



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111031927 B

(45) 授权公告日 2023. 07. 07

(21) 申请号 201880054501.4

(22) 申请日 2018.08.17

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111031927 A

(43) 申请公布日 2020.04.17

(30) 优先权数据
17201269.2 2017.11.13 EP

(66) 本国优先权数据
PCT/CN2017/098272 2017.08.21 CN

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.02.21

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/072370 2018.08.17

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/038210 EN 2019.02.28

(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 徐泾平 B·I·拉朱 王守罡

(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 孟杰雄

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

(56) 对比文件
US 2017086790 A1,2017.03.30
US 2017086790 A1,2017.03.30
CN 106529561 A,2017.03.22
CN 107072637 A,2017.08.18
WO 2016046140 A1,2016.03.31

审查员 李馥然

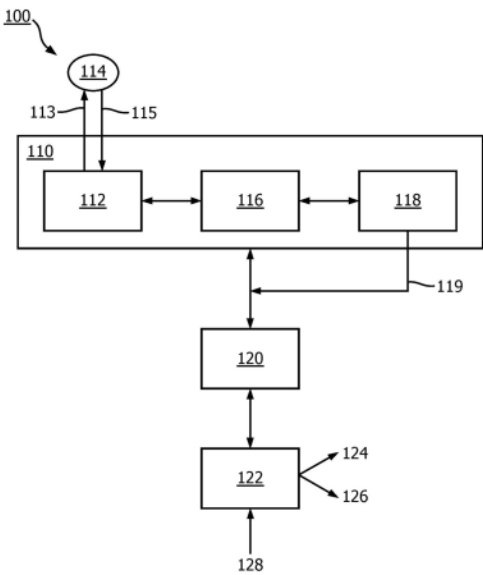
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

肺部超声中B线的检测、呈现和报告

(57) 摘要

本公开描述了一种超声成像系统，其被配置为识别和显示在对对象的胸部区域进行超声扫描期间能够出现的B线。在一些示例中，系统可以包括超声探头和至少两个处理器，所述至少两个处理器被配置为根据在探头处接收到的超声回波生成多个图像帧。处理器还可以被配置为：识别多个图像帧中的每个中的胸膜线，定义在每条胸膜线之下的感兴趣区域，识别感兴趣区域内的一条或多条候选B线，通过评价每条候选B线的一个或多个参数来识别一条或多条B线，并且通过识别至少使B线的数量或强度最大化的图像帧从多个图像帧中选择目标图像帧。



1. 一种超声成像系统(100、600), 包括:

超声探头(612), 其被配置为接收来自对象的超声回波(115)以对所述对象的肺区域进行成像;

至少两个处理器(118、120), 其与所述超声探头通信, 所述至少两个处理器:

根据所述超声回波来生成多个图像帧(119);

识别所述多个图像帧中的每个图像帧中的胸膜线(702);

定义每条胸膜线之下的感兴趣区域(203);

通过在所述感兴趣区域内生成轴向投影AP曲线从所述感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别一条或多条B线(704); 并且

通过识别提供所识别的B线的最大强度的图像帧从所述多个图像帧中选择目标图像帧, 其中, B线的强度包括B线评分, 所述B线评分至少部分基于所述感兴趣区域内存在的至少一个肋间隙内的B线覆盖的水平。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统, 其中, 所述处理器被配置为还通过评价每条候选B线的一个或多个参数从所述感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别所述一条或多条B线(704), 并且其中, 所述一个或多个参数包括以下中的至少一项: 强度均匀性的水平、长度、起始位置、结束位置或跨多个图像帧检测的运动的水平。

3. 根据权利要求1或2所述的超声成像系统, 还包括与所述处理器中的至少一个处理器通信的用户接口(122), 所述用户接口被配置为响应于在所述超声探头处接收到的所述超声回波而将所述目标图像帧与实时图像同时显示。

4. 根据权利要求3所述的超声成像系统, 其中, 所述用户接口被配置为显示能够由用户选择的两个或更多个子区域(504), 每个子区域对应于所述对象的所述肺区域的部分。

5. 根据权利要求4所述的超声成像系统, 其中, 所述处理器还被配置为识别每个子区域内的一条或多条B线和目标帧。

6. 根据权利要求5所述的超声成像系统, 其中, 针对每个子区域, 所述用户接口被配置为显示以下中的一项或多项: B线的数量、对B线的所述数量是否超过预定阈值的指示或每条B线的起始位置和结束位置。

7. 根据权利要求5或6所述的超声成像系统, 其中, 所述处理器还被配置为确定针对每个子区域的B线评分, 所述B线评分至少部分基于每个子区域内存在的至少一个肋间隙内的B线覆盖的水平。

8. 根据权利要求7所述的超声成像系统, 其中, 所述用户接口被配置为针对每个子区域提供对所述B线评分的指示以及对所述B线评分是正常还是异常的指示, 使得在整个所述肺区域上的B线的分布被显示。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的超声成像系统, 其中, B线的所述强度包括以下中的至少一项: B线的数量或一条或多条B线的宽度。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的超声成像系统, 其中, 所述轴向投影提供对应横向宽度处的候选B线强度的归一化值。

11. 根据权利要求10所述的超声成像系统, 其中, 所述处理器还被配置为: 在所述感兴趣区域内的两个或更多个子位置内生成两条或更多条子AP曲线, 并且确定所述子AP曲线中的每条子AP曲线与所述AP曲线之间的归一化互相关系数。

12. 一种方法, 包括:

经由超声探头采集 (810) 肺组织的区域的图像数据;

根据所述图像数据来生成 (812) 多个图像帧;

识别 (814) 所述多个图像帧中的每个图像帧中的胸膜线;

定义 (816) 每条胸膜线之下的感兴趣区域;

通过在所述感兴趣区域内生成轴向投影AP曲线从所述感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别 (818) 一条或多条B线; 并且

通过选择提供B线的最大强度的图像帧从所述多个图像帧中选择 (820) 目标图像帧, 其中, B线的强度包括B线评分, 所述B线评分至少部分基于所述感兴趣区域内存在的至少一个肋间隙内的B线覆盖的水平。

13. 根据权利要求12所述的方法, 还包括将两个或更多个图像帧进行比较以检测一条或多条候选B线的运动。

14. 根据权利要求13所述的方法, 还包括:

通过评价每条候选B线的一个或多个参数从所述感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别所述一条或多条B线 (704), 其中, 所述一个或多个参数包括以下中的至少一项: 强度均匀性水平、长度、起始位置、结束位置或检测到的所述运动的水平。

15. 根据权利要求12-14中的任一项所述的方法, 还包括:

识别所述感兴趣区域内的至少一对肋骨之间的肋间隙;

确定由一条或多条B线覆盖的所述肋间隙的比例; 并且

基于所述比例来生成B线评分。

肺部超声中B线的检测、呈现和报告

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求享有于2011年11月13日递交的欧洲申请NO.17201629.2和于2017年8月21日递交的国际(PCT)申请NO.PCT/CN2017/098272的利益和优先权,通过引用将其中每个整体并入本文。

技术领域

[0003] 本申请涉及超声成像,并且更具体地涉及用于检测肺部的图像中的B线,评价跨多个图像帧的B线并且显示B线信息的系统和方法。

背景技术

[0004] 可以通过纵向、垂直于肋骨两者和沿肋间隙倾斜定位超声换能器来执行肺部超声。经由肺部超声评价以诊断诸如气胸(“PTX”)、肺炎、肺水肿等状况的各种特征之中是称为B线的视觉伪影。B线是离散的/融合的垂直高回波混响,其通常从胸膜线向下延伸,例如,更接近最大成像深度,所述胸膜线标记胸壁和肺部之间的界面。B线评分对于表征肺部疾病、诊断PTX以及估计血管外肺水可能是关键的,这可能指示若干肺部状况。这样一来,不正确的B线评估可能导致不正确的肺部状况诊断和评价。识别B线对于动态逐帧实况成像可能是困难且耗时的,尤其是对于经验不足的用户而言,所述用户在主观解释和手动计数来自肺部超声图像序列的每幅超声图像内的B线时操纵超声探头。在宽范围的医学环境中,例如在紧急处置中心、重症监护病房(“ICU”)和危重病房处的临床应用中(仅举几例),能够期望针对用于检测和/或显示B线的更精确、用户友好的方法的技术。

发明内容

[0005] 本文提供了用于改进的肺中B线检测和评估的超声系统和方法。各种示例涉及被配置为接收和评价实现在多个图像帧中的超声回波以识别和显示包含最多和/或最亮的B线的目标图像帧的系统。在一些示例中,目标帧可以用作最终向最终用户报告时的参考帧,例如表示,其指示最大B线事件何时和何处发生(左侧或右侧,上侧或下侧)。该信息可能增加临床报告的价值,以在紧急情况下快速做出决策。系统可以包括被配置为接收超声回波的超声探头、被配置为生成多个图像帧的信号处理器以及被配置为识别胸膜线和靠近每条胸膜线(例如每条胸膜线之下)的感兴趣区域的数据处理器。在每个感兴趣区域内,数据处理器可以被配置为识别一条或多条候选B线。通过评价一个或多个参数,可以排除候选或将其选择为合法的B线,所述参数可以包括强度均匀性的水平、相干的线长、每个候选B线的起始位置和/或结束位置。系统还可以包括用户接口,所述用户接口被配置为显示目标图像帧和由与超声探头串联操作的数据处理器确定的各种B线特性。本文公开的系统可以是自动化的并且可以实时执行,从而减少检查时间和解释错误。

[0006] 根据一些示例,超声成像系统可以包括超声探头,所述超声探头被配置为接收来自对象的超声回波以对对象的肺区域进行成像。至少两个处理器可以与超声探头通信。处

