



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110072465 B

(45) 授权公告日 2022. 12. 23

(21) 申请号 201780077223.X

(22) 申请日 2017.12.08

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 110072465 A

(43) 申请公布日 2019.07.30

(30) 优先权数据  
62/433,330 2016.12.13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.06.13

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2017/082054 2017.12.08

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02018/108742 EN 2018.06.21

(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 B·I·拉朱 王守罡  
R·斯里尼瓦萨奈杜 S·金  
M·D·波伦 徐泾平

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

专利代理师 李光颖 王英

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)  
A61B 8/13 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01)

审查员 黄秋月

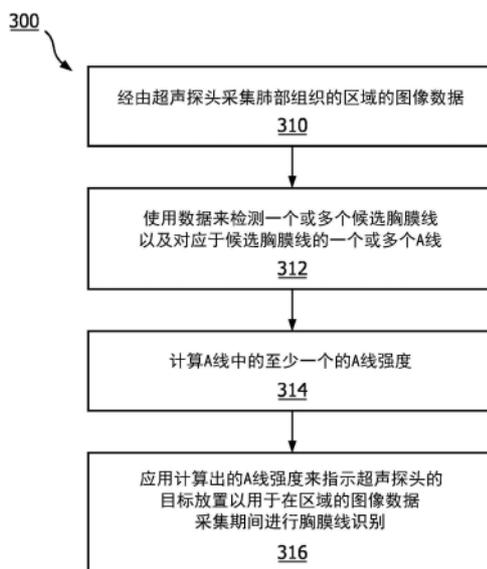
权利要求书2页 说明书14页 附图4页

(54) 发明名称

用于肺部超声的目标探头放置

(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观察肺部胸膜线的超声探头的目标放置。在一些示例中,所述系统可以包括:超声探头,其被配置为从对象接收超声回波以对所述对象的区域进行成像;以及与所述超声探头通信的数据处理器。所述数据处理器可以被配置为:识别一个或多个候选胸膜线以及对应于所述候选胸膜线的一个或多个A线,计算所述A线中的至少一个的A线强度,并且应用计算出的A线强度来指示所述超声探头的目标放置以用于对所述区域进行成像以进行胸膜线识别。所述系统还可以包括与所述数据处理器通信的用户接口。所述用户接口可以被配置为向用户警告所述超声探头的所述目标放置。



1. 一种超声成像系统,包括:  
超声探头,其被配置为从对象接收超声回波以对所述对象的区域进行成像;  
与所述超声探头通信的数据处理器,所述数据处理器配置为:  
识别一个或多个候选胸膜线以及对应于所述候选胸膜线的一个或多个A线;  
计算所述一个或多个A线中的至少一个的A线强度;并且  
应用计算出的A线强度来指示所述超声探头的目标放置以用于对所述区域进行成像以进行胸膜线识别。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括与所述数据处理器通信的用户接口,所述用户接口被配置为向用户警告所述超声探头的所述目标放置。
3. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,当所述目标放置被满足时,所述计算出的A线强度超过预定阈值。
4. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述目标放置包含所述超声探头的位置或取向。
5. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述数据处理器还被配置为通过确定一个或多个候选胸膜线是否满足预定的胸膜线强度阈值来拒绝一个或多个候选胸膜线。
6. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述数据处理器还被配置为识别超声数据帧的对应于一个或多个候选胸膜线的估计深度的一个或多个子区域。
7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述数据处理器还被配置为识别超声数据帧的对应于一个或多个A线的估计深度的一个或多个子区域。
8. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述数据处理器还被配置为识别在第一时间处测量的第一A线强度以及在第二时间处测量的第二A线强度,所述第一时间与所述第二时间不同。
9. 根据权利要求8所述的超声成像系统,其中,所述数据处理器还被配置为识别A线强度变化,所述A线强度变化等于所述第一A线强度与所述第二A线强度之间的强度差。
10. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述用户接口被配置为通过向所述用户提供指示器来警告所述用户,其中,所述指示器被配置为提供绝对信号,使得当所述探头处于所述目标放置中时所述信号处于“开启”状态或者当所述探头未处于所述目标放置中时所述信号处于“关闭”状态。
11. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述用户接口被配置为通过向所述用户提供指示器来警告所述用户,其中,所述指示器被配置为提供响应于由于对所述超声探头进行重新定位或重新取向而引起的A线强度的变化而改变的相对信号。
12. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述一个或多个A线出现在所述一个或多个候选胸膜线的深度的多个整数倍的深度处。
13. 一种超声成像方法,包括:  
经由超声探头采集肺部组织的区域的图像数据;  
使用所述数据来检测一个或多个候选胸膜线以及对应于所述候选胸膜线的一个或多个A线;  
计算所述一个或多个A线中的至少一个的A线强度;  
应用计算出的A线强度来指示所述超声探头的目标放置以用于在所述区域的图像数据

采集期间进行胸膜线识别。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括经由用户接口向用户警告所述超声探头的所述目标放置。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,当所述目标放置被满足时,所述计算出的A线强度超过预定阈值。

16. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述目标放置包含所述超声探头的位置或取向。

17. 根据权利要求13所述的方法,其中,使用所述数据来检测一个或多个候选胸膜线包括确定一个或多个未识别的线是否位于预定的深度范围内。

18. 根据权利要求13所述的方法,其中,使用所述数据来检测一个或多个候选胸膜线包括确定一个或多个未识别的线是否满足预定的胸膜线强度阈值。

19. 根据权利要求13所述的方法,其中,使用所述数据来检测一个或多个A线包括将霍夫变换应用于所述数据。

20. 根据权利要求13所述的方法,其中,使用所述数据来检测一个或多个A线包括确定对应于在所述肺部组织的所述区域中的一个或多个侧向位置处检测到的峰值强度水平的深度。

21. 一种包括可执行指令的非瞬态计算机可读介质,所述可执行指令在被运行时使医学成像系统的一个或多个处理器执行根据权利要求13-20中的任一项所述的方法。

## 用于肺部超声的目标探头放置

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2016年12月13日提交的美国临时申请No. 62/433,330的权益和优先权,通过引用将其整体并入。

### 背景技术

[0003] 可以通过垂直于肋骨纵向地以及沿着肋间空间倾斜地定位超声换能器来执行肺部超声。目前,肺部超声用于诊断许多典型状况,例如:气胸(“PTX”)、肺炎、肺水肿以及其他。标记胸壁和肺部之间的界面的胸膜线可以是在肺部超声扫描期间识别出的第一个且最关键的特征之一。对胸膜线的评估经常提供用于精确定位额外肺部特征的起点,额外肺部特征包括肺部滑动、B线可视化和/或肺部实变。因此,胸膜线的不准确成像和/或表征可能干扰下游医学分析。使用常规技术来可视化胸膜线可能是困难的,特别是对于没有经验的超声用户而言。可能期望用于更精确的、用户友好的且在一些情况下自动的方法来检测和/或可视化胸膜线的技术。

### 发明内容

[0004] 本文提供了用于改进的胸膜线识别和成像的超声系统和方法。各种示例识别并处理由超声回波产生回响生成的视觉伪像。当特别是对回声特征(例如胸膜界面)进行成像时,这些伪像(有时称为“A线”)可能出现。在一些示例中,当从胸膜界面反射的超声回波最强时,A线可能特别明亮,这可能在执行成像的超声探头被定位和/或取向在增强超声信号的强度的特定放置中时发生。本文所公开的系统可以包括:超声探头,其被配置为接收超声回波;以及数据处理器,其被配置为:处理候选胸膜线以及A线;计算至少一个A线的强度;并且应用该强度来确定用于胸膜线识别的探头的目标放置。

[0005] 根据一些示例,一种超声成像系统可以包括超声探头,所述超声探头被配置为从对象接收超声回波以对所述对象的区域进行成像。所述超声成像系统还可以包括与所述超声探头通信的数据处理器。所述数据处理器可以被配置为:识别一个或多个候选胸膜线以及对应于所述候选胸膜线的一个或多个A线;计算所述A线中的至少一个的A线强度;并且应用计算出的A线强度来指示所述超声探头的目标放置以用于对所述区域进行成像以进行胸膜线识别。在一些示例中,所述超声系统还可以包括与所述数据处理器通信的用户接口。所述用户接口可以被配置为向用户警告所述超声探头的所述目标放置。

