



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110636799 A

(43)申请公布日 2019. 12. 31

(21)申请号 201880032701.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.02.27

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

62/472,031 2017.03.16 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2019.11.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/054838 2018.02.27

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/166789 EN 2018.09.20

(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 M·D·波伦 B·I·拉朱

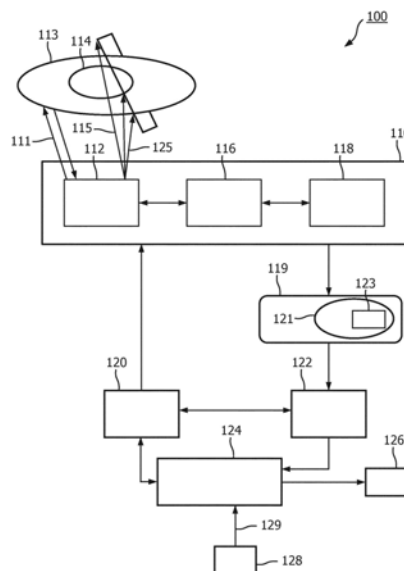
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

针对器官查看的最佳扫描平面选择

(57)摘要

本公开描述了一种超声成像系统,其被配置为识别用于对物体或其特征进行成像的扫描线模式。所述系统可以包括控制器,所述控制器通过根据多个扫描线模式发射和接收超声信号来控制探头以对对象的体积进行成像。与所述探头通信的一个或多个处理器可以基于在所述探头处接收的信号来生成多个图像数据集,每个数据集对应于离散的扫描线模式。这些数据集针对特异的靶向用于成像的物体的靶向特性进行评价。一旦包括所述靶向特性的数据集被识别,所述一个或多个处理器就选择对应于识别的图像数据集的扫描线模式。该扫描线模式然后可以用于所述体积的随后成像以查看所述物体。



1. 一种超声成像系统,包括:  
控制器,其被配置为控制探头以对对象的体积进行成像,其中,成像包括根据多个扫描线模式来发射和接收超声信号;以及  
一个或多个处理器,其与所述探头通信,所述一个或多个处理器被配置为:  
根据接收到的超声信号生成多个图像数据集,每个图像数据集对应于所述扫描线模式中的一个;  
针对对于所述体积中的物体特异的靶向特性来评价所述图像数据集;  
识别包括所述靶向特性的图像数据集;并且  
选择与所识别的图像数据集相对应的所述扫描线模式以用于所述体积的随后成像。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述靶向特性是满足图像质量阈值的所述物体的特性。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述靶向特性是对于所述物体特异的特征的强度水平。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述物体是肺,并且所述特征是胸膜线。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述靶向特性是对于所述物体特异的特征的存在。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述物体是肺,并且所述特征是在胸膜线的深度的多个距离处的多条A线。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述扫描线模式对应于图像平面。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述靶向特性包括对于所述物体特异的特征的长度或面积。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器还被配置为在检测到所述探头的移动时通过根据所述多个扫描线模式重新发射和接收超声信号来控制所述探头以对所述对象的所述体积进行成像。
10. 根据权利要求1所述的系统,还包括所述探头,其中,所述探头是矩阵探头,并且其中,所述发射包括电子地对所述超声信号进行转向。
11. 根据权利要求1所述的系统,还包括所述探头,其中,所述探头是1D阵列探头,并且其中,所述发射包括机械地对所述超声信号进行扫掠。
12. 根据权利要求1所述的系统,还包括显示屏,所述显示屏被配置为显示经由与所识别的图像数据集相对应的扫描线模式获得的所述物体的图像而不显示经由所述多个扫描线模式中的其他扫描线模式获得的图像。
13. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器被配置为自动地控制所述探头来根据所选择的扫描线模式实时地获得图像,所述系统还包括被配置为显示所述实时图像的显示屏。
14. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述物体包括肾脏、心脏、血管或内腔。
15. 一种方法,包括:  
控制探头以对对象的体积进行成像,其中,成像包括根据多个扫描线模式发射和接收超声信号;  
根据接收到的超声信号生成多个图像数据集,每个图像数据集对应于所述扫描线模式

中的一个；

针对对于所述体积中的物体特异的靶向特性来评价所述图像数据集；

识别包括所述靶向特性的图像数据集；并且

选择与所识别的图像数据集相对应的所述扫描线模式以用于所述体积的随后成像。

16. 根据权利要求15所述的方法，其中，所述靶向特性是满足图像质量阈值的所述物体的特性。

17. 根据权利要求16所述的方法，其中，所述靶向特性是对于所述物体特异的特征的程度水平。

18. 根据权利要求15所述的方法，其中，所述靶向特性是对于所述物体特异的特征的存在。

19. 根据权利要求18所述的方法，其中，所述物体是肺，并且所述特征是在胸膜线的深度的多个距离处的多条A线。

20. 一种包括指令的非瞬态计算机可读介质，所述指令在被一个或多个处理器执行时使超声成像系统执行根据权利要求15-20中任一项所述的方法。

## 针对器官查看的最佳扫描平面选择

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年3月16日提交的美国临时申请US 62/472031的权益和优先权，通过引用将其整体并入。

### 背景技术

[0003] 超声成像传统地被在超声技术方面具有专门训练的用户执行，诸如超声波检查医师和放射学家。超声成像正在越来越多地被受过良好训练的超声波检查医师和放射学家之外的非传统人员使用。为了查看内部患者特征，诊断各种状况，并且甚至提供超声治疗，此类用户尽管其缺乏经验，但是能够获得准确且完整的图像数据是至关重要的。识别临床显著的图像平面是不可小视的任务，并且通常需要对超声探头的熟练操作。例如，在肺成像的背景下，某些成像平面例如会在评估或识别诸如肺滑动、血管外肺水评估、硬化以及其他的情况方面是特别有用的。如果没有选择适当的成像平面，那么图像数据不能为正确诊断提供必要的信息。因此，用于改善或简化靶向图像平面识别的过程的技术可能是期望的。

### 发明内容

[0004] 本文中提供了用于沿着选定的扫描线模式自动超声成像各种物体的超声系统和方法。各种范例在接收到要被成像的物体（例如，心脏或肺）的指示之后根据多个扫描线模式将超声信号发射到对象内。指示可以通过用户选择用户接口上的选项来提供。从多个扫描线模式，扫描线模式基于其对与要被成像的物体或物体的特征相关联的靶向特性的包括来识别和选择。为了随后沿着选定的扫描线模式成像物体，范例可以涉及根据选定的扫描线模式自动地转向超声波束。本文中公开的系统可以包括被配置为在控制器的引导下以不同的扫描线模式发射超声能量的探头。与探头耦合的一个或多个处理器可以被配置为根据在探头处接收的回波波束生成图像数据集，针对特异的靶向用于成像的物体的靶向特性评价图像数据集，识别包括靶向特性的扫描线模式，以及选择扫描线模式用于继续的成像。本文中描述的进一步范例涉及被采用来识别特定特征并且测量与此类特征相关联的各种参数的另外的处理步骤。

[0005] 根据一些范例，一种超声成像系统可以包括控制器。所述控制器可以被配置为控制探头以对对象的体积进行成像，其中成像涉及根据多个扫描线模式发射和接收超声信号。所述系统可以还包括与所述探头通信的一个或多个处理器。在一些范例中，所述一个或多个处理器可以被配置为：根据接收的超声信号来生成多个图像数据集，每个图像数据集对应于所述扫描线模式中的一个；针对对于所述体积中的物体特异的靶向特性评价所述图像数据集；识别包括所述靶向特性的图像数据集；并且选择与所识别的图像数据集相对应的所述扫描线模式以用于所述体积的随后成像。

[0006] 在一些范例中，所述靶向特性可以是满足图像质量阈值的所述物体的特性。在实施例中，所述靶向特性可以是对于所述物体特异的特征的强度水平。根据一些此类范例，所述物体可以是肺，并且所述特征可以是胸膜线。在一些方式中，所述靶向特性可以是对于所

述物体特异的特征的存在。所述物体可以是肺,并且所述特征可以是在胸膜线的深度的多个距离处的多条A线。在范例中,所述靶向特性可以包括对于所述物体特异的特征的长度或面积。