理器可以被配置为：根据超声回波生成多个图像帧；识别多个图像帧中的每个中的胸膜线；定义在每条胸膜线之下的感兴趣区域；通过评价每条候选B线的一个或多个参数从感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别一条或多条B线；并且通过识别使所识别的B线的强度最大化的图像帧从多个图像帧中选择目标图像帧。

[0007] 在一些示例中，一个或多个参数可以包括以下中的至少一项：强度均匀性水平、长度、起始位置、结束位置或跨多个图像帧检测到的运动水平。示例系统还可以包括与处理器中的至少一个通信的用户接口。用户接口可以被配置为响应于在超声探头处接收到的超声回波而将目标图像帧与实时图像同时显示。在一些实施例中，用户接口可以被配置为与实时图像相邻显示目标图像帧，使得目标图像帧不与实时图像交叠。在一些示例中，用户接口可以被配置为显示由用户可选择的一个或多个子区域，每个子区域对应于对象的肺区域的一部分。在各个实施例中，处理器可以被配置为识别每个子区域内的一条或多条B线和目标帧。在一些实施例中，对于每个子区域，用户接口可以被配置为显示以下中的一项或多项：B线的数量、B线的数量是否超过预定阈值的指示（例如，小于或等于每次扫描三条B线）、和/或每条B线的起始和结束位置。在一些实施例中，处理器可以被配置为确定每个子区域的B线数量和/或B线评分。B线评分可以至少部分基于每个子区域内存在的至少一个肋间隙内的B线覆盖的水平。在一些实施例中，用户接口可以被配置为针对每个子区域提供B线数量、B线评分的指示，和/或B线评分是正常还是异常的指示，使得显示了在整个胸部（例如，肺区域）上的B线的分布。在各种实施例中，用户接口可以被配置为接收超声探头相对于对象的肺区域的位置的指示。

[0008] 在一些示例中，B线的强度包括以下中的至少一项：B线的数量、一条或多条B线的宽度或B线评分，B线评分至少部分基于在感兴趣区域内存在的至少一个肋间隙内的B线覆盖的水平。在一些实施例中，处理器可以被配置为通过在感兴趣区域内生成轴向投影（“AP”）曲线来识别一条或多条候选B线。在一些实施例中，处理器可以被配置为生成多个AP曲线并基于与多个AP曲线中的一个或多个相关联的一个或多个系数来识别一条或多条候选B线。例如，处理器可以被配置为在感兴趣区域内的两个或多个子位置内生成两个或多个子AP曲线，并确定子AP曲线中的每个和AP曲线之间或每相邻两个子AP曲线（例如：索引n处的子AP曲线和索引(n+1)处的子AP曲线）之间的归一化互相关系数。

[0009] 根据本公开的方法可以涉及经由超声探头采集肺组织的区域的图像数据；根据图像数据生成多个图像帧；识别所述多个图像帧中的每个中的胸膜线；定义在每条胸膜线之下的一个感兴趣区域；通过评价每条候选B线的一个或多个参数从感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别一条或多条B线；通过选择使B线的强度最大化的图像帧从多个图像帧中选择目标图像帧。

[0010] 在一些实施例中，所述方法还可以涉及与肺组织的实时图像同时显示目标图像帧。在一些实施例中，所述方法还可以涉及比较两个或多个图像帧以检测一条或多条候选B线的运动。在各种实施例中，一个或多个参数可以包括以下中的至少一项：强度均匀性水平、长度、起始位置、结束位置或检测到的运动的水平。

[0011] 在一些示例中，所述方法还可以涉及：识别感兴趣区域内的至少一对肋骨之间的肋间隙；确定由一条或多条B线覆盖的肋间隙的比例；并基于比例生成B线评分。在一些实施例中，方法还涉及生成和显示多个B线评分的图片表示，每个B线评分对应于肺组织的区域

内的子区域。在一些示例中,可以将与一个或多个子区域相对应的B线评分相加以计算针对对象的总B线评分。

[0012] 此外,用于选择和/或显示目标图像帧的技术中的任何可以实现在存储在非瞬态计算机可读介质上的可执行指令中,其在被执行时使处理器或医学成像系统被编程为执行实现在非瞬态计算机可读介质中的过程。

附图说明

- [0013] 图1是根据本公开的原理的超声成像系统的框图;
- [0014] 图2A是根据本公开的原理的利用超声探头获取的肺部超声图像;
- [0015] 图2B是包括胸膜线和B线的指示的图2A的肺部超声图像;
- [0016] 图2C是包括额外的B线的指示的图2B的肺部超声图像;
- [0017] 图2D是表示图2C所指示的B线的宽度和幅度的图形;
- [0018] 图3A是在多个图像帧中随时间检测到的B线的强度图;
- [0019] 图3B是图3A所示的强度图的线迹线图;
- [0020] 图4是B线评分系统的图形表示;
- [0021] 图5A是对象的感兴趣区域内的多个子区域的图;
- [0022] 图5B是报告图5A所示的感兴趣区域的定性B线评分的表;
- [0023] 图5C是报告图5A所示的每个感兴趣区域的定量B线评分的表;
- [0024] 图6是根据本公开的原理的超声成像系统的框图;
- [0025] 图7是根据本公开的原理的在目标图像帧处获取的肺部超声图像;并且
- [0026] 图8是根据本公开的原理的超声成像方法的框图。

具体实施方式

[0027] 某些示例性实施例的以下描述本质上仅是示例性的,而绝不旨在限制本发明或其应用或用途。在对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,并且在附图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。这些实施例被够详细描述,以使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,并且可以在不脱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,出于清楚的目的,当其对于本领域技术人员而言显而易见时,为了不使本系统的描述不清楚,某些特征的详细描述将不被讨论。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所附权利要求定义。

[0028] 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。应理解,框图和/或流程图图示的框以及框图和/或流程图图示的框的组合可以由计算机可执行指令来实现。可以将这些计算机可执行指令提供给通用计算机、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机器,使得经由计算机和/或其他可编程数据处理装置执行的指令创建用于实现一个或多个框图和/或流程图框中指定的功能/动作的模块。

[0029] 图1示出了根据本公开的配置成识别和显示用于可视化和评价B线的目标图像帧的示例超声系统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可以包括超声探头,所述超声探头包括超声传感器阵列112,超声传感器阵列112被配置为将超声信号或波束113发射到对象的区域114(例如肺)中,并响应于所发射的波束而接收超声信号或回波115。如进一步所示,在一些示例中,超声数据采集单元110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在阵列112处接收的超声回波115生成多个离散图像帧119。系统100还可包括数据处理器120,例如计算模块或电路,其被配置为基于在阵列112处接收并由信号处理器118处理的超声回波115来检测和评价候选B线。在一些实施例中,系统100包括与数据处理器120耦合的至少一个用户接口122。用户接口122可以显示被扫描区域的各种图像124,例如,包含B线的目标图像帧,在执行扫描时获得的实况超声图像,和/或跨被扫描的对象的区域的B线分布的图片表示。用户接口122还可被配置为显示一个或多个指示符126,其可实现与所识别的B线的存在和/或特性有关的一种或多种类型的信息。用户接口122还可被配置为在超声扫描之前、期间或之后的任何时间接收用户输入128。图1中所示的系统100的配置可以变化。例如,系统100可以是固定的或便携式的。各种便携式设备,例如膝上型计算机、平板电脑、智能电话等,可以用于实现系统100的一个或多个功能。在并入这样的设备的示例中,超声传感器阵列112可以经由例如USB接口可连接。

[0030] 超声数据采集单元110可以被配置为采集由用户(例如超声医师、临床医师或超声技术人员)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,感兴趣区域可以包括包围一个或两个肺的胸部区域。超声传感器阵列112可以包括至少一个换能器阵列,其被配置为发射和接收超声能量。可以使用各种换能器阵列,例如,线性阵列、凸形阵列或相控阵列。在不同示例中,传感器阵列112中包括的换能器元件的数量和布置可以变化。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探头和矩阵阵列探头。2D矩阵阵列可以被配置为在仰角和方位角维度两者上进行电子扫描(经由相控阵波束形成)以进行2D或3D成像。在一些示例中,2D矩阵阵列可以被配置为使用微波束形成器来执行子阵列波束形成,例如,如美国专利US 6013032(Savord)中所述,通过引用将其整体并入本文。一维阵列可以被配置为以电子方式扫描2D图像(经由相控阵波束形成),或另外以与电扫描维度正交的方向跨感兴趣区域机械扫描,以便创建3D图像。

[0031] 数据采集单元110还可包括耦合至超声传感器阵列112的波束形成器116,例如,其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可控制超声能量的发射,例如通过将超声波脉冲形成为聚焦波束。波束形成器116还可被配置为控制超声信号的接收,使得可以借助于其他系统部件来产生和处理可辨别的图像数据。波束形成器116的角色可以在不同的超声探头种类中变化。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超声能量的脉冲序列以发射到对象中;以及单独的接收波束形成器,其被配置为对所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,其在用于发射和接收波束形成两者的传感器元件组上操作,其耦合到主波束形成器,所述主波束形成器分别在用于发射和接收波束形成两者的组输入和输出上操作。

[0032] 如图1进一步所示,诸如信号处理器118的至少一个处理器可以与传感器阵列112通信、操作和/或物理地耦合。图1中所包括的信号处理器118被示为数据采集单元110的内部部件。在一些实施例中,信号处理器118可以包括单独的部件。信号处理器118可以被配置为接收实现在传感器阵列112处接收到的超声回波115的超声数据。当用户扫描对象的区域

