



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103908297 B

(45) 授权公告日 2016. 02. 10

(21) 申请号 201310751665. 1

US 2005/0113695 A1, 2005. 05. 26, 说明书第

(22) 申请日 2013. 12. 31

18-22 段及图 1-5.

(30) 优先权数据

审查员 杨星

13/731531 2012. 12. 31 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 J. 汉斯加德 E. N. 斯蒂恩

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 叶晓勇 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1897878 A, 2007. 01. 17, 说明书第 5 页最后 1 段到第 8 页第 5 段及图 1-5.

EP 1245191 A2, 2002. 10. 02, 全文.

US 4706681, 1987. 11. 17, 全文.

WO 96/25881 A1, 1996. 08. 29, 全文.

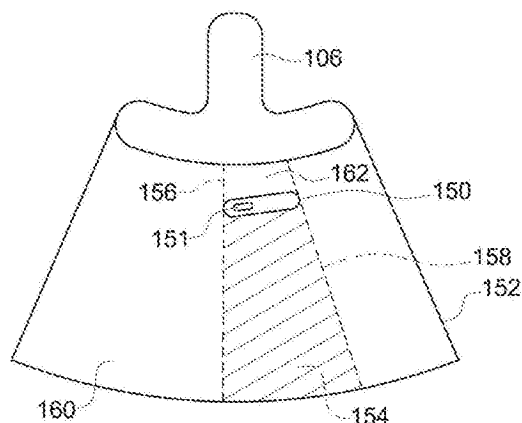
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54) 发明名称

用于识别来自阴影区域的数据的超声成像系统和方法

(57) 摘要

本发明提供用于识别来自阴影区域的数据的超声成像系统和方法,其包括用探头采集包括介入装置的关注区域的超声数据,识别介入装置相对于探头的位置以及基于介入装置的位置在关注区域内识别阴影区域。系统和方法包括识别从阴影区域采集的超声数据的子集,生成图像,以及显示图像,其中所述图像包括识别从超声数据的第一子集生成的阴影区域部分的图形指示器。



1. 一种超声成像的方法,其包括:
用探头采集关注区域的超声数据,所述关注区域包括介入装置;
自动地识别所述介入装置相对于所述探头的位置;
基于所述介入装置相对于所述探头的位置在所述关注区域内自动地识别阴影区域;
自动地识别从所述阴影区域采集的超声数据的子集;
基于所述超声数据生成图像,所述图像包括识别从所述超声数据的所述子集生成的阴影图像区域的图形指示器;以及
显示所述图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述图形指示器包括轮廓线。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述图像包括体绘制图像,并且所述图形指示器包括呈所述阴影区域的形状的几何体。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,其还包括响应用户输入在显示所述图形指示器和去除所述图形指示器之间切换。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述图形指示器包括着色所述阴影图像区域。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述图形指示器包括将不同透明度应用到所述阴影图像区域。
7. 一种超声成像的方法,其包括:
用探头采集关注区域的超声数据,所述关注区域包括介入装置;
自动地识别所述介入装置相对于所述探头的位置;
基于所述介入装置相对于所述探头的位置,在所述关注区域内自动地识别阴影区域和非阴影区域;
自动地识别从所述阴影区域采集的超声数据的第一子集和从所述非阴影区域采集的超声数据的第二子集;
与所述超声数据的所述第二子集不同地可视化所述超声数据的所述第一子集以生成图像;以及
显示所述图像。
8. 根据权利要求7所述的超声成像的方法,其特征在于,用不同于所述超声数据的所述第二子集的颜色可视化所述超声数据的所述第一子集。
9. 根据权利要求7所述的超声成像的方法,其特征在于,用不同于所述超声数据的所述第二子集的透明度可视化所述超声数据的所述第一子集。
10. 根据权利要求9所述的超声成像的方法,其特征在于,用比所述超声数据的所述第二子集更大的透明度水平可视化所述超声数据的所述第一子集。
11. 根据权利要求9所述的超声成像的方法,其特征在于,所述超声数据的所述第一子集被可视化为完全透明。
12. 根据权利要求7所述的超声成像的方法,其特征在于,用与所述超声数据的所述第二子集不同的颜色和不同的透明度可视化所述超声数据的所述第一子集。
13. 根据权利要求7所述的超声成像的方法,其特征在于,用与所述超声数据的所述第二子集不同的强度可视化所述超声数据的所述第一子集。

14. 根据权利要求 7 所述的超声成像的方法,其特征在于,所述自动地识别所述介入装置的位置包括对原始超声数据执行图像处理算法。

15. 根据权利要求 7 所述的超声成像的方法,其特征在于,所述自动地识别所述介入装置的位置包括从位于所述介入装置上的跟踪装置接收信号。

16. 一种超声成像系统,其包括:

探头;

显示装置;以及

处理器,所述处理器与所述探头和所述显示装置电子通信,其中所述处理器配置成:

控制所述探头以采集包括介入装置的关注区域的超声数据;

识别所述介入装置相对于所述探头的位置;

基于所述介入装置相对于所述探头的位置识别由所述介入装置导致的关注区域中的阴影区域;

识别关注区域中的非阴影区域;

识别从所述阴影区域采集的超声数据的第一子集和从所述非阴影区域采集的超声数据的第二子集;

通过与所述超声数据的所述第二子集不同地可视化所述超声数据的所述第一子集来生成图像;以及

在所述显示装置上显示所述图像。

17. 根据权利要求 16 所述的超声成像系统,其特征在于,其还包括附连到所述介入装置的跟踪装置。

18. 根据权利要求 17 所述的超声成像系统,其特征在于,所述跟踪装置包括电磁跟踪系统的部件。

19. 根据权利要求 17 所述的超声成像系统,其特征在于,所述跟踪装置包括定位在所述介入装置上的换能器元件。

20. 根据权利要求 17 所述的超声成像系统,其特征在于,所述处理器配置成用于与所述超声数据的所述第二子集不同的颜色可视化所述超声数据的所述第一子集。

21. 根据权利要求 17 所述的超声成像系统,其特征在于,所述处理器配置成用于与所述超声数据的所述第二子集不同的透明度可视化所述超声数据的所述第一子集。

用于识别来自阴影区域的数据的超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及用于视觉地识别或区分基于从阴影区域采集的数据生成的图像的一部分的超声成像系统和方法。

背景技术

[0002] 超声引导介入程序典型地依靠超声图像获得介入装置,例如导管或可植入装置、例如支架的实时位置数据,以便正确地定位和定向介入装置。然而,介入装置的存在可能产生阴影区域,所述阴影区域对由临床医生使用以引导介入装置的超声图像具有不利影响。介入装置可能散射或反射用于生成图像的很多声能,因此使得难以或不可能基于从阴影区域采集的数据精确地可视化到图像的部分中的结构。由于由介入装置导致的散射和反射,可能难以确定图像的一部分是由从阴影区域外部采集的可靠数据还是由从阴影区域采集的不可靠数据生成。当观察角度从 3D 或 4D 数据生成的任意切割平面或体绘制时,由于保持相对于初始采集几何定向的难度增加,这可能更加成问题。

[0003] 由于这些和其它原因,期望一种用于识别从阴影区域采集的数据的改进方法和超声成像系统。

发明内容

[0004] 通过阅读和理解以下说明书将理解,在本文中解决了上述缺点、缺陷和问题。

[0005] 在实施例中,一种超声成像的方法包括用探头采集关注区域的超声数据,所述关注区域包括介入装置。所述方法包括自动地识别所述介入装置相对于所述探头的位置以及基于所述介入装置相对于所述探头的位置在所述关注区域内自动地识别阴影区域。所述方法包括自动地识别从所述阴影区域采集的超声数据的第一子集。所述方法包括基于所述超声数据生成图像,以及显示所述图像,所述图像包括识别从所述超声数据的所述第一子集生成的阴影图像区域的图形指示器。根据该实施例的第二方面,所述图形指示器包括轮廓线。根据该实施例的第三方面,所述图像包括体绘制图像,并且所述图形指示器包括呈所述阴影区域的形状的几何体。根据该实施例的第四方面,其还包括响应用户输入在显示所述图形指示器和去除所述图形指示器之间切换。根据该实施例的第五方面,所述图形指示器包括着色所述阴影图像区域。根据该实施例的第六方面,所述图形指示器包括将不同透明度应用到所述阴影图像区域。