[0006] 在一些实施例中,当所述目标放置被满足时,所述计算出的A线强度可以超过预定阈值。在一些实施例中,所述目标放置可以包含所述超声探头的位置或取向。

[0007] 在一些实施方式中,所述数据处理器还可以被配置为通过确定一个或多个候选胸膜线是否满足预定的胸膜线强度阈值来拒绝一个或多个候选胸膜线。在一些实施例中,所述数据处理器还可以被配置为识别超声数据帧的对应于一个或多个候选胸膜线的估计深度的一个或多个子区域。在一些示例中,所述数据处理器还可以被配置为识别超声数据帧的对应于一个或多个A线的估计深度的一个或多个子区域。在一些实施方式中,所述数据处

理器还可以被配置为识别在第一时间处测量的第一A线强度以及在第二时间处测量的第二A线强度,所述第一时间与所述第二时间不同。在一些实施例中,所述数据处理器还可以被配置为识别A线强度变化,所述A线强度变化等于所述第一A线强度与所述第二A线强度之间的强度差。

[0008] 在一些示例中,所述用户接口可以被配置为通过向所述用户提供指示器来警告所述用户,其中,所述指示器可以被配置为提供绝对信号,使得当所述探头处于所述目标放置中时所述信号处于“开启”状态或者当所述探头未处于所述目标放置中时所述信号处于“关闭”状态。在一些实施方式中,所述用户接口可以被配置为通过向所述用户提供指示器来警告用户,其中,所述指示器被配置为提供响应于由于对所述超声探头进行重新定位或重新定向而引起的A线强度的变化而改变的相对信号。在一些实施例中,所述一个或多个A线可以出现在所述一个或多个候选胸膜线的深度的大约多个整数倍的深度处。

[0009] 根据本公开的一种方法可以包含:经由超声探头采集肺部组织的区域的图像数据;使用所述数据来检测一个或多个候选胸膜线以及对应于所述候选胸膜线的一个或多个A线;计算所述A线中的至少一个的A线强度;以及应用计算出的A线强度来指示所述超声探头的目标放置以用于在所述区域的图像数据采集期间进行胸膜线识别。在一些示例中,所述方法还可以包括经由用户接口向所述用户警告所述超声探头的所述目标放置。在一些实施例中,当所述目标放置被满足时,所述计算出的A线强度可以超过预定阈值。在一些实施方式中,所述目标放置可以包含所述超声探头的位置或取向。

[0010] 在一些实施例中,使用数据来检测一个或多个候选胸膜线可以包含确定一个或多个未识别的线是否位于预定的深度范围内或者一个或多个未识别的线是否满足预定的胸膜线强度阈值。在一些实施例中,使用所述数据来检测一个或多个A线可以包含将霍夫变换应用于所述数据。在一些实施方式中,使用所述数据来检测一个或多个A线可以包含确定对应于在所述肺部组织的所述区域中的一个或多个侧向位置处检测到的峰值强度水平的深度。

[0011] 另外,用于识别用于观察胸膜线的超声探头的目标放置的技术中的任何可以体现于存储在非瞬态计算机可读介质上的可执行指令中,所述可执行指令在被运行时使医学成像系统的处理器被编程为执行在所述非瞬态计算机可读介质中体现的过程。

## 附图说明

[0012] 图1是根据本公开的原理的超声成像系统的框图。

[0013] 图2是根据本公开的原理的超声成像装置的框图。

[0014] 图3是根据本公开的原理的超声成像方法的框图。

[0015] 图4是根据本公开的原理的超声成像系统的框图。

[0016] 图5是根据本公开的原理的利用探头的次优取向获取的肺部超声图像。

[0017] 图6是根据本公开的原理的利用探头的目标放置获取的肺部超声图像。

## 具体实施方式

[0018] 某些示例性实施例的以下描述本质上仅是示例性的,并且决不旨在限制本发明或其应用或用途。在本系统和方法的实施例的以下详细描述中,参考形成其一部分的附图,并

且其中通过图示的方式示出了可以实践所描述的系统和方法的特定实施例。足够详细地描述这些实施例以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,并且可以在不背离本系统的精神和范围的情况下进行结构和逻辑上的改变。此外,为了清楚起见,当某些特征的详细描述对于本领域技术人员将显而易见时将不讨论这些特征的详细描述,以免模糊对本系统的描述。因此,以下详细描述不应被视为具有限制意义,并且本系统的范围仅由随附权利要求限定。

[0019] 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框图和/或流程图图示来描述本技术。应当理解,框图和/或流程图图示的框以及框图和/或流程图图示中的框的组合可以由计算机可执行指令实施。这些计算机可执行指令可以被提供给通用计算机、专用计算机和/或其他可编程数据处理装置的处理器、控制器或控制单元以产生一种机器,使得经由计算机和/或其他可编程数据处理装置的处理器运行的指令创建用于实施框图和/或流程图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。

[0020] 肺部超声技术通常涉及通过使胸膜线的至少一部分可视化来评估胸膜界面,所述胸膜线可以用作用于识别额外肺部特征的参考点。特别地,标准化和自动化任务可以取决于精确的胸膜线可视化。在正常肺部中,胸膜界面是由于在胸壁组织与充满空气的肺部之间的实质对比的回波镜面反射器。然而,所显示的胸膜线的亮度水平可能对技术人员所持有的超声探头的位置和/或取向特别敏感。将超声探头垂直于胸膜界面定位可以产生胸膜线的清晰图像,而探头的其他位置和/或角度取向可能导致超声回波的至少一部分在远离探头的方向上从胸膜界面反射出去,从而降低图像中的胸膜线的强度。另外,解剖学变化可能防止超声用户(尤其是缺乏经验的超声用户)以获得清晰的胸膜线图像所需的方式取向超声波探头,从而妨碍肺部超声检查的整体质量。例如,即使超声用户试图将超声探头垂直于胸膜界面定位,在患者呼吸期间胸膜的移位或肺部体积的变化可能使过程复杂化并使超声反馈模糊。

[0021] 在一些情况下,额外的水平线可以出现在超声图像上比胸膜线出现得更深的位置处。这些水平线(通常称为“A线”)不代表肺部的结构性解剖学特征。相反,它们代表由在胸膜界面和超声探头之间产生回响的超声回波形成的伪影。因为超声回波的每次回响都需要与在信号发射、从胸膜反射出来和在探头处检测之间的初始时间间隔相同或基本相似的时间量被探头检测到,所以每个A线可能出现在等于或大约等于胸膜线的实际深度的倍数的深度处。例如,第一A线可以出现在胸膜线的深度的两倍或大约两倍处,第二A线可以出现在胸膜线的深度的三倍或大约三倍处,等等。本文描述的系统和方法可以通过检测在超声成像期间可能出现的A线来增强胸膜线可视化。在一些示例中,本文描述的系统和方法可以通过检测高强度的A线来确定优化或增强胸膜线图像的超声探头位置和/或取向。在一些示例中,可以将基于检测到的胸膜和/或A线的目标探头放置的反馈提供给用户。

[0022] 图1示出了根据本公开的被配置为识别超声探头相对于胸膜界面的目标放置以增强胸膜线的图像的质量的示例性超声系统100。如图所示,系统100可以包括超声数据采集单元110,所述超声数据采集单元在一些实施例中包括被配置为从介质接收超声回波114的超声探头112、波束形成器116和信号处理器118。该系统还包括数据处理器120,例如计算模块或电路,其被配置为基于探头112接收到的超声回波114来检测胸膜线。数据处理器120还可以被配置为识别通过胸膜线回波产生回响而产生的一个或多个A线。在一些示例中,数据

处理器120可以被配置为计算A线中的至少一个的强度值,并且使用该信息识别何时获得探头112相对于胸膜界面的目标放置。系统100还可以包括用户接口122,其被配置为例如在可操作地与系统100相关联的显示器上提供图像124(例如,B模式图像)和/或探头取向指示器126。探头取向指示器126可以指示何时探头112以用于观察胸膜线的目标位置和/或取向被取向,并且可以响应于来自数据处理器120的信号而生成。在一些实施例中,可以在视觉上,例如在显示器上或在图像124附近,提供探头取向指示器126。在其他实施例中,探头取向指示器126可以例如经由光源的照明在视觉上提供在其他地方,例如经由音调的发声听觉地提供,或者例如经由探头的轻微振动触觉地提供。在实施例中,系统100可以是独立的超声诊断成像系统,其固定地安装或配备有轮子以使得能够移动。在一些示例中,系统100可以是兼容的便携式设备,例如膝上型计算机、平板计算机、智能电话等。超声探头可以例如经由USB接口连接到任何合适的便携式设备。