114时,信号处理器118可以从该数据生成多个图像帧119。在操作中,包含超声传感器阵列112的探头可以在区域114的表面上移动,以在多个位置收集图像数据。用户可以在一个或多个位置处暂停,从而使传感器阵列112保持静止,同时可以基于在采集单元110处接收到的超声回波115生成一系列图像帧。以这种方式,可以在由用户检查的每个位置处收集跨越至少一个呼吸周期的图像帧119(如果时间允许,则优选地两个或更多个周期),该位置可以共同跨越整个胸部区域,包括两个肺。离散位置的数量可以根据用户的目的和临床环境而变化。例如,在ER/ICU设置中,可以检查大约4到大约6个位置,而内科药物应用可以涉及对大约25到大约35个位置的更彻底的检查。在各个实施例,位置的数量可以在大约1至大约40,大约26至大约34,大约25至大约30,大约2至大约30,大约4至大约20或大约6至大约8个位置的范围内。通过在每个位置收集多个图像帧119,系统100可以检测移动和/或一条或多条B线的形状变化,随着肺的扩张和收缩,其中每条通常可能在呼吸期间发生。例如,一帧中的离散B线可能在呼吸期间融合,从而在后续帧中表现为单条更宽的B线。

[0033] 在给定位置处由信号处理器118生成的图像帧119的数量可以根据传感器阵列112的超声脉冲速率和在每个位置处花费的时间长度而变化。在一些示例中,帧(脉冲)速率可以在从大约20Hz到大约100Hz,大约25Hz到大约80Hz,大约30Hz到大约60Hz,大约35Hz到大约50Hz,大约40到大约48Hz,或大约42Hz至大约46Hz的范围内。较高的脉冲速率可以实现更详细的数据收集,使得可以使最终识别的目标图像帧内包含的B线的数量和/或强度最大化。因此,可以增加脉冲速率以进行更彻底的检查,其对于检测B线数量和/或构象的小变化和/或在呼吸期间快速变化的瞬时B线特征可能是必需的。在每个位置花费的时间长度也可以变化,其范围从约2到约6秒,这具体取决于被扫描的对象的呼吸速率。在离散位置处生成的图像帧的总数量可以在从大约40至大约600的范围内。

[0034] 使用由信号处理器118生成的图像帧119,数据处理器120可以被配置为执行若干操作以识别B线和/或选择目标图像帧以进行进一步检查和/或显示。例如,因为B线开始于胸膜线,所以数据处理器120可以在多个图像帧的每一个中识别胸膜线(如果在每个帧中存在胸膜线)。在一些示例中,识别胸膜线可能是必要的,以可靠地将B线与其他高回波特征区分开,而其他高回波特征尽管在垂直方向上取向,但是可能不会开始于胸膜线。可以由数据处理器120实施各种胸膜线识别技术以执行该操作。例如,与系统100的其他部件结合的数据处理器120可以执行在Balasundar等人署名的、题为“Target Probe Placement for Lung Ultrasound”的相关美国专利申请中所公开的自动处理技术中的任何,通过引用将其整体并入本文。在一些示例中,数据处理器120可以另外评价在每个图像帧中检测到的胸膜线的强度和/或清晰度,并且可以比较多个图像帧以优先确定更强的胸膜线以进行进一步处理。在一些实施例,数据处理器120可以实施霍夫变换以识别一条或多条胸膜线。数据处理器120可以应用各种强度阈值化技术来识别胸膜线及其边界。实施例还可以包括用于胸膜线识别的一种或多种技术,其在Wang, Shougang; Raju, Balasundar; Xu, JingPing; Zhou, Shiwei; Gades, Tony; 以及Poland, McKee署名的、题为“Ultrasound System and Method for Detecting a Lung Sliding”的另一相关美国专利申请中描述,也通过引用将其整体并入本文。

[0035] 数据处理器120还可以被配置为在所识别的胸膜线中的一个或多个附近定义感兴趣区域。将每个图像帧内的区域缩小到定义的感兴趣区域可以最小化不必要的处理和/或

减少假阳性的数量,例如由系统100检测到的实际上不是B线的B线。感兴趣区域可以包括在胸膜线之下的区域,其从肋骨向下延伸。感兴趣区域的大小可以变化,并且可以至少部分基于通过B线图像和/或公开的临床数据的样本确定的平均B线长度。因为B线能够被定义为开始于胸膜线并延伸到感兴趣区域的底部的垂直线,所以跨越不足深度的感兴趣区域能够是过于包含的。相对于被成像的对象的表面,感兴趣区域可以延伸到约2cm至约8cm,约3cm至约6cm,约3cm至约5cm或约2.5cm至约3.5cm的深度。

[0036] 在感兴趣区域内,数据处理器120可以被配置为识别每个图像帧中的一条或多条候选B线。候选可能包括开始于胸膜线的垂直的高回波线。在候选B线池外部,数据处理器120可以通过评价每个候选的一个或多个参数来识别(一条或多条)合法的B线,这可以涉及应用编程到数据处理器中的一个或多个B线分类规则。参数可以包括每个候选的起始点、每个候选的强度、每个候选的结束位置或长度、和/或跨多个图像帧检测到的每个候选的任何移动。这些参数基于若干B线特征。例如,如上所述,B线开始于胸膜线。因此,数据处理器120可以排除不在胸膜线处开始的任何垂直线。另外,每条B线可以延伸到感兴趣区域的底部,并且沿着线的长度可以具有相对均匀的强度,使得线沿着其长度是连贯的并且在一些示例中不会褪色。B线也可以具有沿每条线的长度的大致均匀的宽度。数据处理器120可以被配置为通过在一些示例中应用阈值化技术以确定每条B线的边界来测量图像帧119内的这些参数中的每一个。可以在沿着每条线的长度的各个点处测量每个B线候选的横向宽度,并且比较所测量的宽度以确定候选B线是否保持近似相等宽度。数据处理器120还可被配置为经由B模式图像处理来测量每条B线的强度。比较沿着每个个体B线候选的长度在多个位置处的强度水平可以使数据处理器能够评价B线强度的均匀性。具有高于指定阈值的均匀性的水平的候选可以被选择为B线。此外,B线经常随着对象呼吸而移动。结果,B线可能出现在任意两个顺序收集的帧之间的不同位置。因此,可以跨多个图像帧比较候选B线,以检测从帧到帧的移动。

[0037] 数据处理器120可以执行额外操作以确定在每个图像帧内识别的一条或多条B线的特性。例如,数据处理器120可以确定B线的数量、每条B线的宽度、一对或多对B线之间的距离、和/或每帧中肋间隙(相邻的一对肋骨之间的横向距离)的宽度。在一些示例中,数据处理器120可以确定B线评分。B线评分可以以各种方式计算。例如,一些实施例可涉及通过组合两个或更多个测量参数(例如,宽度、强度、均匀性、数量、密度等)并形成复合值来计算B线评分。在一些实施例中,B线评分可以至少部分地基于至少一个肋间隙内的B线覆盖的水平。根据此类示例,较高的B线评分可以反映较大的B线覆盖量,例如,与仅20%的B线覆盖相比,80%的B线覆盖产生更高的B线评分(额外说明参见图4)。

[0038] 数据处理器还可以通过识别相对于所生成的其他图像帧最大化B线的数量和/或强度的图像帧来选择目标图像帧以进行更仔细的检查 and/或显示。在特定位置收集的所有图像帧中,目标图像帧可以是具有最强B线存在的帧,并且因此可以是最佳图像帧(与其他帧相比)。一些示例可以涉及通过识别具有最高B线评分的图像帧来选择目标图像帧。在一些实施例中,可以选择多个目标图像帧,每个目标图像帧对应于一系列图像帧被收集的对象胸部上的离散位置。每个目标图像帧因此可以对应于可以在用户接口122上显示的离散子区域。数据处理器120还可以被配置为将每个目标图像帧的副本自动保存到存储器存储设备以供以后查看。归档目标图像帧还可以促进简化的计费实践。

[0039] 还如图1所示,系统100可以包括至少一个用户接口122。用户接口可以与超声数据采集单元110和数据处理器120操作地、物理地和/或通信地耦合。用户接口122可以被配置为从用户接收手动、电子和/或无线输入128,其可以包括超声探头相对于对象的肺区域的位置的指示。在一些示例中,用户接口122可以包括触摸屏。用户接口可以被配置为显示各种图像124,包括由数据处理器120识别的目标图像帧,以及至少一个指示符126。在一些实施例中,用户接口122可以与经由在传感器阵列112处主动接收的超声回波获得的例如实时(例如,实况)的超声图像同时显示目标图像帧。目标图像帧因此可以表现为静止图像,并且实时图像可以是动态的。为了减少或避免与实时图像交叠,用户接口122可以显示与实时图像相邻的目标图像帧。通过最小化能够从将目标图像帧叠加在实时图像上产生的任何干扰,以这种方式并排显示图像可以促进用户对实时图像的解释。

[0040] 在一些示例中,用户接口122还可以被配置为显示正被扫描的区域内的两个或更多个子区域。如上所述,数据处理器120可以被配置为识别每个子区域内的一条或多条B线 and 目标图像帧,其中每个可以由用户接口122显示。对于子区域中的一个或多个,用户接口122可以显示由数据处理器120检测到的B线的数量,它们的尺寸、起始点/结束点和/或强度水平。示例用户接口122还可以显示在任何给定子区域处B线的数量是否超过预定阈值的指示。B线评分也可以由数据处理器120确定并且由用户接口122针对每个子区域显示,使得可以显示在整个肺区域上的B线的分布。

