



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310398 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780019181.4

(22)申请日 2017.03.24

(30)优先权数据

16179452.4 2016.07.14 EP

(66)本国优先权数据

PCT/CN2016/077242 2016.03.24 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/057096 2017.03.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/162860 EN 2017.09.28

(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 王守罡 B·I·拉朱 徐泾平

周诗未 A·M·加德斯

M·D·波伦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G06T 7/20(2017.01)

A61B 8/00(2006.01)

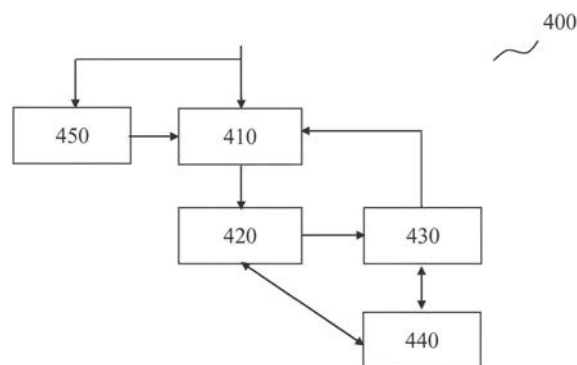
权利要求书2页 说明书15页 附图17页

(54)发明名称

用于检测肺部滑动的超声系统和方法

(57)摘要

本发明提出了基于第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列来检测肺部滑动的超声系统和方法。第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面。子区域识别器(410)被配置为针对超声数据帧中的每个超声数据帧识别超声数据帧的扫描区域的子区域,子区域包括胸膜界面的至少部分;肺部滑动检测器(420)被配置为基于时间序列的至少两个超声数据帧来导出针对子区域的参数映射图,参数映射图的参数值指示跨至少两个超声帧的组织运动程度;其中,肺部滑动检测器还被配置为从至少两个超声数据帧中提取子区域的数据,并且基于所提取的数据来导出参数映射图。



1. 一种用于基于第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列来检测肺部滑动的装置, 所述第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面, 所述装置包括:

子区域识别器 (410), 其被配置为针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧识别所述超声数据帧的扫描区域的子区域, 所述子区域包括所述胸膜界面的至少部分;

肺部滑动检测器 (420), 其被配置为基于所述时间序列的至少两个超声数据帧来导出针对所述子区域的参数映射图, 所述参数映射图的参数值指示跨所述至少两个超声帧的组织运动程度;

其中, 所述肺部滑动检测器还被配置为从所述至少两个超声数据帧中提取所述子区域的数据, 并且基于所提取的数据来导出所述参数映射图。

2. 根据权利要求1所述的装置, 还包括用户接口 (330、430), 所述用户接口被配置为基于所导出的参数映射图来使肺部滑动的可能性可视化。

3. 根据权利要求2所述的装置, 其中, 所述用户接口被配置为以参数图像的形式呈现所导出的参数映射图的至少部分, 所述参数图像被叠加有至少基于所述序列的所述超声数据帧中的至少一个超声数据帧生成的所述子区域的图像。

4. 根据权利要求2所述的装置, 其中,

所述肺部滑动检测器 (420) 还被配置为基于所述参数映射图来导出表示作为侧向位置的函数的滑动值的滑动分布图, 针对侧向位置的每个滑动值指示在所述侧向位置处肺部滑动的可能性; 并且

所述用户接口还被配置为以条带的格式呈现所导出的滑动分布图, 所导出的滑动分布图被叠加有至少基于所述序列的所述超声数据帧中的至少一个超声数据帧生成的所述子区域的图像或紧邻所述图像。

5. 根据权利要求2所述的装置, 其中,

所述用户接口还被配置为接收用于指示对灰度编码或颜色编码方案的修改的用户输入, 并且基于所接收的用户输入来修改所述可视化。

6. 根据权利要求1所述的装置, 还包括用户接口, 优选为触摸用户接口, 其中,

所述用户接口被配置为接收用于指示对所识别的子区域的修改的用户输入; 并且

所述子区域识别器被配置为基于所接收的用户输入来修改所识别的子区域。

7. 根据权利要求1所述的装置, 还包括:

胸膜线检测器 (450), 其被配置为检测超声数据帧中的至少一个超声数据帧中的胸膜线;

其中, 所述子区域识别器 (410) 被配置为基于检测到的胸膜线来识别针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧的所述子区域。

8. 根据权利要求7所述的装置, 其中, 所述胸膜线检测器 (450) 被配置为:

估计 (810) 所述胸膜界面的深度; 并且

基于所估计的深度来检测 (820) 所述时间序列的所述超声数据帧中的至少一个超声数据帧中的胸膜线。

9. 根据权利要求8所述的装置, 其中, 估计 (810) 所述胸膜界面的所述深度包括:

针对一个或多个预定侧向位置中的每个预定侧向位置, 基于所述时间序列的多个超声数据帧来导出表示作为深度的函数的强度值的强度分布图, 每个强度值指示跨所述时间序

列的所述多个超声数据帧在对应深度处的平均超声数据值;并且

基于一幅或多幅所导出的强度分布图来估计所述胸膜界面的所述深度。

10. 根据权利要求8所述的装置,其中,估计(810)所述胸膜界面的所述深度包括:

接收第二感兴趣区域的超声数据帧,所述第二感兴趣区域包括所述肺部的胸膜界面以及至少一根肋骨,所述第二感兴趣区域是所述肺部的横向视图;

基于所述超声数据帧来估计所述至少一根肋骨的深度;并且

基于所估计的所述至少一根肋骨的深度以及预定值来估计所述胸膜界面的所述深度。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中,针对所述扫描区域中的像素位置的所述参数值指示由所述组织运动引起的跨所述至少两个超声数据帧的所述像素位置的超声值的变化量。

12. 根据权利要求1所述的装置,还包括:

背景运动检测器(440),其被配置为检测背景运动程度并确定所述背景运动程度是否超过预定阈值;以及

用户接口(430),其被配置为:

仅在所述背景运动程度不超过所述预定阈值的情况下才呈现所导出的参数映射图;并且/或者

在所述背景运动程度超过所述预定阈值的情况下呈现指示所述背景运动程度的指示符。

13. 一种超声系统,包括:

超声数据采集单元(310),其包括超声换能器阵列(312),所述超声数据采集单元被配置为采集第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列,所述第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面;以及

数据处理器(320),其用于处理所述时间序列,所述数据处理器被配置为:

针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧,识别所述超声数据帧的扫描区域的子区域,所述子区域包括所述胸膜界面的至少部分;

从至少两个超声数据帧中提取所述子区域的数据;并且

基于所提取的数据来导出针对所述子区域的参数映射图,所述参数映射图的参数值指示跨所述至少两个超声帧的组织运动。

14. 一种检测肺部滑动的方法,包括以下步骤:

检索(510)第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列,所述第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面;

针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧,识别(520)所述超声数据帧的扫描区域的子区域,所述子区域包括所述胸膜界面的至少部分;

从至少两个超声数据帧中提取(530)所述子区域的数据;并且

基于所提取的数据来导出(540)针对所述子区域的参数映射图,所述参数映射图的参数值指示跨所述至少两个超声帧的组织运动。

15. 一种包括计算机程序指令的计算机产品,所述计算机程序指令在被运行时执行根据权利要求14所述的方法。

用于检测肺部滑动的超声系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于检测肺部滑动运动的超声系统和方法,具体涉及用于基于包括肺部的胸膜界面的感兴趣区域的超声B模式帧的时间序列来检测肺部滑动运动的超声系统和方法。

背景技术

[0002] 气胸(PTX)是急诊室,加护或重症监护室(ICU)和危重监护室(CCU)中常见的病症。使用eFAST协议的超声成像(利用对创伤的超声检查的扩展聚焦评估)用于评估PTX。专家共识使得发展出简化的BLUE(床旁肺部超声检查)协议,其中,评价了诸如肺部滑动、B线、肺部点、肺部脉冲的某些特征以确定PTX存在还是不存在。

[0003] 从文献中可以知道,当训练有素的专家评价肺部时,针对PTX检测的灵敏度约为92%,而对于具有最低训练需要量的急诊室(ER)医生而言,针对PTX检测的灵敏度仅约为57%。还已经表明:胸部X射线(CXR)具有较差的准确性。虽然CT是黄金标准,但是CT并不总是可用,不能对不稳定的患者执行CT,并且CT有辐射问题。因此,对于早期检测和改善对患者的护理而言,使用超声检测PTX的更加自动化的方法将是有用的。

[0004] 在农村和新兴市场中,当前对超声的利用率一直特别低,在诸如急诊科和ICU/CCU等的非传统医学部门中尤为如此,这主要是因为是在ER群体中缺乏培训和经验。相比之下,这些部门中的患者吞吐量很高,对用户独立且鲁棒的创伤(特别是胸部创伤)识别方法提出了很高的要求。尤其是在中国,大多数ER扫描是由初级超声医生执行的,他们缺乏针对急诊和重症监护超声的训练,但具有一般超声成像的经验,而eFAST协议尚未制度化。预计自动化方法将为这样的用户提供帮助和指导;自动化方法将最大限度地减少所需的培训量,并且使得在ER、ICU/CCU和/或任何其他医学部门中更好地利用超声。

[0005] US2013/197370A1描述了一种确定气胸的存在的方法,所述方法包括获得与包括肺部的胸膜界面的感兴趣区域有关的一系列图像数据帧。

[0006] W02016/046140A1公开了一种超声系统,所述超声系统包括:探头,其被配置为获得与包括肺部的胸膜界面的至少部分的扫描区域有关的超声数据;以及数据分析器,其被配置为使用从数据导出的一个或多个互相关映射图来自动检测用于确定肺部滑动和/或肺部点的信息。

发明内容

[0007] 因此,提供能够导出和呈现定量和/或定性信息的超声系统和方法以便于理解和/或解读肺部区域的超声数据将是有利的。提供用于检测肺部滑动和/或肺部点的超声系统和方法也将是有利的。

[0008] 根据本发明的第一方面的实施例,提出了一种用于基于第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列来检测肺部滑动的装置。所述装置包括:子区域识别器,其被配置为针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧识别所述超声数据帧的扫描区域的子区域,所述子区域

包括所述胸膜界面的至少部分；肺部滑动检测器，其被配置为基于所述时间序列的至少两个超声数据帧来导出针对所述子区域的参数映射图，所述参数映射图的参数值指示跨所述至少两个超声帧的组织运动程度；其中，所述肺部滑动检测器还被配置为从所述至少两个超声数据帧中提取所述子区域的数据，并且基于所提取的数据来导出所述参数映射图。

[0009] 在一些实施例中，所述装置是能够经由超声探头采集超声数据的超声设备或系统的部分。额外地或替代地，所述装置能连接到用于存储超声数据的一个或多个存储设备，所述一个或多个存储设备可以是PACS (图像存档与通信系统) 或医院信息系统的存储设备。

[0010] 通过从区域接收超声回波信号来采集超声数据帧，并且这种区域通常被称为扫描区域或成像区域。扫描区域能够是二维的或三维的。能够通过二维扫描来直接采集针对二维扫描区域的超声数据帧，或者能够根据三维扫描的超声数据来重建针对二维扫描区域的超声数据帧。时间序列的每个超声数据帧包括在不同时间点或时刻时第一感兴趣区域的超声数据，因此，每个超声数据帧的扫描区域旨在是相同的，即，第一感兴趣区域。然而，由于例如探头移动，每个超声数据帧的扫描区域在实践中可能是不同的。另外，即使每个超声数据帧中的扫描区域相同，由于例如扫描区域内部的组织移动，第一感兴趣区域中的相同组织也可能不会出现在每个超声数据帧中的相同像素位置处。

[0011] 超声数据帧能够是B模式数据帧或任何其他合适的超声数据帧，其中，每个值表示回波的幅度或强度。超声数据帧的时间序列能够是B模式视频，也被称为B模式电影回放。例如，超声数据帧能够以DICOM (医学数字成像和通信) 数据的格式被存储和传输。替代地，超声数据帧能够是超声射频 (RF) 数据帧或从超声射频数据帧中导出的任何其他合适的超声数据帧。超声射频数据帧通常具有更高的轴向分辨率。在这种情况下，能够例如通过计算帧间相位差而直接从超声射频数据帧中导出参数映射图，并且替代地，首先从超声射频数据帧中导出B模式数据帧，然后从B模式数据帧中导出参数映射图。

[0012] 所导出的参数映射图指示组织运动程度，因此能够便于用户解读超声数据，尤其是识别组织运动。以PTX评价为例，当前，临床医师 (例如，医生和/或超声医师) 使用他们的大量训练来确定黑白B模式电影回放上的肺部滑动和/或肺部点特征。在紧急情况下，该过程在临床医师正在尽力执行多个关键任务时增加了所涉及的时间和努力。此外，与强烈的背景运动相比，通过视觉观察超声B模式视频难以手动识别诸如肺部滑动的细微运动特征，当肺部滑动减小时尤其如此。所导出的参数映射图定量地表示组织运动程度，因此能够便于临床医师识别肺部滑动和/或肺部点的存在。

[0013] 此外，本发明的发明人已经提出首先识别扫描区域的子区域 (例如，胸膜界面周围的区域)，然后仅针对子区域而不是整个扫描区域基于以下识别来导出参数映射图。发明人已经认识到，胸膜界面周围的组织运动对于肺部滑动和/或肺部点的检测可能更重要，针对整个扫描区域的参数映射图包含比必要的信息更多的信息，并且不必要的信息 (例如，除了肺部运动以外的组织运动) 可能会使用户失去重点。此外，通过限制扫描区域的子区域中的参数映射图的推导能够显著减少计算复杂度，这对于在便携式设备中实现这种推导的移动超声应用来说尤其具有吸引力。便携式设备能够是诸如PAD的平板电脑或智能电话。

[0014] 根据一些实施例，所述装置还包括用户接口，所述用户接口被配置为基于所导出的参数映射图来使肺部滑动的可能性可视化。在各种实施例中，能够以不同的方式实现可视化。

[0015] 在一个实施例中,所述用户接口被配置为以参数图像的形式呈现所导出的参数映射图的至少部分,所述参数图像被叠加有至少基于所述序列的所述超声数据帧中的至少一个超声数据帧生成的所述子区域的图像。参数图像能够表示整个参数映射图。替代地,参数图像能够表示参数映射图的部分,例如,针对胸膜线下方的区域的参数映射图。叠加参数图像的图像例如能够是B模式图像。能够基于时间序列的单个超声数据帧来生成叠加参数图像的图像,并且替代地,能够基于多于一个的超声数据帧,例如通过跨多于一个的超声数据帧上进行平均化来生成叠加参数图像的图像。叠加参数图像的图像能够是(一个或多个)超声数据帧的整个扫描区域的图像,或者替代地,叠加参数图像的图像能够是包括子区域的(一个或多个)超声数据帧的扫描区域的部分的图像。通过视觉观察参数图像,用户能够以更直接的方式观察胸膜界面周围的区域中的组织运动,因此能够更快且更可靠地识别肺部滑动和/或肺部点的存在。