[0023] 超声数据采集单元110可以被配置为采集针对用户可选择的一个或多个感兴趣区域的超声数据。根据本公开的实施例,所选择的区域包括肺部的至少一部分,其包括胸膜界面。为了生成在(一个或多个)感兴趣区域中的超声数据,数据采集单元110包括超声探头112。超声探头112是在超声检查期间由用户(例如,超声医师、临床医师或超声技术人员)保持和操纵的部件。超声探头112可以被配置为将超声能量发射到感兴趣区域(例如,患者对象的胸部区域),并且接收对应的超声回波,使得可以对肺部的至少一部分进行成像。为了发射和接收超声回波,探头112包括至少一个换能器阵列。各种换能器阵列在本领域中是公知的,例如,线性阵列、凸阵列或相控阵列。例如,包含于探头112中的换能器阵列可以包括能够在高度和方位维度上进行扫描以进行2D和/或3D成像的换能器元件的二维阵列。

[0024] 如图1中进一步所示,探头112可以耦合到波束形成器114,例如微波束形成器。波束形成器114可以耦合在探头112内,通过位于其中的换能器元件控制对超声信号的发送和接收。特别地,波束形成器114可以被配置为对超声信号进行波束成形以产生相干回波,例如超声原始射频数据。

[0025] 在一些实施例中,波束成形的信号可以被通信或耦合到信号处理器116。信号处理器116可以被配置为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。信号处理器116可以从接收到的超声回波信号中导出各种超声数据,例如超声B模式数据、射频(RF)数据和/或多普勒数据。在一些示例中,信号处理器116可以检测接收到的超声信号的幅度,以用于对体内的结构进行成像,体内的结构例如肺部、肺部组成部分(例如胸膜界面)和/或肺部周围的解剖结构。信号处理器116可以进一步将回声信号布置在它们被接收的空间关系中,以形成至少一个超声数据帧。由信号处理器接收到的多个超声数据帧可以根据它们的接收次序排列,从而形成帧的时间序列。

[0026] 超声采集单元110可以被配置为经由超声探头112、波束形成器114和/或信号处理器116采集对应于包括胸膜界面或其一部分的至少一个感兴趣区域的超声数据。用户经由采集单元110采集这种数据所采用的技术可以变化。在一些示例中,探头112可以以垂直于肋骨的取向纵向地定位,或者沿肋骨之间的肋间空间倾斜地定位。在一些实施例中,探头可以相对于患者成扇形、成波浪形或以其他方式重新定位。修改探头112的位置可以改变探头112相对于胸膜界面的角度取向。结果,探头112接收到的超声回波的质量和/或数量可以针对不同的特征(例如胸膜线)而变化,如由亮度强度水平的变化和/或显示在用户接口上的

这样的特征的分辨率所证明的。

[0027] 由超声采集单元110采集的数据的示例可以包括2D或3D数据集。(一个或多个)数据集可以包括实时或基本上实时采集的多个数据帧,每个帧对应于包括胸膜界面的至少一部分的感兴趣区域。由数据采集单元110采集的超声数据可以包括针对被成像体积内的任何给定点(或坐标位置)的回波强度信息。例如,3D数据集可以包括指定针对数据中的每个体素的x、y、z坐标以及在每个体素处的回波强度值的体素数据。

[0028] 数据采集单元110的部件以及它们相对于彼此的特定布置可以在不同的实施例中变化。例如,波束形成器114和信号处理器116被示为两个单独的单元,但是本领域技术人员将认识到,它们是逻辑或功能单元,并且它们可以被实施在单个单元中或者它们中的每个可以由多于一个单独的单位实施。此外,超声探头112可以被配置为根据超声数据采集来执行额外能,包括波束形成器114和/或信号处理器116的一个或多个功能。可以将更多或更少的部件视为数据采集单元110的一部分(例如,参见图4)。

[0029] 如图1中进一步所示,系统100可以包括数据处理器120,其可操作地、物理地和/或通信地耦合到数据采集单元110的一个或所有部件。在操作中,数据处理器120可以被配置为接收并处理由超声采集单元110采集的超声数据,例如,多个超声数据帧。根据本公开的实施例,数据处理器120可以被特别地配置为处理接收到的超声数据以识别一个或多个候选胸膜线以及对应于候选胸膜线的一个或多个A线。使用该信息,数据处理器120还可以被配置为识别产生胸膜线的最佳或至少清晰的图像的探头112的位置和/或取向,下文中称为探头的“目标放置”。目标放置可以包括使胸膜线的亮度强度和/或分辨率最大化的探头位置和/或取向,或者以其他方式增强用于视觉检查的线的清晰度。如本文所公开的,可以通过评估一个或多个A线的强度水平来识别探头的目标放置。在实施例中,可以通过任何合适的现有的和未来开发的检测算法来实现对一个或多个候选胸膜线和一个或多个A线的自动检测。在一些实施例中,由数据处理器120对数据的接收和/或处理可以在采集数据时实时或基本上实时地执行,从而使得用户能够连续更新关于相对于胸膜线的探测器位置和/或取向的质量。

[0030] 在一些实施例中,数据处理器120可以被配置为在从采集单元110接收到的每个超声数据帧内识别包括胸膜线的至少一部分和一个或多个A线的一个或多个子区域。可以对从这些子区域提取出的数据进行额外处理,以从多个候选中精确定位胸膜线和任何对应的A线。数据处理器120可以进一步分析这些特征,以确定哪个探头位置和/或取向产生最佳胸膜线图像。

[0031] 在一些示例中,数据处理器120可以基于一个或多个预定参数来识别一个或多个子区域。参数可以包括预定深度范围。在一些实施例中,预定深度范围可以包括胸膜线的估计深度,其可以在距被扫描区域的顶表面(例如,皮肤表面)约1.5cm至约5cm的范围内。为了确保胸膜线包含于子区域中,应用于超声数据的预定深度范围可以更宽,例如,范围从约0.5cm到约7cm。在一些实施例中,预定深度范围可以根据正被扫描的患者的特性而变化。例如,对于具有较高体重指数的患者,胸膜界面深度可以更大。由于这种变化,数据处理器120可以使用一致深度的一个或多个界标(例如,肋骨)作为参考点。

[0032] 额外的或备选的子区域可以对应于由胸膜线回响信号产生的一个或多个A线的一个或多个)预定的估计深度。A线子区域深度可以基于以下理解来估计:A线由超声回波

产生,该超声回波从胸膜界面反射出来并返回到探头112,却第二次被反射回到被扫描区域中,至少再次从胸膜界面反射出来。因为与初级反射相比,次级反射可能花费大约两倍长的时间被探测器112接收,所以次级反射可能看起来来源于胸膜界面深度的两倍处。因此,A线子区域深度可以被定义为包含估计出的胸膜线深度的两倍深度。在一些实例中,这可以对应于约1cm至约14cm、约1cm至约12cm或约2cm至约11cm的深度范围。

[0033] 在一些示例中,超声回波可以在胸膜界面和探头112之间回响两次以上。例如,超声回波可以在探头112和胸膜线之间来回回响两次、三次、四次或更多次,从而产生两条、三条、四条或更多条A线。结果,数据处理器120可以指定额外的子区域以捕获(一个或多个)超声帧内的额外A线数据。因为多条A线可以是等间隔的,所以每个A线子区域可以包含胸膜线深度的多个整数倍。因此,对于第二A线,深度可以对应于估计出的胸膜线深度的三倍。在一些示例中,这可以对应于约1cm至约21cm、约1.5cm至约18cm或约2cm至约16.5cm的范围。

[0034] 在一些实施例中,每个子区域可以对应于一个胸膜线或一个A线的预期深度。在其他示例中,子区域可以由数据处理器120定义为包括多于一个A线和/或胸膜线。实施方式还可以包括A线子区域,其被定义为包括一个或所有A线,以及胸膜线子区域,因此基于在每个子区域中示出的特征是真实的还是仅仅是伪像来区分子区域。实施例还可以包括单个包罗万象的子区域,其被定义为覆盖包括胸膜线和所有A线两者的范围。

[0035] 在另外的其他实施例中,数据处理器120可以不被配置为识别每个超声数据帧内的任何子区域。这样的实施例可以将每个超声数据帧作为整体进行处理,搜索胸膜线和一个或多个A线而不指定子区域。在一些实施例中,系统100可以被配置为自动地或响应于用户输入128而选择性地包含子区域参数。