[0006] 在实施例中,一种超声成像的方法包括用探头采集关注区域的超声数据,所述关注区域包括介入装置。所述方法包括自动地识别所述介入装置相对于所述探头的位置。所述方法包括基于所述介入装置相对于所述探头的位置在所述关注区域内自动地识别阴影区域和非阴影区域以及自动地识别从所述阴影区域采集的超声数据的第一子集和从所述非阴影区域采集的超声数据的第二子集。所述方法包括与所述超声数据的所述第二子集不同地可视化所述超声数据的所述第一子集以生成图像以及显示所述图像。根据该实施例的第八方面,该方法包括用不同于所述超声数据的所述第二子集的颜色可视化所述超声数据

的所述第一子集。根据该实施例的第九方面,该方法包括用不同于所述超声数据的所述第二子集的透明度可视化所述超声数据的所述第一子集。根据所述第九方面的第十方面,所述方法包括用比所述超声数据的所述第二子集更大的透明度水平可视化所述超声数据的所述第一子集。根据所述第九方面的第十一方面,所述超声数据的所述第一子集被可视化为完全透明。根据该实施例的第十二方面,该方法包括用与所述超声数据的所述第二子集不同的颜色和不同的透明度可视化所述超声数据的所述第一子集。根据该实施例的第十三方面,该方法包括用与所述超声数据的所述第二子集不同的强度可视化所述超声数据的所述第一子集。根据该实施例的第十四方面,该方法包括所述自动地识别所述介入装置的位置包括对原始超声数据执行图像处理算法。根据该实施例的第十五方面,该方法包括所述自动地识别所述介入装置的位置包括从位于所述介入装置上的跟踪装置接收信号。

[0007] 在另一实施例中,一种超声成像系统包括探头、显示装置以及与所述探头和所述显示装置电子通信的处理器。所述处理器配置成控制所述探头以采集包括介入装置的关注区域的超声数据。所述处理器配置成识别所述介入装置相对于所述探头的位置以及基于所述介入装置相对于所述探头的位置识别由所述介入装置导致的关注区域中的阴影区域。所述处理器配置成识别关注区域中的非阴影区域以及识别从所述阴影区域采集的超声数据的第一子集和从所述非阴影区域采集的超声数据的第二子集。所述处理器配置成通过与所述超声数据的所述第二子集不同地可视化所述超声数据的所述第一子集生成图像以及在所述显示装置上显示所述图像。

[0008] 根据以上实施例的第十七方面,该系统还包括附连到所述介入装置的跟踪装置。根据第十七方面的第十八方面,所述跟踪装置包括电磁跟踪系统的部件。根据第十七方面的第十九方面,所述跟踪装置包括定位在所述介入装置上的换能器元件。根据第十七方面的第二方面,所述处理器配置成用于与所述超声数据的所述第二子集不同的颜色可视化所述超声数据的所述第一子集。根据第十七方面的第二十一方面,所述处理器配置成用于与所述超声数据的所述第二子集不同的透明度可视化所述超声数据的所述第一子集。

[0009] 本领域的技术人员从附图及其详细描述将能够理解本发明的各种其它特征、目的和优点。

附图说明

- [0010] 图 1 是根据本申请实施例的超声成像系统的示意图;
- [0011] 图 2 是根据本申请实施例的方法的流程图;
- [0012] 图 3 是根据本申请实施例的介入装置的示意图;
- [0013] 图 4 是根据本申请实施例的 2D 阵列和关注区域 (ROI) 的示意图;
- [0014] 图 5 是根据本申请实施例的从超声数据生成的图像的示意图;
- [0015] 图 6 是根据本申请实施例的方法的流程图;
- [0016] 图 7 是根据本申请实施例的图像的示意图;以及
- [0017] 图 8 是根据本申请实施例的图像的示意图。

具体实施方式

[0018] 在以下详细描述中,参考形成详细描述的一部分的附图,并且在附图中作为示例

显示可以实施的具体实施例。充分详细地描述这些实施例以使本领域的技术人员能够实施实施例,并且应当理解其它实施例可以被利用并且在不脱离实施例的范围的前提下可以进行逻辑、机械、电和其它变化。所以以下详细描述不应当被视为限制本发明的范围。

[0019] 图 1 是根据实施例的超声成像系统 100 的示意图。超声成像系统 100 包括驱动探头 106 内的元件 104 以将脉冲超声信号发射到身体(未显示)中的发射束成形器 101 和发射器 102。根据实施例探头 106 可以是 2D 阵列探头。然而,根据其它实施例可以使用探头的其它类型。脉冲超声信号可以从身体中的结构,例如血细胞或肌肉组织反向散射,以产生返回到元件 104 的回波。回波由元件 104 转换成电信号或超声数据,并且电信号由接收器 108 接收。表示被接收回波的电信号通过输出超声数据的接收束成形器 110。根据一些实施例,探头 106 可以包含电路,以起到发射和 / 或接收束成形器的全部或一部分的作用。例如,发射束成形器 101、发射器 102、接收器 108 和接收束成形器 110 的全部或部分可以位于探头 106 内。术语“扫描”可以在本公开中用于表示通过发射和接收超声信号的过程采集数据。术语“数据”或“超声数据”可以在本公开中用于表示用超声成像系统采集的一个或多个数据集。用户接口 115 可以用于控制超声成像系统 100 的操作,包括控制患者数据的输入、改变扫描或显示参数等。

[0020] 超声成像系统 100 也包括处理器 116,以控制发射束成形器 101、发射器 102、接收器 108 和接收束成形器 110。处理器 116 与探头 106 电子通信。处理器 116 可以控制探头 106 以采集数据。处理器 116 控制哪些元件 104 是激活的以及从探头 106 发射的波束的形状。处理器 116 也与显示装置 118 电子通信,并且处理器 116 可以将数据处理成图像以便显示在显示装置 118 上。为了本公开的目的,术语“电子通信”可以被限定为包括有线和无线连接。根据实施例处理器 116 可以包括中央处理器(CPU)。根据其它实施例,处理器 116 可以包括能够执行处理功能的其它电子部件,例如数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)或图形板。根据其它实施例,处理器 116 可以包括能够执行处理功能的多个电子部件。例如,处理器 116 可以包括选自包括以下的电子部件的列表的两个或多个电子部件:中央处理器、数字信号处理器、现场可编程门阵列和图形板。根据另一实施例,处理器 116 也可以包括解调 RF 数据并且生成原始数据的复合解调器(未显示)。在另一实施例中,解调可以在处理链中的早期执行。处理器 116 可以适合于根据多个可选择超声模式对数据执行一个或多个处理操作。数据可以在扫描会话期间随着回波信号被接收而实时地处理。为了本公开的目的,术语“实时”被限定为包括在没有任何故意延迟的情况下执行的程序。例如,实施例可以以 7-20 体积 / 秒的实时体积速率采集和显示数据。然而,应当理解实时帧速可以取决于采集每个数据体积所花费的时间的长度。因此,当采集较大数据体积时,实时体积速率可能较慢。因此,一些实施例可能具有比 20 体积 / 秒明显更快的实时体积速率,而其它实施例可能具有比 7 体积 / 秒更慢的实时体积速率。数据可以在扫描会话期间临时存储在缓冲器(未显示)中并且在现场或离线操作中欠实时地被处理。本发明的一些实施例可以包括多个处理器(未显示),以操作处理任务。例如,第一处理器可以用于解调和抽选 RF 信号,而第二处理器可以用于在显示图像之前进一步处理数据。应当领会其它实施例可以使用处理器的不同布置。

[0021] 超声成像系统 100 可以以例如 10Hz 到 30Hz 的帧速连续地采集数据。从数据生成的图像可以以类似帧速刷新。其它实施例可以以不同速率采集和显示数据。例如,取决于