[0016] 额外地或替代地,用户接口被配置为以条带的形式使肺部滑动的可能性可视化。具体地,所述肺部滑动检测器还被配置为基于所述参数映射图来导出表示作为侧向位置的函数的滑动值的滑动分布图,针对侧向位置的每个滑动值指示在所述侧向位置处肺部滑动的可能性;并且所述用户接口还被配置为以条带的格式呈现所导出的滑动分布图,所导出的滑动分布图被叠加有至少基于所述序列的所述超声数据帧中的至少一个超声数据帧生成的所述子区域的图像或紧邻所述图像。在侧向位置处肺部滑动的可能性与在该侧向位置处胸膜界面周围的组织运动程度或严重程度成比例。在侧向位置处组织运动越多,在侧向位置处肺部滑动的可能性就越大。通常,肺部滑动表现为沿着针对正常肺部的整个胸膜线,可能在PTX条件下消失,并且可能在PTX的边界处部分消失(被称为肺部点),这意味着:在部分PTX条件下,在某些侧向位置处存在肺部滑动,而在其他侧向位置处并不存在肺部滑动。通过视觉上观察条带,用户能够直接观察在各个侧向位置处肺部滑动的可能性,并且在部分PTX条件下确定PTX的边界时识别肺部点。

[0017] 根据一些实施例,所述用户接口还被配置为接收用于指示对灰度编码或颜色编码方案的修改的用户输入,并且基于所接收的用户输入来修改所述可视化。用户接口被配置为根据灰度编码或颜色编码方案使肺部滑动的可能性可视化。例如,前述参数图像和/或条带能够是灰度编码的或颜色编码的。所述用户接口还被配置为接收用于指示对所述灰度编码或颜色编码方案的修改的用户输入,并且基于所接收的用户输入来修改所述可视化。在一个实施例中,用户接口包括触摸屏并且显示表示灰度编码或颜色编码方案的条、滑块等,并且用户能够通过操纵条、滑块等来修改灰度编码或颜色编码方案。

[0018] 根据一些实施例,所述装置还包括用户接口,所述用户接口被配置为接收用于指示对所识别的子区域的修改的用户输入;并且所述子区域识别器被配置为基于所接收的用户输入来修改所识别的子区域。因此,用户能够手动修剪和/或移动所识别的子区域,这对于子区域的自动识别未能将胸膜界面周围的区域识别为子区域的情况特别有用。在一个实施例中,用户接口包括触摸屏。触摸屏允许用户通过物理接触和交互来执行各种操作,例如,触摸或轻击、拖放、触摸流、多点触摸和/或其他物理交互。在一个实施例中,子区域识别器被配置为基于在触摸屏上显示的子区域中应用的一个或多个操作来修改(包括移动和/或调整大小)所识别的子区域。

[0019] 根据各种实施例,子区域识别器能够被配置为以不同的方式识别子区域。

[0020] 在一些实施例中,基于一个或多个预定参数来识别子区域。能够通过默认或用户选择设定一个或多个预定参数,或者能够基于其他参数来导出一个或多个预定参数。在范例中,一个或多个预定参数包括预定深度范围,并且子区域被识别为预定深度范围内的扫描区域的部分。基于观察到胸膜界面在从扫描区域的顶部到皮肤表面下方通常约1.5-5cm处,预定深度范围能够被设定为例如0-6cm或1-6cm。基于观察到胸膜界面的深度随着对象的BMI(体重指数)而增加,能够基于对象的BMI来调节预定深度范围。基于观察到胸膜界面在肋骨下方约0.5cm处,能够基于(一根或多根)肋骨的深度来设定预定深度范围。

[0021] 在一些其他实施例中,所述装置还包括胸膜线检测器,所述胸膜线检测器被配置为检测超声数据帧中的至少一个超声数据帧中的胸膜线,并且所述子区域识别器被配置为基于检测到的胸膜线来识别针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧的所述子区域。众所周知,由于胸膜界面处的强烈反射,胸膜界面表现为发生回波的水平线,其被称为胸膜线。一旦在超声数据帧中自动检测到胸膜线,就能够将该超声图像中的子区域识别为围绕检测到的胸膜线。在范例中,所识别的子区域的顶部边缘和底部边缘分别在检测到的胸膜线的上方和下方预定深度值(例如,0.5cm)处。在不同对象之间,胸膜线的深度通常在1.5-5cm之间变化。通过了解针对被检查对象的胸膜线的位置,能够识别较小的子区域。在一个范例中,在超声数据帧中的每个超声数据帧中检测胸膜线,然后基于该超声数据帧中的检测到的胸膜线来识别每个超声数据帧中的子区域。替代地,子区域识别器被配置为检测一个超声数据帧中的胸膜线和子区域,然后通过假设子区域的空间位置对于所有超声数据帧都相同来识别其他超声数据帧中的每个超声数据帧中的子区域。在这种情况下,能够识别相对较大的子区域,以便为跨超声数据帧的可能运动提供足够的容差。

[0022] 能够通过任何合适的现有和未来开发的检测算法来实现对胸膜线的自动检测。根据一个实施例,所述胸膜线检测器被配置为估计所述胸膜界面的深度;并且基于所估计的深度来检测所述时间序列的所述超声数据帧中的至少一个超声数据帧中的胸膜线。与在整个扫描区域中搜索胸膜线的那些检测算法相比,建议基于所估计的胸膜线的深度来搜索或检测胸膜线,从而得到更快且更可靠的检测。

[0023] 能够以不同的方式估计胸膜的深度。

[0024] 在一些实施例中,估计所述胸膜界面的所述深度包括:针对一个或多个预定侧向位置中的每个预定侧向位置,基于所述时间序列的多个超声数据帧来导出表示作为深度的函数的强度值的强度分布图,每个强度值指示跨所述时间序列的所述多个超声数据帧在对应深度处的平均超声数据值;并且基于一幅或多幅所导出的强度分布图来估计所述胸膜界面的所述深度。以这种方式,基于多个帧而不是单个帧来估计胸膜线的深度,因此所估计的胸膜线的深度更可靠,在难以检测某个帧中的胸膜线时尤为如此。例如,某个帧中的胸膜线不是连续的明亮水平线,而是分成几行,因此难以将该帧中的胸膜线与扫描区域中的其他亮线区分开。侧向位置指的是沿着侧向方向或与深度方向正交的表面的多个点。例如,一个或多个预定侧向位置能够包括沿着侧向方向的中心位置和/或与中心位置分开预定距离(例如,扫描区域的宽度的四分之一)的两个位置。在一些实施例中,胸膜界面的深度被估计为强度分布图的峰值的深度。在一些实施例中,当导出超过一幅的强度分布图时,胸膜界面的深度能够被估计为每个强度分布图的峰值的深度的平均值。

[0025] 在一些其他实施例中,估计所述胸膜界面的所述深度包括:接收第二感兴趣区域

的超声数据帧,所述第二感兴趣区域包括所述肺部的胸膜界面以及至少一根肋骨,所述第二感兴趣区域是所述肺部的横向视图;基于所述超声数据帧来估计所述至少一根肋骨的深度;并且基于所估计的所述至少一根肋骨的深度以及预定值来估计所述胸膜界面的所述深度。胸膜线包括紧密相对的脏胸膜和壁胸膜。在正常肺部中,脏胸膜水平滑动抵靠壁胸膜,产生一种被称为“肺部滑动”的现象。因此,组织运动程度的检测对于肺部滑动的检测是有用的。肺部滑动检测器能够被配置为导出用于以各种方式指示组织运动程度的参数映射图。

[0026] 在一些实施例中,能够通过执行块相关或归一化互相关或通过计算光流矢量来估计运动矢量以导出参数值。由于组织运动,相同的组织点可能出现在不同超声数据帧中的不同像素位置处。相同组织点移动的距离能够用于表示组织运动程度。前述算法旨在确定各个组织点的运动,以便评估组织运动程度。

[0027] 本发明的发明人已经观察到并认识到:在肺部滑动的情况下,胸膜线上方的超声数据是结构化的组织反射,其是真实的并且能够通过估计运动矢量而得到跟踪,并且胸膜线下方的超声数据包含许多伪影,这些伪影不能反映针对正常肺部的任何真实的身体组织结构,并且所估计的运动矢量并不可靠。因此,本发明的发明人提出测量由组织运动引起的随时间的单像素强度变化,而不是估计组织运动的运动矢量。具体地,针对所述扫描区域中的像素位置的所述参数值指示作为组织运动的结果的跨所述至少两个超声数据帧的所述像素位置的超声数据值的变化量并且例如与所述变化量成比例。

[0028] 根据一些实施例,所述装置还包括:背景运动检测器,其被配置为检测背景运动程度并确定所述背景运动程度是否超过预定阈值;以及用户接口,其被配置为:仅在所述背景运动程度不超过所述预定阈值的情况下才呈现所导出的参数映射图;并且/或者在所述背景运动程度超过所述预定阈值的情况下呈现指示所述背景运动程度的指示符。已知背景运动通常由探头运动所引起,呼吸、内部肌肉移动是典型的背景运动,并且背景运动的存在可能对肺部滑动的检测产生负面影响。在实施例中,基于导出的参数映射图来确定背景运动程度。可以以其他方式确定背景运动,例如借助于任何运动检测算法或探头上提供的额外传感器等来确定背景运动。优选地,根据本发明的实施例,通过胸膜线上方的参数值的平均值来测量背景运动程度。通常,胸膜线上方的像素的B模式值更高。本发明的发明人已经认识到:如果存在背景运动,则所有像素值都可能由于运动而改变,但是较暗像素的值的變化小于较亮像素的值的變化,因此,将较亮像素的参数值进行平均化是有利的。

[0029] 根据本发明的第二方面的实施例,提出了一种超声系统。所述超声系统包括:超声数据采集单元,其包括超声换能器阵列,所述超声数据采集单元被配置为采集第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列,所述第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面;以及数据处理器,其用于处理所述时间序列,所述数据处理器被配置为:针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧,识别所述超声数据帧的扫描区域的子区域,所述子区域包括所述胸膜界面的至少部分;从至少两个超声数据帧中提取所述子区域的数据;并且基于所提取的数据来导出针对所述子区域的参数映射图,所述参数映射图的参数值指示跨所述至少两个超声帧的组织运动。

[0030] 根据本发明的第三方面的实施例,提出了一种检测肺部滑动的方法。所述方法包括以下步骤:检索第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列,所述第一感兴趣区域包括肺

部的胸膜界面；针对所述超声数据帧中的每个超声数据帧，识别所述超声数据帧的扫描区域的子区域，所述子区域包括所述胸膜界面的至少部分；从至少两个超声数据帧中提取所述子区域的数据；并且基于所提取的数据来导出针对所述子区域的参数映射图，所述参数映射图的参数值指示跨所述至少两个超声帧的组织运动。

[0031] 根据本发明的第四方面的实施例，提出了一种包括计算机程序指令的计算机产品，所述计算机程序指令在被运行时执行前述方法。

[0032] 参考结合附图进行的描述，本发明的其他目的和优点将变得更加明显并且能够容易理解。

附图说明

[0033] 下文将结合实施例并参考附图来更详细地描述和解读本发明，其中：

[0034] 图1图示了针对肺部的两种典型的扫描，即，纵向扫描和倾斜扫描；

[0035] 图2以示意图方式图示了肺部滑动现象并且图示了超声B模式图像；

[0036] 图3图示了根据本发明的实施例的超声系统；

[0037] 图4图示了根据本发明的实施例的用于检测肺部滑动的装置；

[0038] 图5图示了根据本发明的实施例的检测肺部滑动的方法；

[0039] 图6A-6C各自图示了根据本发明的实施例的超声B模式图像和叠加有参数映射图的超声B模式图像的组合图像，其中，图6A图示了存在肺部滑动的情况。图6B图示了不存在肺部滑动的情况，并且图6C图示了部分存在肺部滑动且存在肺部点(?)的情况；

[0040] 图7A-7C各自图示了根据本发明的实施例的用于指示肺部滑动的可能性的超声B模式图像与水平条带的组合图像，其中，图7A图示了存在肺部滑动的情况。图7B图示了不存在肺部滑动的情况，并且图7C图示了部分存在肺部滑动且存在肺部点的情况；

[0041] 图8图示了根据本发明的实施例的检测胸膜线的方法；

[0042] 图9图示了根据本发明的实施例的表示作为导出的深度值的函数的跨多个超声数据帧平均化的强度值的强度分布图；

[0043] 图10图示了根据本发明的实施例的在超声B模式图像中检测到的胸膜线；

[0044] 图11图示了根据本发明的实施例的叠加有助于使检测到的胸膜线可视化的线的超声B模式图像；

[0045] 图12图示了根据本发明的实施例的叠加有助于使所识别的子区域可视化的框的超声B模式图像；

[0046] 图13A-13D各自图示了根据本发明的实施例的超声B模式图像和用于在背景运动程度超过预定阈值的情况下用于指示背景运动程度的指示符；

[0047] 图14A-14E各自图示了叠加有参数图像的超声B模式图像；并且

[0048] 图15图示了超声B模式图像和两个用于动态地改变一个或多个参数的滑动条。

[0049] 附图中相同的附图标记指示相似或对应的特征和/或功能。

具体实施方式

[0050] 将参考特定实施例并参考某些附图来描述本发明，但是本发明不限于此，而是仅由权利要求来限定。所描述的附图仅是示意性的而非限制性的。在附图中，出于图示的目

的,一些元件的大小可能被夸大并且未按比例绘制。

[0051] 图1图示了针对肺部的两种典型的扫描,即,纵向扫描和倾斜扫描(G.Luna和G.Volpocelli的“*How I do it:Lung ultrasound*”(Cardiovascular Ultrasound,2014年,第12卷,第25页))。参考图1,能够通过将超声换能器纵向垂直于肋骨并且沿着肋间空间倾斜地定位(这分别被称为纵向扫描110和倾斜扫描120)而在整个胸部上执行肺部超声(LUS)。

[0052] 图2以示意图方式图示了肺部滑动现象并且图示了超声B模式图像(Philips Perera等人的“*Rapid ultrasound in shock:The RUSH protocol*”(Emergency Medicine,2010年4月,第2010卷,第12-26页))。

[0053] 在肋骨骨折、钝性和穿透性胸部创伤的情况中,PTX代表第二常见的损伤,并且能够使用包括肺部滑动、B线、肺部点和肺部脉冲在内的四种肺部特征在超声上检测到PTX。小型PTX通常无症状,无需胸腔引流即可安全管理,但是急诊医师需要更加关注其进展。在气胸是钝性或穿透性创伤的情况下,任何大小的PTX都应当用开胸管来处置,以避免产生张力PTX。大型PTX可能会导致呼吸窘迫,而张力PTX会导致心肺功能衰竭。