[0041] 图2A-2D图示了由系统100采用以识别图像帧内的B线的技术的不同方面。图2A是B模式图像帧200,其包括胸膜线202、定义在胸膜线之下的感兴趣区域203以及在感兴趣区域内的多条候选B线204。图像深度显示在图像的y轴上,并且横向宽度显示在x轴上。图像帧200可以由与超声数据采集单元(例如数据采集单元110)通信的一个或多个处理器(例如信号处理器118)生成。如图所示,B线候选204可以在约2cm的深度处开始于胸膜线202,并且向下延伸至约7cm的深度。

[0042] 图2B图示了相同的图像帧200,包括胸膜线202和候选B线204。在图2B中,图像帧200已被注释为使得胸膜线202和候选B线204之一已被识别。诸如数据处理器120的一个或多个处理器可以被配置为识别图像帧200上的这些特征。在各种示例中,数据处理器120可以实际上不标记图像帧上的特征。因此,可以仅出于表示目的而提供图2中所示的注释。

[0043] 图2C还图示了图像帧200,但是指示了两个额外的B线候选204。如图所示,候选B线中的每条可能表现为垂直的高回波伪影,其从胸膜线202向下延伸到感兴趣区域203中。

[0044] 图2D图示了图2A-2C所示的B线候选204的主要轴向投影(“总AP”)曲线212和平均互相关(“CC”)系数曲线214的曲线图210。在一些示例中,数据处理器120可以被配置为生成总AP曲线212和平均CC系数曲线214,以通过确定每个图像帧内的跨深度的相似性度量来识别候选B线204。例如,如果B线存在于感兴趣区域内,则它们将最有可能在总AP曲线上出现为峰,这也可以由数据处理器120识别。在一些实施例中,单个图像帧内的每个感兴趣区域203可以被数据处理器120划分为子区域。子区域的数量可以变化,在不同的实施例中,范围从大约4到大约20。对于感兴趣区域203内的每个子区域,数据处理器120可以计算子AP曲线并且计算每条子AP曲线与总AP曲线212之间的归一化CC系数。较高的CC值,例如大于0.7、0.8、0.9或更大的任何值或范围可用于缩小B线候选池,因为这样的值指示子带AP曲线中的每条与总AP曲线之间的更大相似性,跨指示典型B线的图像深度反映特征性的相干性质(宽

度、强度等)的结果。在图2C中识别出的三个B线候选204中的每一个对应于图2D中描绘的总AP曲线上的单个峰。

[0045] 确定归一化CC系数可以减少或消除系统对在不同深度的聚焦区检测到的B线的解释上的差异。例如,一些超声检查者可能偏好大约位于胸膜线处的聚焦区,而另一些偏好大约4cm的深度处的聚焦区。不同深度的聚焦区可能影响出现在多个图像帧中的B线的均匀性。由于B线均匀性可能是B线解释的关键特性,因此可能有必要使源自不同焦深的任何变化不会影响B线识别。归一化CC系数值可以消除或至少最小化差异。测量不同子带处的B线强度的相似性还可区分强度水平类似于给定图像帧中背景强度水平的B线。通常,候选B线以及在一些示例中通过根据前述方法计算强度相似性度量的合法的B线可以减少计算负荷,使得在一些示例中,便携式超声系统可能能够识别B线和/或目标图像帧。

[0046] 图3A和3B图示了涉及从多个图像帧中选择目标图像帧的可以由本文公开的系统100产生、利用和/或显示的图形表示。特别地,图3A和3B图示了利用从多个图像帧收集的总强度数据以确定时间点和深度,其对应于最大总强度的图像帧,最大总强度的图像帧可以对应于目标图像帧。图3A是强度图302,其示出了跨多个图像帧检测到的轴向强度投影作为横向宽度(y轴)和时间(x轴)的函数。如图所示,强度图302包括多个高强度区域304。图3B是图3A中所示的强度图302的线迹线图306,包括多个高强度区域304。线迹线图306示出了作为横向宽度(y轴)和时间(x轴)的函数的轴向强度投影的位置。在线迹线图306中,通过从轴向强度投影中去除低于特定阈值的可变阴影来指示包含B线的图像帧。因此,可以将阈值应用于消除可能不表示包含B线的图像帧或者在某些示例中包含少量B线或低至中等强度的B线的图像帧的低强度投影的区。

[0047] 在所示的示例中,在大约12秒的持续时间内以44Hz的帧速率收集B线强度数据,因此生成总共524个图像帧,其中每个由数据处理器120进行分析,例如,以确定每帧的轴向强度投影数据。因此,图3A所示的强度图表示来自所有524个图像帧的总轴向投影曲线图。图3A和3B中描绘的B线强度的周期性图案反映了呼吸周期。如图所示,最强的B线强度值聚类在大约1.4秒周围。因此,由数据处理器120选择的目标图像帧可以包括在1.4秒处或附近生成的图像帧。一个或多个处理器,例如数据处理器120,可以被配置为选择在大约1.4秒处生成的图像帧,并且将该图像帧传送到用户接口,例如用户接口122,以进行显示。在一些示例中,在1.4秒处的图像帧也可以用于计算B线评分。在一些示例中,可以在固定的时间量内选择目标图像帧。在一些实施例中,可以在固定数量的图像帧和/或固定数量的呼吸周期上选择目标图像帧。另外或备选地,可以通过对给定图像帧中的所有像素的总强度水平求和来选择目标图像帧。具有最高求和强度的图像帧可以表示目标图像帧。

[0048] 用户接口,例如用户接口122,可以被配置为对目标图像帧内的检测到的B线的区进行颜色编码。在一些示例中,目标图像帧可以被呈现为B线迹线图,诸如图3B所示的示例。与每条B线的位置一起,用户接口122可以被配置为显示一个或多个B线评分、每条B线跨多个图像帧保持的持续时间、和/或B线图帧中的帧到帧差异。

[0049] 图4是根据本公开的实施例的B线评分系统400的图形表示。评分系统400基于一个或多个肋间隙内B线覆盖的比例,并包括两个变体:线性评分模型402和逐步评分模型404。不管采用的特定评分模型,占据整个肋间隙的(一条或多条)B线能够被给予最高可能的B线评分,例如10,而肋间评分内不存在B线可能对应于最低的B线评分,例如0。与逐步模型404

相比,由连续模型402生成的评分可以捕获B线覆盖中的较小变化。例如,如图4中所示,根据逐步模型计算的B线评分在20%和30%的B线覆盖之间保持恒定,而根据连续模型402在相同覆盖上计算的B线评分随着B线覆盖的比例增加而连续增加。

[0050] 肋间隙可以根据各种方法确定。例如,在纵向扫描期间,肋间隙可以基于跨越肋间隙的胸膜线的实际长度被定义为两个相邻肋骨之间的宽度,或者由肋骨产生的阴影的两个边界之间的宽度。对于横向扫描,可以将肋间隙定义为B型图像上示出的胸膜线的实际长度。

[0051] 在一些示例中,可以基于一个或多个肋间隙内存在的离散B线的数量来计算一个或多个B线评分。在这样的示例中,可以定义离散的B线宽度。单条B线的标准宽度可以被定义为例如小于肋间隙的宽度的50%,其可以是大约2cm。具有小于50%的宽度的离散B线的数量可以等于总B线评分或与之直接相关。例如,在单个肋间隙内检测到的4条B线可能对应于4的B线评分(在1到10的范围内)。较大宽度的B线可以表示融合和/或融汇B线,可以基于融合/融汇宽度为其分配评分。例如,如果宽度大于肋间隙的50%但小于75%,则融合和/或融汇B线可以分配6的评分。如果宽度大于75%,但小于100%,则融合/融汇B线可以被给定7的评分。如果宽度为肋间隙的100%,则融合/融汇B线可以被给定8的评分,等等。

[0052] 图5A是对象的感兴趣区域内的多个区或子区域的图。图5A中所示的图502可以被生成并显示在用户接口上,例如用户接口122上。图502包括对象的胸部区域的示意图,所述胸部区域被划分为8个单独的区或子区域504。可以由用户来可选择一个或多个子区域504,例如经由触摸接口。在选择子区域504时,用户接口122可以显示关于在该特定子区域内检测到的B线的各种类型的统计信息,例如,检测到的B线的数量和/或一个或多个B线评分。图5A所示的特定实施例包括8个子区域504。在一些示例中可以包括多于或少于8个子区域。图5A中所示的三个子区域504(子区域#1,#2和#3)可以被阴影化为与其余子区域不同的颜色。在一些实施例中,这可以指示这三个区已经被用户选择进行检查。

[0053] 图5B是报告图5A所示的每个子区域的定性B线评分的表格。表格506可以通过将不同的颜色分配给不同的评分来报告B线评分。例如,子区域#3可以用红色加阴影以指示高的B线评分,例如,等于或大于5的评分。相反,子区域#1和#2可以用绿色或蓝色加阴影以指示低的B线评分,例如,等于或大于0但小于3的评分。可以由数据处理器(例如数据处理器120)确定颜色编码。

[0054] 图5C是报告图5A所示的每个感兴趣区域的定量B线评分的表。图5C中所示的示例表508包括3列:第一列,其指示图5A所图示的图502中所示的子区域编号;第二列,其指示在特定子区域编号处检测到的B线的数量;以及第三列,其示出在1至10的标度上为每个子区域计算的B线评分。与图5B中所示的表506一致,表508确认区#3包括所评价的子区域中的最高B线评分(6)。表508中包括的定量数据可以告知对血管外肺水的估计和/或可以促进随着时间的精确监测例如肺水肿的状况。

[0055] 图5A-5C中的一个或多个可以同时显示在给定的用户接口上。在一些示例中,用户可以在用户接口上的图像之间切换,例如在表格视图、图表视图、定量视图、定性视图和/或实况图像馈送之间切换。在一些实施例中,用户接口可以被配置为直接将手动输入接收到一个或多个表中,例如图5C中所示的表508。填充包含B线信息的表格后,可以将表归档以供以后查看。