数据的大小和预期应用,一些实施例可以以小于 10Hz 或大于 30Hz 的帧速采集数据。存储器 120 被包括以用于存储被采集数据的被处理帧。在示例性实施例中,存储器 120 具有足够的容量以存储至少若干秒价值 (worth) 的超声数据帧。存储数据帧的方式是便于根据它的采集顺序或时间检索。存储器 120 可以包括任何已知的数据存储介质。超声成像系统可以可选地包括跟踪接收器 117。跟踪接收器 117 配置成接收来自可以可选地附连到介入装置的跟踪装置 117 的信号。

[0022] 可选地,本发明的实施例可以使用造影剂实现。当使用包括微泡的超声造影剂时,造影成像生成身体中的解剖结构和血流的增强图像。在使用造影剂的同时采集数据之后,图像分析包括分离谐波和线性分量、增强谐波分量以及通过使用增强谐波分量生成超声图像。从被接收信号分离谐波分量是通过使用合适的滤波器来执行的。造影剂用于超声成像是本领域技术人员公知的并且因此将不进一步详细地进行描述。

[0023] 在本发明的各实施例中,数据可以由其它或不同的模式相关的模块由处理器 116 (例如, B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率等) 处理,以形成 2D 或 3D 数据。例如,一个或多个模块可以生成 B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率和它们的组合等。图像束和 / 或帧被存储并且指示数据被采集在存储器中的定时信息可以被记录。模块例如可以包括扫描转换模块,以执行扫描转换操作,从而转换来自坐标束空间的图像帧以显示空间坐标。可以提供视频处理器模块,在对患者执行程序的同时,其读取来自存储器的图像帧并且实时地显示图像帧。视频处理器模块可以将图像帧存储在从其读取和显示图像的图像存储器中。

[0024] 图 2 是根据示例性实施例的方法的流程图。流程图的单独方块表示可以根据方法 200 执行的步骤。附加实施例可以以不同顺序执行显示的步骤和 / 或附加实施例可以包括未在图 2 中显示的附加步骤。方法 200 的技术效果是识别 ROI 中的阴影区域和非阴影区域并且显示图像,其中从阴影区域采集的超声数据可以与从非阴影区域采集的超声数据不同地被可视化。将根据示例性实施例描述方法 200,其中方法 200 由图 1 的超声成像系统 100 的处理器 116 执行。

[0025] 图 3 是根据示例性实施例的探头 106 和介入装置 150 的示意性表示。根据一些实施例,跟踪装置 151 可以可选地附连到导管。将在下文中详细地描述跟踪装置 151。关注区域 (ROI) 152 也相对于探头 106 和介入装置 150 被显示。根据图 3 中所示的实施例探头 106 可以是扇形探头,但是应当领会其它实施例可以使用不同类型的探头,包括线性阵列探头、弯曲线性阵列探头、机械 3D 探头、2D 矩阵阵列探头或任何其它类型的超声探头。由于探头 106 的几何形状,ROI 152 为扇形。根据其它实施例,临床医生可以选择仅仅是探头 106 的总视场的一部分的 ROI。例如,临床医生可以选择是图 3 中所示的 ROI 152 的子集的 ROI。

[0026] 图 4 是根据实施例的 2D 阵列 170 和关注区域 (ROI) 172 的示意图。ROI 172 是 3D ROI,并且 2D 阵列 170 可以是探头 (未在图 4 中显示) 的部件。3D ROI,如 3D ROI 172 也可以由机械探头或通过使用 2D 探头采集数据的体积 (a volume of data) 进行采集。介入装置 174 显示为在 3D ROI 172 内。阴影区域 176 定位在介入装置 174 的远侧上。应当领会根据实施例阴影区域 176 是体积。非阴影区域 178 包括除了阴影区域 176 以外的 ROI 的全部。本领域的技术人员将领会阴影区域 176 的尺寸和位置取决于 2D 阵列 170 和 2D 阵列

170 相对于介入装置 174 的位置,以及用于采集 ROI 172 的波束的几何形状。相对于 2D 阵列 170 移动介入装置 174 或调节用于采集 ROI 172 的波束的几何形状可以导致不同阴影区域。

[0027] 参考图 1、2 和 3,在步骤 202,处理器 116 控制探头 106 以采集关注区域的超声数据,例如关注区域 (ROI) 152 的超声数据。根据实施例,介入装置、例如介入装置 150 被包括在 ROI 152 中。根据示例性实施例,介入装置 150 可以是导管。然而,根据其它实施例,可以使用包括支架或放置在患者的体内的任何其它物体的其它类型的介入装置。接着,在步骤 204,处理器 116 识别介入装置 152 相对于探头 106 的位置。

[0028] 许多不同技术可以用于识别介入装置 150 相对于探头 106 的位置。例如,根据示例性实施例,处理器 116 可以将图像处理算法应用于在步骤 202 采集的超声数据以便检测介入装置 150 的位置。图像处理算法可以应用于原始超声数据或已被扫描转换的超声数据。根据使用原始超声数据的实施例,处理器 116 可以作为图像处理算法的一部分扫描转换超声数据。许多不同图像处理算法可以用于基于超声数据来识别介入装置。将描述用于识别导管的位置的图像处理算法的实施例。应当领会对于使用图像处理算法来识别介入装置 150 的位置的实施例不必将跟踪装置 151 附连到介入装置 150。为了本公开的目的,应当领会术语“位置”被限定为包括介入装置 150 的平移位置以及取向,其可以包括围绕任何一个或多个任意轴线的旋转。

[0029] 然而,根据其它实施例,跟踪装置 151 可以用于确定介入装置 150 的位置。跟踪装置 151 可以是电磁跟踪系统中的部件。例如,跟踪装置可以包括三个相互正交线圈,其适合于检测由附近场发生器(未显示)生成的磁场的强度。跟踪接收器 117(在图 1 中显示)接收来自跟踪装置 151 的信号,并且基于来自三个正交线圈的每一个的信号,可以计算介入装置 150 的实时位置。也可以使用其它类型的跟踪装置。例如,跟踪装置 151 可以包括一个或多个加速度计或陀螺传感器以便有效地跟踪介入装置 150 的位置。如果临床医生例如通过将它定位在特定局限位置输入介入装置的开始位置,然后陀螺传感器和加速度计的组合可以检测在线性方向和旋转方向上的加速度。由于已知介入装置的初始位置,因此处理器 116 可以通过来自加速度计和陀螺传感器的信号计算介入装置的实时位置。根据附加实施例,可以使用能够确定介入装置 150 的位置的任何其它类型的跟踪装置。根据另一实施例,跟踪装置可以包括安装在介入装置上的换能器元件。换能器元件可以配置成以探头 106 可检测的频率发射超声能量。处理器 116 可以使用来自换能器元件的信号来定位介入装置。换能器元件将需要以在探头 106 的带宽内的频率发射超声能量。然而,为了避免中断超声数据,将必须使位于介入装置上的换能器元件脉动。

[0030] 根据另一实施例,处理器 116 可以阈值处理或分割超声数据,以便识别介入装置 150 的位置。显示介入装置的像素/体素应当在强度上相对于超声数据的剩余部分非常亮。处理器 116 例如可以应用连接部件分析,以识别应当标记为介入装置 150 的一部分的所有像素或体素。导管倾向于在形状上为大体圆柱形。所以,一些实施例可以应用基于形状的图像处理算法。例如,处理器 116 可以搜索具有与导管或其它介入装置一致的尺寸和形状的像素或体素的连接组。其它实施例可以将可变形模型,例如管状网格结构拟合到超声数据以便识别介入装置。处理器 116 可以访问介入装置的具体尺寸和形状。例如,在步骤 200 采集超声数据之前,用户可以输入正在使用的介入装置 150 的类型或者处理器 116,可以通

过 RFID 芯片或其它识别技术自动地检测介入装置的类型。如果处理器 116 具有关于介入装置 150 的尺寸和形状的先验知识,则处理器 116 应当能够基于超声数据更精确地识别介入装置的准确位置。根据实施例,处理器 116 可以组合各技术并且首先执行阈值操作,然后将经阈值处理的区域或体积匹配到介入装置的模型。该技术与仅仅使用阈值处理的技术相比可以提供额外精度和准确度。先前所述的图像处理技术是本领域技术人员公知的,因此将不再详细地进行描述。应当领会根据其它实施例,可以在步骤 204 使用许多不同图像处理算法和技术。