[0007] 在一些实施例中,所述扫描线模式可以对应于图像平面。在一些范例中,所述控制器可以被进一步配置为在检测到所述探头的移动时通过根据所述多个扫描线模式重新发射和接收超声信号来控制所述探头以对所述对象的所述体积进行成像。在一些范例中,所述探头可以是矩阵探头,并且所述发射可以涉及电子地对所述超声信号进行转向。在一些范例中,所述探头可以是1D阵列探头,并且所述发射可以涉及机械地转向所述超声信号。一些实施例可以还包括被配置为显示经由与所识别的图像数据集相对应的所述扫描线模式获得的所述物体的图像而不显示所述多个扫描线模式中的其他扫描线模式获得的图像的显示屏。所述控制器可以被配置为自动地控制所述探头来根据所述选定的扫描线模式实时地获得图像,并且所述系统可以还包括被配置为显示所述实时图像的显示屏。所述物体可以包括肾脏、心脏、血管或内腔。

[0008] 根据一些范例,一种方法可以涉及控制探头以对对象的体积进行成像,其中成像涉及根据多个扫描线模式发射和接收超声信号;根据接收的超声信号生成多个图像数据集,每个图像数据集对应于所述扫描线模式中的一个;针对对于所述体积中的物体特异的靶向特性评价所述图像数据集;识别包括所述靶向特性的图像数据集;以及选择与所识别的图像数据集相对应的所述扫描线模式以用于所述体积的随后成像。

[0009] 在一些范例中,所述靶向特性可以是满足图像质量阈值的所述物体的特性。在一些实现方式中,所述靶向特性可以是对于所述物体特异的特征的强度水平和/或对于所述物体特异的特征的存在。所述物体可以包括肺,并且所述特征可以包括在胸膜线的深度的多个距离处的多条A线。

[0010] 此外,用于以选定的扫描线模式生成物体的超声图像的技术中的任一种可以被存储在非瞬态计算机可读介质上的可执行指令方式来实现,当所述可执行指令被执行时,所述可执行指令引起医学成像系统的处理器被编程为执行被实施在非瞬态计算机可读介质中的过程。

## 附图说明

[0011] 图1是根据本公开的原理的超声成像系统的方框图。

[0012] 图2是根据本公开的原理的另一超声成像系统的方框图。

[0013] 图3是根据本公开的原理的超声成像方法的方框图。

[0014] 图4是根据本公开的原理的经由次佳的扫描线模式获得的肺超声图像。

[0015] 图5是根据本公开的原理的沿着选定的扫描线模式获取的肺超声图像。

[0016] 图6A是根据本公开的原理的可以从超声探头发射的扫描线模式的范例的图示。

[0017] 图6B是根据本公开的原理的可以从超声探头发射的扫描线模式的另一范例的图示。

## 具体实施方式

[0018] 某些示范性实施例的以下描述在本质上仅仅是示范性的,而完全不旨在限制本发

明或其应用或使用。在本系统和方法的实施例的详细描述中,参考附图(其形成本说明书的部分),并且在附图中,通过图示的方式来示出可以实践所描述的系统和方法的具体实施例的方式。以足够的细节描述这些实施例使得本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法,并且应当理解,可以利用其他实施例,并且可以做出结构和逻辑改变而不偏离本系统的精神和范围。此外,出于简洁的目的,当特定特征对于本领域技术人员而言是显而易见的时,将不再论述对这些特征的详细描述,以便不使对本系统的描述变得费解。以下详细描述因此并非出于限制性的意义,并且本系统的范围仅仅是由权利要求来限定的。

[0019] 在下面还参考根据本实施例的方法、装置(系统)和/或计算机程序产品的方框图和/或流程图图示描述了本技术。应理解,方框图和/或流程图图示的方框和方框图,和/或流程图图示中的方框的组合,可以通过计算机可执行指令来实施。这些计算机可执行指令可以被提供给产生机器的通用计算机、专用计算机和/或其他可编程数据处理装置的处理器、控制器或控制单元,使得经由计算机和/或其他可编程数据处理装置的处理器执行的指令产生用于实施在一个或多个方框图和/或流程图方框中指定的功能/动作的器件。

[0020] 基于操作超声设备的人的经验水平,经由超声成像收集的信息的质量以及量可以大幅度地改变。对象的内部特征的不充分成像会妨碍该特征的准确医学评估,并且会阻止自动化分析程序执行后续的评价。超声探头的次佳的位置和取向经常引起次佳的超声图像的产生。用来可视化3D体积内的对象的不同切片的二维图像平面可以通过改变换能器元件延迟(例如,相控阵列波束形成)来调整,由此提供会在质量上改变的内部特征的不同视图。然而,仍然会需要操作超声系统的用户来解读沿着每个平面获得的图像。

[0021] 如本文中提供的,沿着多个扫描线模式获得的图像的自动化分析可以消除或至少降低干扰对象的各种内部物体的成像的人类误差的可能性。更具体地,各种内部物体(例如,器官或器官内的结构)可以与在超声成像期间出现的一个或多个特征相关联。当它们出现时,此类特征可以指示正被靶向的物体的清楚图像。例如,当扫描肺时,水平取向的超声伪影(被称为“A线”)可以出现在超声图像上。A线可以指示肺胸膜界面的优化或增强图像已经通过超声探头的当前位置被获得。通过检测此类特征并且在一些情况下,一旦被检测到就测量特征的一个或多个参数,成像系统可以被配置为可靠地且自动地识别能够获得物体的最好或至少清楚的图像的扫描线模式,其在本文中可以被称为“靶向扫描线模式”。本文中提供了用于沿着靶向扫描线模式可视化对象的各种内部物体而无需手动干预的自动化系统和方法。

[0022] 图1示出了根据本公开的被配置为识别并选择用于成像各种患者物体的靶向扫描线模式的范例超声系统100。如图所示,系统100可以包括超声数据采集单元110。超声数据采集单元110可以包括,在一些实施例中,包括超声传感器阵列112的超声探头被配置为将超声信号或波束111发射到包含要被成像的物体114的3D体积113内,并且响应于发射的波束而接收信号115。数据采集单元110还可以包括波束形成器116和信号处理器118,其可以被配置为根据接收的信号115来生成多个图像数据集119。系统100还可以包括扫描线控制器120,扫描线控制器120与超声数据采集单元110通信地耦合,并且被配置为控制发射的和接收的波束的方向(即转向)。系统100还可以包括一个或多个处理器,诸如数据处理器122,其被配置为基于从信号处理器118接收的多个图像数据集119选择靶向扫描线模式125。图像数据集119可以包括表示特征121和至少一个靶向特性123的数据。在实施例中,靶向特性

123可以包括满足图像质量阈值(例如,特异于物体的特征的强度水平)的物体114的特性。在实施例中,特征121可以是低回声特征或高回声特征。系统100还可以包括用户接口124,其被配置为接收用户输入128(包括物体114的指示129),并且诸如在与系统100可操作地相关联的显示屏幕上显示超声图像126(例如,B模式图像)。在图1中示出的系统100的配置可以改变。例如,系统100能够是固定的或便携的。各种便携式设备(例如,膝上型电脑、平板电脑、智能手机等)可以用来实施系统100的一个或多个功能。在包含此类设备的范例,超声传感器阵列112例如可以是经由USB接口可连接的。

[0023] 超声数据采集单元110可以被配置为采集可由用户(例如,超声波检查医师、临床医生或超声技师)选择的一个或多个感兴趣区域的超声数据。联合波束形成器116,超声传感器阵列112可以具体地被配置为将超声波束形式的超声信号发射到对象内,并且响应于发射的波束而接收超声回波。超声传感器阵列112包括至少一个换能器阵列,所述至少一个换能器阵列被配置为发射和接收超声能量。根据本公开的实施例,可以使用各种各样的换能器阵列,例如,线性阵列、凸面阵列或相控阵列。在不同的范例中,被包括在传感器阵列112中的换能器元件的数量和布置可以改变。例如,超声传感器阵列112可以包括换能器元件的1D或2D阵列,分别对应于线性阵列和矩阵阵列探头。2D矩阵阵列可以被配置为在仰角和方位角维度两者上电子地扫描(经由相控阵列波束形成)用于2D或3D成像。在一些范例中,2D矩阵阵列可以被配置为使用微波束形成器执行子阵列波束形成,例如如在美国专利US 6013032 (Savord) 中描述的,在此通过引用将其整体并入。一维阵列可以被配置为电子地扫描2D图像(经由相控阵列波束形成),或另外地沿与电子扫描的维度正交的方向机械地扫过感兴趣区域以便产生3D图像。