[0036] 数据处理器120可以采用额外的或备选的技术来估计胸膜线和/或一个或多个A线的深度。在一些示例中,可以由数据处理器120使用按顺序收集的一个或多个超声数据帧来估计深度。特别地,实施例可以涉及创建强度分布,该强度分布表示作为由超声扫描所包含的多个侧向位置处的深度的函数的强度值。侧向位置可以是预定的,并且可以包括沿扫描线的中心侧向位置。另外或备选地,侧向位置可以包括与中心侧向位置等距的多个位置。在特定深度处的强度值可以是在多个超声数据帧中测量出的该深度处的所有超声数据值的总和、平均值和/或加权平均值。例如,平均产生最高测量强度峰值的深度可以用作用于定位胸膜线和/或A线的初始搜索深度。在一些示例中,中心侧向位置可以用作用于进行胸膜/A线搜索的初始侧向位置。

[0037] 在各种实施例中,可以使用一个或多个额外特征来估计胸膜线和/或A线的深度。例如,胸膜线深度可以通过首先估计至少一个肋骨的深度,并且向估计出的肋骨深度添加预定距离来进行估计,该预定距离包括在肋骨和胸膜界面之间的平均间隔。用于计算预测深度的超声数据帧的数量、空间位置和/或取向可以变化。在识别胸膜线和/或一个或多个A线的估计深度时,数据处理器120可以被配置为根据任何合适的检测算法来检测胸膜线和/或A线。该算法可以使用初始估计作为起始点来逐渐针对扩张胸膜和/或A线的搜索区域。特别地,在通过识别最高峰值幅度而将候选峰值定位于中心线上之后,算法可以在两个方向上从中心线向外移动,寻找相关性以将表示胸膜线或A线的水平线的特征拼接在一起。

[0038] 无论是否建立胸膜和/或A线子区域或者估计任一特征的深度,数据处理器120都可以被配置为识别在从超声数据采集单元110接收到的一个或多个数据帧内的胸膜线。由

数据处理器120实现的用于识别胸膜线的技术可以在不同的实施例中变化。例如,数据处理器120可以被配置为至少部分地基于一个或多个A线的标识来识别胸膜线。这种方法反映了这样的理解:在将超声能量直接从胸膜界面反射出来时,A线更可能出现。在其他实施例中,可以基于由采集单元110检测到的各种特征的强度水平来识别胸膜线候选。在一些实施例中,胸膜线识别可以由数据处理器120以自动或半自动方式使用一个或多个算法来执行。

[0039] 如上所述,在一些实施例中,数据处理器120可以被配置为通过识别产生回响伪像或A线的线特征来识别胸膜线。根据这种方法,胸膜线候选包括产生A线的线特征。因此,如果这些线没有伴随对应的A线,则可以从胸膜线候选的列表中排除由采集单元110检测到的可能出现在正确附近和/或在特性胸膜线强度水平处的未识别的线。数据处理器120可以被配置为搜索一个或多个A线子区域以识别潜在的A线。另外,如果例如A线候选没有彼此等距地出现和/或没有在候选胸膜线的多个整数倍深度处出现,则可以拒绝A线候选。在一些实施例中,数据处理器120可以被配置为在识别多个等间隔的线时,选择最浅的线作为可能的胸膜线,将较深的线指定为A线。

[0040] 在一些实施例中,数据处理器120可以被配置为通过确定和/或处理通过由数据采集单元110检测到的各种特征产生的返回信号的强度水平(例如,亮度)来识别候选胸膜线。因为胸膜线可以产生强回声信号,并因此相对于感兴趣区域中的其他特征产生增加的强度水平,所以数据处理器120可以被配置为消除产生低于指定的(例如预定的)胸膜线强度阈值的强度水平的线特征。阈值化技术可以变化。在一些示例中,可以基于经验上导出的超声数据来计算预定强度阈值。这样的统计数据可以包括在一段时间内采集的测量出的胸膜线强度水平的平均值。在一些示例中,可以根据某些患者特性对平均强度水平进行分层。例如,可以基于体重指数和/或肋骨深度/位置对平均强度水平进行分组。在实施例中,可以将应用于接收到的超声数据的预定强度阈值设置为低于计算出的平均强度水平。这可以确保产生异常低强度水平的胸膜线不会从进一步分析中被排除。在一些实施例中,预定强度阈值可以是患者特异性的。根据这样的示例,针对特定患者的先前测量出的强度水平可以存储在存储器中并且由数据处理器120使用,以在执行后续超声扫描时快速识别胸膜线。

[0041] 在一些示例中,数据处理器120可以被配置为通过识别扫描的超声图像中的一个或多个边界线处的强度水平来识别候选胸膜和/或A线。特别地,处理器120可以被配置为确定多个扫描线的强度值增加到特定强度阈值以上的点。处理器120可以将该点指定为胸膜线或A线的起始点。处理器还可以将线的结束点指定为线的亮度值下降到预定阈值以下的位置。在一些实施例中,可以基于强度水平的变化来确定起始点和结束点,使得基于强度水平的增加(例如,在起始点处)和强度水平的降低(例如,在结束点处)来建立强度阈值。在一些示例中,该变化可以是绝对的,并且在其他示例中基于计算出的斜率。

[0042] 在一些实施例中,数据处理器120可以被配置为例如首先基于强度阈值化来识别一个或多个候选胸膜线,然后搜索对应于这样的候选的一个或多个A线。在一些示例中,数据处理器120可以被配置为关于A线应用类似的强度阈值,从A线候选的列表中排除那些未能产生满足或超过预定强度阈值的返回回波的线。如果数据处理器120没有识别出对应的A线,则可以拒绝先前基于强度水平识别出的胸膜线候选。为了确保实时或基本上实时的处理,数据处理器120可以被配置为快速地、接近同时连续地识别候选胸膜线和对应的候选A线。如本文所公开的,数据处理器120还可以被配置为同时识别胸膜线候选和A线,或者通过

首先识别一个或多个A线来识别胸膜线或胸膜线候选。

[0043] 在一些实施例中, 数据处理器120可以实施霍夫变换以识别胸膜线和/或一个或多个A线。霍夫变换过程可以被包含到用于识别胸膜线和/或A线的上述技术中的任何中。

[0044] 在一些示例中, 由数据处理器120或与其通信耦合的部件导出的超声数据图可以被包含到胸膜/A线识别过程中。数据图可以是过滤的或未过滤的, 并且可以从由数据采集单元110采集的任何两帧或更多帧超声数据导出。在一些示例中, 一个或多个相关图也可以由处理器120通过利用多于两帧超声数据来导出。在一些示例中, 可以使用从超声射频数据提取出的幅度数据来导出相关图。

[0045] 在识别胸膜线和一个或多个对应的A线之后, 数据处理器120可以被配置为确定用于对胸膜线进行成像的探头的目标放置。在实施例中, 探头的目标放置可以对应于最大化或增强一个或多个识别出的A线的强度值的探头112的位置和/或取向。根据这样的实施例, 数据处理器120可以连续地接收和处理先前识别出的A线的强度值。当用户相对于胸膜界面改变探头112的位置和/或取向时, 对应的A线的数量和/或强度可以变化。数据处理器120可以被配置为在探头112移动时监视A线强度的变化, 并确定A线强度最大化或增加的精确时刻或超声数据帧。在操作中, 数据处理器120可以被配置为通过实施检测一个或多个A线的存在以及其(一个或多个)强度水平的一种或多种算法来识别探头的目标放置。另外或备选地, 数据处理器120可以被配置为确定胸膜线周围的区域的平均强度, 识别当探头位置和/或取向被调整时这样的区域的强度的增加或减少, 而不管是否检测到A线。

[0046] 在实施例中, A线的数量可以随着胸膜线的回波强度增加而增加。例如, 当探头112直接(例如垂直地)瞄准胸膜界面时, A线的数量和/或强度可以增加。因此, 数据处理器120还可以被配置为监视由从识别出的胸膜线反射的回波信号产生的A线的数量。当A线的数量最大化或增加时, 数据处理器可以提示用户接口122以警告用户已经获得了探头的目标放置。

[0047] 在一些示例中, 数据处理器120可以被配置为通过实施强度阈值化过程来识别探头的目标放置。特别地, 数据处理器可以被配置为连续地将识别出的A线中的一个或多个的强度值与预定强度阈值进行比较。超过预定阈值的强度水平可以指示已经获得了探头的目标放置。可以基于关于在A线强度与胸膜线的强度和/或分辨率之间的相关性的实验上获得的数据来确定阈值。具体地, 可以基于平均来说这样的强度值是否与足够清晰以用于检查的胸膜线图像相关联来确定A线强度阈值。