[0054] 肺部滑动是在完整肺呼吸期间胸膜线的动态水平移动。图2在左侧图示了肺部的示意图,并且在右侧图示了对应的超声B模式图像。参考图2,在上侧201和下侧202处的胸壁210下方出现上肋220和下肋230,并且由于肋骨的强烈反射,在肋骨正下方出现暗区,其被称为肋骨阴影。由于胸膜界面处的强烈反射,胸膜界面表现为发生回波的水平线260(被称为胸膜线),其位于肋骨220、230后方约半厘米处。胸膜界面包括紧密相对的脏胸膜250和壁胸膜240。在正常肺部中,脏胸膜250水平滑动抵靠壁胸膜240,产生一种被称为“肺部滑动”的现象,当对象呼吸时其具有闪烁或闪光的外观。在气胸条件下,由于空气泄漏到肋骨壳的腔室中并且使超声穿透停止,因此前述肺部滑动现象将消失。

[0055] 图3图示了根据本发明的实施例的超声系统。超声系统300能够是独立的超声诊断成像系统,其能够被固定安装或者被配备有轮子以实现移动。超声系统300能够是兼容的便携式设备。超声系统300能够包括能够例如经由USB接口连接到任何合适的便携式设备的超声探头。便携式设备能够是笔记本电脑、平板电脑、智能电话等。

[0056] 超声系统300包括能够采集超声数据帧的超声数据采集单元310。采集单元310可以包括超声换能器阵列312、波束形成器314和信号处理器316。超声换能器阵列312能够包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。替代地,超声换能器能够是CMUT换能器。超声换能器阵列312能够包括能够在2D平面或三维中扫描以进行3D成像的一维或二维换能器元件阵列。超声换能器阵列312能够是扇形、线性、曲线型或矩阵化的超声换能器。超声换能器阵列312被配置为发射超声能量并接收响应于该发射而返回的回波。波束形成器314能够被配置为对回波信号进行波束形成以产生相干回波信号,例如,超声原始射频数据。波束形成信号能够被耦合到信号处理器316。信号处理器316能够以各种方式处理所接收的回波信号,例如,带通滤波、抽选、I分量与Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器316能够从所接收的超声回波信号中导出各种超声数据,例如,超声射频(RF)数据、B模式数据、多普勒数据。例如,信号处理器316能够采用对所接收的超声信号的幅度的检测对身体中的结构(例如,身体中的器官和血管的组织)进行成像。身体结构的B模式图像可以以谐波图像模式或基本图像模式或两者的组合来形成,如美国专利US 6283919(Roundhill等人)

和美国专利US 6458083 (Jago等人) 中所描述的。信号处理器316还能够将回波信号布置在接收回波信号的空间关系中以形成超声数据帧。在不同时间点处采集的超声数据帧能够形成超声数据帧的时间序列。波束形成器314和信号处理器316被图示为两个单元,但是本领域技术人员将意识到它们是逻辑单元或功能单元,并且它们能够在单个单元中实现,或者它们中的每个能够由多于一个的单独单元实现。在检查期间由临床医师保持的所谓的超声探头至少包括超声换能器阵列310,并且所谓的超声探头任选地能够包括超声采集单元310的部分或全部功能。

[0057] 根据本发明的实施例,超声采集单元310被配置为经由超声换能器阵列312采集第一感兴趣区域(包括肺部的胸膜界面)的超声数据帧的时间序列。临床医师能够执行纵向扫描110或倾斜扫描120或两者以采集超声数据。

[0058] 超声系统300还包括用于处理超声数据帧的时间序列的数据处理器320。数据处理器320被耦合到超声采集单元310。额外地,数据处理器320还可以被耦合到另一装置的存储设备(例如,医院信息系统),并且配置为从存储设备中检索超声数据帧的时间序列。数据处理器320被配置为针对超声数据帧中的每个超声数据帧识别超声数据帧的扫描区域的子区域,其中,子区域包括胸膜界面的至少部分。数据处理器320还被配置为从至少两个超声数据帧中提取子区域的数据,并且基于所提取的数据来导出针对子区域的参数映射图。参数映射图的参数值指示跨至少两个超声帧的组织运动。

[0059] 超声系统300还包括被耦合到数据处理器320的用户接口330。用户接口330被配置为基于所导出的参数映射图使肺部滑动的可能性可视化。用户接口330还可以被配置为接收一个或多个用户输入。

[0060] 下面将参考图4和图5来描述参数映射图的推导、肺部滑动可能性的可视化以及一个或多个用户输入的细节。

[0061] 图4图示了根据本发明的实施例的用于检测肺部滑动的装置400。图5图示了根据本发明的实施例的检测肺部滑动的方法500。本领域技术人员将意识到:图4中的部件和图5中的步骤并不旨在限制本发明,而是仅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和步骤中的一些。

[0062] 装置400被配置为基于超声数据来检测肺部滑动,超声数据包括第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列,其中,第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面。在一些实施例中,装置400能够是超声系统的部分,例如,超声系统300的数据处理器320。在一些其他实施例中,装置400能够连接到用于临时地或永久地存储超声数据的一个或多个存储设备,一个或多个存储设备可以是超声系统、超声探头、PACS系统或其他医院信息系统的存储设备。

[0063] 在步骤S510中,装置400被配置为检索第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列,其中,第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面。装置400能够针对超声数据帧的实时时间序列检测肺部滑动,或者装置400能够在先前采集的超声数据帧的时间序列的后处理期间检测肺部滑动。因此,能够在诸如逐帧的实时数据流中按顺序地检索超声数据帧的时间序列,或者能够一次检索超声数据帧的时间序列。超声数据帧能够是B模式数据帧,B模式数据帧是最广泛使用的超声模态。超声数据帧也能够是另一超声数据帧,例如,超声射频数据帧或从超声射频数据帧中导出的任何其他合适的超声数据帧。

[0064] 装置400包括子区域识别器410。在步骤S520中,子区域识别器被配置为针对超声

数据帧中的每个超声数据帧识别超声数据帧的扫描区域的子区域,其中,子区域包括胸膜界面的至少部分。子区域优选地跨超声数据帧具有相同的大小,以便简化对参数映射图的计算。在一个实施例中,所识别的子区域在时间序列的多个超声数据帧之间或在时间序列的所有超声数据帧之间是相同的。这在如下假设的情况下成立:尽管胸膜界面的位置跨超声数据帧可能改变,但是这种改变在对特定肺部的相同扫描中受到限制,因此不需要对每一帧更新子区域的位置,只要子区域的大小足够大以容忍这种变化。例如,首先在多个超声数据帧中的一个超声数据帧(例如,第一超声数据帧)中识别子区域,然后将相同的子区域应用于多个超声数据帧中的所有其他超声帧。在另一实施例中,可以针对超声序列帧中的每个超声数据帧独立识别所识别的子区域,在这种情况下,能够以更大的复杂度为代价将子区域的大小设定得更小。

[0065] 针对某个超声数据帧,在各种实施例中能够以不同的方式识别子区域。

[0066] 在一些实施例中,基于一个或多个预定参数来识别子区域。能够通过默认或通过用户选择来设定一个或多个预定参数,或者能够基于其他参数来导出一个或多个预定参数。在范例中,一个或多个预定参数包括预定深度范围,并且子区域被识别为预定深度范围内的扫描区域的部分。基于观察到胸膜界面通常从扫描区域的顶部(即,皮肤表面)向下约1.5-5cm,预定深度范围能够被设定为例如0-6cm或1-6cm。基于观察到胸膜界面的深度随着对象的BMI(体重指数)而增加,能够基于对象的BMI来调节预定深度范围。基于观察到胸膜界面在肋骨下方约0.5cm处,能够基于(一根或多根)肋骨的深度来设定预定深度范围。在范例中,一个或多个预定参数还可以包括存在于扫描区域中的一根或多根肋骨的侧向位置(例如在纵向扫描的情况下),并且子区域能够被识别为预定侧向范围内的扫描区域的部分,以便排除肋骨阴影。

[0067] 在一些其他实施例中,装置400还包括胸膜线检测器450。在步骤S560中,胸膜线检测器450被配置为检测超声数据帧中的至少一个超声数据帧中的胸膜线,并且在步骤520中,子区域识别器410被配置为基于检测到的胸膜线来识别针对超声数据帧中的每个超声数据帧的子区域。一旦在超声数据帧中自动检测到胸膜线,就能够将该超声图像中的子区域识别为围绕检测到的胸膜线。例如,沿着深度方向,所识别的子区域的顶部边缘和底部边缘分别被识别为在检测到的胸膜线的上方和下方延伸预定深度值,例如,0.25cm或0.5cm。换句话说,所识别的子区域能够是遵循检测到的胸膜线的固定大小的带或条带。能够经由用户接口来设定或动态地改变预定深度值,并且/或者能够通过配置文件来配置预定深度值。例如,沿着侧向方向,所识别的子区域的左端和右端被识别为与检测到的胸膜线的两端相同。胸膜线看起来基本水平,但通常它不是直线,因此对应的子区域表示为遵循检测到的胸膜线的一种条带。在图6A-6C中图示的实施例中,子区域630被识别为沿着深度方向在每一侧上围绕检测到的胸膜线640达0.25cm的条带。本领域技术人员应当理解:侧向方向是垂直于深度方向的方向(其是超声信号的收发器方向,并且也被称为范围方向),并且在三维成像的情况下,侧向方向能够是仰角方向或方位角方向或在垂直于深度方向的平面中的任何方向。在另一范例中,子区域能够具有规则形状,例如,围绕或包围检测到的胸膜线的矩形框。

[0068] 胸膜线的自动检测能够借助于任何合适的现有和未来开发的检测算法来实现。图8图示了根据本发明的实施例的检测胸膜线的方法800。在步骤S810中,胸膜线检测器450被

配置为估计胸膜界面的深度,并且在步骤S820中,胸膜线检测器450被配置为基于所估计的深度来检测时间序列的至少一个超声数据帧中的胸膜线。

[0069] 在实施例中,在步骤S810中,基于时间序列的多个超声数据帧来估计胸膜界面的深度。能够通过实验来选择多个超声数据帧的数量。在一个实施例中,多个超声数据帧的数量是16,但是可以根据需要使用更多或更少的超声数据帧。具体地,估计胸膜界面的深度的步骤S810包括:针对一个或多个预定侧向位置中的每个预定侧向位置基于时间序列的多个超声数据帧来导出表示作为深度的函数的强度值的强度分布图的子步骤,每个强度值指示跨时间序列的多个超声数据帧在对应深度处的平均超声数据值。步骤S810还包括基于(一个或多个)所导出的强度分布图来估计胸膜界面的深度的子步骤。一个或多个预定侧向位置可以包括中心侧向位置。例如,在扫描区域的宽度为4cm的情况下,一个预定侧向位置为2cm。额外地或替代地,一个或多个预定侧向位置可以包括距中心侧向位置预定距离的两个侧向位置。例如,在扫描区域的宽度为4cm的情况下,预定侧向位置还可以包括1cm和2cm的侧向位置。特定深度处的强度值能够是多个超声数据帧中在该深度处的所有超声数据值的总和、平均值或加权平均值。

[0070] 图9图示了根据本发明的实施例的表示作为导出的深度值的函数的跨多个B模式超声数据帧平均化的强度值的强度分布图900。基于跨16个超声数据帧的中心侧向位置处的超声值来导出强度分布图900。x轴表示以cm为单位的深度值D,而y轴表示跨多个超声数据帧平均化的强度值A。参考图9,最高峰910出现在约2.63cm处。因此,在步骤S820中,能够使用2.63cm深度处的点和中心侧向位置作为初始搜索点(?)。在一些实施例中,可以使用额外的先验知识来估计胸膜界面的深度,在强度分布图中存在多个峰值的情况下尤为如此。例如,肋骨也表现为明亮的水平线。先验知识包括但不限于:胸膜线深度等于胸壁厚度,对于成年人来说,胸膜线深度通常距表面约2cm,对于成年人来说,胸膜线与肋骨之间的平均距离约为0.5cm,能够根据体重指数来预测胸壁厚度(CWT),并且由于肋骨阴影等,肋骨下方的强度值低于胸膜线下方的强度值。

[0071] 在另一实施例中,在步骤S810中,基于第二感兴趣区域的超声数据帧来估计胸膜界面的深度,第二感兴趣区域包括肺部的胸膜界面以及至少一根肋骨。在纵向扫描中采集这种超声数据帧,并且第二感兴趣区域是肺部的横向视图。在纵向扫描中采集超声数据帧的时间序列的情况下,第二感兴趣区域能够与第一感兴趣区域相同,因此用于估计胸膜线的深度的超声数据帧能够是第一感兴趣区域的时间序列的一个超声数据帧。在倾斜扫描中采集超声数据帧的时间序列的情况下,第二感兴趣区域与第一感兴趣区域不同,并且在额外的纵向扫描中采集第二区域的超声数据帧。在这种情况下,临床医师可以首先执行纵向扫描以采集用于估计胸膜界面的深度的一个超声帧,然后执行倾斜扫描以采集用于检测肺部滑动的超声帧的时间序列。具体地,估计胸膜界面的深度的步骤S810包括:基于第二区域的超声数据帧来估计至少一根肋骨的深度,然后基于所估计的至少一根肋骨的深度以及预定值来估计胸膜界面的深度。例如,将胸膜界面的深度估计为比所估计的至少一根肋骨的深度低0.5cm。

[0072] 图10图示了根据本发明的实施例的在超声B模式图像1000中基于检测到的肋骨位置而检测到的胸膜线。参考图10,x轴表示扫描区域的宽度,y轴表示扫描区域的深度,并且灰度值表示图像值。检测到两根肋骨1010位于约1.65cm的深度且在0至0.5cm以及3.15cm至

4cm的宽度范围内,并且胸膜线的位置被估计为处于2.4cm至2.65cm的深度处。

[0073] 一旦所估计的胸膜界面的深度可用,就能够通过任何合适的检测算法来检测至少一个超声数据帧中的胸膜线。具体地,所估计的胸膜界面的深度被用作初始搜索点,并且在围绕所估计的胸膜界面的深度的位置处搜索胸膜线,这使复杂性降低并且使可靠性提高。例如,从初始搜索点开始,检测算法搜索相邻的胸膜线点并继续沿着侧向方向生长检测到的胸膜线。

[0074] 在一个实施例中,能够通过使用在步骤S810中估计的胸膜界面的深度作为初始搜索点而在每个超声数据帧中检测胸膜线。在另一实施例中,一旦在一个超声数据帧中检测到胸膜线,就基于检测到的胸膜线来检测与该超声数据帧相邻的超声数据帧中的胸膜线。这在如下假设的情况下成立:相邻的超声帧之间的胸膜线的位置变化较小。