[0024] 在操作中,当扫描被执行时,包含超声传感器阵列112的探头可以被保持或被固定在不动的位置中。一些实施例可以包括另外的装置,例如,细长臂,其被配置为将具有传感器阵列112的探头保持在一个位置中。根据此类实施例,用户可以手动地或通过指令输入到与装置耦合操作计算机内来调整装置,使得装置将超声传感器阵列112定位在感兴趣区域上面,例如,在胸部区域上面。在其他实施例中,当扫描被执行时,用户可以简单地手动地将具有超声传感器阵列112的探头保持在对象的表面上一个位置中。在其他实施例中,具有超声传感器阵列112的探头可以包括粘合剂或一个或多个条带,其被配置为将探头固定到正被成像的对象的表面。

[0025] 数据采集单元110还可以包括被耦合到超声传感器阵列112的波束形成器116,例如,包括微波束形成器或微波束形成器与主波束形成器的组合。波束形成器116可以控制超声能量的发射,例如通过将超声脉冲形成为聚焦的波束。波束形成器116还可以被配置为控制超声信号的接收,使得可辨别的图像数据可以在其他系统部件的帮助下被产生和处理。在不同的超声探头种类中,波束形成器116的作用可以改变。在一些实施例中,波束形成器116可以包括两个单独的波束形成器:发射波束形成器,其被配置为接收和处理用于发射到对象内的超声能量的脉冲序列,以及单独的接收波束形成器,其被配置为对接收的超声回波信号进行放大、延迟和/或求和。在一些实施例中,波束形成器116可以包括微波束形成器,其操作用于发射和接收波束形成的多组传感器元件,被耦合到操作分别用于发射和接收波束形成两者的组输入和输出的主波束形成器。

[0026] 数据采集单元110的操作可以通过扫描线控制器120来控制,扫描线控制器120可

以被物理地、可操作地和/或通信地耦合到数据采集单元。扫描线控制器120可以包括一个或多个处理器,例如,计算模块或电路,其被配置为接收要被成像的期望物体114的指示129,并且基于该指示,操纵数据采集单元110来扫描3D体积。物体114可以包括一个或多个身体结构或组织,包括例如,心脏和/或其子部分,例如,心脏的左心室。其他可能物体的非详尽列表可以包括各种器官,例如,肾脏、骨骼、血管、内腔和/或界面(例如,肺的胸膜界面)。通过选择物体114,用户有效地命令扫描线控制器120来开始识别靶向扫描线模式125所必要的扫描,靶向扫描线模式125增加、增强和/或最大化物体的超声图像的质量。每个扫描线模式125可以在形状和取向方上改变。例如,扫描线模式125可以包括图像平面(通过图1中的虚线图示)、截头体、扇形、厚片(多个组合的图像平面)、或相等间隔开的扫描线的楔形。

[0027] 在扫描线控制器120处的其接收之前,要被成像的物体114的指示129可以最初在用户接口124处被接收,用户接口124可以经由控制器120与超声传感器阵列112可操作地、物理地和/或通信地耦合。用户接口124可以被配置为接收来自用户的手动、电子和/或无线输入。在一些范例中,用户接口124可以是触摸屏。用户接口124可以包括用于用户选择的多个选项或预置,每个选项表示可以被成像的至少一个患者物体。例如,一个选项可以读取“肺胸膜界面”,而另一个选项可以读取“左心室”。选择被显示在用户接口124上的选项可以在发射扫描线控制器120的引导下促使数据采集单元110的超声传感器阵列112在选定物体114的搜索中自动地扫描患者的3D体积。在一些范例中,超声传感器阵列112可以直到第二选项在用户接口124处被选择才开始扫描。例如,可选择的第二选项可以包括“自动优化”或“自动搜索”。

[0028] 响应于接收到来自用户接口124的要被成像的物体114的指示129,控制器120可以被配置为自动地控制超声数据采集单元110,具体地超声传感器阵列112,以根据多个扫描线模式发射超声波束111和接收信号115。在一些范例中,每个扫描线模式可以被配置为采集对应于通过3D体积113的单个图像平面的数据,例如,图像数据。3D体积包括被用户选择的物体114。例如,如果所选择的物体114是心脏,在控制器120的引导下被超声传感器阵列112扫描的3D体积可以是对象的胸部区域。不同的扫描线模式可以在扫描期间接连地步进通过包含物体114的体积,使得多个扫描线模式可以一起扫描整个3D体积。

[0029] 在各种实施例中,多个扫描线模式被生成和/或扫过3D体积的方式可以改变,并且可以取决于正被使用的超声传感器阵列112的类型。例如,使用矩阵探头的实施例可以涉及,通过在不同的时间激活不同组换能器元件并且通过多组换能器元件中的发射脉冲和检测的接收脉冲的定时(即通过发射和接收波束形成),电子地对通过体积的超声波束111进行转向。具体地,矩阵探头可以被配置为沿着方位角扫描平面发射多个个体扫描线,所述方位角扫描平面沿仰角方向被接连地步进直至整个3D体积被扫描。以此方式,电子地转向多个扫描线模式可以产生一系列光栅化扫描平面。在其他范例中,矩阵探头可以被配置为通过围绕中心扫描线改变旋转角度来旋转通过3D体积的方位角或仰角扫描平面。使用矩阵探头的生成不同扫描线模式的另外的方式也可以根据本公开被实施。

[0030] 其他实施例可以采用1D阵列探头,所述1D阵列探头被配置为跨3D体积机械地对换能器元件的阵列进行转向。在具体的实施例中,1D阵列可以遍及弧以摆状方式扫过,使得从其生成的2D扫描平面的集合形成3D体积。这种机械转向可以由与超声传感器阵列112物理

地或可操作地耦合的马达驱动。

[0031] 在一些实施例中,扫描线控制器120可以被进一步配置为控制跨过靶向体积113转向超声波束111的速度。例如,在一些情况下,将期望通过体积的相对快速的扫过,而在其他情况下,更慢的速度会是更适当的。如果要被成像的物体正在不断地移动(例如,心脏),超声传感器阵列112在不同扫描线模式之间切换的速度可以被降低以在物体的每一种配置下捕获物体114的图像数据。降低通常通过减少模式中的扫描线的数量(例如,使它们在空间进一步分散开)或通过处理紧密邻近给定发射波束的多个接收波束来实现。更具体地,扫描线控制器120可以引导超声传感器阵列112在切换为下一个扫描线模式之前沿着个体扫描线模式125在大约0.5至大约1.5秒间隔内发射超声波束111。该方法可以确保每个扫描线模式例如沿着给定图像平面遍及每一个心跳相关联的心脏组织的整个扩张和收缩捕获心脏的超声数据。类似的调整可以被实施用于成像肺,以考虑当对象吸气和呼气时发生的肺形状和横截面面积的变化。对于不同的特征,时间间隔可以改变。在各种实施例中,扫描速度可以被用户定义和/或调整,或自动地被扫描线控制器120选择。

[0032] 如在图1中进一步示出的,至少一个处理器(诸如信号处理器118)可以与超声传感器阵列112通信地、可操作地和/或物理地耦合。信号处理器118可以被配置为根据响应于发射的超声波束111而在超声传感器阵列112处接收的信号115生成多个图像数据集119。图像数据集119中的每一个可以对应于单个扫描线模式125。图像数据中包含的信息可以涉及各种物体的外观,包括但不限于被用户选择用于成像的特定物体114。数据还可以包括关于与物体114相关联的一个或多个特征的空间位置和/或亮度强度的信息。由信号处理器118收集的图像数据可以由数据处理器122基于所选择的物体114接收并针对具体信息进行分析。

