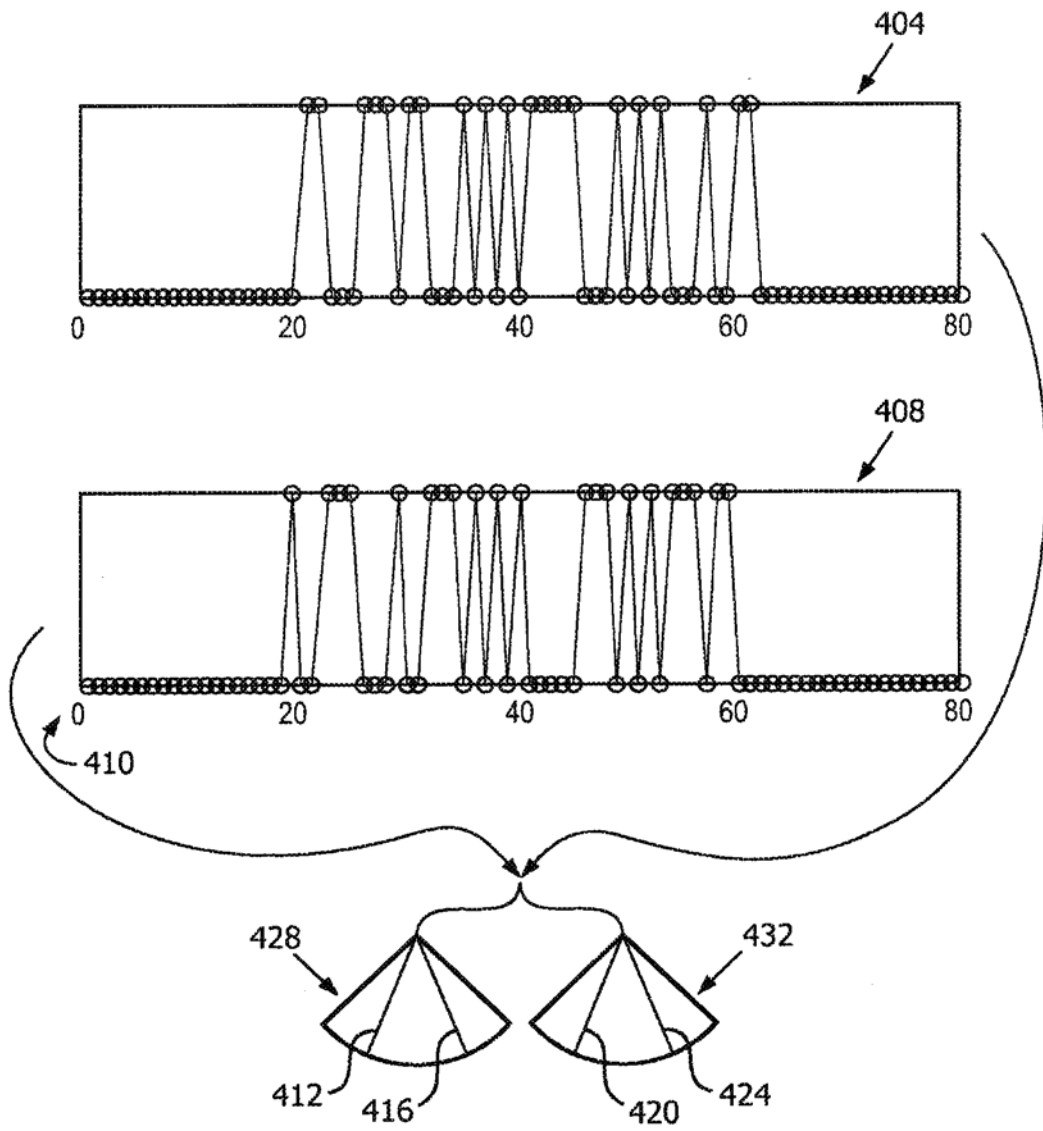


图4

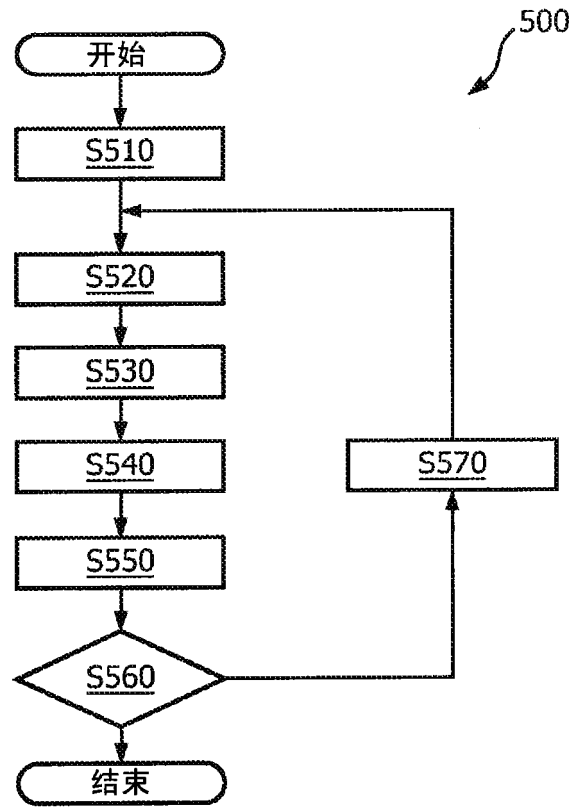


图5

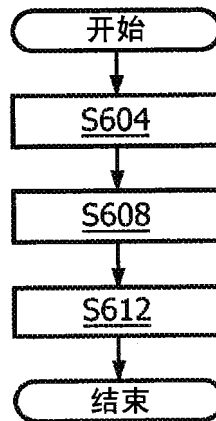


图6A

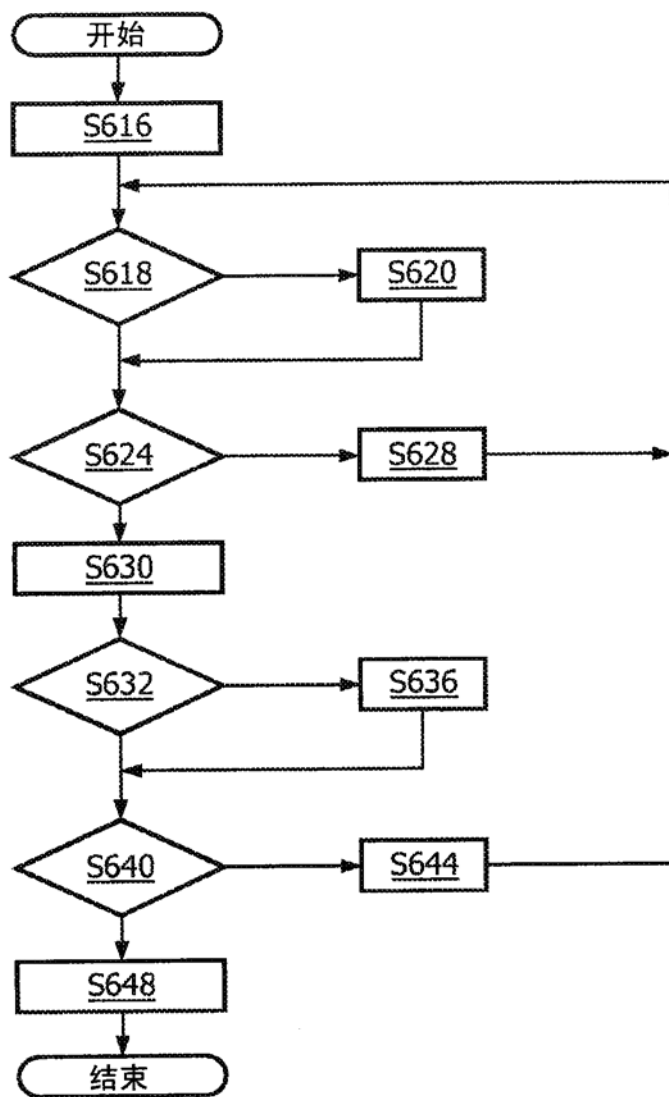


图6B

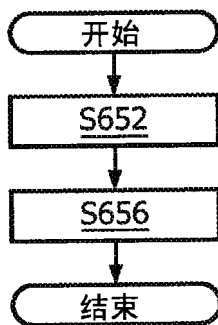


图6C

专利名称(译)	解剖学智能心回波描记术中的肋骨阻挡描绘		
公开(公告)号	CN105611878B	公开(公告)日	2019-01-29
申请号	CN201480037196.X	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 S王 KE蒂勒 D普拉特		
发明人	S-W·黄 E·G·勒杜列斯库 R·Q·埃尔坎普 S·王 K·E·蒂勒 D·普拉特		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B6/5205 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/483 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52047 G01S7/52085 G01S15/8927 G01S15/8977 A61B5/044 A61B8/0841 A61B8/463		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	张梅梅		
优先权	61/840696 2013-06-28 US		
其他公开文献	CN105611878A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于成像采集和显示系统的、并且被配置用于关于视场(216)阻挡的用户导航的交互式视觉引导工具检测并在空间上限定阻挡。它还将视觉上表示所述限定的标记(244)与图像集成用于联合可视化。根据视场相对于阻挡的移动而动态移动标记。标记的形状能够如线段,或者两个标记(244、248)能够以“V”形结合以构造非阻挡区域。限定可以基于确定在各方向上的超声波束是否被阻挡。在一些实施例中,被包括用于导出图像的是用于接收图像数据的成像通道,计算其相干性度量,即通道数据间的相似性。对方向的确定基于在该方向上的位置的度量。一种应用是在阻挡的肋骨(208、212)之间对超声探头进行导航以得到标准心脏视图。