[0048] 在数据处理器120确定A线强度最大化和/或超过指定强度阈值的时刻, 数据处理器120可以被配置为将该信息通信到用户接口122, 然后该用户接口通信探头取向指示器126以警告用户已经获得了探头的目标放置。

[0049] 可以可操作地、物理地和/或通信地耦合到数据处理器120的用户接口122可以被配置为实时地或基本上实时地将探头取向指示器126通信给用户。指示器126可以以各种方式传送。例如, 指示器126可以包括在用户接口122上显示的各种图形、图标或视觉辅助。这些信号可以叠加在显示在用户接口122上或远离图像的超声B模式图像上。在一些示例中, 指示符126可以由格式化的变化(例如, 闪烁)来表示, 或者由显示在用户接口122上的特征的颜色变化来表示。在另外的实施例中, 指示器126可以包括音频提示, 例如, 哔哔声, 其在获得探头的目标放置的时刻发声。

[0050] 在各种实施例中,探头取向指示器126的特性可以至少部分地取决于从数据处理器120通信到用户接口122的数据的量和/或性质。例如,指示器126可以包括仅在获得探头的目标放置的时刻出现的绝对的全或无信号。在探头112被重新定位远离最佳探头位置的时刻,这样的绝对指示器126可以消失,使得当探头处于目标放置中时信号处于“开启”状态,或者当探头未处于目标放置中时信号处于“关闭”状态。根据这样的实施例,数据处理器120可以在A线强度值最大化时和/或当A线强度值超过预定阈值时发送已经获得了探头的目标放置的指示。

[0051] 在其他示例中,探头取向指示器126可以是渐变的相对信号,其指示探头112的取向相对于探头的目标放置是改善还是恶化。根据这样的实施例,数据处理器120可以被配置为将当前超声数据帧与从前一帧获得的数据进行比较,自动将这种比较的结果通信到用户接口122,以用于以指示器126的形式显示。特别地,数据处理器120可以以恒定连续的方式比较从数据采集单元110接收到的超声数据帧,使得从采集单元110接收到的每个数据帧与至少一个先前获得的数据帧自动进行比较。数据处理器120可以比较针对接收到的每个数据帧的A线强度值,评估从探头112的当前位置获得的强度水平比从先前探头位置获得的强度水平更强还是更弱。在一些实施例中,A线强度水平的增加可以通过在用户接口122上显示的指示器126的变化来指示。同样,强度水平的降低也可以由指示器126指示。在一些示例中,可以通过改变指示器126的颜色来传达A线强度水平的变化,例如,当在当前探头位置和/或取向中的强度水平高于先前探头位置和/或取向时,信号可以显现为绿色,并且当由当前探头位置/取向产生的强度水平低于从前一帧测量出的强度水平时,信号显现为红色。例如,在将探头定位或取向在目标放置中时,颜色可以改变为蓝色。在另外的实施例中,指示器126可以包括胸膜线和/或对应的A线的颜色和/或显示的变化。例如,用户接口122可以用图形标记识别出的胸膜线,例如跟踪胸膜线的线。在用户接口122从数据处理器120接收到已经获得了目标放置的指示时,用户接口122可以以图形的颜色和/或格式的变化形式传达指示器126。

[0052] 在一些实施例中,用户接口122可以被配置为接收用户输入128的指示和/或显示各种输出。例如,用户接口122可以被配置为显示胸膜线和一个或多个A线的超声图像,例如B模式图像。在实施例中,检测到的胸膜线可以叠加在被扫描区域或其子区域的图像上。在一些示例中,用户接口122可以被配置为接收指示系统100发起本文描述的一个或多个过程的输入128。用户接口122还可以被配置为接收改变一个或多个系统设置和/或参数的输入128。这些改变可以在用户接口122处接收到输入128时实现,例如,实时地实现,或在发起本文描述的方法之前实现。在特定实施例中,用户接口122可以显示例如用于调节一个或多个设置和/或参数的一个或多个可调节滑动条。滑动条中的至少一个可以用于修改用于识别胸膜线、一个或多个候选胸膜线和/或一个或多个A线的强度阈值。在一些示例中,用户接口122可以被配置为显示指示由数据采集单元110采集并由数据处理器120处理的数据的标识或特性的信息。例如,用户接口122可以标记由数据处理器120识别出的各种特征,例如,胸膜线、A线、肋骨等。

[0053] 一旦用户接收到已经获得了探头的目标放置的探头取向指示器126,用户可以将探头112保持在该位置和/或取向中以用于进一步检查。根据本文描述的实施例的目标放置的识别可以使得用户能够正确地分析额外的肺部特征和/或彻底检查胸膜线本身的特征以

识别例如肺部滑动。在一些示例中,用户可以将探头保持在目标放置中,同时允许系统100以自动或半自动方式执行进一步分析,例如特征检测辅助协议。典型临床应用的示例可以包括气胸和肺炎,但本文的公开内容可以应用于广泛的检查技术和/或健康状况。

[0054] 在一些示例中,数据处理器120还可以耦合到存储设备。存储设备可以包含于单独的装置(例如,医院信息系统)中,并且可以被配置为从数据采集单元110和/或数据处理器120取回超声数据。在一些实施例中,数据处理器120可以例如包括存储器形式的存储设备。在包括存储设备的实施例中,探头的目标放置可以存储在存储器中,并且在随后的超声扫描期间被提取以用于应用,从而便于随时间重复超声监测。在特定实施例中,探头的目标放置可以被存储为特定于正被成像的患者的参考点或零点。也可以存储相对于参考点的用于对额外肺部特征进行成像的目标放置。超声成像系统100可以使用在较早时间点获得的存储的取向来指示后续用户如何在患者的胸部上的离散位置处恰当地定位和/或取向探头112。根据这样的实施例,探头112可以包括一个或多个传感器,例如陀螺仪。

[0055] 图2是根据本公开的原理的超声成像装置的框图。如图所示,该装置包括子区域标识符210,以及第一子区域标识符210a和第二子区域标识符210b,用户接口220,胸膜线检测器230和A线检测器240。本领域技术人员将认识到,图2的部件不旨在限制本发明,而仅仅是为了示出本发明的特定实施例,并且在各种实施例中可以任选地省略或修改这些部件中的一些。

[0056] 装置200被配置用于通过识别和处理胸膜线和一个或多个对应的A线来识别探头的目标放置。在一些示例中,装置200可以是超声系统的部件,例如系统100的数据处理器120。装置200还可以能连接到一个或多个存储设备,以用于临时或永久地存储超声数据,例如探头的目标位置的坐标。存储设备可以包括超声系统、超声探头、PACS系统或其他医院信息系统的存储设备。

[0057] 装置200可以被配置为接收与第一感兴趣区域相对应的超声数据帧,其中,第一感兴趣区域包括胸膜界面的至少一部分。在一些示例中,当接收到超声数据帧时,装置200可以检测胸膜线和一个或多个A线。因此,超声数据帧可以由装置200在实时数据流中逐帧地顺序接收。

[0058] 装置200可以包括一个或多个子区域标识符210。在一些示例中,子区域标识符210可以被配置为针对每个超声数据帧识别帧的子区域,该子区域包括胸膜线和/或A线的至少一部分。在一些示例中,装置200可以包括两个不同的子区域标识符:第一子区域标识符210a,其被配置为识别包括胸膜线的至少一部分的每个数据帧的子区域;以及第二子区域标识符210b,其被配置为识别包括对应于胸膜线的一个或多个A线的至少一部分的每个数据帧的子区域。一些示例可以包括额外的子区域标识符,例如210c、210d、210e等,每个子区域标识符被配置为识别包括A线的至少一部分的每个数据帧的额外的子区域。每个子区域可以位于包括胸膜线的至少一部分的子区域下方的大约一个或多个整数倍的深度的区域中。在另外的实施例中,单个子区域标识符(例如子区域标识符210)可以被配置为识别每个超声数据帧的多个子区域,每个子区域包括胸膜线或A线的至少一部分。

[0059] 如图2中进一步所示,装置200可以包括与子区域标识符210通信地耦合的胸膜线检测器230。胸膜线检测器230可以被配置为识别在由子区域标识符210识别出的子区域内的胸膜线的至少一部分。在一些示例中,胸膜线检测器230可以在最终拒绝不满足一个或多

个预定标准(例如,强度阈值或相关联的A线)的候选之前首先识别候选胸膜线的列表。胸膜线检测器230可以实施任何合适的现有的和未来开发的检测算法以用于识别超声数据帧的子区域内的胸膜线。