[0033] 在图1中示出的图示描绘了与数据采集单元110耦合的数据处理器122。在实施例中,数据处理器122可以与数据采集单元110的一个或所有部件可操作、物理地通信地和/或耦合。在具体范例中,数据处理器122可以被直接耦合到信号处理器118,使得由信号处理器生成的图像数据集119可以立即被数据处理器接收和处理。在分析从信号处理器118接收的数据之前,数据处理器122可以被配置为基于被用户选择的物体114选择特征121。在一些范例中,特征121的选择可以在特征的指示129在控制器120处的接收后立即被数据处理器122执行,如在图1中进一步示出的,控制器120也可以与数据处理器122耦合。数据处理器122可以被编程为将每个物体114与一个或多个特征121和靶向特性123相关联。

[0034] 概括地,特征121可以是指示要被成像的物体114的特性,并且因此从物体到物体可以改变。特征121可以是物体114的有形的物理特性或超声成像的视觉伪影。例如,如果要被成像的物体114是肺,特征121可以包括胸膜线和/或一个或多个A线。胸膜线或胸膜界面是胸壁和肺之间的物理边界。胸膜线的检测可以指示肺的满意图像已经被获得。胸膜线的检测也可以对于监测特定状况(例如,肺滑动)是至关重要的。相比之下,A线仅仅是通过使超声回波回荡产生的视觉伪影,当超声波束以垂直角度反射离开胸膜界面时,该视觉伪影会是特别亮的。A线可以出现在胸膜线的深度的多个距离处。胸膜线和一个或多个A线的识别可以通过在相关的标题为“Target Probe Placement for Lung Ultrasound”并且署名为Balasundar等人的美国专利申请中公开的处理技术中任一种来执行,在此通过引用将其整体并入。作为另一范例,如果要被成像的物体114是肾脏,特征121可以包括一个或多个闪烁伪影,其例如均可以在粗糙反射表面的彩色多普勒成像期间表现为交替颜色的离散焦

点。

[0035] 除了由超声数据采集单元110生成的多个扫描线模式125, 数据处理器122可以被配置为针对特异于物体114的靶向特性123来评价图像数据集119, 并且识别包括靶向特性123的图像数据集。在实施例中, 靶向特性123和被实施来评价它的器件可以改变。在一些实施例中, 靶向特性123可以是特异于物体114的特征121的存在。例如, 在物体114是肺的实施例中, 特征121可以包括多个A线, 并且靶向特性123可以包括A线的存在。根据此类实施例, 处理器122可以被配置为针对随后的成像选择对应于包含A线的图像数据集119的扫描线模式125。在各种范例中, 靶向特性123可以包括特征121的长度和/或横截面面积, 特征121可以是低或高回声的。在一些范例中, 靶向特性123可以包括满足图像质量阈值的物体114或其特征121的特性。阈值可以是最大、最小或预设值。例如, 在移动超声应用中, 其中处理功率可以被限制, 图像质量阈值可以通过比在不动的或至少更不便携的系统(例如, 一般具有更多处理资源的基于汽车的系统)中更低的预设值来满足。在具体实施例中, 靶向特性123可以是特异于物体114的特征121的强度水平。强度水平可以通过比较在多个图像数据集中采集的特征121的测量的强度水平确定的最大或最小强度水平, 或强度水平可以是预定值。因此, 数据处理器122可以被配置为针对靶向特性123通过比较多个图像数据集119评价图像数据集119。在实施例中, 当扫描线模式125被调整时或在整个扫描结束的时候, 图像数据集可以被迭代地比较, 例如逐帧。在上面介绍的肺范例中, 例如, 数据处理器122可以被配置为识别最大化胸膜线和/或一个或多个A线的亮度的扫描线模式125。在另一范例中, 要被成像的物体114可以是血管, 例如, 动脉或静脉, 并且数据处理器122可以被配置为确定该血管的横截面面积被最大化的扫描线模式125。在另一范例中, 数据处理器122可以被配置为识别心脏的左心室的低回声区域被最大化的扫描线模式125。在另一范例中, 数据处理器122可以被配置为识别包含一个或多个心脏瓣膜(诸如二尖瓣瓣膜)的最大长度的扫描线模式。在又一范例中, 数据处理器122可以被配置为识别包含对象的内腔内的最小量肠气的扫描线模式125。在另外的范例中, 数据处理器122可以被配置为应用一个或多个阈值处理算法来识别特征121或其子特征何时超过强度或分辨率阈值, 由此识别物体114的靶向特性123。

[0036] 取决于与要被成像的物体114相关联的一个或多个特征121和/或被数据处理器122评价的(一个或多个)靶向特性123, 被数据处理器使用的特定类型的数据也可以改变。例如, 识别并测量低或高回声特征121的不同物理参数(例如, 横截面宽度、长度等)可以通过分析由数据采集单元110收集的灰度图像数据来执行。相比之下, 闪烁伪影分析可以通过处理在扫描转换的数据中识别的彩色流动(多普勒)信号来执行。为了确定存在于沿着2D图像平面的特定位置处的气态物质(例如, 肠气)的量, 谐波信号可以在灰度图像处理之前被数据处理器122处理。信号处理器(诸如信号处理器118)可以被配置为导出此类多种类型的超声数据, 并且将该数据传输到数据处理器122。在一个或多个实施例中, 由于其分析B模式、多普勒和/或彩色模式数据的能力, 数据处理器122可以被配置为分析各种各样的特征。

[0037] 在识别包括靶向特性123的图像数据集119之后, 数据处理器122可以被配置为选择对应于识别的图像数据集的扫描线模式125。基于由数据处理器122作出的确定, 扫描线控制器120可以被配置为自动地转向超声传感器阵列112, 以根据靶向扫描线模式125发射超声波束111来生成物体114的超声图像。以此方式, 物体114在靶向扫描线模式125中被成

像而无需对超声探头的用户操纵或对被显示在用户接口上的任何图像平面的用户干预。

[0038] 沿着靶向扫描线模式125获得的物体114的图像可以满足指示图像质量的一个或多个阈值。例如,物体的分辨率可以满足阈值水平。在一些范例中,出现在图像中的物体的量可以超过阈值。在另一范例中,出现在图像中的物体的强度可以超过阈值。

[0039] 用户接口124可以包括被配置为显示经由超声数据采集单元110获得并且经由数据处理器122处理的超声图像的显示屏。在一些范例中,显示屏可以被配置为选择性地仅显示经由一个或多个扫描线模式获得某些图像,由此防止当扫描3D体积时获得的其他图像的显示。例如,在一些实施例中,显示屏可以被配置为仅显示响应于靶向扫描线模式125而获得的物体的图像,而不显示来自其他扫描线模式的图像。用户接口124还可以包括用于在扫描期间和/或之后显示超声图像的屏幕。例如,在靶向扫描线模式125已经被识别之后,扫描线控制器120可以自动地控制传感器阵列112仅根据靶向扫描线模式125获得另外的图像(例如,实时地)(例如,而不扫描体积的其他部分直至移动被检测到),并且另外的图像可以被实时地显示在显示器上。在一些实施例中,用户接口124可以被配置为仅在靶向扫描线模式125已经被识别之后显示超声图像,使得仅在使用靶向扫描线模式获得的选定特征的图像是可查看的。在其他实施例中,用户接口124可以被配置为当屏幕正在显示经由靶向扫描线模式125获得的图像时将指示(例如,图形或图标)显示在显示屏上。

[0040] 扫描线控制器120还可以被配置为在检测到传感器阵列112的移动后控制超声传感器阵列112自动地重新扫描3D体积并且从其重新采集图像数据。如果例如用户或患者疏忽地或意外地将超声传感器阵列112从第一位置移动到第二位置,图像数据重新采集则是必要的。由于传感器阵列112在第二位置中的不同位置和/或角度取向,之前确定的靶向扫描线模式125不再可以采集包含靶向特性123的图像数据,因此需要3D体积的新鲜扫描来重新识别靶向扫描线模式125并且成像物体114。

[0041] 在识别用于成像特征的靶向扫描线模式125之后,系统100可以被还配置为执行另外的自动化处理步骤。例如,如果肺正在被成像,系统100可以被配置为检测肺滑动、用于血管外肺水评估的B-线、和/或指示肺炎的组织/流体硬化。各种状况可以被编程到系统100内,并且与要被成像的每个特征相关联。一些实施例可以包括用于用户控制成像的特征的另外的询问是否被继续的选项。此类选项可以在靶向扫描线模式125已经被识别之前和/或之后被选择。