[0031] 接着在步骤 206,处理器 116 识别由介入装置 150 相对于探头 106 的位置导致的阴影区域 154。为了本申请的目的,术语“阴影区域”被限定为包括超声数据可能由于散射、反射或以另外方式阻挡来自探头 106 的声能而受到损害的区域或体积。例如,在图 3 中,阴影区域 154 相对于探头 106 位于介入装置 150 的远侧。根据实施例,处理器 116 可以通过基于介入装置 150 的位置和形状以及采集几何计算哪些采集的超声数据线将与介入装置 150 相交,来计算阴影区域 154 的范围。采集几何包括探头 105 相对于介入装置的相对位置和正在执行的采集的类型。图 3 包括第一虚线 156 和第二虚线 158。第一虚线 156 和第二虚线 158 表示采集超声数据所沿着的线。第一和第二虚线 156、158 表示图 3 中所示的阴影区域 154 的边界。介入装置 150 反射或散射由探头 106 发射到 ROI 152 中的声能。在步骤 206,处理器 116 也识别非阴影区域 160。非阴影区域 160 包括除了阴影区域 154 以外的 ROI 的全部。根据一些实施例,处理器 116 可以不具体地执行识别非阴影区域 160 的附加步骤。然而,由于非阴影区域 160 包括除了阴影区域 154 以外的 ROI 的全部,因此通过确定地识别阴影区域 154,处理器 116 实际上也识别了非阴影区域 160。本领域的技术人员也将领会非阴影区域 160 包括位于探头 106 和介入装置 150 之间的区域 162。

[0032] 接着,在步骤 208,处理器 116 识别从阴影区域 154 采集的超声数据的第一子集和从非阴影区域 160 采集的超声数据的第二子集。根据一个实施例,步骤 208 可以包括识别哪些体素或像素从阴影区域 154 采集并且哪些体素或像素从非阴影区域 160 采集。由于超声数据由探头 106 采集并且阴影区域 154 相对于探头被限定,因此处理器 116 在计算上容易识别超声数据的第一子集和超声数据的第二子集。

[0033] 在步骤 210,处理器 116 从超声数据生成图像。在生成图像的过程中,处理器 116 不同地可视化超声数据的第二子集与超声数据的第一子集。

[0034] 接着,在步骤 212,处理器 116 在显示装置 118 上显示图像。如先前关于步骤 210 所述,可能期望以允许临床医生容易地将从超声数据的第一子集生成的图像的部分与从超声数据的第二子集生成的图像的部分区分开的方式可视化超声数据的第一子集。这将允许临床医生快速地和容易地确定图像的部分表示来自阴影区域 154 的数据还是来自非阴影区域 160 的数据。

[0035] 图 5 是根据实施例的从超声数据生成的图像 250 的示意性表示。图像 250 可以从 2D 数据生成,例如由图 3 中所示的 ROI 152 表示,或图像 250 可以由 3D 数据生成,例如由图 4 中所示的 ROI 172 表示。例如,图像 250 可以表示从 3D 数据生成的切片或切割平面。根据其它实施例,图像可以是 3D 数据生成的体绘制图像(volume-rendered image)或表面绘制图像。

[0036] 仍然参考图 5,由剖面线表示的阴影图像区域 252 基于从阴影区域 154(在图 3 中

显示)采集的超声数据生成,而非阴影图像区域 254 基于从非阴影区域 160(在图 3 中显示)采集的超声数据生成。在一些类型的图像,例如用 2D 探头采集的 2D 图像或从 3D 数据生成的切片中,阴影图像区域 252 可以与阴影区域 154(在图 3 中显示)直接对应。换句话说,阴影图像区域 252 的形状和取向可以与阴影区域 154 相同。然而,在其它类型的图像,例如体绘制中,阴影图像区域 252 可以不与阴影区域 176(在图 4 中显示)直接对应。相反地,阴影图像区域 252 可以指示来自一个或多个体素的数据从阴影区域 176(在图 4 中显示)内被采集。

[0037] 如先前所述,许多不同技术可以用于不同于超声数据的第二子集地可视化超声数据的第一子集。与超声数据的第二子集不同地可视化超声数据的第一子集然后将允许临床医生容易地识别图像的特定部分是阴影图像区域 252 还是非阴影图像区域 254 的一部分。从阴影区域 154(在图 3 中显示)采集的超声数据的第一子集可以用与从非阴影区域 160(在图 3 中显示)采集的超声数据的第二子集不同的一个或多个不同可视化参数进行可视化表示。用于不同于超声数据的第二子集来可视化超声数据的第一子集的可视化参数包括颜色、透明度和亮度。根据示例性实施例下面将相对于 3D 超声数据描述应用不同可视化参数的示例性方式。

[0038] 在 3D 超声数据集中,每个体素或体元基于被接收的超声数据而被分配一个或多个值。处理器 116(在图 1 中显示)或独立体绘制单元(未显示)然后将体素数据转换成用于显示的格式。由处理器 116 使用的实际转换过程取决于正在生成的图像的类型。例如,处理器 116 可以生成图像,所述图像包括任意切割平面的切片、体绘制图像和投影图像。应当领会处理器 116 也可以从数据生成其它类型的图像。为了可视化超声数据,处理器 116 使一个或多个可视化参数的值与每个体素关联。例如,处理器可以使用一个或多个映射函数,使可视化参数,例如透明度、强度和颜色与每个体素关联。然而,根据实施例,超声数据的第一子集与超声数据的第二子集不同地被可视化。处理器 116 可以使用不同透明度、强度或不同颜色可视化超声数据的第一子集和超声数据的第二子集。或者根据实施例,可以不同地调制颜色。处理器 116 可以改变允许临床医生将阴影图像区域 252 与非阴影图像区域 254 区分开的任何其它可视化参数。在下文中,以不同于超声数据的第二子集来可视化超声数据的第一子集的效果,将相对于图 5 关于它们改变图像的外观的方式进行描述。另外,按照惯例,将在它们如何改变图像的外观方面描述可视化的差异。用于获得下面所述的效果的可视化技术是本领域技术人员熟悉和公知的。

[0039] 现在参考图 5,阴影图像区域 252 可以用不同于非阴影图像区域 254 的透明度进行显示。例如,阴影图像区域 252 可以用比非阴影图像区域 254 更大的透明度水平进行可视化。临床医生然后将由于该区域相对于非阴影图像区域的增加透明度而能够容易地识别阴影图像区域 252。根据另一实施例,从阴影区域采集的所有体素可以可视化为完全透明,导致在阴影图像区域 252 中不显示数据。根据另一实施例,在阴影图像区域 252 的显示中使用的一种颜色或多种颜色可以相对于非阴影图像区域 254 不同地调制。例如,如果阴影图像区域 252 中的所有颜色相对于非阴影图像区域 254 不同地调制,则临床医生将容易识别阴影图像区域 252。颜色可以被调制使得阴影图像区域 252 中的颜色相对于非阴影图像区域 254 较暖、较冷、红移(red-shifted)或蓝移(blue-shifted)。也可以使用其它类型的颜色调制。根据另外的其它实施例,阴影图像区域 252 可以使用不同于非阴影图像区

域 254 的强度进行可视化。阴影图像区域 252 可以用比非阴影图像区域 254 更大的强度或更小的强度进行可视化。可以使用可视化的差异以便相对于非阴影图像区域 254 突出显示阴影图像区域 252, 或者可以使用可视化的差异以便削弱阴影图像区域 252。根据另一实施例, 可以根据两个或更多个可视化参数来不同地可视化非阴影图像区域 254 与可视化阴影图像区域 252。例如, 可以组合地调制可视化参数, 例如强度、颜色和透明度, 以便更清楚地将阴影图像区域 252 与非阴影图像区域 254 区分开。