[0060] 在一些示例中,胸膜线检测器230可以与A线检测器240通信地耦合,该A线检测器也可以与子区域标识符210耦合。A线检测器240可以与胸膜线检测器230同时操作。在一些实施例中,胸膜线检测器230可以全部或部分地基于由A线检测器240生成的数据来操作。根据这样的实施例,胸膜线检测器230可以从A线检测器240接收关于先前由胸膜线检测器230识别出的一个或多个候选胸膜线是否与超声数据帧中的对应A线相关联的数据。在其他示例中,胸膜线检测器230可以被配置为在从A线检测器240接收到关于一个或多个A线的识别的数据之后识别一个或多个候选胸膜线。在一些示例中,胸膜线检测器230可以被配置为将关于识别出的胸膜线的数据发送到A线检测器240。在各种实施例中,胸膜线检测器230和/或A线检测器240可以被配置为分别确定和/或处理针对一个或多个候选胸膜线和A线的强度水平。胸膜线检测器230和A线检测器240可以实施任何合适的现有的和未来开发的检测算法以用于分别识别超声数据帧的子区域内的一个或多个胸膜线和A线。

[0061] 在实施例中,A线检测器240可以被配置为通过评估一个或多个A线的强度水平来识别是否已经获得了探头的目标放置。A线检测器240可以实施任何合适的现有的和未来开发的检测算法以用于识别目标放置。实施方式可以涉及将强度阈值应用于一个或多个A线和/或比较在连续超声数据帧中接收到的A线强度值以测量A线强度的变化。

[0062] 胸膜线检测器230和/或A线检测器240可以被配置为分别将关于胸膜线和A线的数据发送到用户接口220。该数据可以包括已经获得了目标放置的指示。如上所述,用户接口220可以被配置为向用户显示传达该指示的信号。在实施例中,用户接口220可以被配置为接收可以改变子区域标识符210、胸膜线检测器230和/或A线检测器240的操作的一个或多个用户输入。

[0063] 图3是根据本公开的原理的超声成像方法的框图。图3的示例性方法300示出了可以通过本文描述的系统 and/或装置以任何顺序利用的步骤,用于优化或改善超声探头相对于胸膜界面的位置和/或角度取向。例如,方法300可以由超声成像系统(例如系统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VISIQ)来执行。额外的示例性系统可以包括也由飞利浦生产的SPARQ和/或EPIQ。

[0064] 在所示的实施例中,方法300在框310处通过“经由超声探头采集肺部组织的区域的图像数据”开始。在一些示例中,可以在用户的控制下采集图像数据。可以使用各种类型和尺寸的超声探头。在实施例中,探头可以是线性的、弯曲线性的、扇形的或矩阵的探头。在一些示例中,图像数据可以包括2D数据集或3D数据集。数据可以组织在多个数据帧中,其持续时间可以变化。

[0065] 在框312处,方法300包含“使用数据来检测一个或多个候选胸膜线和对应于候选胸膜线的一个或多个A线”。用于识别候选胸膜线的技术可以包含强度阈值化处理、霍夫变换、峰值强度值与深度的评估和/或对用于缩小胸膜线搜索(例如估计出的深度范围)的一个或多个预定参数的应用。可以实施用于识别候选胸膜线的相同或类似的技术以识别A线。框312可以包含可以由数据处理器(例如数据处理器120)实施的过程。

[0066] 在框314处,方法300包含“计算A线中的至少一个的A线强度”。在框314处实施的技

术可以包含在步骤312处应用的用于检测一个或多个候选胸膜线和A线的相同或类似的技术。框314可以由信号处理器(例如,信号处理器116)单独实施或者与数据处理器(例如,数据处理器120)结合实施。在一些示例中,数据处理器可以过滤掉从信号处理器接收到的不与先前识别出的A线坐标对齐的强度值。

[0067] 框316处的方法300包含“应用计算出的A线强度以指示超声探头的目标放置以用于在区域的图像数据采集期间进行胸膜线识别”。框316可以例如在数据处理器接收每个超声数据帧时实时地或基本上实时地执行。在一些实施例中,框316可以通过A线强度阈值化处理 and/或 通过比较连续接收到的数据帧中的A线强度值来实施。

[0068] 将理解,流程图的每个框以及流程图中的框的组合可以通过各种手段来实现,例如硬件、固件、(一个或多个)处理器、电路和/或与执行包括一个或多个计算机程序指令的软件相关联的其他设备。例如,所描述的流程中的一个或多个可以由计算机程序指令体现。在这方面,体现上述过程的计算机程序指令可以由存储器存储并由处理器运行。将认识到,可以将任何这样的计算机程序指令加载到计算机或其他可编程装置(例如,硬件)上以产生一种机器,使得在计算机或其他可编程装置上运行的指令创建用于实现在(一个或多个)流程图框中指定的功能的单元。这些计算机程序指令还可以存储在计算机可读存储器中,其可以指示计算机或其他可编程装置以特定方式起作用,使得存储在计算机可读存储器中的指令产生实现在(一个或多个)流程图框中指定的功能的制品。

[0069] 参考图4,以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声成像系统400。超声成像系统400包括图1中未示出的额外部件,其可以包含于被配置为识别超声探头的目标放置的系统内。例如,数据处理器120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400的现有处理器中。在一些实施例中,数据处理器120的功能可以在图4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428、扫描转换器430、多平面重新格式化器432、体积绘制器434和/或图像处理器436。

[0070] 在图4的超声成像系统中,超声探头412包括用于发射超声波并接收关于胸膜线和一个或多个对应的A线的回波信息的换能器阵列414。换能器阵列414耦合到探头412中的微波束形成器416,其控制由阵列中的换能器元件对信号的发送和接收。在该示例中,微波束形成器416通过探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关418,其在发射和接收之间切换并保护主波束形成器422免受高能发射信号的影响。在一些实施例中,T/R开关418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416的控制下对来自换能器阵列414的超声波束的发射由耦合到T/R开关418和波束形成器422的发射控制器420引导,该发射控制器接收来自用户接口或控制面板424的用户操作的输入。由发射控制器420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416产生的部分波束成形的信号耦合到主波束形成器422,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。

[0071] 波束成形的信号耦合到信号处理器426。与信号处理器118类似,信号处理器426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。信号处理器426还可以执行额外信号增强,例如散斑减少、信号复合和噪声消除。处理后的信号耦合到B模式处理器428,其可以采用幅度检测来对体内的结构(包括胸膜界面)进行

成像。由B模式处理器产生的信号耦合到扫描转换器430和多平面重新格式化器432。扫描转换器430将回波信号以期望的图像格式布置在它们被接收的空间关系中。例如,扫描转换器430可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形状格式或金字塔形三维(3D)图像。多平面重新格式化器432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No.6,443,896(Detmer)中所述的。体积绘制器434将3D数据集的回波信号转换为如从给定参考点观察到的投影的3D图像,例如,如美国专利No.6,530,885(Entrekin等人)中所述的。将2D或3D图像从扫描转换器430、多平面重新格式化器432和体积绘制器434耦合到图像处理器436,以用于进一步增强、缓冲和临时存储以用于在图像显示器438上显示。图形处理器436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一个或多个信号,其基于测量到的A线强度的变化来指示已经获得了探头的目标放置和/或当前探头位置和/或取向更接近或远离目标放置。出于这些目的,图形处理器接收来自用户接口424的输入,例如键入的患者姓名。用户接口424还可以接收提示对由系统400使用的设置和/或参数的调节的输入。用户接口还可以耦合到多平面重新格式化器432以用于选择和控制在多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0072] 图5示出了从超声探头的次优位置和/或取向获得的肺部超声图像500。图5示出了在B模式图像中显示的肺510和胸膜线512。如图所示,胸膜线512不清楚,在肺部组织和空气之间的界面看起来不明确且模糊。由于缺乏图像清晰度,对胸膜线的自动检测可能是困难的,这可能干扰可能依赖于自动胸膜线检测的一个或多个辅助特征或甚至使得其不可操作。不清楚的胸膜线(例如图5中所示的胸膜线)也可以使胸膜线的检查复杂化。检查图5的临床医师可能无法识别某些肺部特性,例如胸膜界面的厚度和/或肺部滑动的发生。