[0075] 参考图4和图5,装置400还包括肺部滑动检测器420。在步骤S530中,肺部滑动检测器420被配置为从时间序列的至少两个超声数据帧中提取子区域的数据,并且在步骤S540中,肺部滑动检测器420被配置为基于至少两个超声数据帧来导出针对子区域的参数映射图,其中,参数映射图的参数值指示跨至少两个超声帧的组织运动程度。能够通过实验来选择至少两个超声帧的数量。例如,至少两个超声帧的数量是16。能够针对每一帧或每预定帧数导出参数映射图。假设至少两个超声帧的数量是N,则在针对每一帧更新参数映射图的数量,从当前帧和先前的N-1个帧中导出参数映射图。

[0076] 在一些实施例中,能够通过执行块相关或归一化互相关或通过计算光流矢量来估计运动矢量以导出参数值。由于组织运动,相同的组织点可能出现在不同超声数据帧中的不同像素位置处。相同组织点移动的距离能够用于表示组织运动程度。前述算法旨在确定各个组织点的运动,以便评估组织运动程度。

[0077] 在一些其他实施例中,提出测量由组织运动引起的随时间的单像素强度变化,而不是估计组织运动的运动矢量。具体地,针对扫描区域中的像素位置的参数值指示由组织运动引起的跨至少两个超声数据帧的像素位置的超声数据值的变化量并且例如与所述变化量成比例。能够使用各种方法来导出这种单像素强度变化,各种方法包括但不限于逐像素相关、FFT算法、微分等。

[0078] 参考图4和图5,装置400还包括用户接口430。在步骤S550中,用户接口430被配置为基于所导出的参数映射图来使肺部滑动的可能性可视化。用户接口430还能够被配置为任选地使检测到的胸膜线可视化。在一些实施例中,检测到的胸膜线被显示为线,其描画检测到的胸膜线,叠加在至少子区域的图像上。该线能够是任何合适的格式,例如,实线、虚线或着色线。例如,能够用白色、暗色、红色或用户选择的颜色对该线进行着色。用户接口430还能够被配置为任选地使所识别的子区域可视化。在一些实施例中,所识别的子区域被显示为描画所识别的子区域的框。

[0079] 能够以各种方式实现对肺部滑动可能性的可视化。

[0080] 在实施例中,用户接口430被配置为通过以参数图像的形式呈现所导出的参数映射图来使肺部滑动的可能性可视化,参数映射图叠加有至少子区域的图像。能够基于序列的超声数据帧中的至少一个超声数据帧来生成至少子区域的图像。参数图像能够是颜色编码的或灰度编码的。至少子区域的图像能够是扫描区域的超声B模式图像。至少子区域的图像也能够是扫描区域的包括该子区域的部分的超声B模式图像。能够基于用于导出参数映

射图的至少两个超声数据帧中的一个超声数据帧(例如,至少两个超声数据帧的最新帧)来生成至少子区域的叠加图像。

[0081] 图6A-6C各自图示了根据本发明的实施例的超声B模式图像610和叠加有参数图像630的超声B模式图像610的组合图像620,其中,图6A图示了存在肺部滑动的情况,图6B图示了不存在肺部滑动的情况,并且图6C图示了部分存在肺部滑动的情况。在图6A-6C的每幅图中,x轴表示扫描区域的宽度,y轴表示扫描区域的深度,并且灰度值表示B模式图像或参数图像的图像值,其中,较高的参数值由较亮的灰度值表示。替代地,B模式图像610能够是灰度编码的,并且参数图像630能够是颜色编码的。此外,检测到的胸膜线640被描画为黑色实线。

[0082] 参考图6A,子区域(尤其是检测到的胸膜线下方的子区域的部分)看起来相对较亮,这对应于较高的参数值。由于较高的参数值指示较高的组织运动程度,这也表明存在肺部滑动。参考图6B,子区域看起来相对较暗,这对应于较低参数值,因此表明没有肺部滑动。参考图6C,子区域的参数图像在约2cm的宽度处从暗变亮,这表明在0至2cm的宽度范围内不存在肺部滑动,在2cm至4cm的宽度范围内存在肺部滑动,并且在约2cm的宽度处存在肺部点。

[0083] 在另一实施例中,用户接口430被配置为通过以条带的格式呈现滑动分布图来使肺部滑动的可能性可视化,该可视化叠加有至少子区域的图像或者在至少子区域的图像旁边。具体地,肺部滑动检测器420还被配置为基于参数映射图来导出滑动分布图。滑动分布图表示作为胸膜界面的侧向位置的函数的滑动值,其中,针对侧向位置的每个滑动值指示在侧向位置处肺部滑动的可能性;并且用户接口430还被配置为呈现所导出的滑动分布图。在实施例中,导出针对特定侧向位置的滑动值作为对跨深度方向针对该特定侧向位置的平均参数值的指示。例如,滑动值能够是在该特定侧向位置处的所有深度处的参数值的总和、平均值或加权平均值。

[0084] 图7A-7C各自图示了根据本发明的实施例的用于指示肺部滑动的可能性的超声B模式图像710与水平条带720的组合图像,其中,图7A图示了存在肺部滑动的情况,图7B图示了不存在肺部滑动的情况,并且图7C图示了部分存在肺部滑动的情况。

[0085] 参考图7A-7C中的每幅图中图示的B模式图像710,x轴表示扫描区域的宽度,y轴表示扫描区域的深度,并且灰度值表示B模式图像的图像值。参考水平条带720,滑动值是灰度编码的,其中,较高的滑动值被编码为较亮的灰度值。水平条带表示作为侧向位置的函数的滑动值并且在侧向位置中(即,图7A-7C中的宽度)与B模式图像对齐。能够对水平条带720进行颜色编码来代替灰度编码。

[0086] 参考图7A,水平条带720由于较亮的值而占优,这对应于较高的滑动值。由于较高的滑动值指示较高的组织运动程度,这也表明存在肺部滑动。参考图7B,水平条带720在所有侧向位置处看起来都是暗的,因此表明没有肺部滑动。参考图7C,水平条带在约2cm的宽度处从暗变亮,这表明在0至2cm的宽度范围内不存在肺部滑动,在2cm至4cm的宽度范围内存在肺部滑动,并且在约2cm的宽度处存在肺部点。

[0087] 在另一实施例中,用户接口430被配置为通过呈现指示存在肺部滑动百分比的值来使肺部滑动的可能性可视化。从理论上讲,在扫描区域中完全存在肺部滑动的情况下,百分比为100%,在扫描区域中没有肺部滑动的情况下,百分比为0%,并且在部分肺部滑动的

情况(其中可能存在肺部点)下,百分比在0%-100%之间。具体地,肺部滑动检测器420被配置为基于参数映射图或滑动分布图来导出用于指示沿着侧向方向存在肺部滑动的百分比的值。在实施例1中,通过将滑动值与预定阈值进行比较来导出该值。例如,该值被推导为等于大于预定阈值的滑动值的百分比。

[0088] 在步骤S570中,用户接口430还可以被配置为接收一个或多个用户输入。

[0089] 在实施例1中,用户接口430被配置为接收用于指示对用于使参数映射图或滑动分布图可视化的灰度编码或颜色编码方案的修改的用户输入,并且基于所接收的用户输入来修改可视化。

[0090] 在另一实施例1中,用户接口430被配置为接收用于指示对所识别的子区域的修改的用户输入,并且子区域识别器410被配置为基于所接收的用户输入来修改所识别的子区域。在范例1中,用户接口430是触摸屏,并且用户输入包括在呈现参数映射图或所识别的子区域的触摸屏的对应区域上的手指操作。

[0091] 在另一实施例1中,用户接口430被配置为接收用于开始检测肺部滑动的方法500的用户输入。能够在用户接口430上提供按钮或菜单,并且该按钮或菜单将启动自动肺部超声特征提取应用程序,例如,检测肺部滑动的方法500。

[0092] 在另一实施例1中,用户接口430被配置为接收用于设定和/或改变方法500中使用的一个或多个参数的用户输入。这样的设定或改变能够在执行方法500之前执行,或者能够在执行方法500期间在线执行。在一些实施例1中,一个或多个参数包括用于识别子区域的参数(例如,预定深度值)或用于检测胸膜线的参数(例如,用于估计胸膜界面的深度的多个超声帧的数量)或用于确定背景运动的参数(例如,预定阈值)等。在一些实施例1中,能够在用户接口430中提供各种用户输入单元(例如,滑动条、文本输入框、可选择列表等),以便接收一个或多个用户输入。

[0093] 额外地或替代地,能够基于配置文件来配置一个或多个参数。

[0094] 进一步参考图4和图5,装置400还能够包括被耦合到肺部滑动检测器420和/或用户接口430的背景运动检测器440。在步骤S580中,背景运动检测器440被配置为检测背景运动程度并确定背景运动程度是否超过预定阈值。然后,用户接口430被配置为仅在背景运动程度未超过预定阈值的情况下呈现所导出的参数映射图。额外地或替代地,用户接口430被配置为在背景运动程度超过预定阈值的情况下呈现用于指示背景运动程度的指示符。任选地,肺部滑动检测器420能够被配置为仅在背景运动程度未超过预定阈值的情况下导出参数映射图。在实施例1中,基于所导出的参数映射图来确定背景运动程度。可以以其他方式确定背景运动,例如借助于任何运动检测算法或配备在探头上的额外传感器等来确定背景运动。优选地,根据本发明的实施例,背景运动程度被量化为胸膜线上方的参数值的平均值。

[0095] 图11图示了根据本发明的实施例的用于使检测到的胸膜线可视化的叠加有线1115的超声B模式图像1100。在图11中,线1115描画了检测到的胸膜线,并且用白色着色。替代地,能够用任何合适的颜色对线1115进行着色。任选地,能由用户选择线1115的颜色。在图11中,条1110表示超声B模式图像1100的灰度。任选地,由用户接口呈现条1110。

[0096] 图12图示了根据本发明的实施例的用于使所识别的子区域可视化的叠加有框1220的超声B模式图像1200。条1210表示超声B模式图像1200的灰度。任选地,由用户接口呈现条1210。矩形框1220用于指示所识别的子区域。在所识别的子区域本身是矩形形状的情

况下,矩形框1220描画所识别的子区域。在所识别的子区域不是矩形形状的情况下,矩形框1220能够包含所识别的子区域。在范例中,框1220的上边缘和下边缘分别对应于所识别的子区域的最高点和最低点。在另一范例中,框1220的上边缘被设定在检测到的胸膜线的最高点上方约0.5cm处或任何合适的预定值处,并且框1220的下边缘被设定在胸膜线的最低点下方约0.5cm处或任何合适的预定值处。能够以各种形式呈现框1220的边缘。如图12所示,框1220的边缘是白色实线。替代地,能够用其他颜色(例如,红色)对框1220的边缘进行着色,或者框1220的边缘是点线或虚线而不是实线的形式。

[0097] 图13A-13D各自图示了根据本发明的实施例的超声B模式图像1300和用于在背景运动程度超过预定阈值的情况下指示背景运动程度的指示符。在一些实施例中,指示符能够是框1320的颜色改变或格式改变,以用于指示所识别的子区域。如图13A所示,框1320的边缘从一种颜色变为不同颜色(例如从白色变为红色),以指示强烈的背景运动。如图13B所示,框1320的边缘从实线变为虚线或点线,以指示强烈的背景运动。替代地,如果检测到的背景运动很强烈(例如超过某个阈值),则能够将框1320设定为闪光。如图13C所示,闪光点1330能够用作指示符。例如,闪烁的红点1330指示强烈的背景运动,而实心绿点1330指示没有背景运动。替代地或额外地,能够在任何合适的位置处显示一个或多个文本行以指示强烈的背景运动。如图13D所示,文本行1340“数据质量不足”被显示为邻近超声B模式图像1300的底侧。

[0098] 图14A-14E各自图示了用于使肺部滑动可视化的叠加有参数图像1450的超声B模式图像1400。条1410任选地示出并表示参数图像1450的编码方案。如图14A和图14B所示,能够将文本1412、1414添加到条1410以指示灰度与肺部滑动的可能性之间的对应关系。例如,在条的亮侧的文本1412“存在滑动”和在暗侧的文本1414“不存在滑动”示出了肺部滑动的可能性由亮度表示,并且更具体地,参数图像的像素较亮指示存在滑动的可能性较高。在一些其他实施例中,红色用于指示不存在肺部滑动,而蓝色用于指示存在肺部滑动,或者反之亦然。在图14A中,参数图像1450具有与用于使所识别的子区域可视化的框1420相同的大小。在图14B中,参数图像1450是包围胸膜线1415的带的形式,其中,该带遵循胸膜线1415的趋势并且在胸膜线1415的上方和下方具有固定的大小。在图14C-图14E中的每幅图中,参数图像1450是胸膜线1415下方的带的形式,并且该带遵循胸膜线的趋势并且在胸膜线1415下方具有固定的大小。图14C图示了存在肺部滑动的正常情况。图14D图示了单肺部点情况,其中,部分存在肺部滑动并且存在单个肺部点1460,并且具体地,在肺部点1460的左侧不存在肺部滑动,而在肺部点1460的右侧存在肺部滑动。图14E图示了双肺部点情况,其中,部分存在肺部滑动并且存在两个肺部点1460。图15图示了用于动态地改变一个或多个参数的超声B模式图像1500和两个滑动条1570。如图15所示,两个滑动条1570被显示在B模式图像1500下方。一个滑动条用于调节用于确定背景运动的预定阈值,另一个滑动条用于调节用于确定存在肺部滑动的预定阈值。在图15中,还显示了用于使所识别的子区域可视化的框1520、用于使检测到的胸膜线可视化的线1515,以及参数图像1550。

[0099] 本文描述的技术过程可以通过各种手段来实现。例如,这些技术可以用硬件、软件或其组合来实现。对于硬件实现方式,处理单元可以在一个或多个专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)、数字信号处理设备(DSPD)、可编程逻辑设备(PLD)、现场可编程门阵列(FPGA)、处理器、控制器、微控制器、微处理器、被设计为执行本文描述的功能的其他电子单

元或其组合中实现。在使用软件的情况下,能够通过执行本文描述的功能的模块(例如,流程、函数等)来执行实现方式。软件代码可以被存储在存储器单元中并由处理器运行。

[0100] 此外,通过使用标准编程和/或工程技术,可以将所要求保护的主题的各个方面实现为方法、装置、系统或制品以产生软件、固件、硬件或其任何组合,从而控制计算机或计算部件以实现所要求保护的主题的各个方面。本文使用的术语“制品”旨在涵盖可从任何计算机可读设备、载体或媒介访问的计算机程序。例如,计算机可读媒介能够包括但不限于磁性存储设备(例如,硬盘、软盘、磁条……)、光盘(例如,压缩盘(CD)、数字通用盘(DVD)……)、智能卡,以及闪速存储设备(例如,卡、棒、钥匙驱动器……)。当然,本领域技术人员将认识到:在不脱离本文描述的范围或精神的情况下,可以对该配置做出许多修改。