[0040] 根据另一实施例, 处理器 116 (在图 1 中显示) 可以根据其它技术视觉地区分阴影图像区域 252。例如, 处理器 116 可以勾画阴影图像区域 252 轮廓以便将它从非阴影图像区域 254 中勾画出。根据另一实施例, 可以作为体绘制图像的一部分生成阴影区域的形状和位置的几何体 (geometric solid)。这样, 当从不同视点观察体绘制图像时, 临床医生仍然可以容易地定位几何体并且知道几何体内的图像不太可靠, 原因是它从介入装置 174 (参见图 4) 的阴影区域 176 (参见图 4) 内被采集。

[0041] 图 6 是根据示例性实施例的方法 300 的流程图。流程图的单独方块表示可以根据方法 300 执行的步骤。附加实施例可以执行按照不同顺序显示的步骤和 / 或附加实施例可以包括未在图 6 中显示的附加步骤。方法 300 的技术效果是识别 ROI 中的阴影区域和非阴影区域, 并且显示包括识别阴影区域部分的图像指示器的图像。步骤 302 与步骤 202 (在图 2 中显示) 相同, 步骤 304 与步骤 204 (在图 2 中显示) 相同, 步骤 306 与步骤 206 (在图 2 中显示) 相同, 并且步骤 308 与步骤 208 (在图 2 中显示) 相同。由于先前关于图 2 描述了步骤 302、304、306 和 308, 因此将不再关于图 6 中所示的方法 300 描述它们。将根据实施例描述步骤 310 和 312, 其中使用超声成像系统 100 (在图 1 中显示) 执行该方法 300。

[0042] 在步骤 308, 处理器 116 已经识别从阴影区域采集的超声数据的第一子集和从非阴影区域采集的超声数据的第二子集。在步骤 310 期间, 处理器 116 基于超声数据生成图像。根据实施例, 图像包括至少部分地基于超声数据的第一子集生成的阴影区域部分。由于超声数据的第一子集从阴影区域, 例如图 4 中所示的阴影区域 176 采集, 因此基于从阴影区域 176 采集的数据生成阴影区域部分。处理器 116 也可以生成作为图像的一部分的图形指示器。图形指示器识别图像中的阴影区域部分, 因此使临床医生更容易确定图像的不同部分的可靠性。图形指示器可以包括用于视觉地指示阴影区域部分使得临床医生可以将阴影区域部分与从阴影区域 176 的外部采集的数据生成的非阴影区域部分区分开的任何类型的技术。图形指示器的例子包括可视化技术, 例如关于方法 200 所述的技术以及其它技术, 例如勾画轮廓或生成呈阴影区域的形状的几何体。

[0043] 图 7 是根据实施例的图像 320 的示意性表示。图像 320 包括使图像 320 的阴影区域部分 324 与图像 320 的非阴影区域部分 326 分离的轮廓线 322。根据其它实施例可以不同地配置轮廓线 322。

[0044] 图 8 是根据实施例的图像 340 的示意性表示。根据实施例, 图像 340 是体绘制图像。图像 340 包括将阴影区域部分 344 从非阴影区域部分 346 中勾画出来的几何体 342。几何体 342 是由介入装置 348 的位置导致的阴影区域的尺寸和形状的代表。几何体 342 的形状可以取决于介入装置 348 的形状以及用于采集数据的探头的位置和几何形状。图 8 中所示的几何体 342 是阴影区域的形状的绘制。几何体 342 可以重叠在阴影区域部分 344 上, 如图 8 中所示, 或者根据其它实施例, 几何体 342 可以代替阴影区域部分中的超声数据。

几何体 342 可以与图像的剩余部分同步地旋转或调节,以便显示图像或切割平面的不同视图。根据实施例,处理器 116 可以配置成在显示图形指示器,例如几何体 342 或轮廓线 322 和显示没有图形指示器的图像之间切换。例如,临床医生能够基于来自用户接口 115 的输入在观察包括图形指示器的图像和观察没有图形指示器的图像之间交替。

[0045] 该书面描述使用例子来公开包括最佳模式的本发明,并且也使本领域的任何技术人员能够实施本发明,包括制造和使用任何装置或系统并且执行任何包含的方法。本发明的专利范围由权利要求限定,并且可以包括本领域的技术人员想到的其它例子。这样的其它例子旨在属于权利要求的范围内,只要它们具有与权利要求的文字语言没有区别的结构元件,或者只要它们包括与权利要求的文字语言无实质区别的等同结构元件。