[0073] 图6示出了根据本文描述的实施例的经由以目标放置定位和/或取向的超声探头获得的肺部超声图像600。图6描绘了肺610,其包括胸膜线612和A线614。图6还描绘了探头位置/取向指示器616的示例。相对于图5,胸膜线612明显更明亮、清楚并且可见。A线614出现在胸膜线612的深度的大约两倍处。图6中显示的探头位置/取向指示器616可以向用户指示图像600中示出的胸膜线612表示由探头的目标放置产生的胸膜线图像。在所示的实施例中,探头位置/取向指示器616是绿色的三角形图形。在其他实施例中,指示器616可以是任何其他形状、颜色和/或尺寸。指示器616在用户接口上的位置也可以变化。如图所示,指示器616位于左上角,然而,在其他示例中,指示器616可以位于其他位置。在一些实施例中,指示器616可能根本不包括显示的图形,而是包括例如音频提示和/或触觉刺激。使用图6中所示的图像600,临床医师能够识别胸膜线的各种特性和/或额外特征。依赖于胸膜线检测的自动识别过程也可以使用图像600更容易且准确地执行。

[0074] 当然,将认识到,本文描述的示例、实施例或过程中的任何一个可以与根据本系统、设备和方法的一个或多个其他示例、实施例和/或过程组合,或者被分离在单独的设备或设备部分之中和/或在单独的设备或设备部分之中执行。以上讨论仅旨在说明本系统,并且不应被解释为将所附权利要求限制于任何特定实施例或实施例的组。因此,虽然已经参考示例性实施例特别详细地描述了本系统,但是还应当认识到,本领域普通技术人员可以在不背离随附权利要求阐述的本系统的更广泛的且预期的精神和范围的情况下设计出许多修改和备选实施例。因此,说明书和附图应被视为采用说明性的方式,而不旨在限制所附