[0056] 图6图示了根据本发明的原理构造的超声成像系统600。图6中所示的一个或多个部件可以被包括在系统内,所述系统被配置为识别对象的区域内的B线,选择包含B线的图像的目标图像帧,和/或向用户显示目标图像帧以及B线评分和/或统计信息。例如,信号处理器118和数据处理器120的上述功能中的任一个可以例如经由计算机可执行指令被编程到系统600的现有处理器中。在一些示例中,数据处理器120的功能可以由图6所示的处理部件中的一个或多个实现和/或控制,包括例如B模式处理器628、扫描转换器630、多平面重新格式化器632、体绘制器634和/或图像处理器636。

[0057] 在图6的超声成像系统中,超声探头612包括换能器阵列614,换能器阵列614用于将超声波发射到包含肺的区域中并响应于所发射的波而接收回波信息。换能器阵列614可以是矩阵阵列,其包括被配置成被个体激活的多个换能器元件。在其他实施例中,换能器阵列614可以是一维线性阵列。换能器阵列614耦合到探头612中的微波束形成器616,微波束形成器616可以控制由阵列中的换能器元件对信号的发射和接收。在所示的示例中,微波束形成器616通过探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关618,所述开关在发射和接收之间切换并且保护主波束形成器622免受高能量发射信号的影响。在一些实施例中,系统中的T/R开关618和其他元件可以被包括在换能器探头中,而不是在单独的超声系统基座中。在微波束形成器616的控制下来自换能器阵列614的超声波束的发射由耦合到T/R开关618和波束形成器622的发射控制器620引导,发射控制器620接收输入,例如,来自用户接口或控制面板624的用户操作的输入。由发射控制器620控制的功能之一是波束操纵的方向。波束可以从换能器阵列径直向前(垂直于换能器阵列)操纵,或者以不同角度操纵,以获得更宽的视场。由微波束形成器616产生的部分波束形成信号被耦合到主波束形成器622,在主波束形成器622中,来自换能器元件的个体片块的部分波束形成信号被组合成完全波束形成信号。

[0058] 波束形成信号被耦合到信号处理器626。信号处理器626可以以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离。由信号处理器626采用的不同处理技术生成的数据可以由数据处理器使用以识别胸膜线、B线或内部结构,例如肋骨及其参数。信号处理器626还可以执行额外的信号增强,例如散斑减少、信号复合和噪声消除。可以将经处理的信号耦合到B模式处理器628,B模式处理器628可以采用幅度检测来对身体中的结构进行成像,例如包括肋骨、心脏和/或胸膜界面。由B模式处理器产生的信号被耦合到扫描转换器630和多平面重新格式化器632。扫描转换器630以空间关系布置回波信号,以期望的图像格式从其接收回波信号。例如,扫描转换器630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632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为该平面的超声图像,如美国专利US 6443896 (Detmer)所述。体积绘制器634将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点查看的投影的3D图像,例如,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所述。2D或3D图像从扫描转换器630、多平面重新格式化器632和体绘制器634耦合到图像处理器636,以用于进一步增强、缓冲和临时存储以显示在图像显示器638上。图形处理器636可以生成图形叠加,用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包含例如标准识别信息,诸如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等,以及各种B线统计信息和/或B线评分。图形叠加也可以包括一个或多个信号,其指示已经获得目标图像帧和/或系统600在识别目标图像帧的过程中。图形处理器可以从用户接口624接收输入,例如键入的患者姓名。用户接口624还可以接收由系统600所使用的设置和/或参

数中的输入提示调节。用户接口还可以耦合至多平面重新格式化器632,以选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0059] 图7是在根据本文描述的实施例选择的目标图像帧处获取的肺区域的肺部超声图像700。图7所示的图像700可以在组织谐波成像模式下利用线性阵列传感器获得。图像700包括胸膜线702和三条B线704,每条B线开始于胸膜线702并且向下延伸。图7还描绘了显示在屏幕上的指示符706的示例以提供关于检测到的B线和/或这样的B线的含义的一个或多个指示。在各种示例中,指示符706可以向用户指示正在显示目标图像帧。指示符706可以向用户指示图像700中描绘的B线的数量满足B线的一个或多个阈值数量。例如,B线的数量可以指示血管外肺水的存在和/或体积。如果在给定图像中识别出3条或更多条B线,则指示符706可能会出现和/或经历外观的变化,例如,以警告用户肺内可能存在血管外肺水。在一些实施例中,指示符706可以向用户指示图像中描绘的肺区域是正常的还是异常的。指示符706可以包括出现在图像上或者不出现的绝对二进制信号,或者指示符706可以提供基于包括在图像帧中的B线的强度而变化的渐变信号。例如,随着B线的数量增加到某个阈值以上,血管外肺水的严重性可能会加剧。指示符706可以例如通过改变亮度或颜色来反映强度的这种逐渐变化。在一些实施例中,指示符706可能根本不包括显示的图形,而是例如包括音频线索和/或触觉刺激。在一些示例中,可以在图像700上显示额外信息。例如,可以包括图像700中示出的B线的数量是否满足给定阈值的指示。

[0060] 可以根据各种应用来利用在目标图像帧中传达的信息,诸如图7中所描绘的。例如,基于在给定位置存在或不存在B线,可以以高达100%的特异性诊断PT。具体而言,B线的存在可以用于排除诊断患有PTX的患者的可能性。各种流体治疗也可以以关于血管外肺水量和基于B线的数量、B线的宽度和/或任何一对B线之间的平均距离确定的位置的信息来指导。

[0061] 图8是根据本公开原理的超声成像方法的框图。图8的示例方法800示出了可以由本文描述的系统 and/或装置以任何顺序利用以识别B线并选择包含B线的目标图像帧进行显示的步骤。方法800可以由诸如系统800的超声成像系统或包括例如诸如Koninklijke Philips N.V. (“Philips”)的LUMIFY的移动系统的其他系统来执行。额外示例系统可以包括也由Philips生产的SPARQ和/或EPIQ。

[0062] 在所示的实施例中,方法800通过“经由超声探头采集肺组织的区域的图像数据”而开始于框810。图像数据可以经由超声数据采集单元收集,所述超声数据采集单元可以包含传感器阵列的各种配置,包括以上关于图1描述的那些。区域可以跨越整个胸部区域或其至少一个或多个部分。如果这样的位置先前已被识别为具有一种或多种异常,例如肺水肿和/或血管外肺水,则可以由操作超声数据采集单元的用户将区域内的一个或多个位置作为目标。

[0063] 在框812处,方法涉及“根据图像数据生成多个图像帧”。可以通过处理在数据采集单元处接收的超声回波来生成图像帧。可以贯穿被成像的肺组织的区域在各个离散位置处连续收集图像帧的集合。图像帧中的一个或多个可以由被配置为执行方法800的一个或多个设备捕获和存储。图像帧中的一个或多个可以包括至少一条胸膜线和一条或多条B线。在一些示例中,图像帧都不包括B线。

[0064] 在框814处,方法涉及“识别多个图像帧中的每个图像帧中的胸膜线”。可以采用各

种技术,例如,由数据处理器采用各种技术,以识别胸膜线。这样的技术可以应用强度阈值化以识别一条或多条胸膜线的存在和/或边界。

[0065] 在框816处,方法涉及“定义在每条胸膜线之下的感兴趣区域”。感兴趣区域包括在胸膜线之下(即,在更大深度处)的区。如果给定图像帧中存在一条或多条B线,则B线将出现在胸膜线之下。在一些示例中,感兴趣区域可以具有均匀的尺寸。在一些实施例中,感兴趣区域的大小可以跨多个图像帧和/或跨方法800的各种实施方式变化。

[0066] 在框818处,方法涉及“通过评价每条候选B线的一个或多个参数从感兴趣区域内的一条或多条候选B线中识别一条或多条B线”。在一些示例中,可以通过确定跨每个图像帧内深度的强度相似性度量来识别候选。在一些实施例中,可以通过测量跨每个个体图像帧内定义的感兴趣区域内的一个或多个子区域的轴向强度投影数据来选择候选B线。互相关系数可以跨多个子带进行归一化,以评价轴向投影强度数据中的峰对应于B线的可能性。在一些实施例中,可以通过测量指示大多数B线的一个或多个参数来识别B线。在各种示例中,参数可以包括强度均匀性水平、长度、起始位置、结束位置和/或检测到的运动的水平。例如,B线通常开始于胸膜线。此外,B线通常沿每条B线的长度在强度和尺寸上表现均匀。B线也可以从胸膜线延伸到感兴趣区域的底部。

[0067] 在框820处,方法涉及“通过选择使B线的强度最大化的图像帧来从多个图像帧中选择目标图像帧”。在一些示例中,目标图像帧可以是一系列图像帧内具有最高计算的B线评分的帧。B线评分可以基于由一条或多条B线覆盖的肋间隙的比例。目标图像帧可以对应于与多个图像帧相比具有最高总体强度的图像帧。

[0068] 方法800还可以涉及例如与肺组织的实时图像同时显示目标图像帧和/或比较两个或多个图像帧以检测一条或多条候选B线的运动。在一些实施例中,方法800还可以涉及确定感兴趣区域内的每对肋骨之间的肋间隙,确定每个肋间隙由一条或多条B线覆盖的比例,并且基于每个肋间隙的比例来生成B线评分。这样的方法还可以涉及生成和显示多个B线评分的图片表示,每个B线评分对应于肺组织的区域内的子区域。