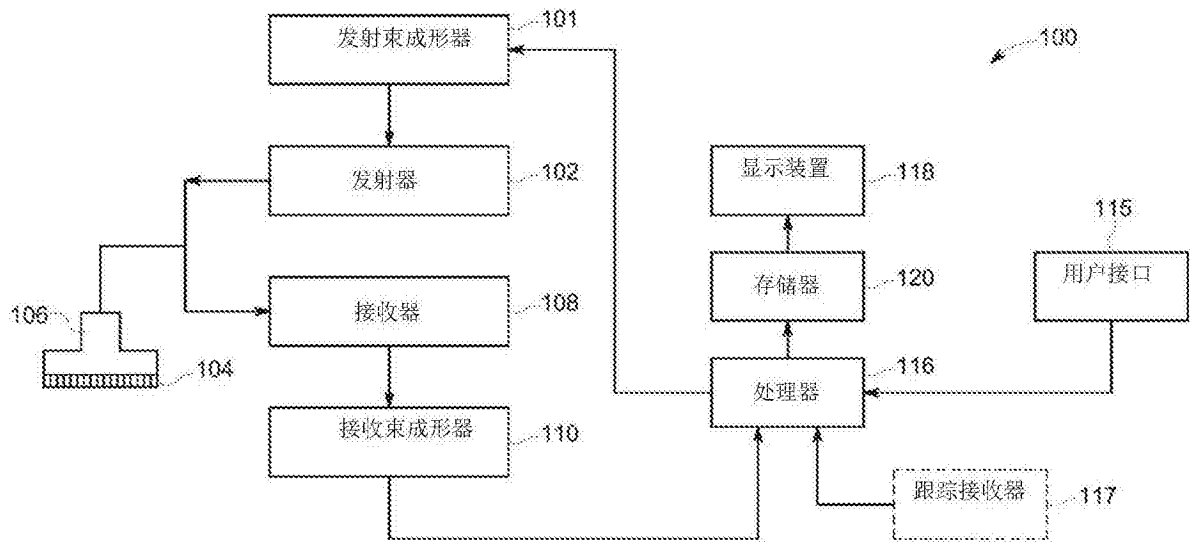


图 1

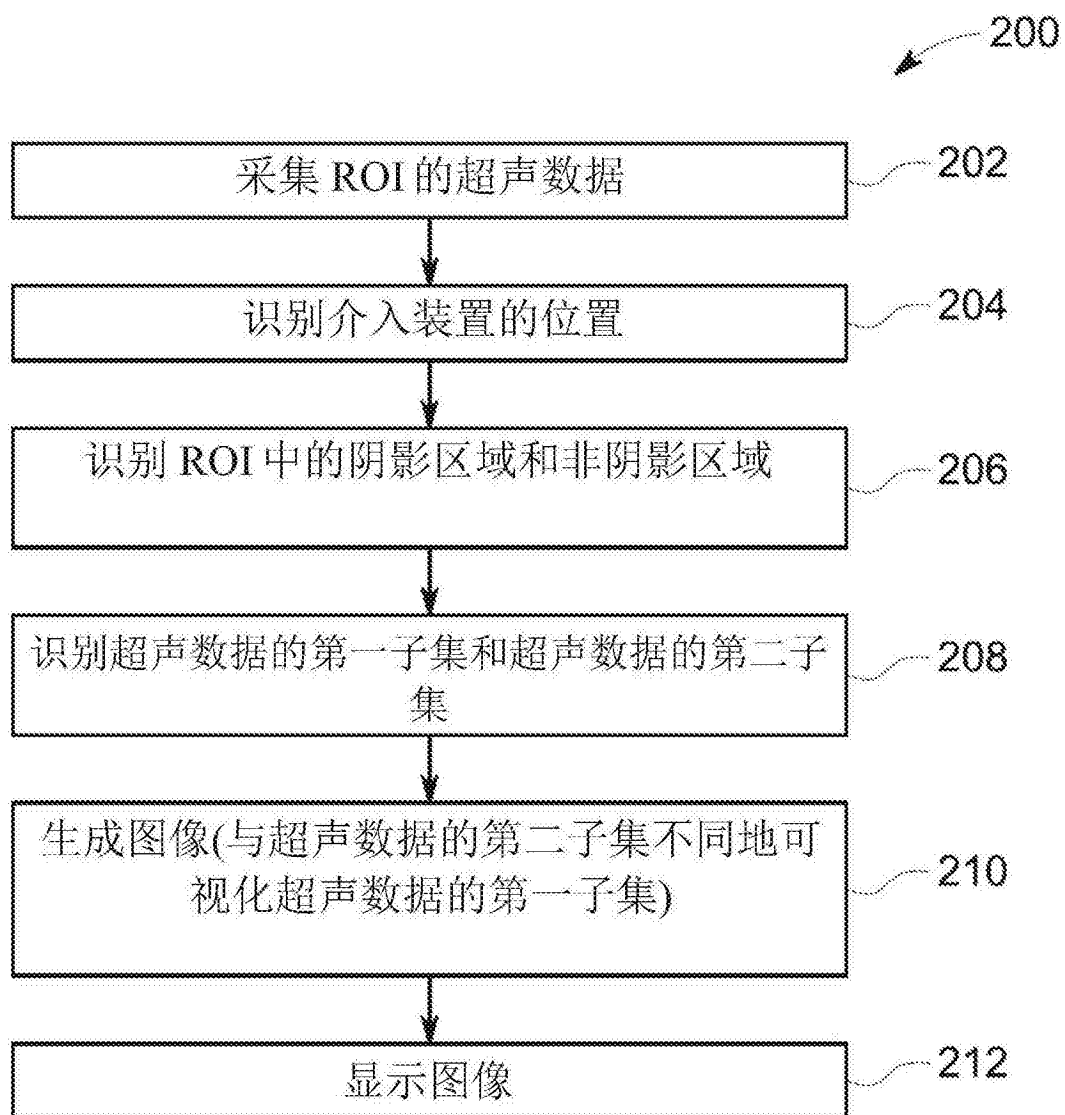


图 2

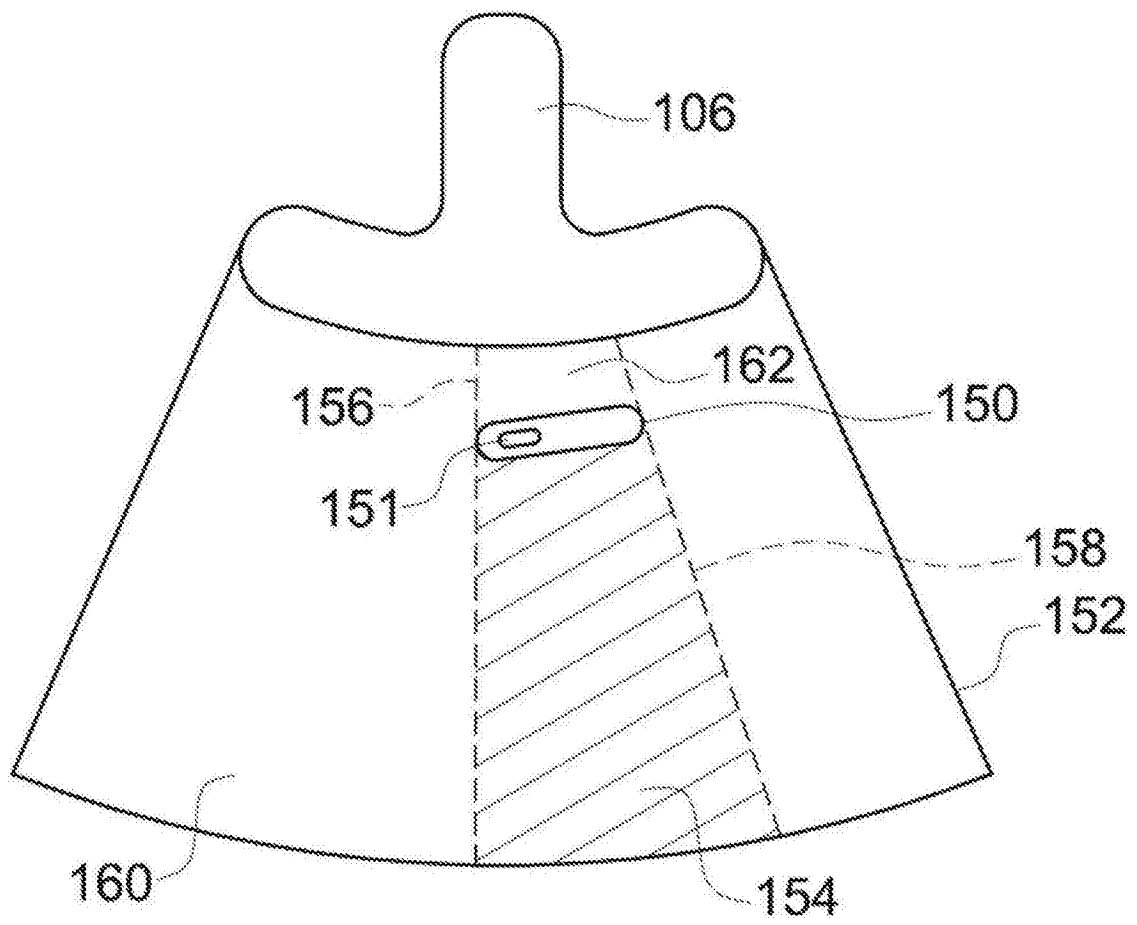


图 3

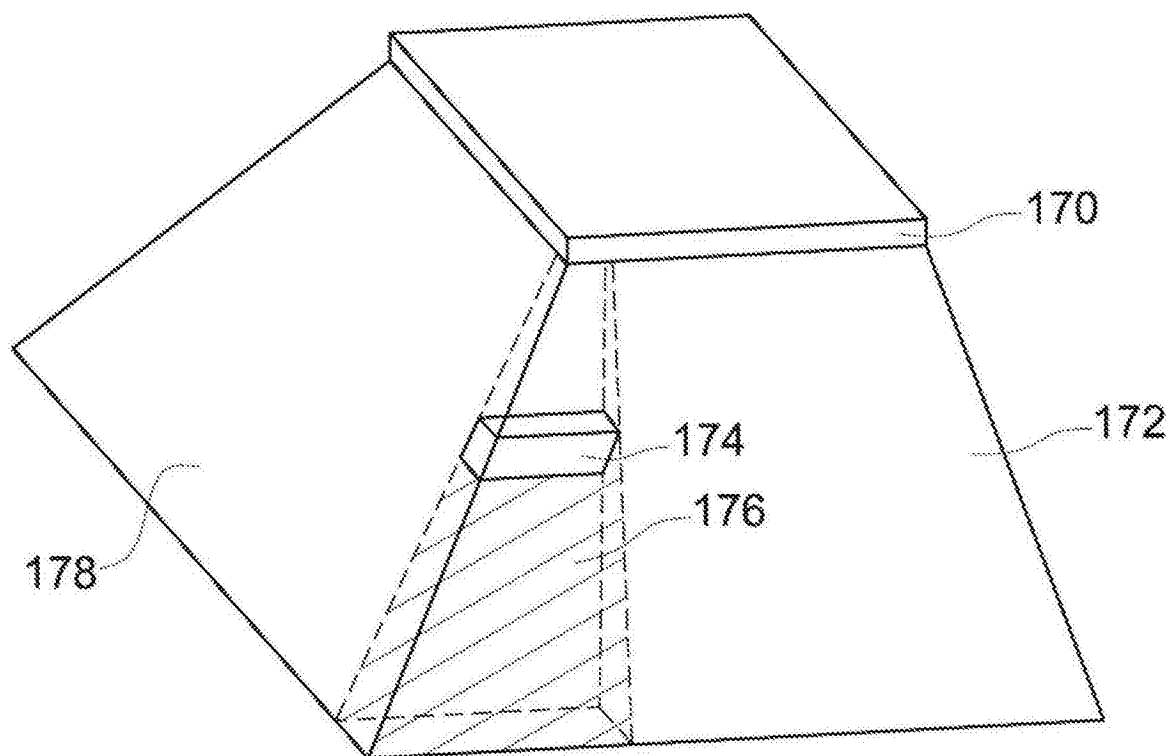


图 4

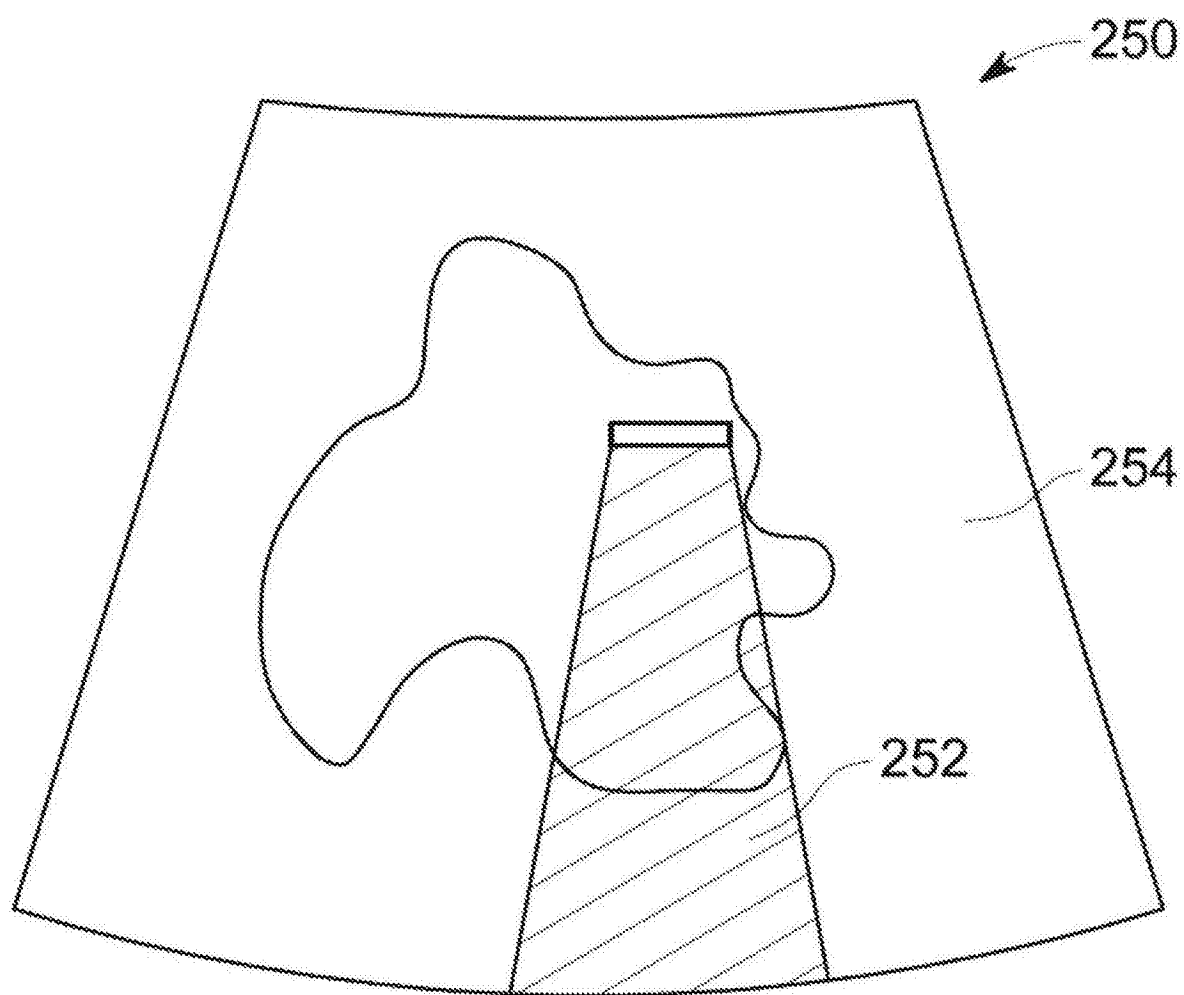


图 5

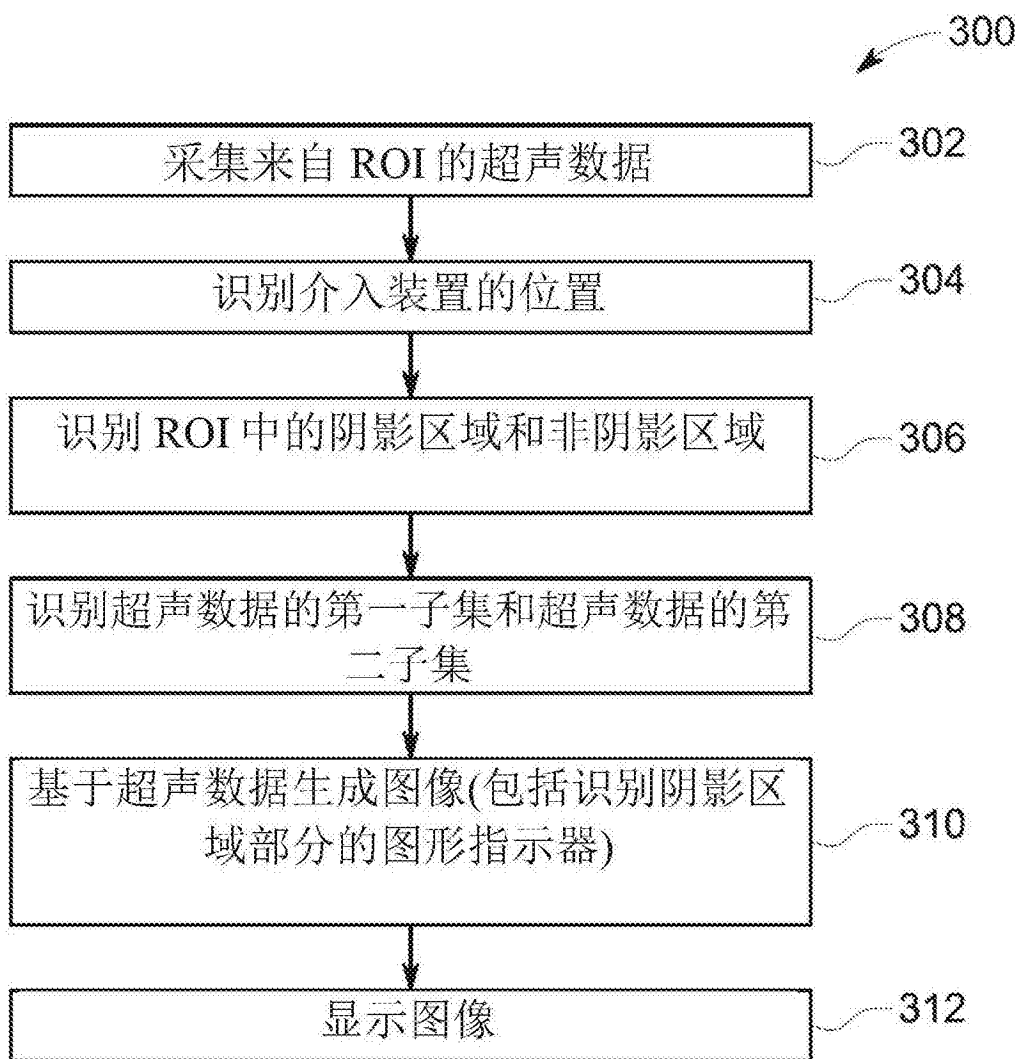


图 6

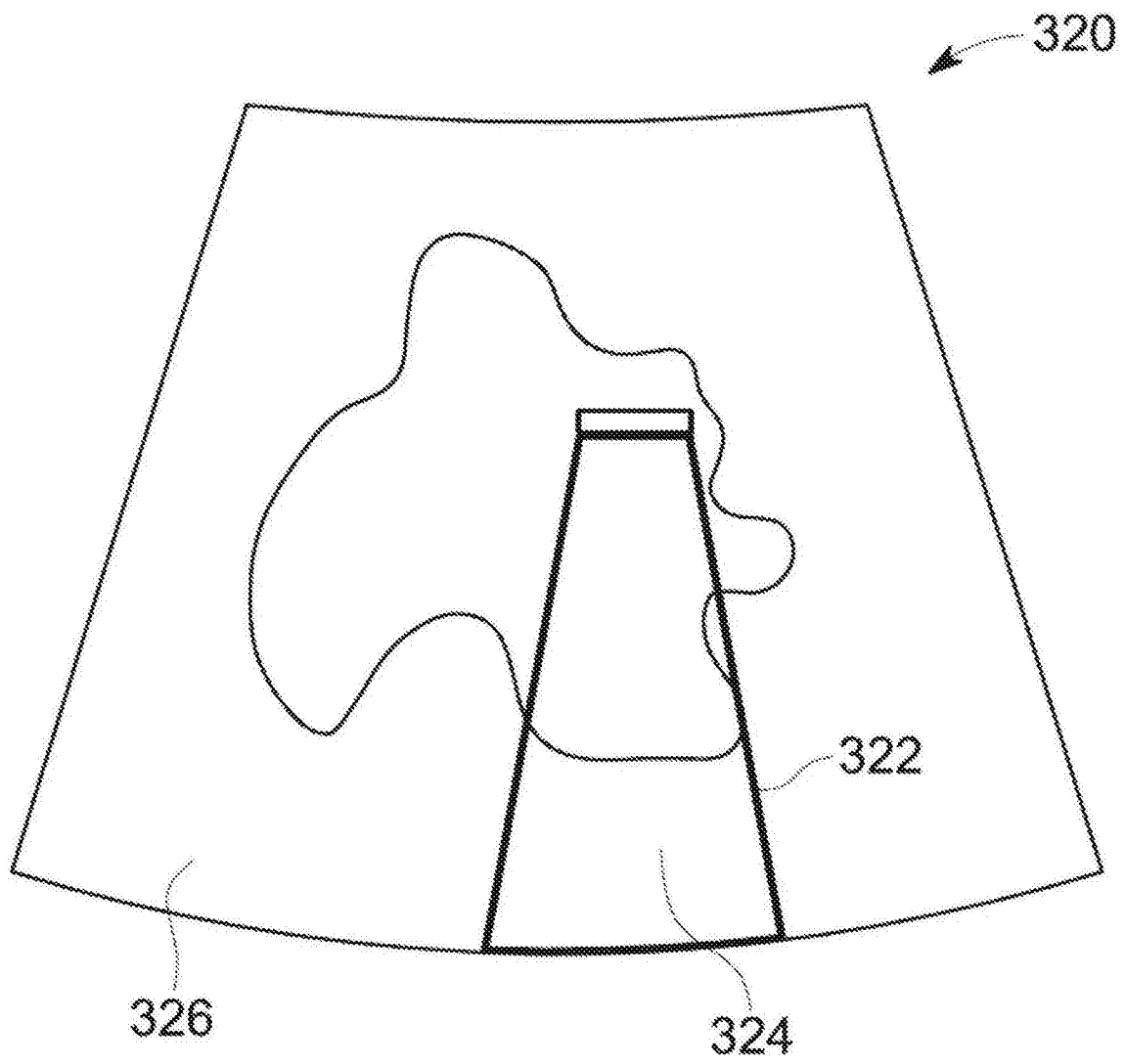


图 7