[0101] 在本申请中使用的术语“波束形成器”、“处理器”(例如,“信号处理器”、“数据处理器”)、“识别器”、“检测器”(例如,“肺部滑动检测器”、“背景运动检测器”、“胸膜线检测器”)以及“估计器”旨在表示处理器或计算机相关实体,其是硬件、硬件与软件的组合、软件或运行中的软件。例如,部件可以是但不限于在处理器上运行的进程、处理器、对象、可执行文件、运行的线程、程序和/或计算机。举例来说,在服务器上运行的应用程序和服务器都能够是部件。一个或多个部件可以驻留在运行的进程和/或线程内,并且部件可以位于一个计算机上和/或被分布在两个或更多个计算机中。

[0102] 以上描述的内容包括一个或多个实施例的范例。当然,出于描述前述实施例的目的,不可能描述部件或方法的每种可想到的组合,但是本领域普通技术人员能够认识到各种实施例的许多其他组合和置换是可能的。因此,所描述的实施例旨在涵盖落入权利要求的精神和范围内的所有这些改变、修改和变化。此外,在详细说明或权利要求中使用术语“包含”时,该术语旨在以类似于术语“包括”在权利要求中作为过渡词被使用时所解读的含义的方式进行包含。

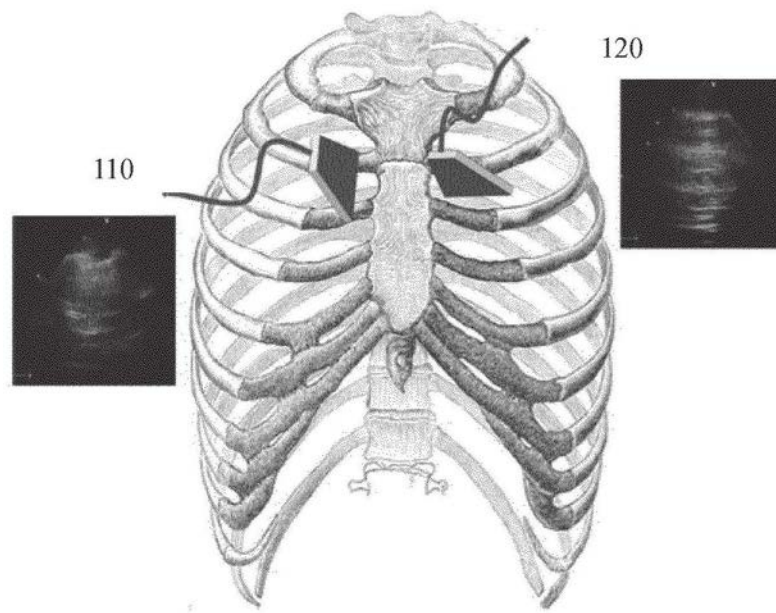


图1

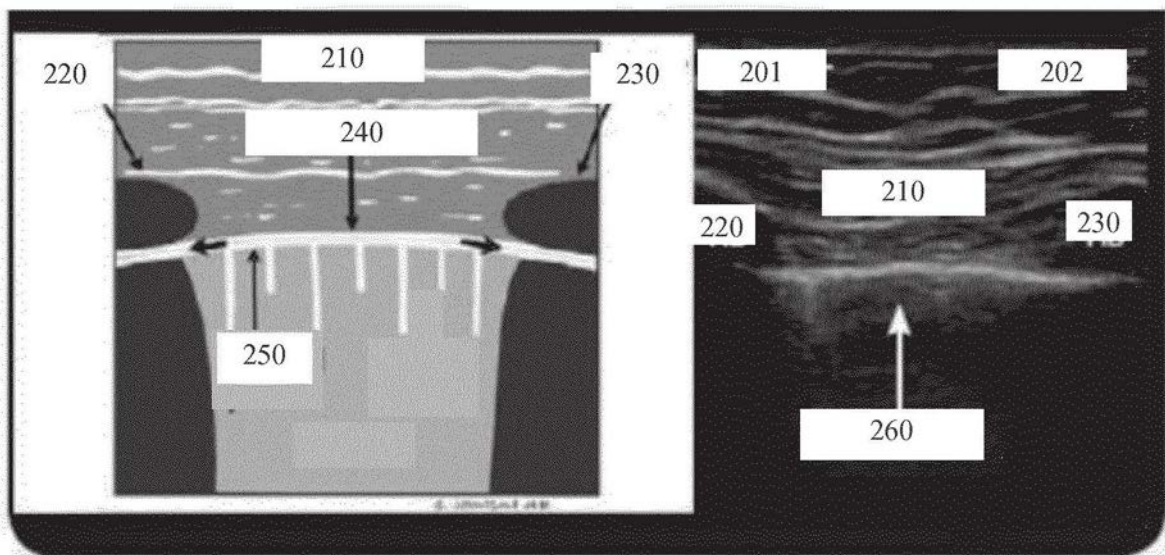


图2

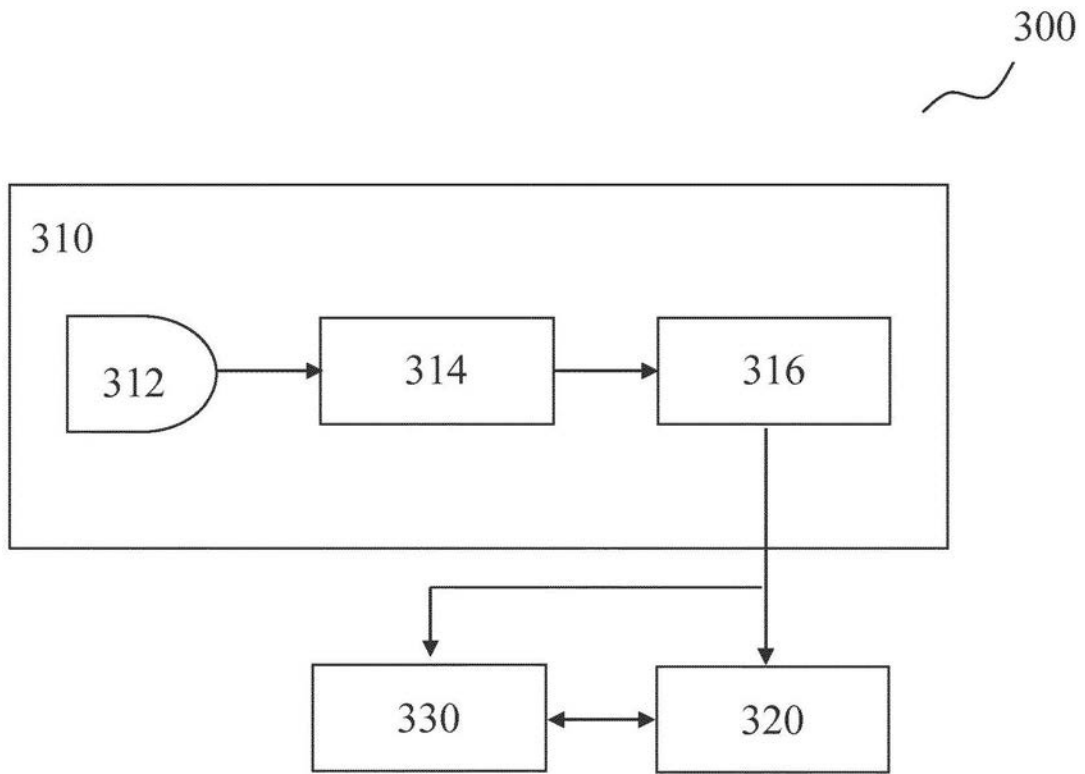


图3

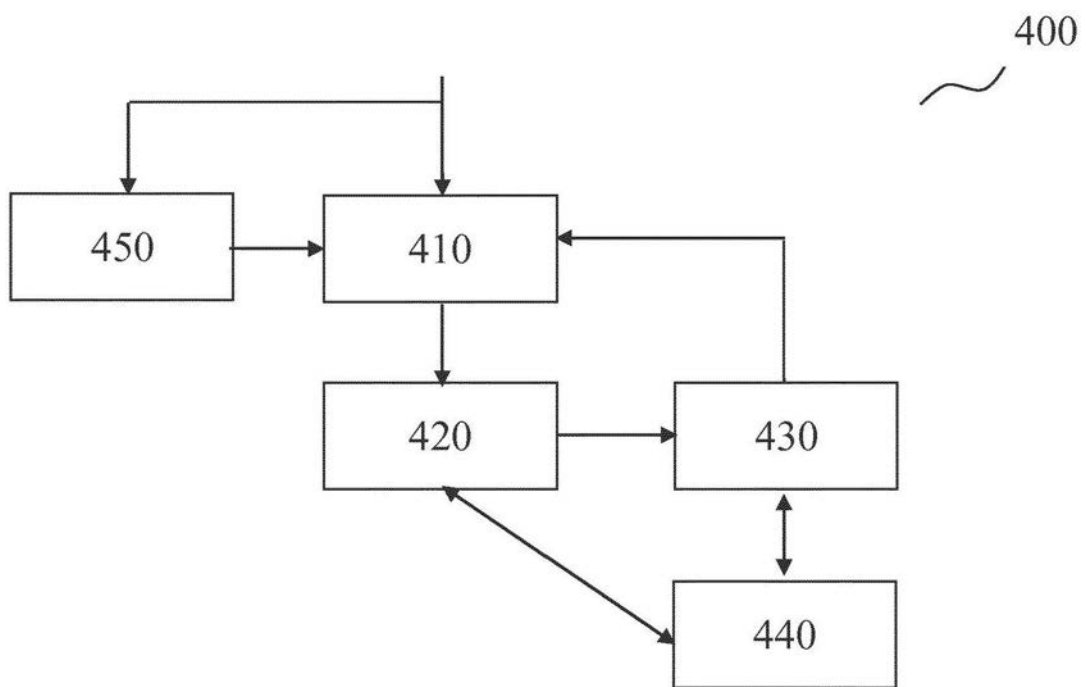


图4

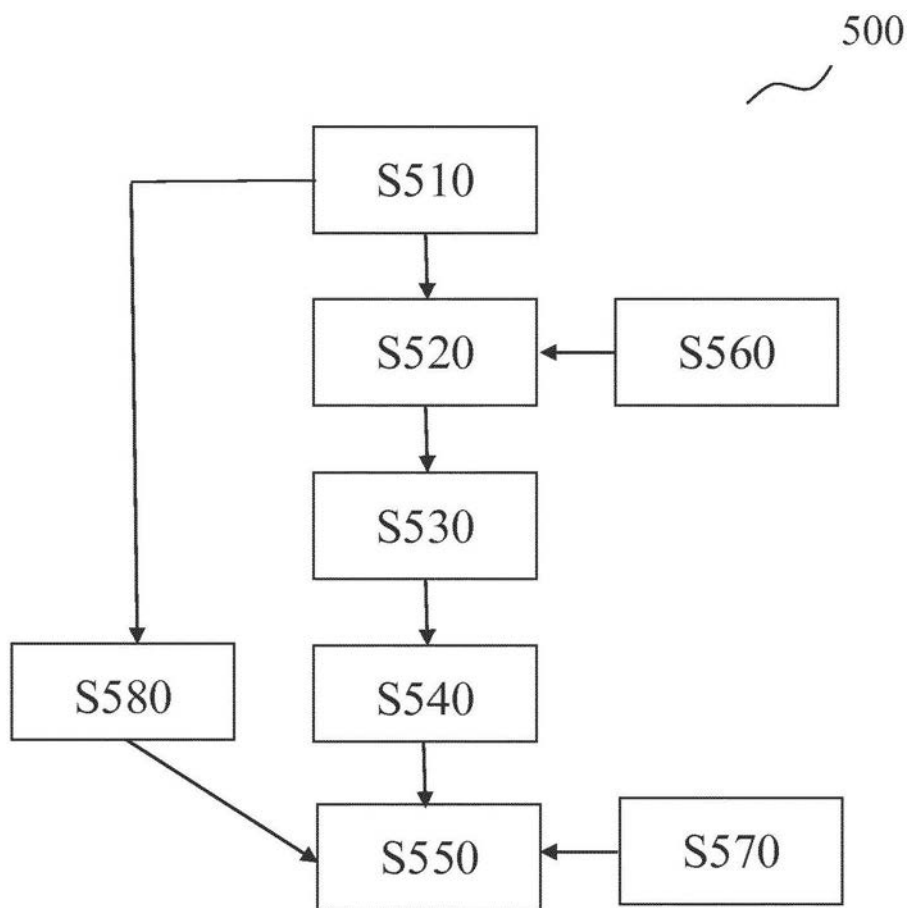


图5

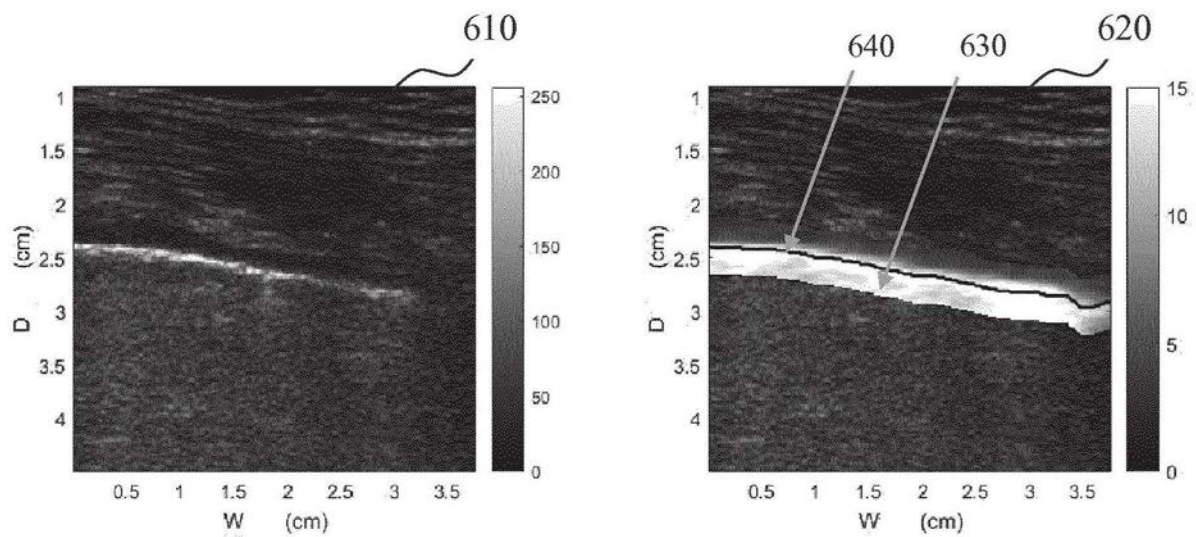


图6A

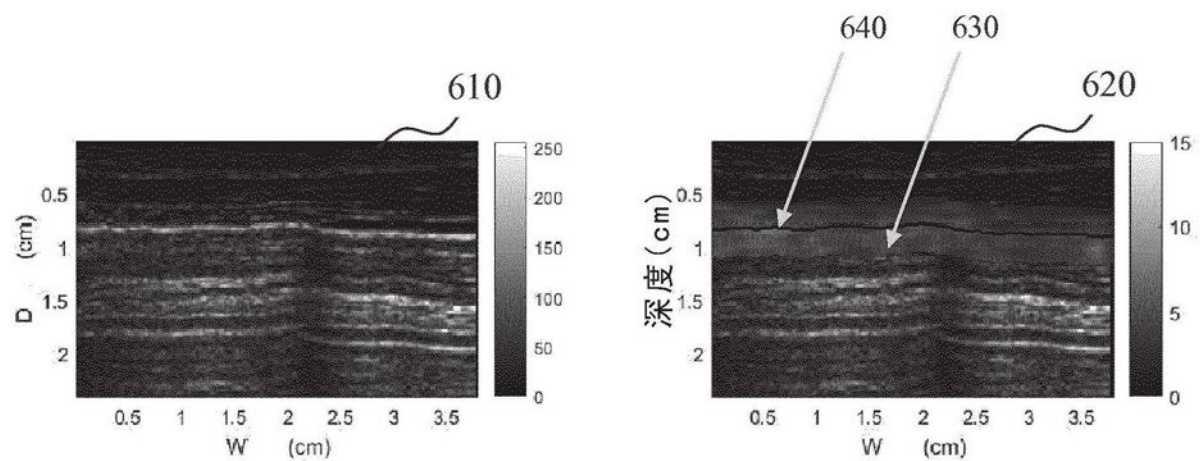