[0042] 在另外的实施例中,系统100可以被配置为在某一时间长度内进行连续的或至少重复的处理。具体地,系统100可以被配置为周期性地识别靶向扫描线模式125,根据需要进行扫描线模式调整,使得物体114的最佳图像随着时间被获得而无需手动干预。特定的情况可能需要这种类型的连续处理。例如,ICU中的患者会需要对肺的重复监测。在此类情况下,超声传感器阵列112可以使用粘合剂或其他手段被耦合到患者的胸部,并且用于识别靶向扫描线模式125的程序以指定的间隔被重复。

[0043] 系统100可以用来诊断和/或评估许多状况,例如包括气胸、肺炎和心力衰竭。

[0044] 图2图示了根据本发明的原理构造的超声成像系统200。在图2中示出的一个或多个部件可以被包括在被配置为识别用于成像一个或多个选定特征的靶向扫描线模式的系统内。例如,扫描线控制器120和数据处理器122的任何上述功能可以(例如,经由计算机可执行指令)被编程到系统200的现有处理器中。在一些范例中,数据处理器122的功能可以在

图2中所示的处理部件中的一个或多个中实施和/或由其控制,这些处理部件包括例如B模式处理器228、扫描转换器230、多平面重新格式化器232和/或图像处理器236。

[0045] 在图2的超声成像系统中,超声探头212包括换能器阵列214,用于沿着多个扫描线模式发射超声波并且接收回波信息。换能器阵列214可以是包括被配置为被个体地激活的多个换能器元件的矩阵阵列。在其他实施例中,换能器阵列214可以是一维线性阵列。换能器阵列214被耦合到探头212中的微波束形成器216,其可以控制由阵列中的换能器元件对信号的发送和接收。在所示出的范例中,微波束形成器216通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关218,其在发射和接收之间切换并保护主波束形成器222免受高能发射信号的影响。在一些实施例中,T/R开关218和系统中的其他元件可以包含于换能器探头中,而不是在单独的超声系统基座中。在微波束形成器216的控制下对来自换能器阵列214的超声波束的发射由被耦合到T/R开关218和波束形成器222的发射控制器220引导,该发射控制器接收来自用户接口或控制面板224的用户操作的输入,例如要被成像的特征的指示。由发射控制器220控制的功能之一是波束被操纵的方向。波束可以从换能器阵列的正前方(正交于换能器阵列)被操纵,或者以不同的角度被操纵,以获得更宽的视场。由微波束形成器216产生的部分波束成形的信号被耦合到主波束形成器222,其中来自换能器元件的各个片块的部分波束成形的信号被组合成完全波束成形的信号。

[0046] 波束成形的信号被耦合到信号处理器226。与信号处理器118类似,信号处理器226可以以各种方式处理接收到的回波信号,例如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离。由被信号处理器226采用的不同处理技术产生的数据可以被数据处理器用来识别不同的对象、特征、靶向特性和/或其参数。信号处理器226还可以执行额外信号增强,例如纹波减少、信号复合和噪声消除。处理后的信号被耦合到B模式处理器228,其可以采用幅度检测来对体内的结构(例如包括心脏、肺的胸膜界面和/或一个或多个血管)进行成像。由B模式处理器产生的信号可以被耦合到扫描转换器230和多平面重新格式化器232。扫描转换器230将回波信号以期望的图像格式将其以接收它们的空间关系布置。例如,扫描转换器230可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形状格式。多平面重新格式化器232可以将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像,如美国专利US 6443896 (Detmer)中所述的。将图像从扫描转换器230和多平面重新格式化器232耦合到图像处理器236,以用于进一步增强、缓冲和临时存储以用于在图像显示器238上显示。图形处理器236可以生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加可以包含例如标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。图形叠加还可以包括指示靶向扫描线模式已经被获得和/或系统200处于识别靶向扫描线模式的过程中的一个或多个信号。图形处理器可以接收来自用户接口224的输入,例如键入的患者姓名。用户接口224还可以接收提示对由系统200使用的设置和/或参数的调节的输入。用户接口还可以被耦合到多平面重新格式化器232以用于选择和控制在多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0047] 图3是根据本公开的原理的超声成像方法的方框图。图3的范例方法300示出了可以以任何顺序被本文中描述的系统 and/或装置用于优化或改善用来成像具体身体物体或其特征的扫描线模式的步骤。方法300可以由超声成像系统(诸如系统100)或其他系统(包括例如移动系统,诸如皇家飞利浦有限公司(“飞利浦”)的LUMIFY)执行。另外的范例系统可以包括也由飞利浦生产的SPARQ和/或EPIQ。

[0048] 在所示出的实施例中,方法300在方框310处以“控制探头以对对象的体积进行成像,其中,成像包括根据多个扫描线模式发射和接收超声信号”开始。扫描线控制器,例如可以执行在方框310处陈述的动作。在实施例中,探头可以是矩阵、线性、弧形线性或扇形探头。在一些范例中,方法300可以还涉及,在控制探头之前,接收要被成像的物体的指示。例如,这样的指示可以响应于用户接口处的用于输入而被接收。物体可以包括各种器官、器官的子部分或各种其他结构。在具体实施例中,物体可以是肺。

[0049] 在方框312处,方法300涉及“根据接收的超声信号生成多个图像数据集,每个图像数据集对应于扫描线模式中的一个”。一个或多个处理器可以涉及生成多个图像数据集。处理器可以包括超声探头的子部件或被通信地耦接到其的单独部件。因为超声波束可以接连地步进(或例如旋转)通过3D体积,对响应于这些波束的超声回波的转换可以产生多个离散的图像数据集。每个数据集可以对应于单个扫描线模式,使得分析每个数据集可以产生关于每个扫描线模式相对于靶向物体的质量或内容的信息。

[0050] 在方框314处,方法300涉及“针对特异于体积中的物体的靶向特性评价图像数据集”。各种处理器可以用于评价图像数据集。数据集可以通过比较多个数据集来评价,这可以在逐帧的基础上或在整个扫描结束的时候发生。具体实施例还可以涉及将每个数据集内的某些特性对照彼此进行加权以识别靶向特性。

[0051] 在方框316处,方法300涉及“识别包括靶向特性的图像数据集”。取决于物体,靶向特性可以改变。在一些范例中,在扫描之前,靶向特性可以自动地被实施方法300的系统选择。在其他实施例中,靶向特性可以在扫描被执行之后基于在超声探头处接收的数据来选择。例如,如果两个或更多个靶向特性与要被成像的物体相关联,数据可以揭露那些靶向特性中的仅一个是从所采用的扫描线模式可辨别的。在该范例中,该靶向特性可以默认地被选择。在另外的范例中,某些靶向特性可以被分配比其他更大的优先权,使得即便表示某一高优先权靶向特性的弱回波信号可以足以选择该特性以进行进一步处理。靶向特性可以是满足特异于物体的特征的图像质量阈值和/或强度水平的物体的特性。靶向特性还可以包括特异于物体(例如,肺)的特征(例如,多个A线或胸膜线)的纯粹存在。在一些范例中,识别靶向特性可以涉及识别图像数据集中的至少一个中的一个或多个低和/或高回声特征。

[0052] 在方框318处,方法300涉及“选择对应于识别的图像数据集的扫描线模式用于体积的随后成像”。包括靶向特性的选定扫描线模式可以相对于其他扫描线模式提供物体的最佳图像。方框318还可以由一个或多个处理器执行,所述一个或多个处理器可以将选定的扫描线模式通信到用来操纵探头和被包括在探头中的传感器阵列的控制器。因此,在选择扫描线模式之后,实施例可以涉及根据选定的扫描线模式获得物体的实时图像。这些图像可以被显示在显示屏上。

[0053] 在一些范例中,该方法可以延伸越过方框318。例如,该方法可以进一步涉及调整用来扫描3D体积或处理从这种扫描收集的数据的一个或多个参数。例如,方法300可以涉及选择扫描速度。扫描速度可以指的是超声波束机械地或电子地扫过3D体积的速度。可以根据选定的扫描线模式来调整的其他参数包括发射焦点深度、发射脉冲特性、扫描线间距、接收滤波带、空间复合等,所有超声采集和处理在本领域中是众所周知的。

[0054] 图4示出了从次佳的扫描线模式获得的肺超声图像400。图4示出了被显示在B模式图像中的肺410和胸膜线412。如图所示,胸膜线412是不清楚的,其中肺组织与空间之间的