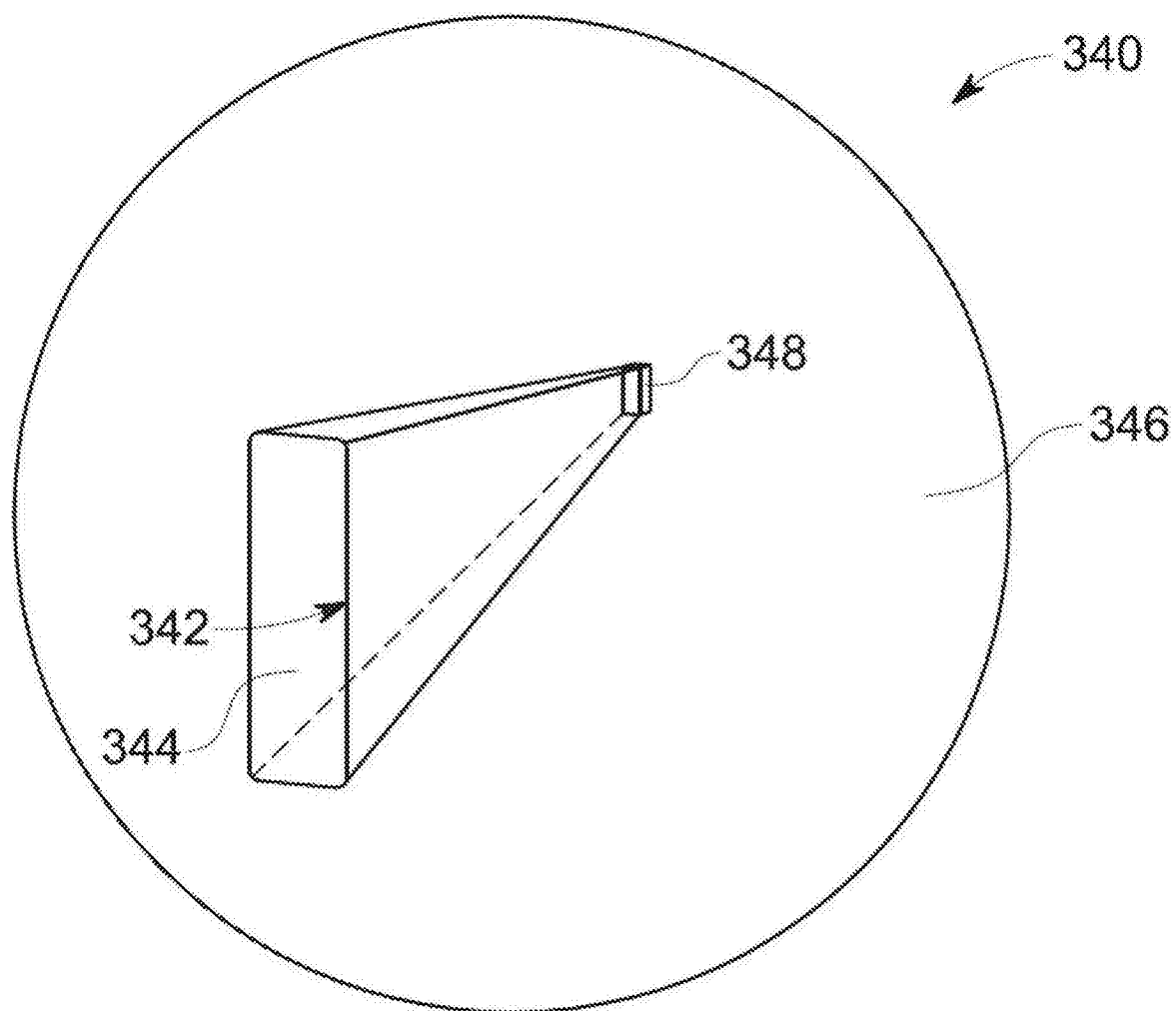


图 8

专利名称(译)	用于识别来自阴影区域的数据的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN103908297B	公开(公告)日	2016-02-10
申请号	CN201310751665.1	申请日	2013-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	J 汉斯加德 E N 斯蒂恩		
发明人	J.汉斯加德 E.N.斯蒂恩		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/0841 A61B8/4416 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5261 A61B8/5269		
审查员(译)	杨星		
优先权	13/731531 2012-12-31 US		
其他公开文献	CN103908297A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供用于识别来自阴影区域的数据的超声成像系统和方法，其包括用探头采集包括介入装置的关注区域的超声数据，识别介入装置相对于探头的位置以及基于介入装置的位置在关注区域内识别阴影区域。系统和方法包括识别从阴影区域采集的超声数据的子集，生成图像，以及显示图像，其中所述图像包括识别从超声数据的第一子集生成的阴影区域部分的图形指示器。