[0069] 当然,将意识到,本文所述的示例、实施例或过程中的任一个可以与一个或多个其他示例、实施例和/或过程组合,或者可以根据本系统、设备和方法在单独的设备或设备部分中间分离和/或执行。以上讨论仅旨在说明本系统,而不应被解释为将所附权利要求限制为任何特定实施例或实施例的组。因此,尽管已经参考示例性实施例对本系统进行了详细描述,但是还应当意识到,本领域的普通技术人员可以设计许多修改和替代实施例,而不背离如以下权利要求书所述的本系统的更广泛和预期的精神和范围。因此,说明书和附图应以说明性方式看待,而不旨在限制所附权利要求书的范围。

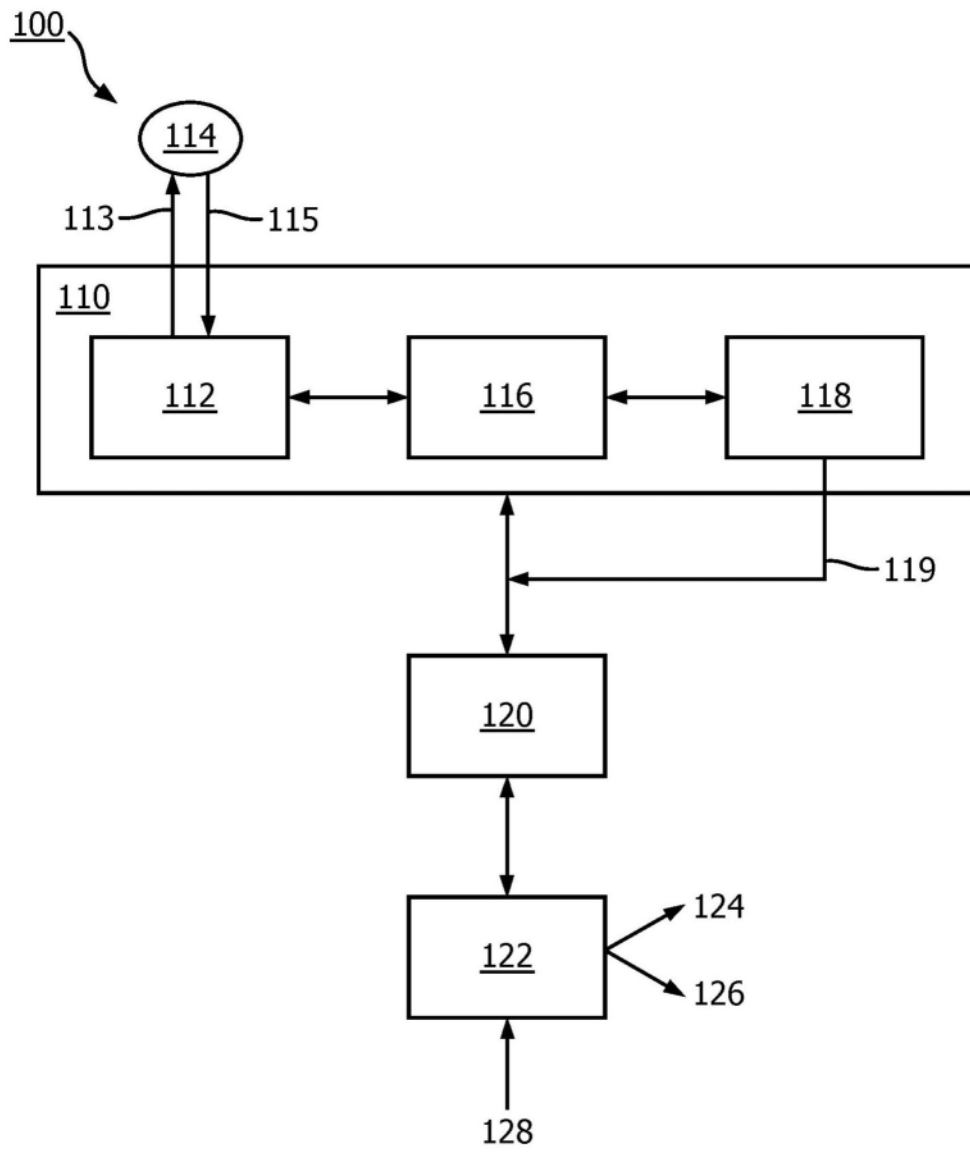


图1

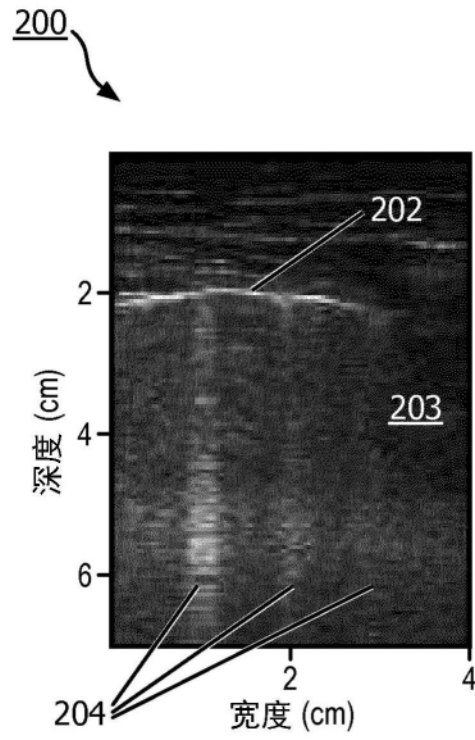


图2A

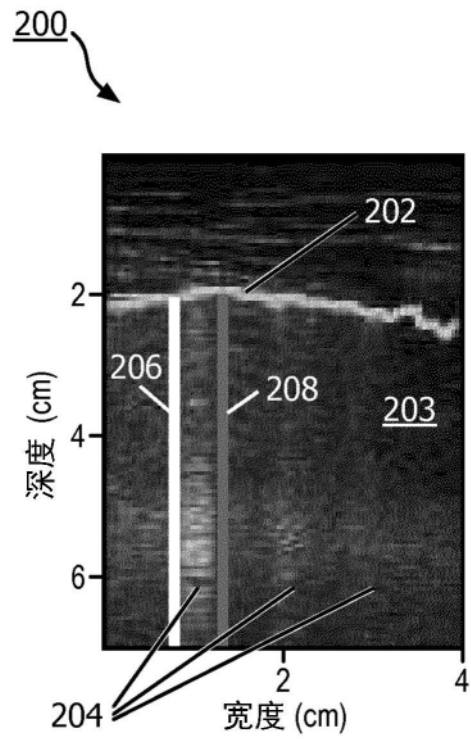


图2B

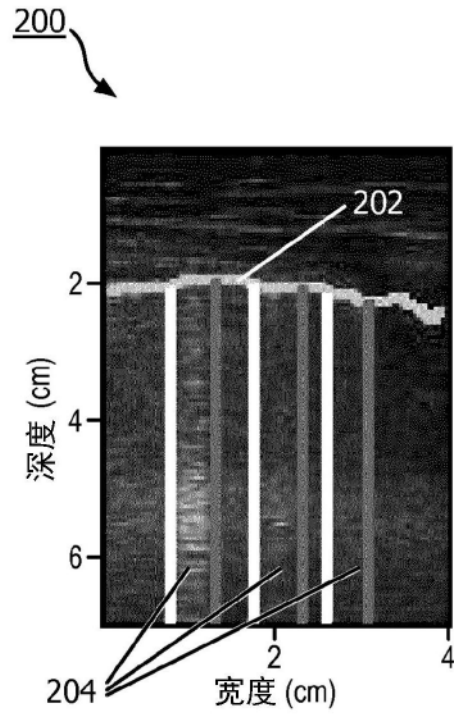