图6B

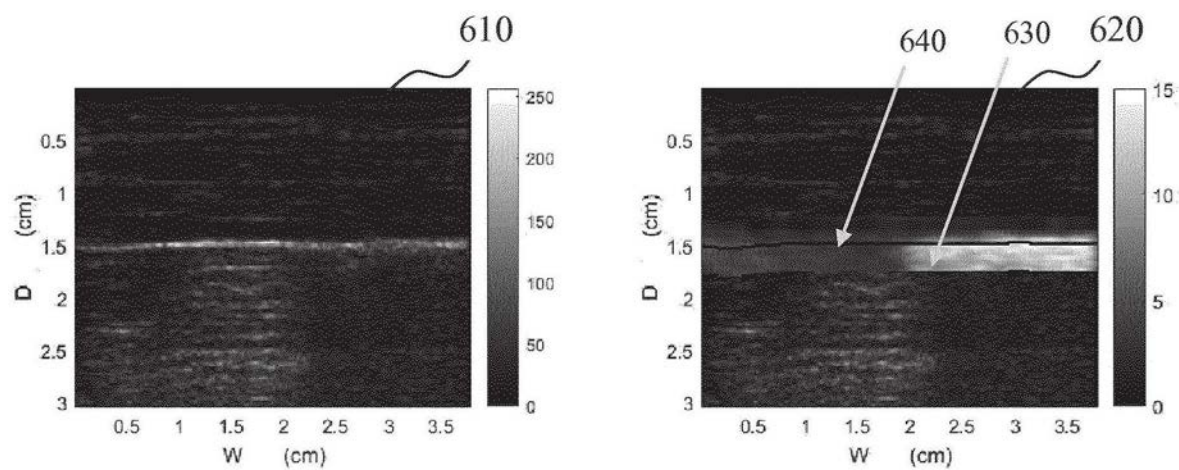


图6C

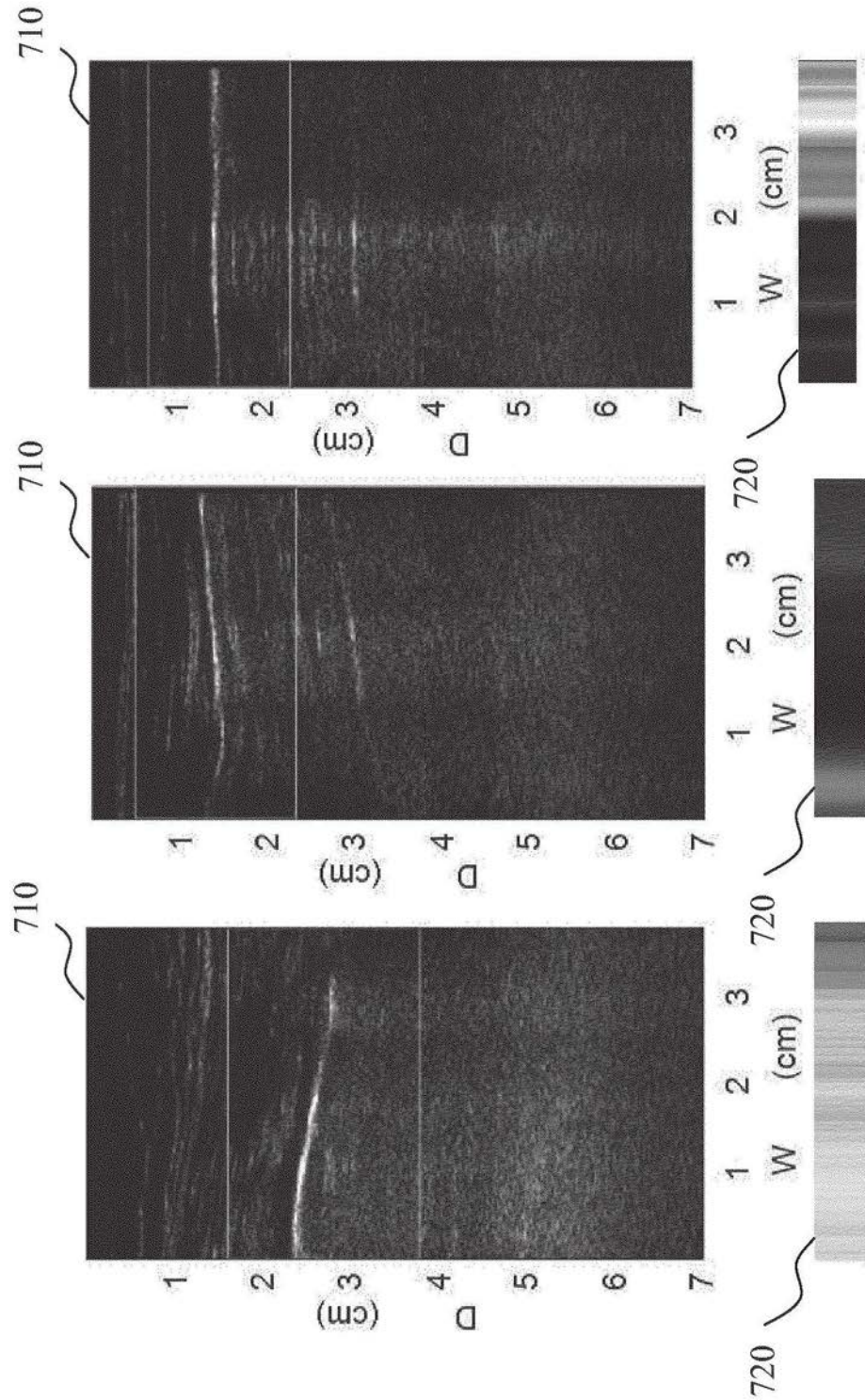


图7C

图7B

图7A

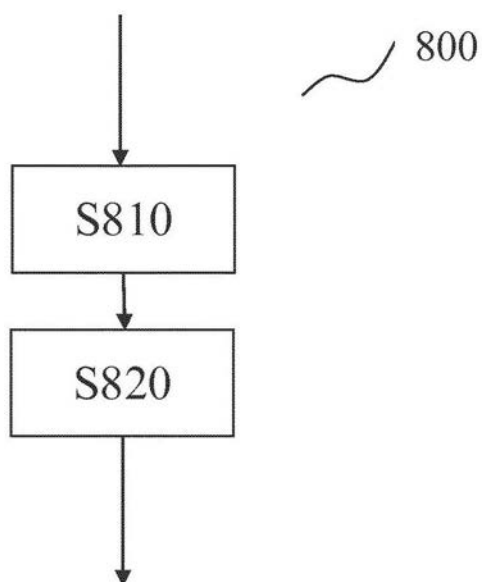


图8

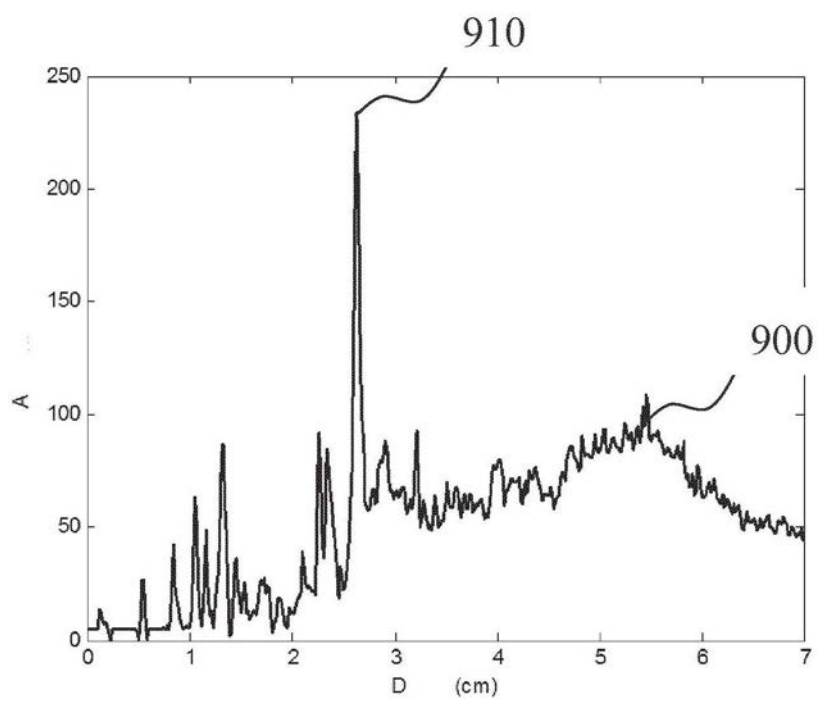


图9

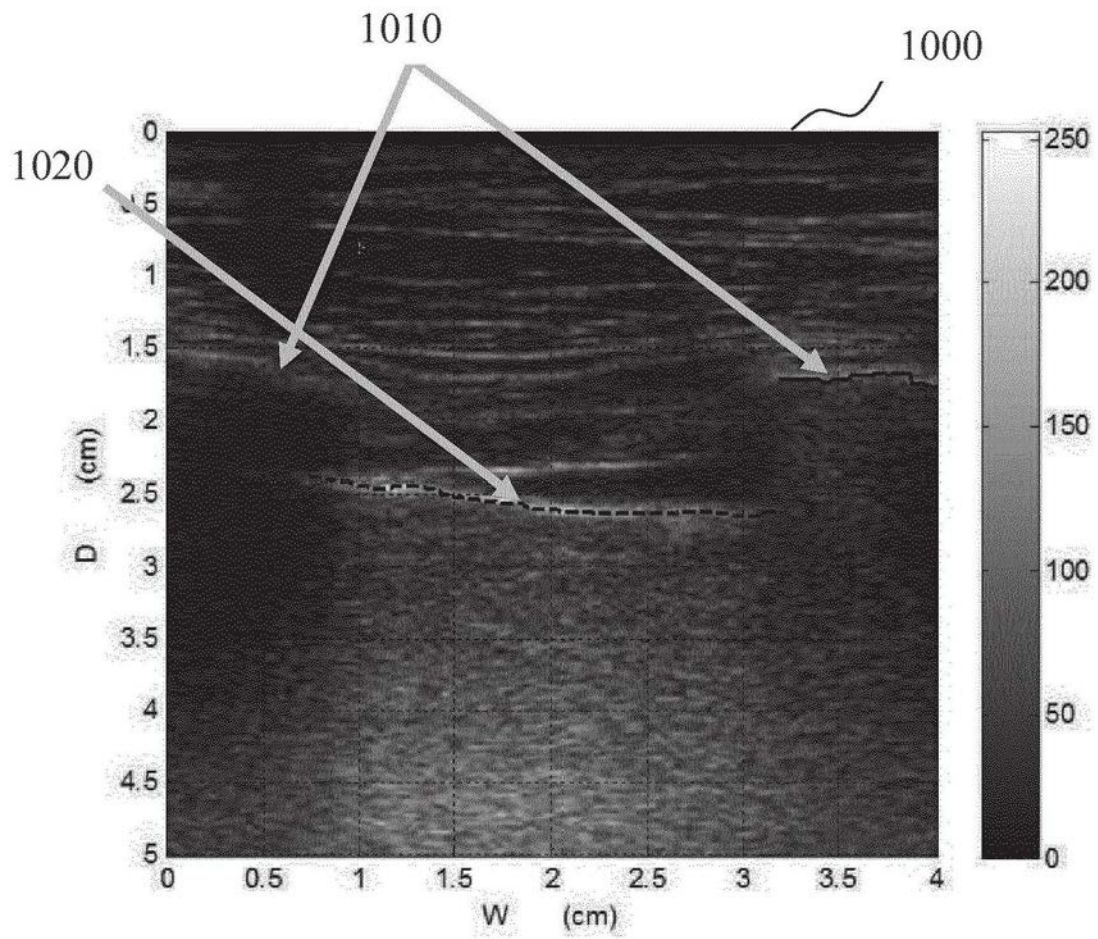


图10

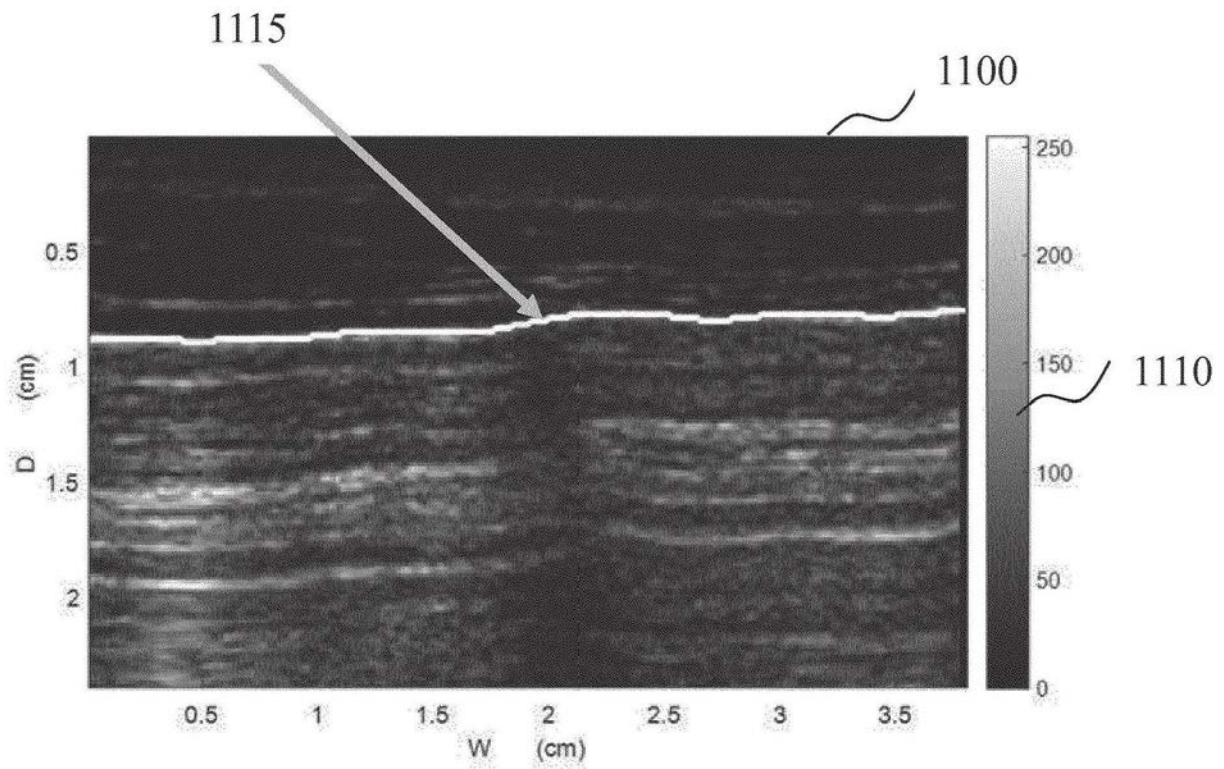


图11

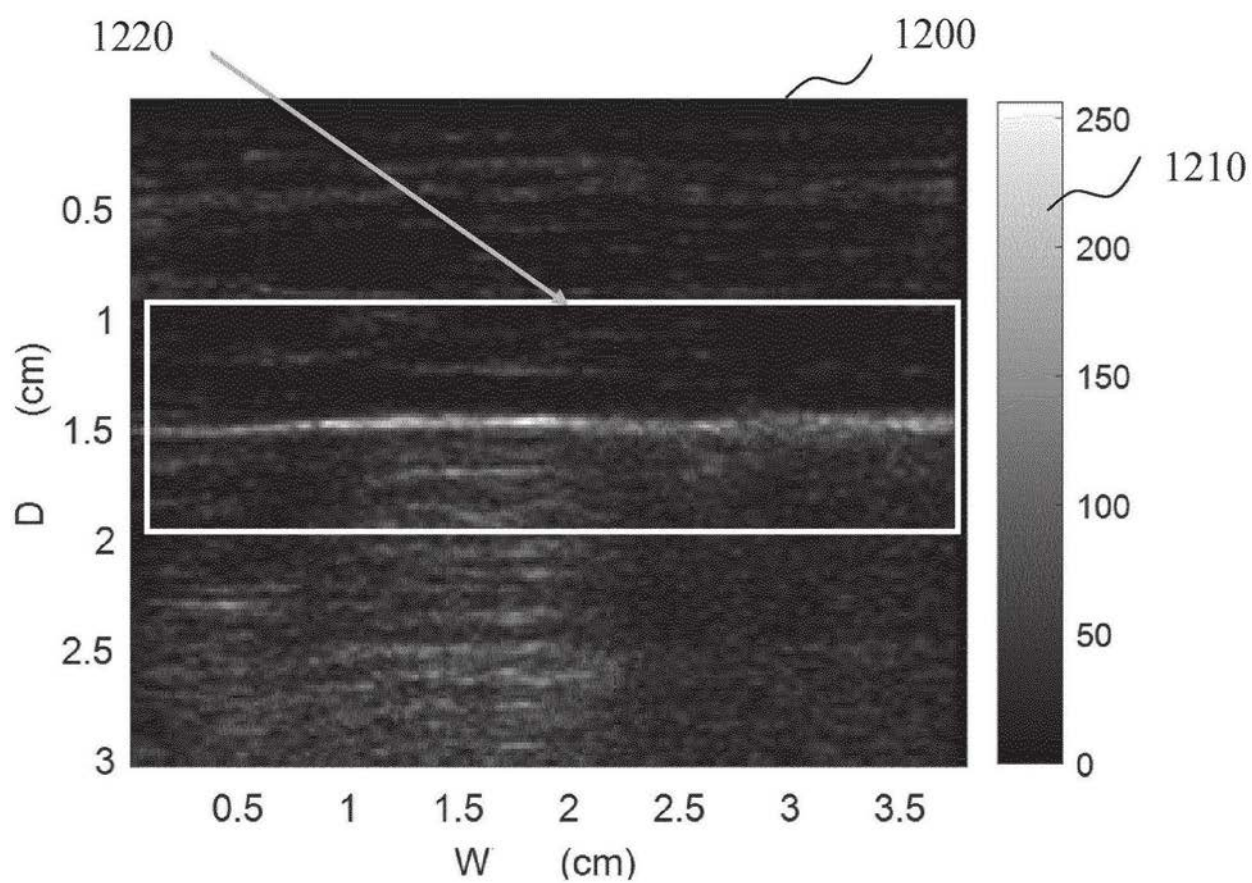


图12

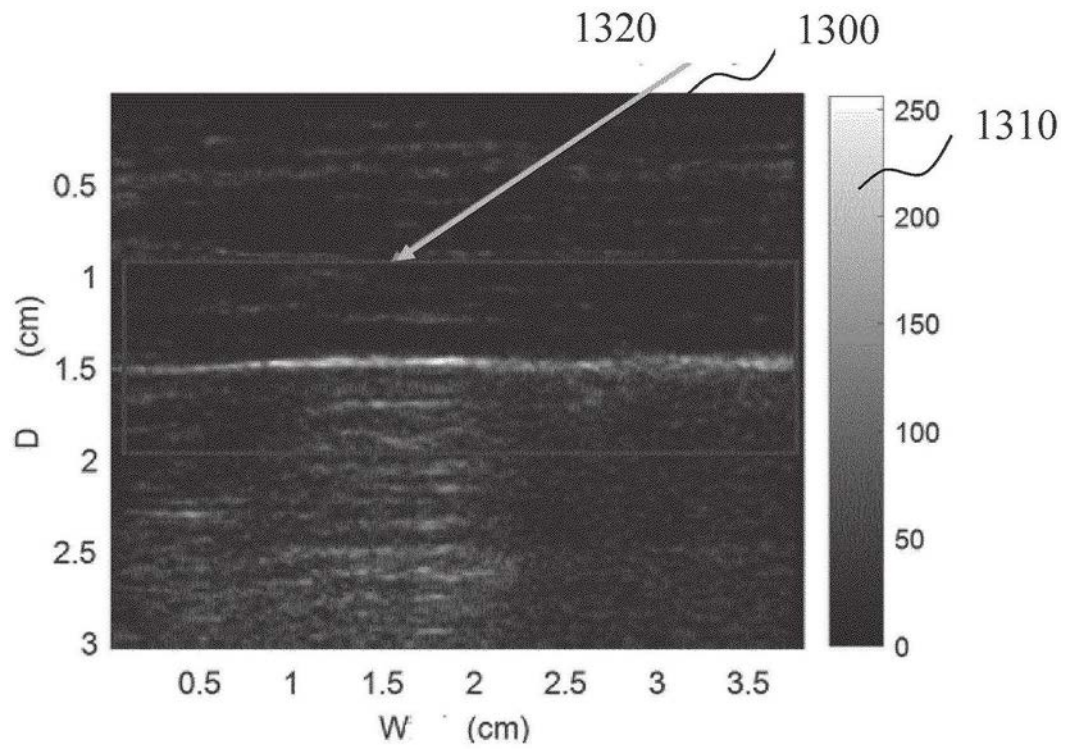