界面看起来不明确且模糊。由于缺乏图像清晰性，胸膜线和/或肺的检查会是困难的，例如，这会干扰或甚至割裂可能依赖于胸膜线检测的不宜手术的一个或多个辅助特征。检查图4的临床医生可能不能识别某些肺特性，包括例如胸膜界面的厚度和/或肺滑动的发生。

[0055] 图5示出了根据本文中描述的实施例的在扫描线模式中获得的肺超声图像500。图5描绘了包括胸膜线512和A线514的肺510。图5还描绘了当沿着选定的扫描线模式获取的物体的图像正在被显示时被显示在屏幕上的指示符516的范例。相对于图4，胸膜线512在选定的扫描线模式中是明显更亮的、更清楚的并且要不然更可见的。A线514出现在胸膜线512的深度的大约两倍处。在图5中显示的指示符516可以向用户指示在图像500中示出的肺和/或胸膜线512表示通过选定的扫描线模式产生的图像。在所示出的实施例中，指示符516是绿色的三角形图形。在其他实施例中，指示符516可以是任何其他形状、颜色和/或尺寸。指示符516在用户接口上的位置也可以改变。如图所示，指示符516被定位在左上角中，然而，在其他范例中，指示符516可以被定位其他地方。在一些实施例中，指示符516可以根本不包括显示的图形，例如，替代地包括音频提示和/或触觉刺激。使用在图5中示出的图像500，临床医生可以能够识别肺的各种特性、以及对象的胸部区域中的其他特征。依赖于胸膜线和/或肺特征检测的自动化识别过程也可以使用图像500以更大的方便性和准确性被执行。

[0056] 根据本公开的系统和方法可以涉及沿着各种各样的扫描线模式中的任一种发射超声和接收超声回波，其两个范例在图6A和6B中进行图示。在图6A中的范例中，超声探头600被配置为响应于例如来自扫描线控制器120(未示出)的控制而沿着多个扫描线602发射(经由传感器阵列)超声信号并且接收回波，多个扫描线602一起形成扫描线模式604，并且多个扫描线602能够用来成像对象内的体积区域。图6A中示出的扫描线模式604可以被称为“完整询问型式”，因为超声信号正在沿着传感器阵列的视场内的所有扫描线被发射。根据本文中的公开内容，扫描线模式604可以用来扫描感兴趣物体或其特征的体积。应理解，在其他范例中，根据本公开的扫描线模式可以不沿着所有线发射和/或接收，而是替代地可以激励阵列的一个或多个选定孔口(例如，元件的子集)来超声地扫描感兴趣区域。

[0057] 图6B是根据本公开的原理的可以被使用的另一范例扫描线模式的图示。在图6B中，超声探头606被配置为沿着根据第二扫描线模式610的多个扫描线608发射和接收(经由传感器阵列并且响应于控制器)超声能量。如图所示，在第二扫描线模式610中，相比于在图6A中描绘的扫描线模式604中采用的那些，超声能量仅沿着扫描线的子集被发射和/或被接收。第二扫描线模式610能够用来针对两个正交的扫描平面612和614获得成像数据，每个图像平面根据沿着相应平面中的多条扫描线接收的信号来重建。在其他实施例中，其他扫描线模式可以被使用，例如超声能量沿着大致在阵列的中心内并且向外辐射的线被发射的径向扫描线模式或扫描线大致平行于彼此的扫描线模式。

[0058] 在图6A和6B中描绘并描述的3D扫描线模式604、610仅表示许多可能的变型之中的几个范例。例如，给定的扫描线模式可以包括一个或多个离散的扫描平面，诸如平面612和614。扫描平面可以相交、交叠或保持分开(例如，平行)。然而，扫描平面仅仅构成范例扫描线模式。因此，在其他实施例中，扫描线模式可以包括零个扫描平面，替代地特征在于以不同方式布置的扫描线的模式。在一些实施例中，扫描线模式可以是弓形的、点状的，或可以包括各种形状，例如，截头体、厚片或楔形。扫描线模式可以包括收敛但不交叉的扫描线。本文中公开的系统可以被配置为通过调整元件延迟而在各种扫描线模式之间交替，因此探询

感兴趣物体的靶向特性的整个体积。

[0059] 当然,应该理解的是,本文描述的范例、实施例或过程中的任何一个可以与一个或多个其他范例、实施例和/或过程组合或分离,和/或根据本系统、设备和方法在分离的设备或设备部分中间执行。前述内容意在仅说明了本系统,并且不应被看作是将所附权利要求书限制于任何具体实施例或实施例组。因此,虽然本系统已经被结合范例性实施例进行了特别详细的描述,但还应了解到的是,可由本领域技术人员设想出许多修改和替代实施例,而并不背离如在所附权利要求中所阐述的本系统的更为广泛和预期的精神和范围。因此,本专利说明书和附图将被以说明的方式予以看待,而并不意在限制所附权利要求书的范围。