图2C

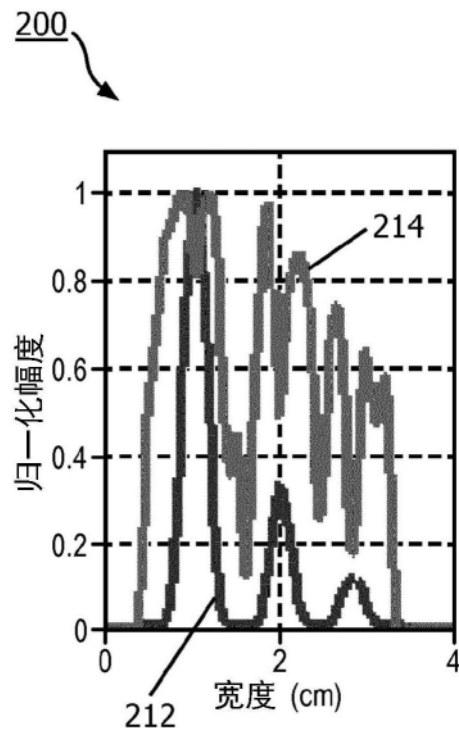


图2D

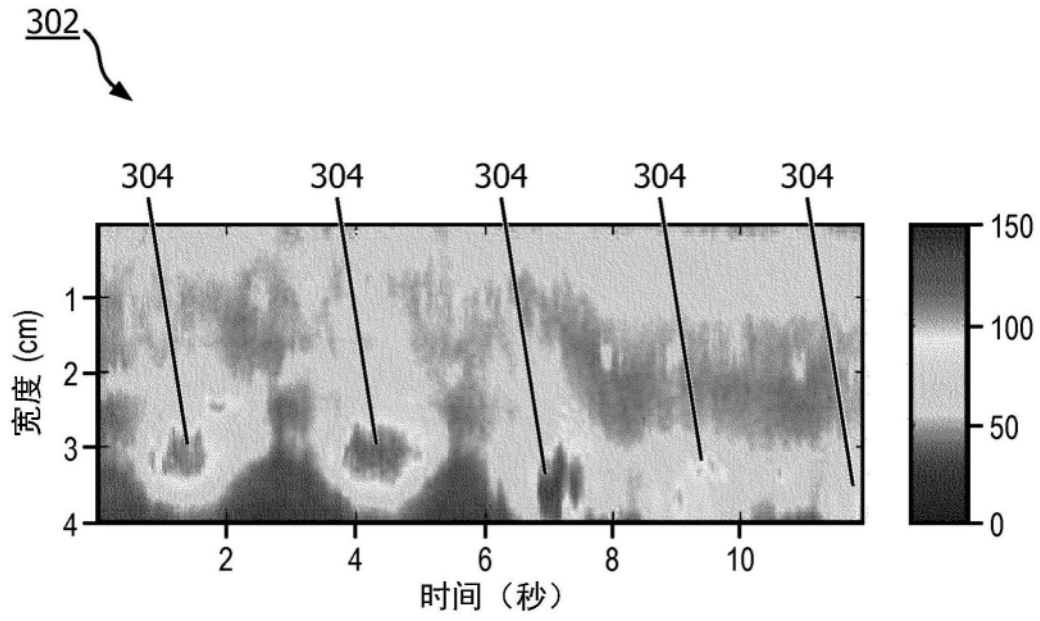


图3A

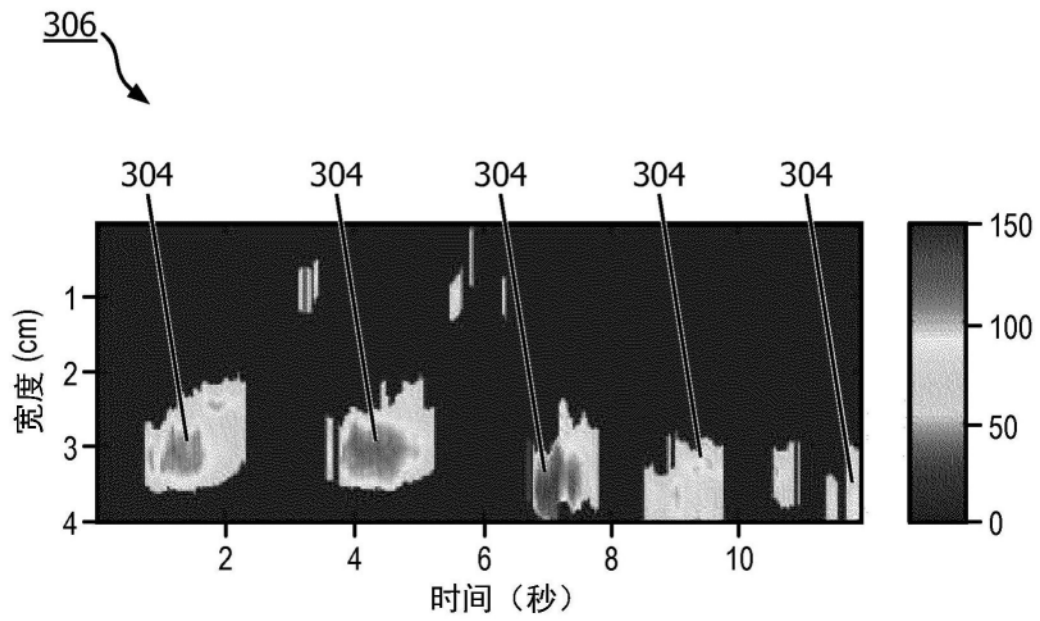


图3B

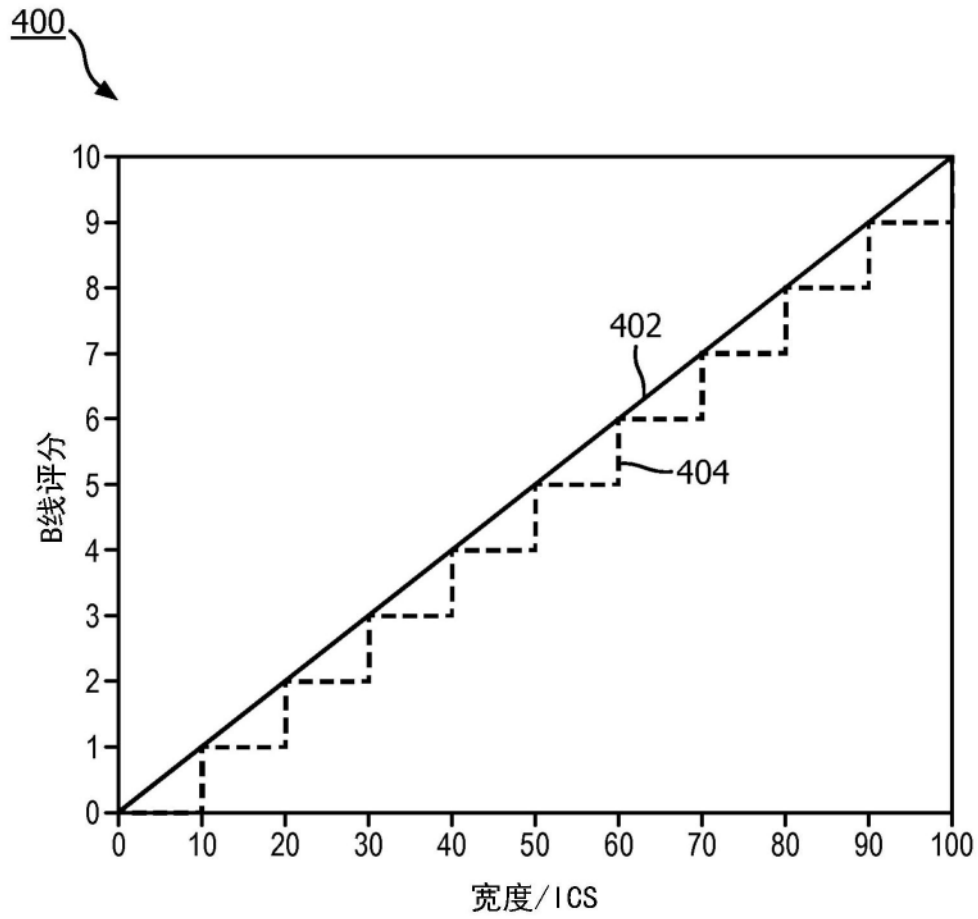


图4

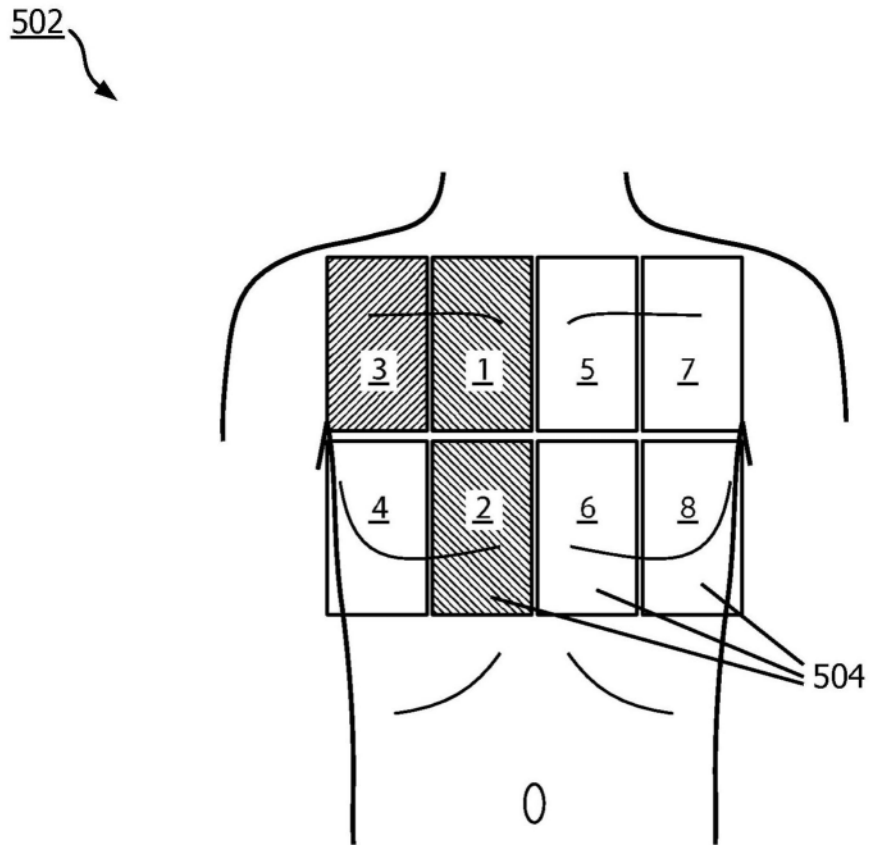


图5A

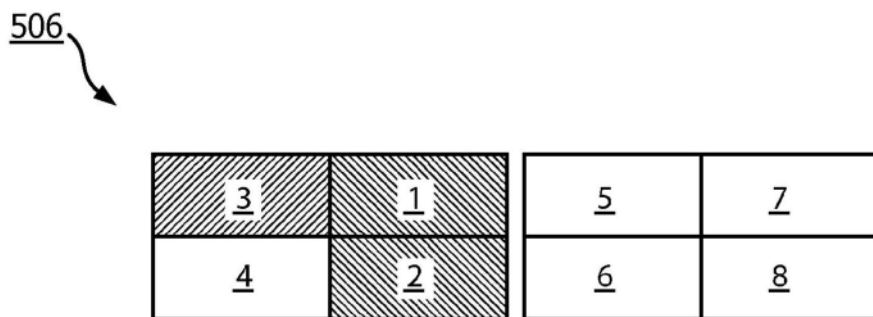


图5B

508



| 区编号 | B线数量 | B线评分（1 至10） |
|-----|------|-------------|
| 1 | 1 | 1 |
| 2 | 0 | 0 |
| 3 | 4 | 6 |
| 4 | | |
| 5 | | |
| 6 | | |
| 7 | | |
| 8 | | |