权利要求的范围。

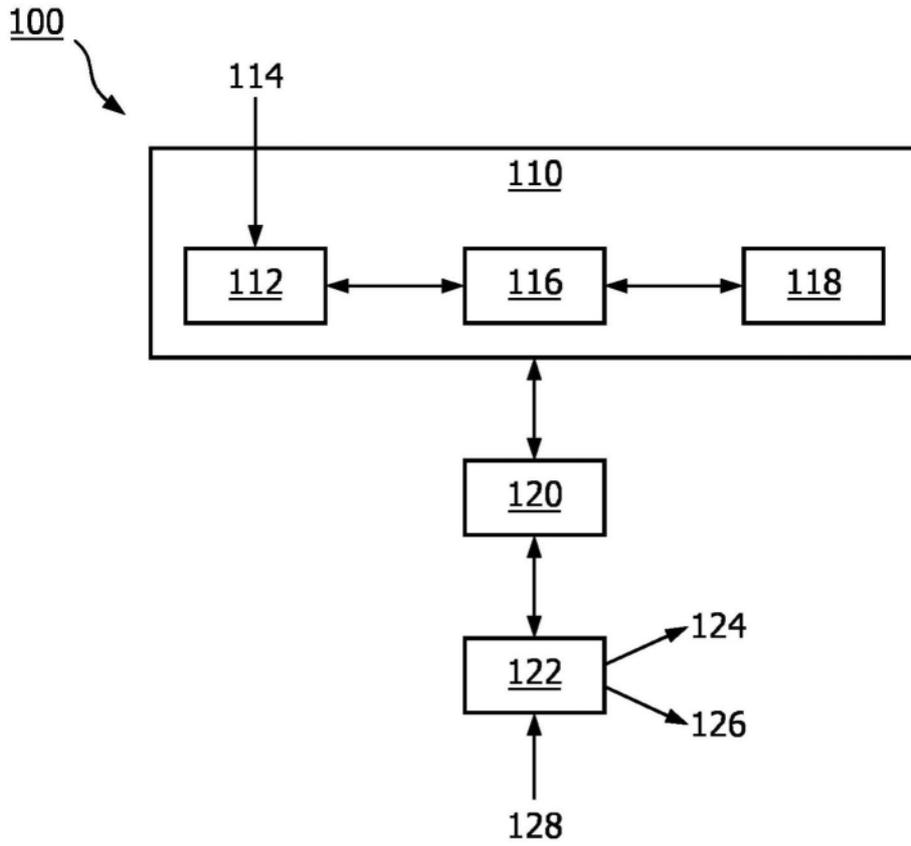


图1

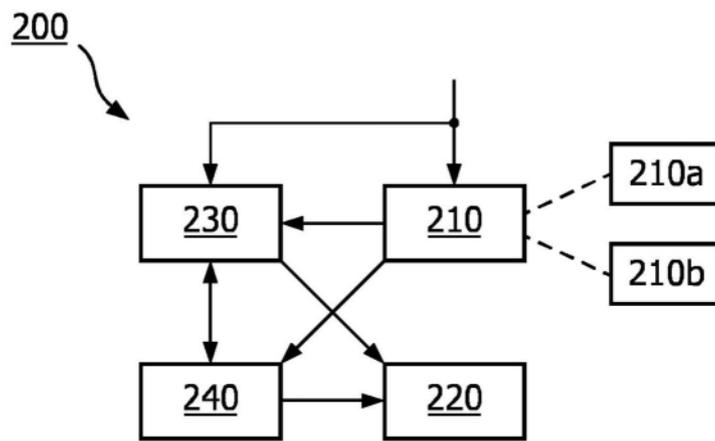


图2

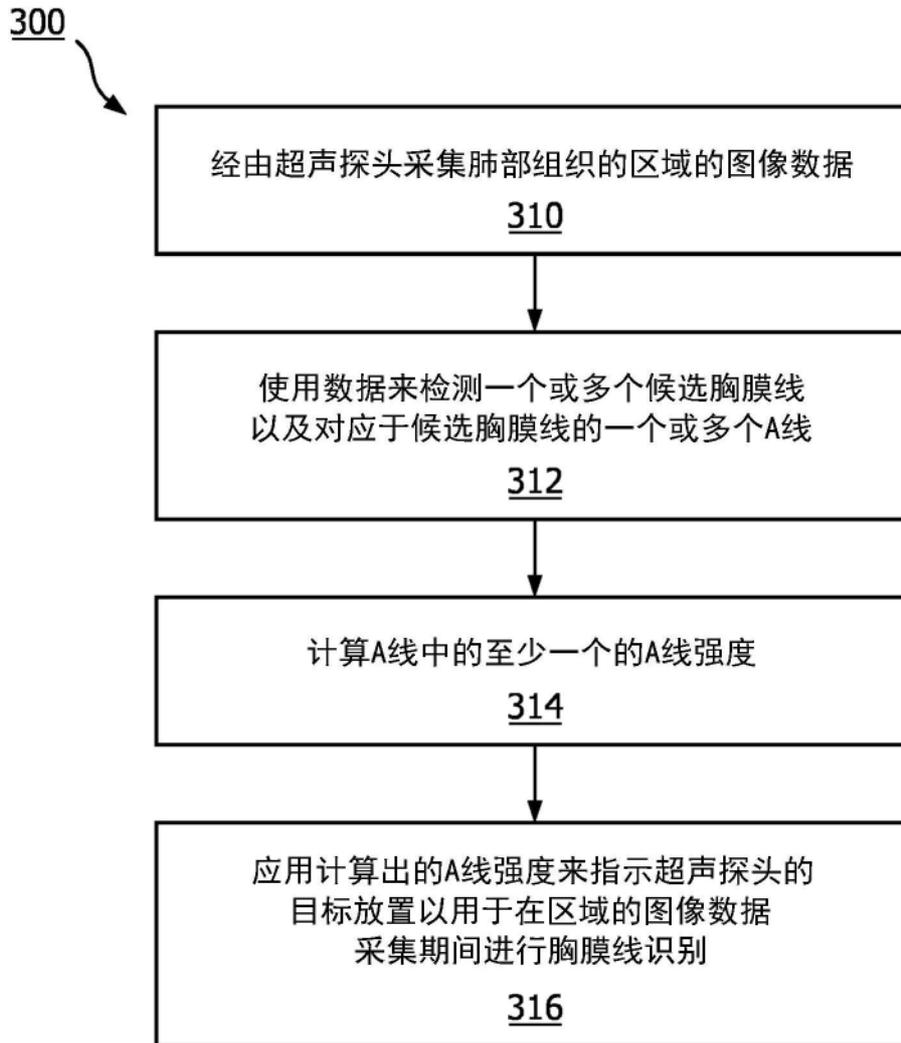


图3

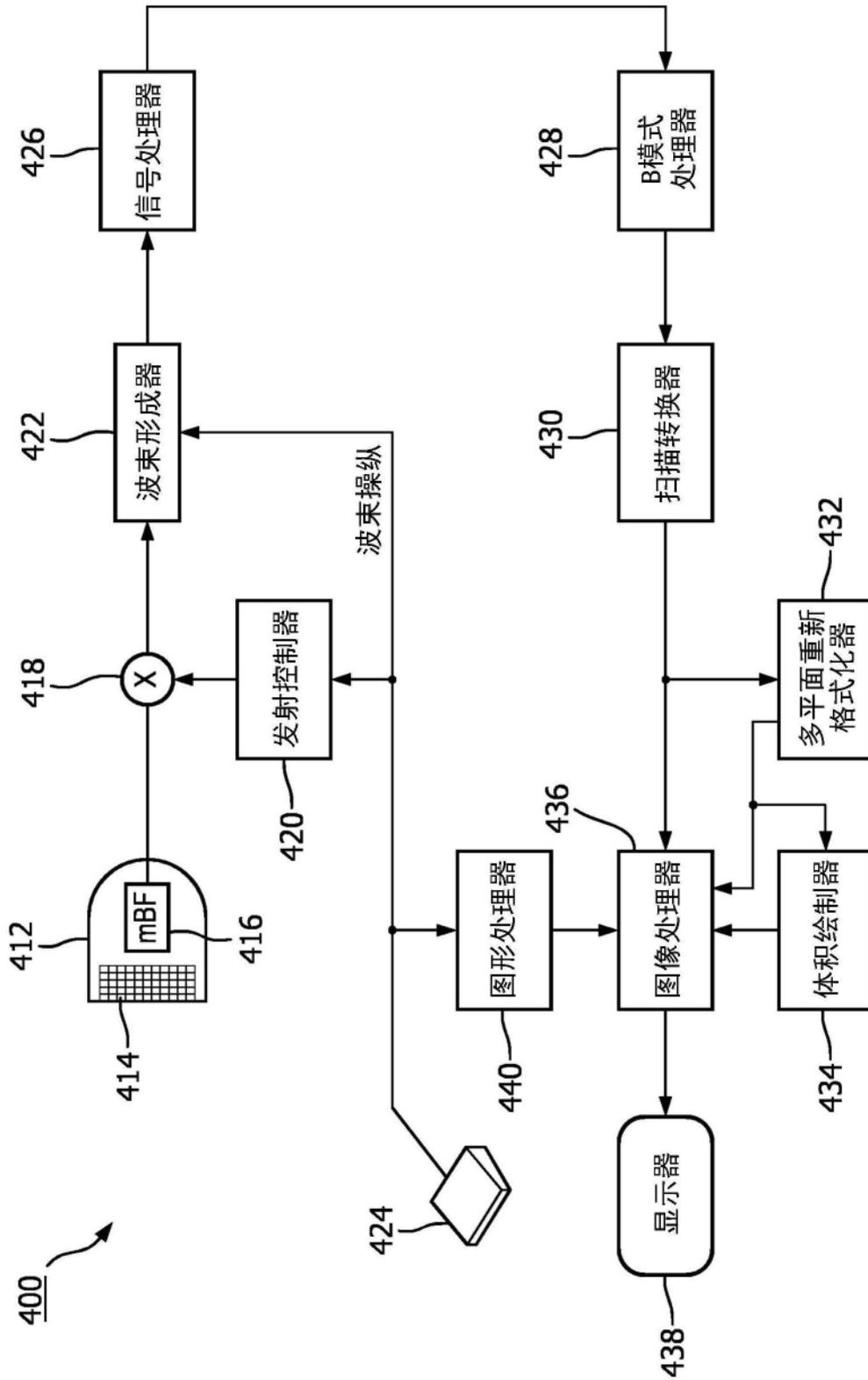


图4

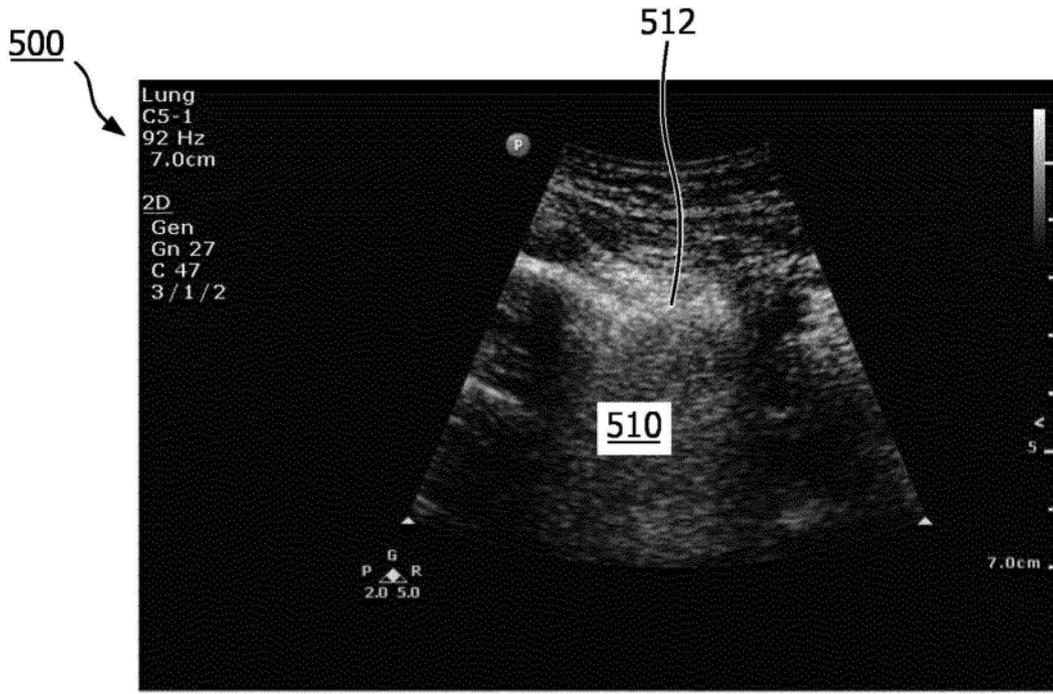


图5

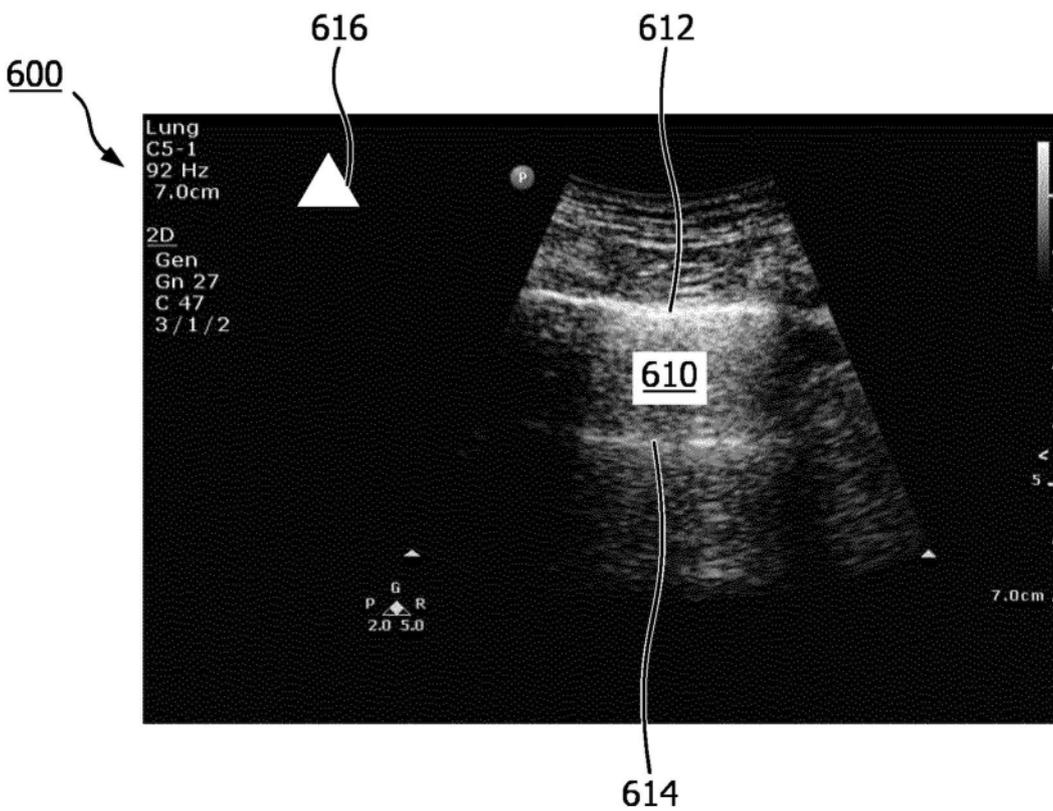


图6