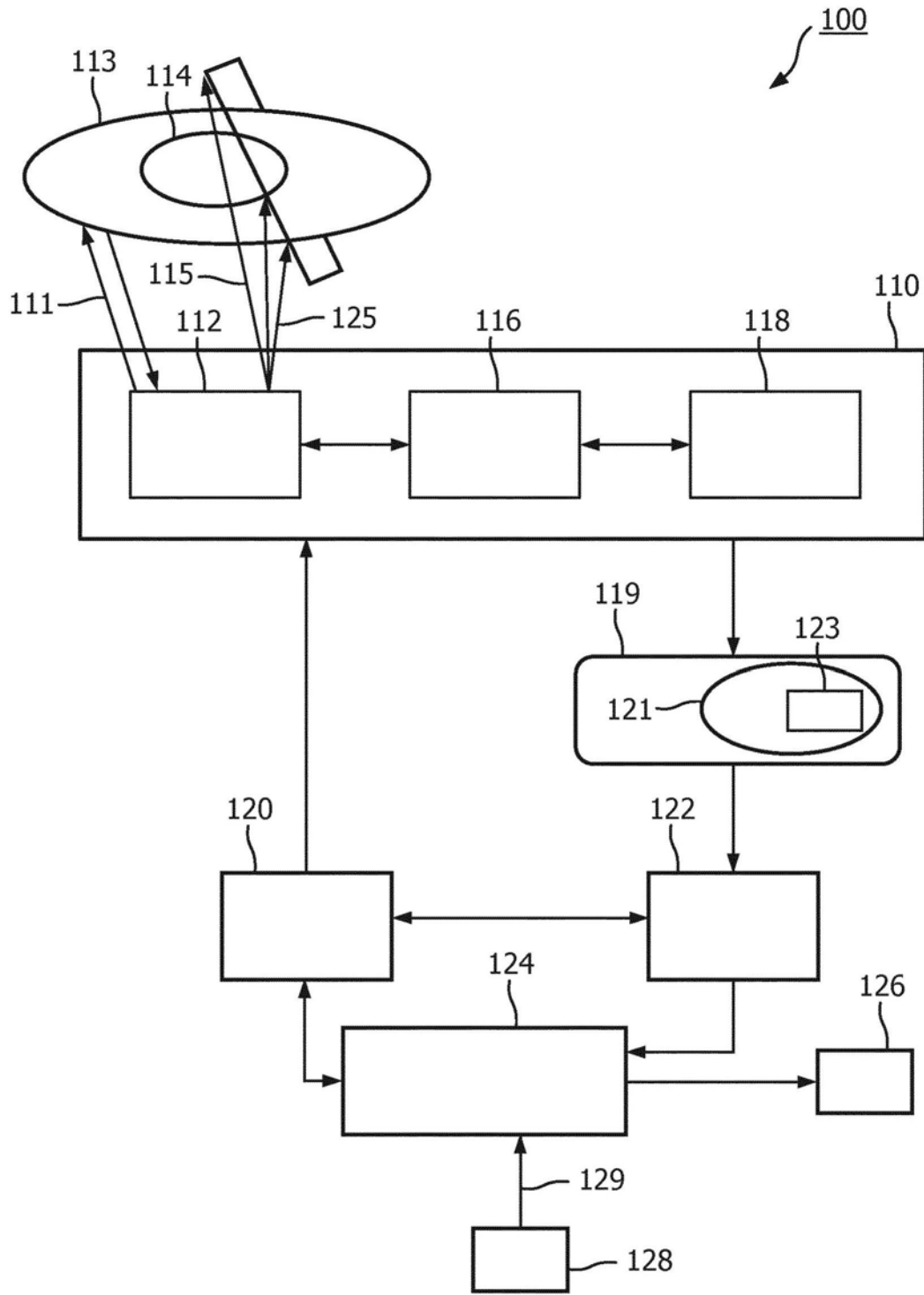


图1

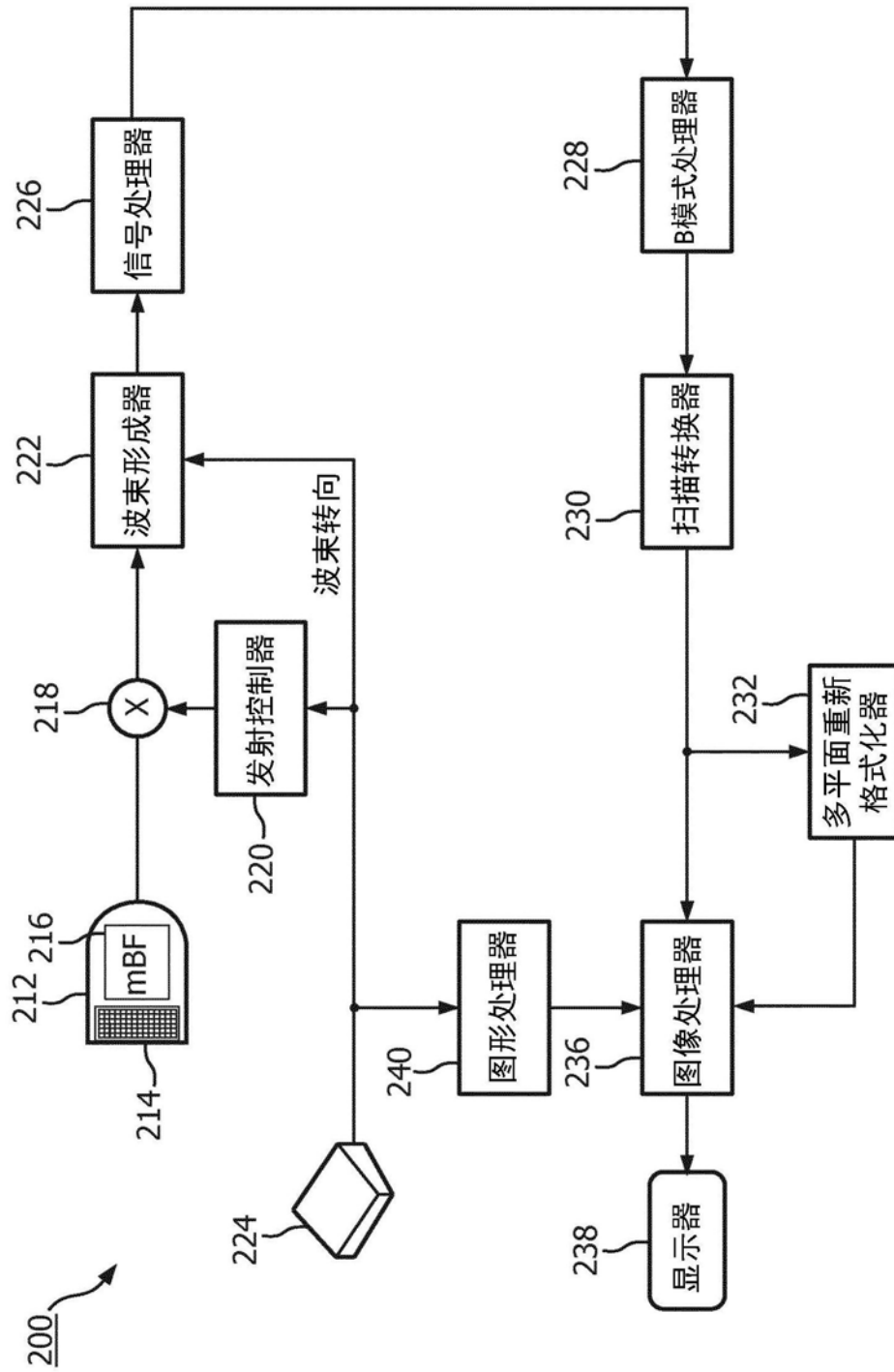


图2

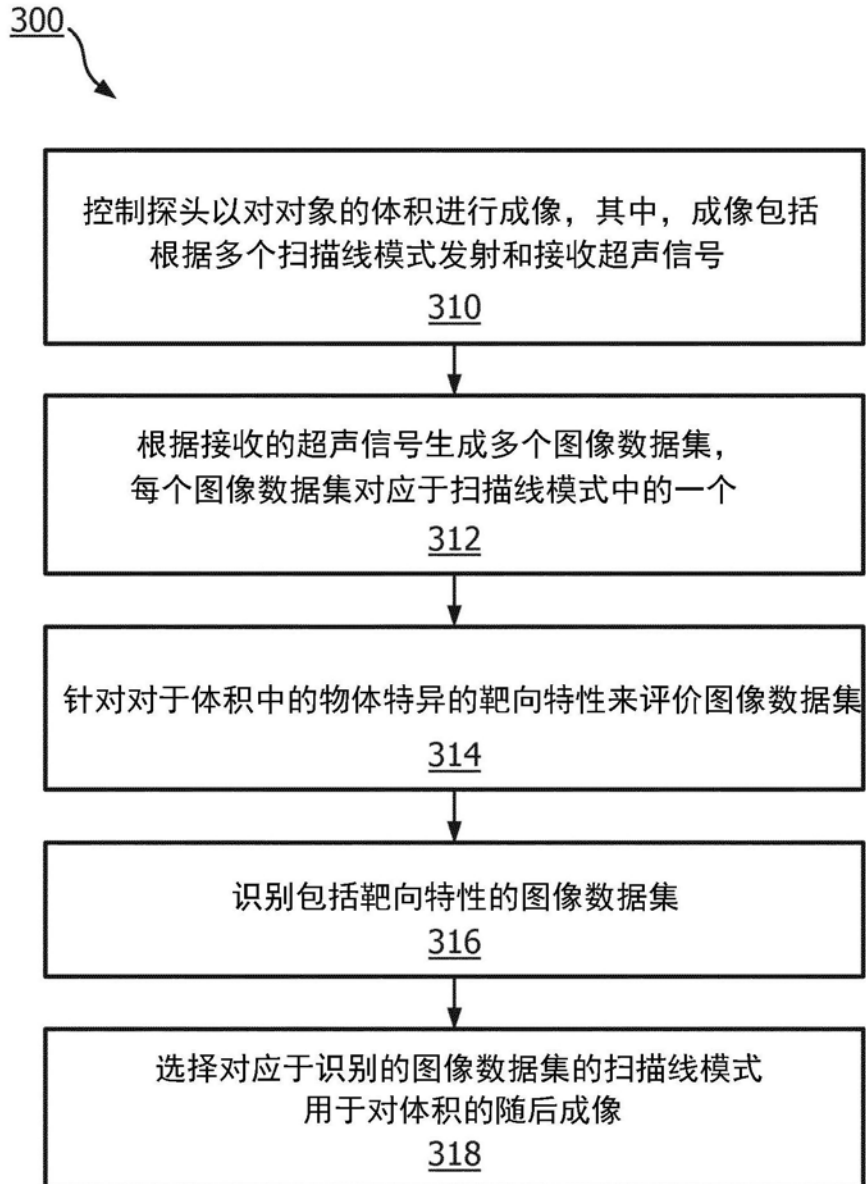


图3

400 ↘

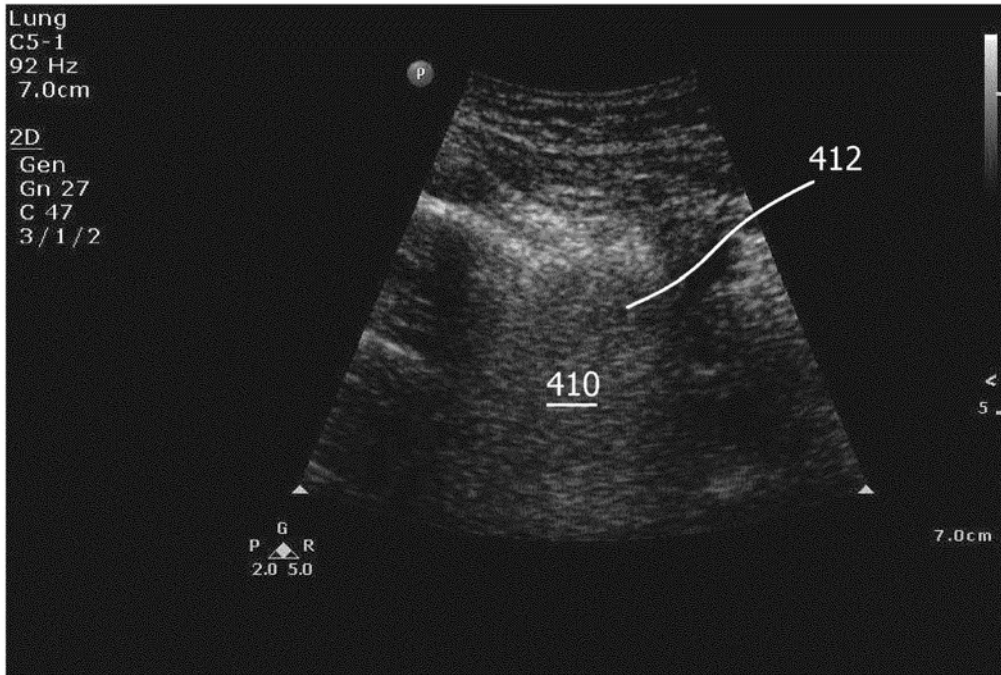


图4

500

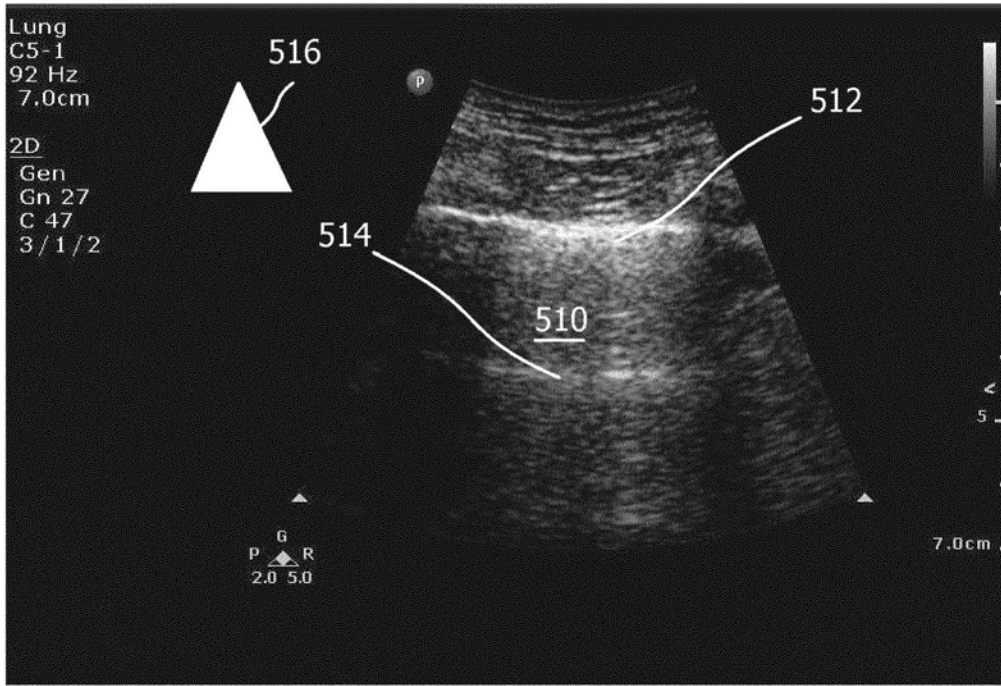


图5

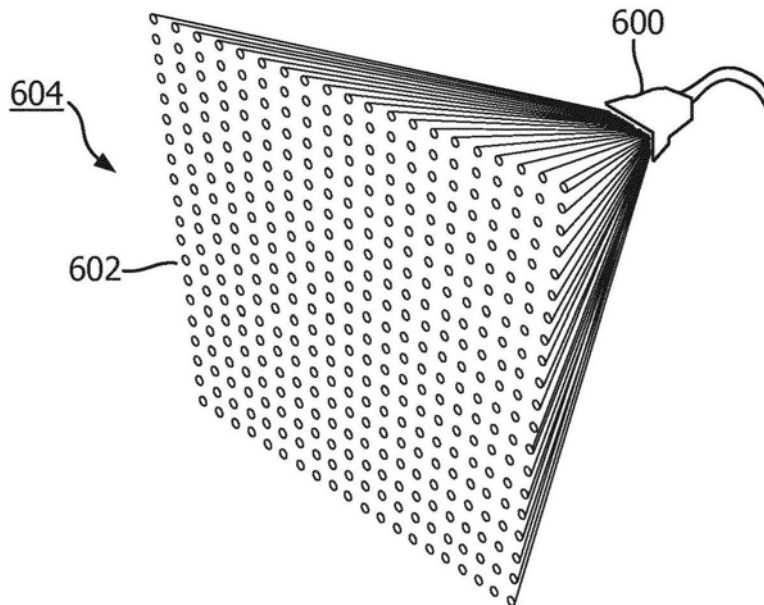


图6A

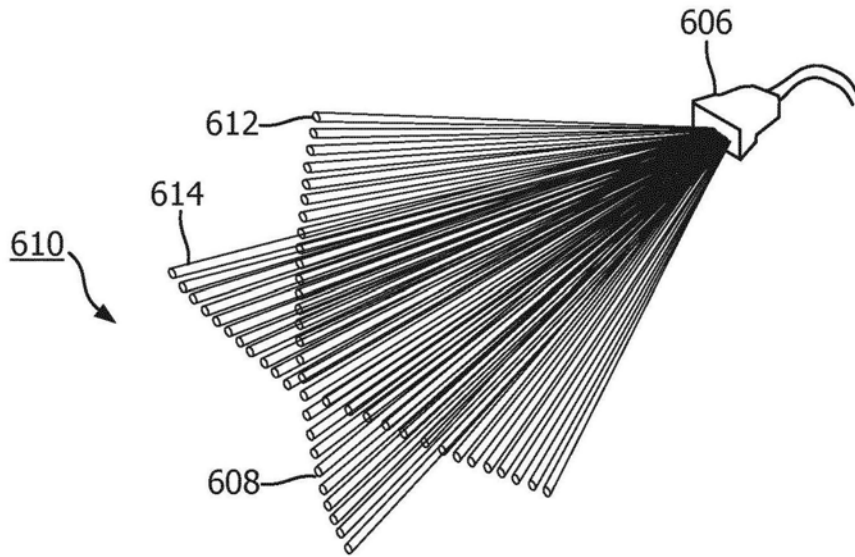


图6B

专利名称(译)	针对器官查看的最佳扫描平面选择		
公开(公告)号	<a href="#">CN110636799A</a>	公开(公告)日	2019-12-31
申请号	CN201880032701.X	申请日	2018-02-27
[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	MD波伦 BI拉朱		
发明人	M·D·波伦 B·I·拉朱		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/4218 A61B8/4461 A61B8/4466 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/54		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	62/472031 2017-03-16 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开描述了一种超声成像系统，其被配置为识别用于对物体或其特征进行成像的扫描线模式。所述系统可以包括控制器，所述控制器通过根据多个扫描线模式发射和接收超声信号来控制探头以对对象的体积进行成像。与所述探头通信的一个或多个处理器可以基于在所述探头处接收的信号来生成多个图像数据集，每个数据集对应于离散的扫描线模式。这些数据集针对特异于靶向用于成像的物体的靶向特性进行评价。一旦包括所述靶向特性的数据集被识别，所述一个或多个处理器就选择对应于识别的图像数据集的扫描线模式。该扫描线模式然后可以用于所述体积的随后成像以查看所述物体。