图5C

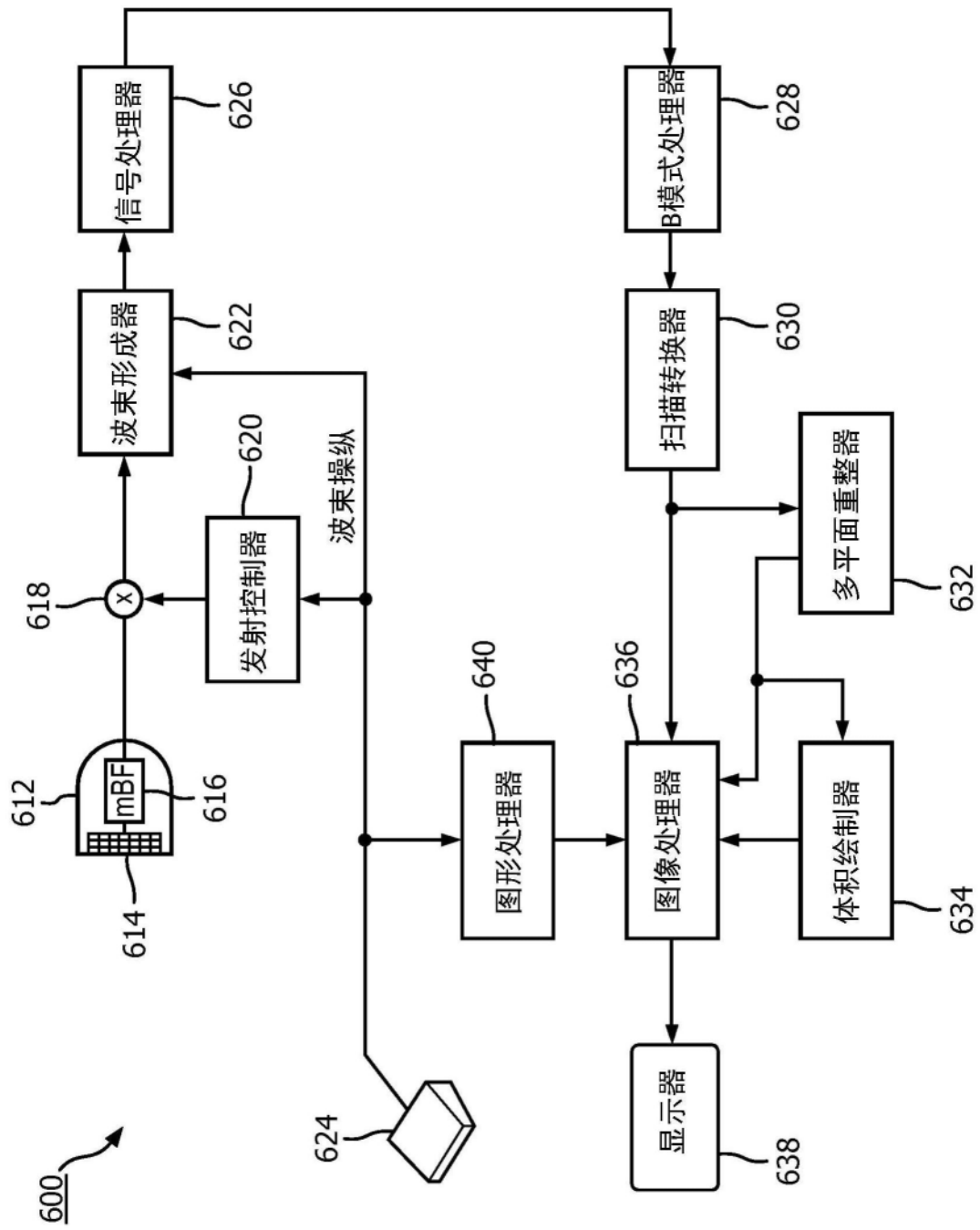


图6

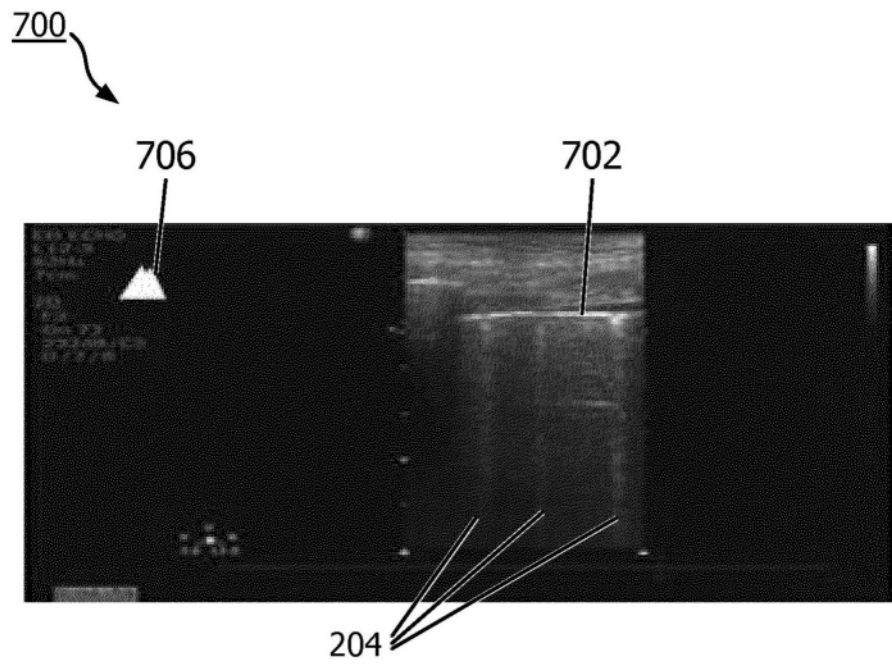


图7

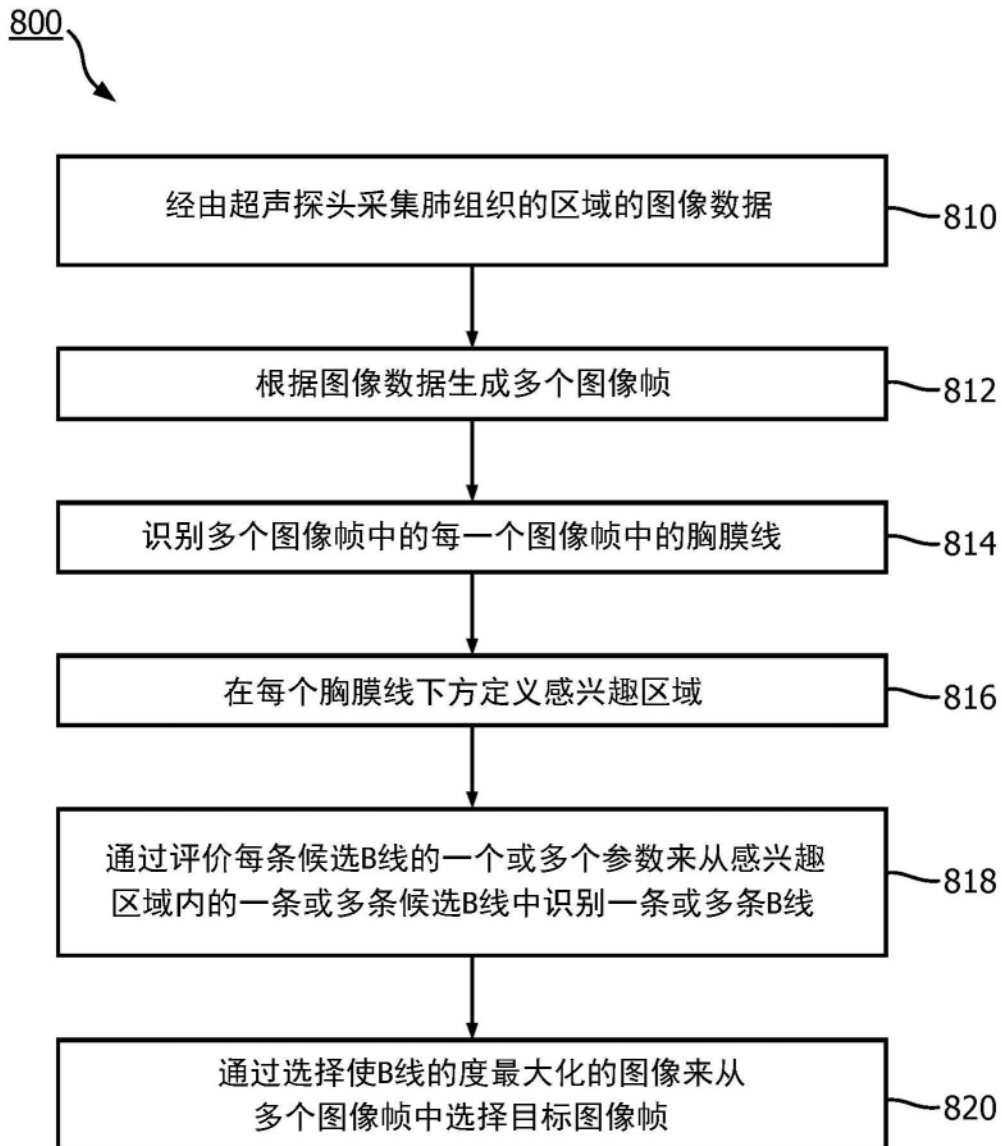


图8