图13A

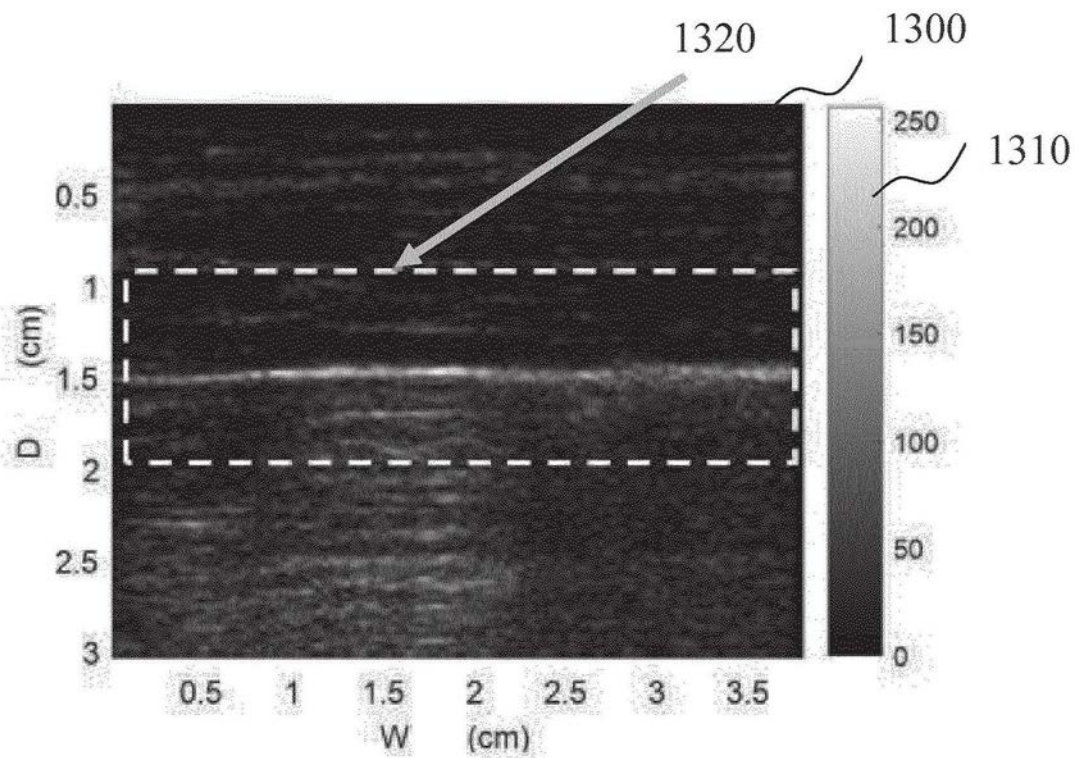


图13B

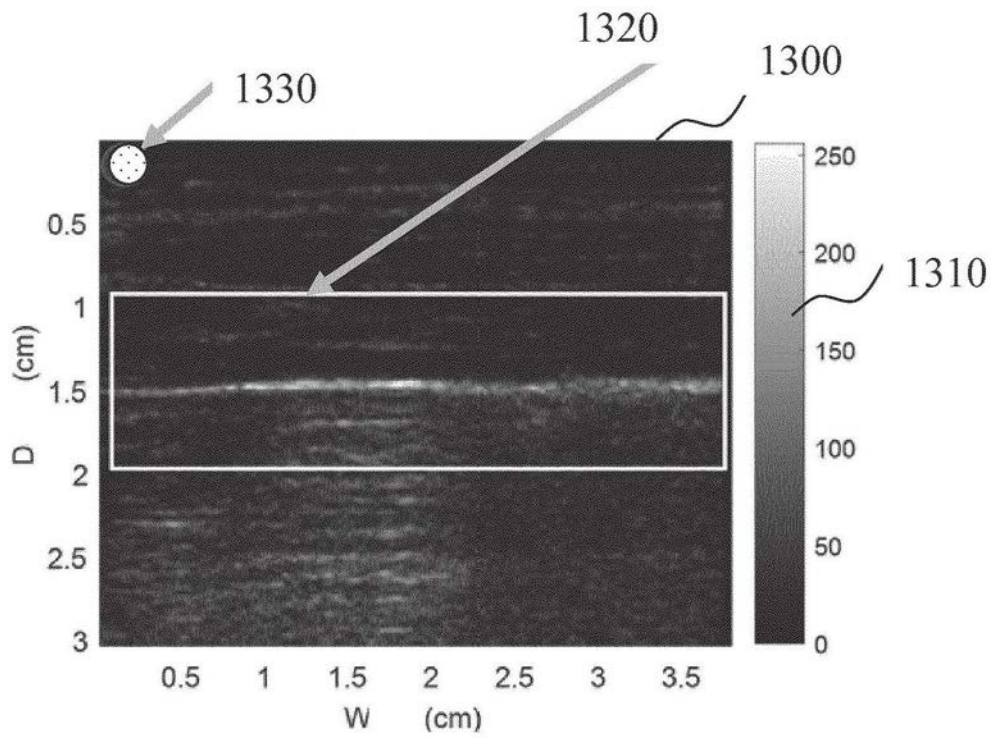


图13C

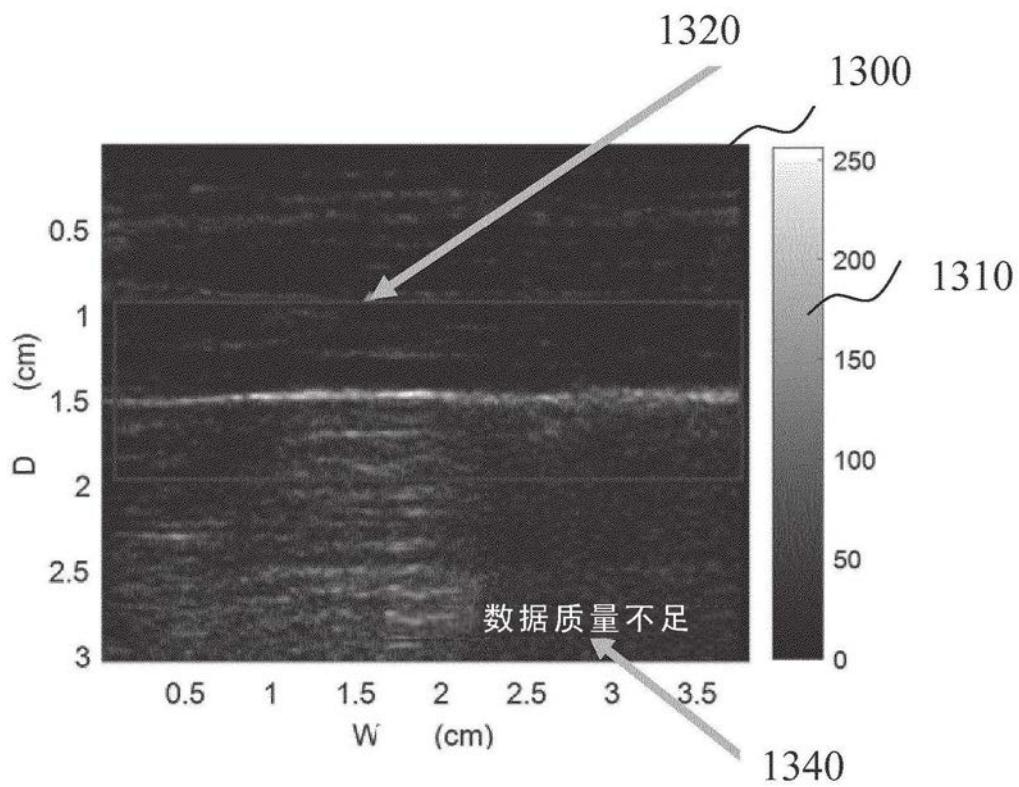


图13D

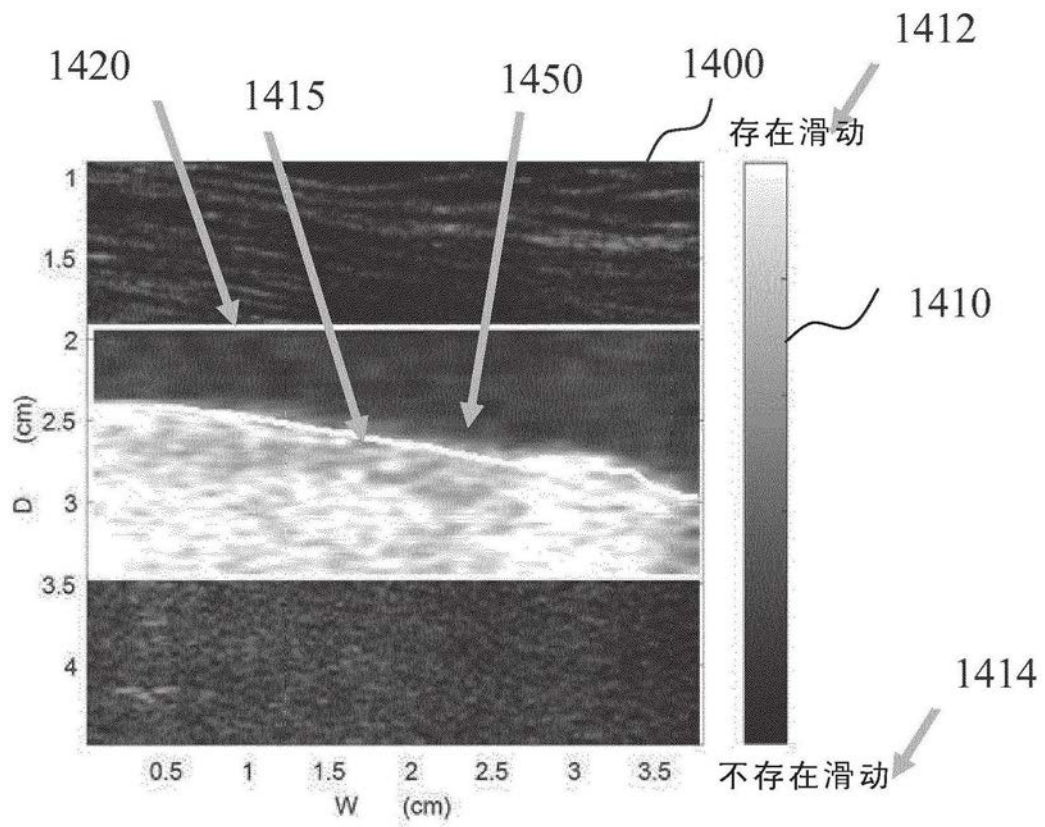


图14A

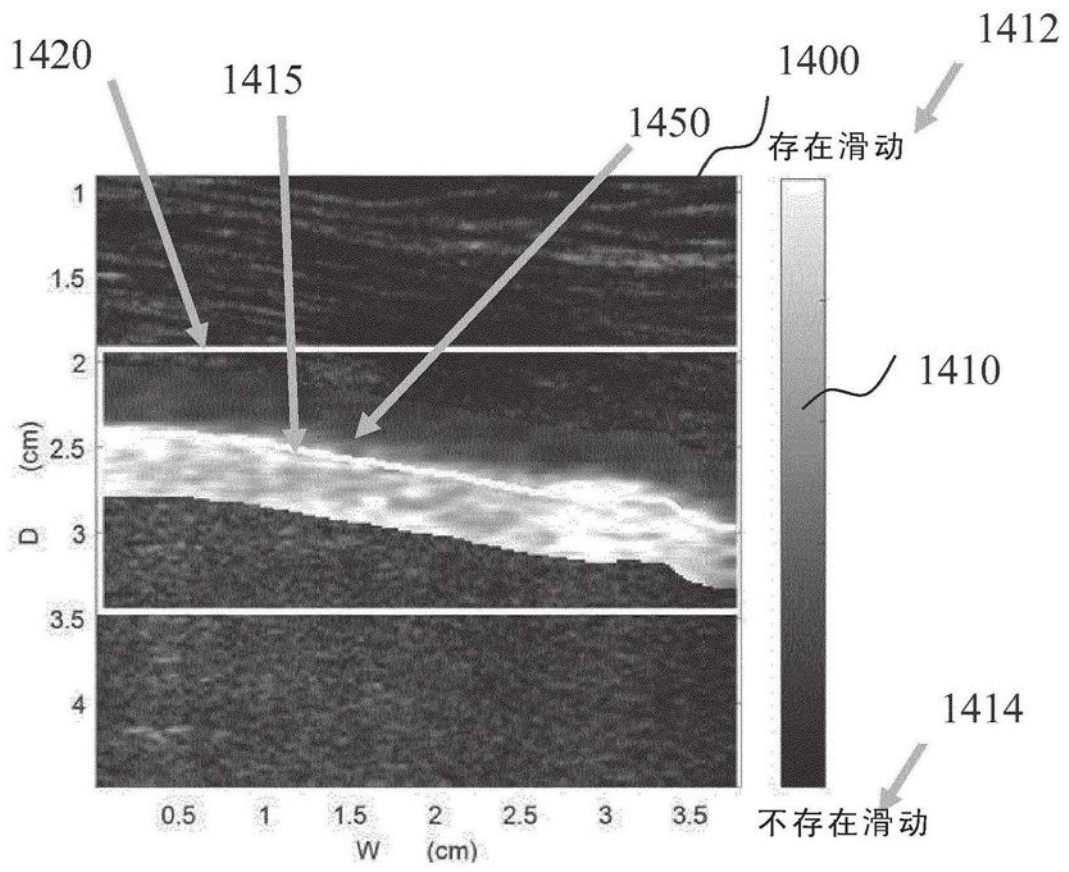


图14B

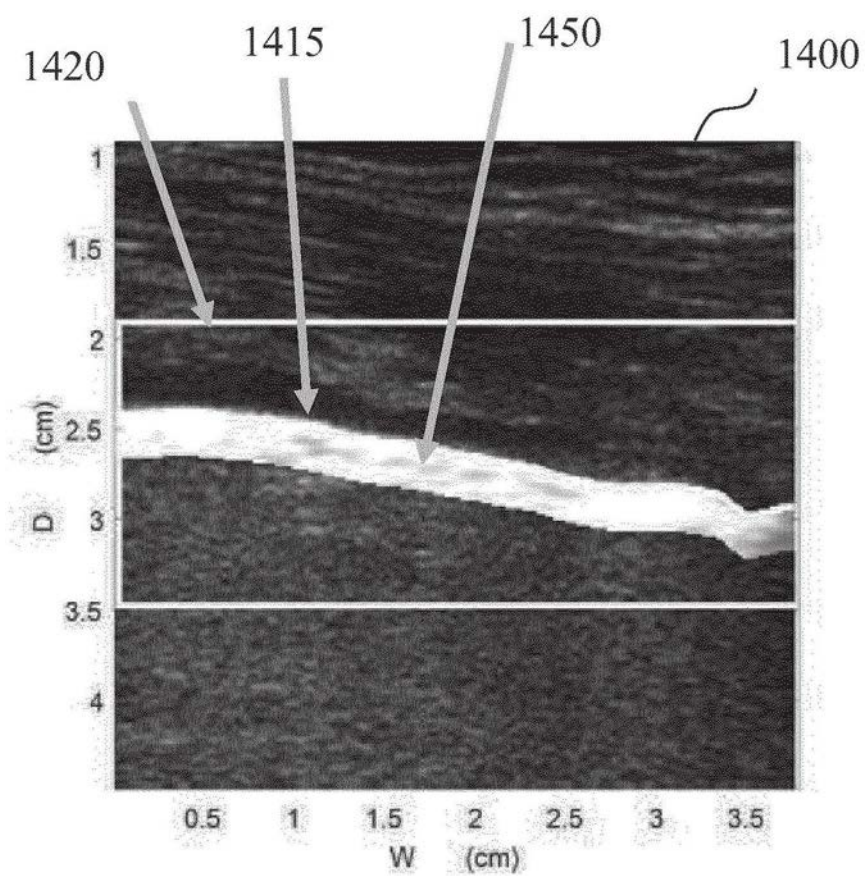


图14C

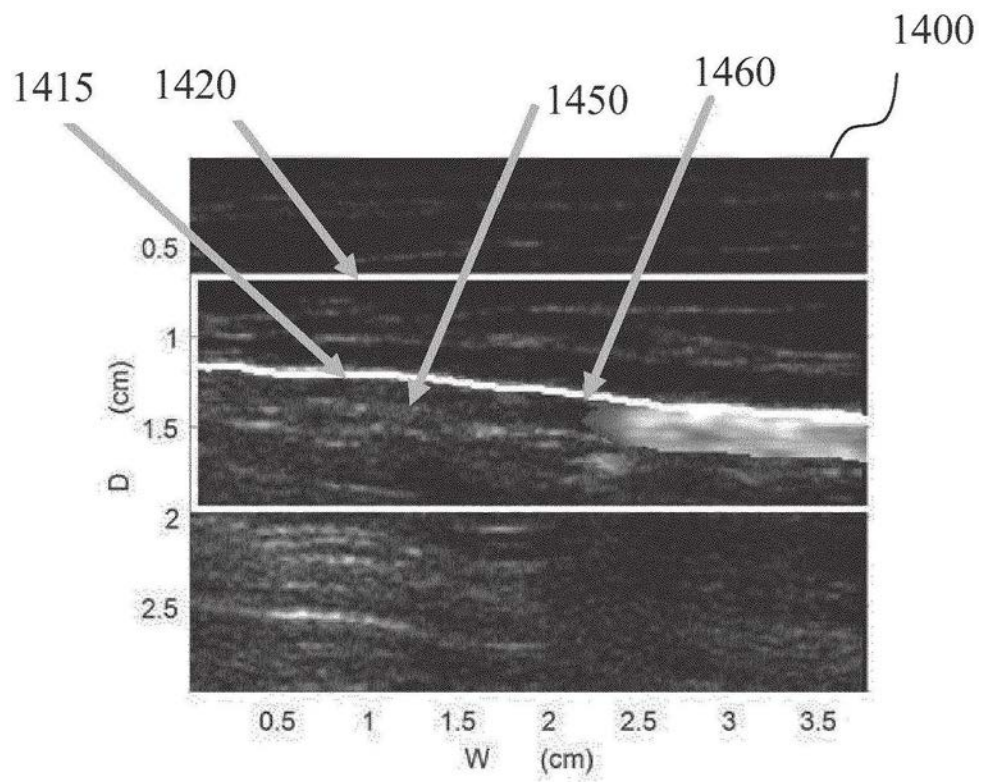


图14D

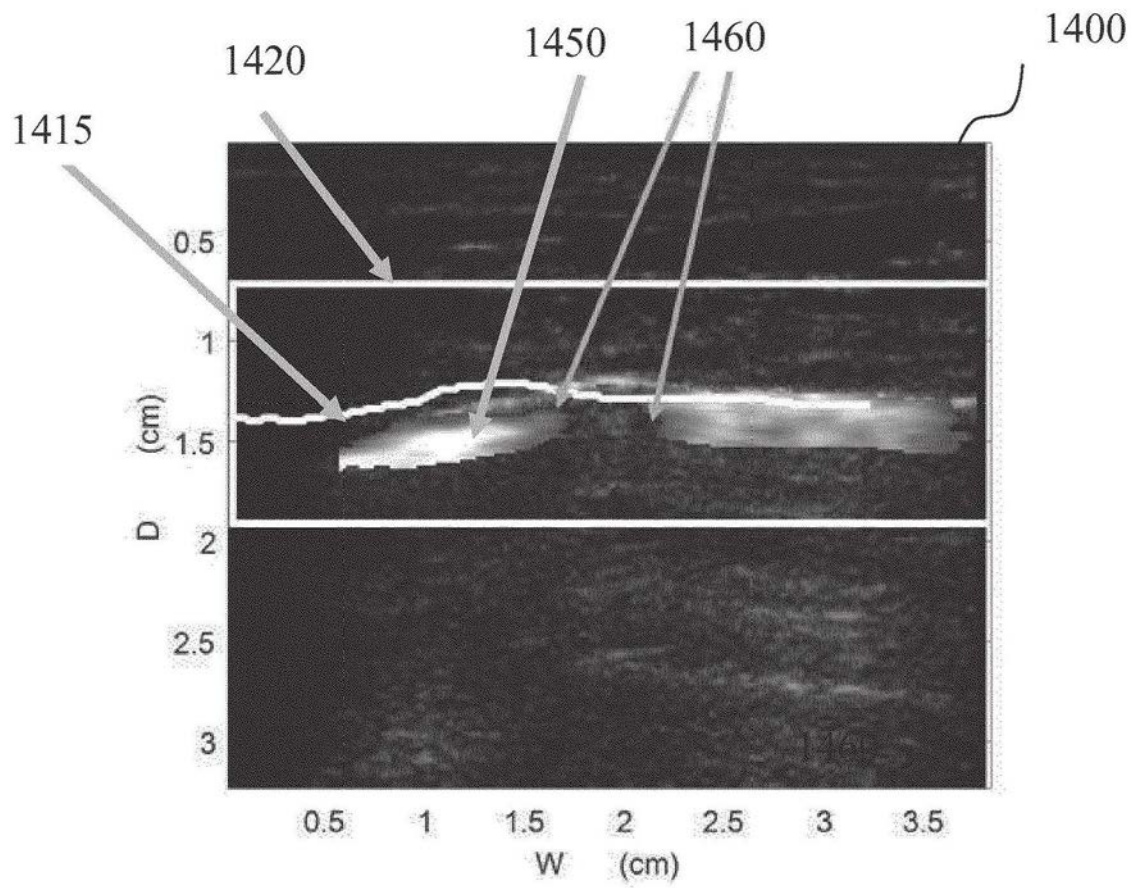


图14E

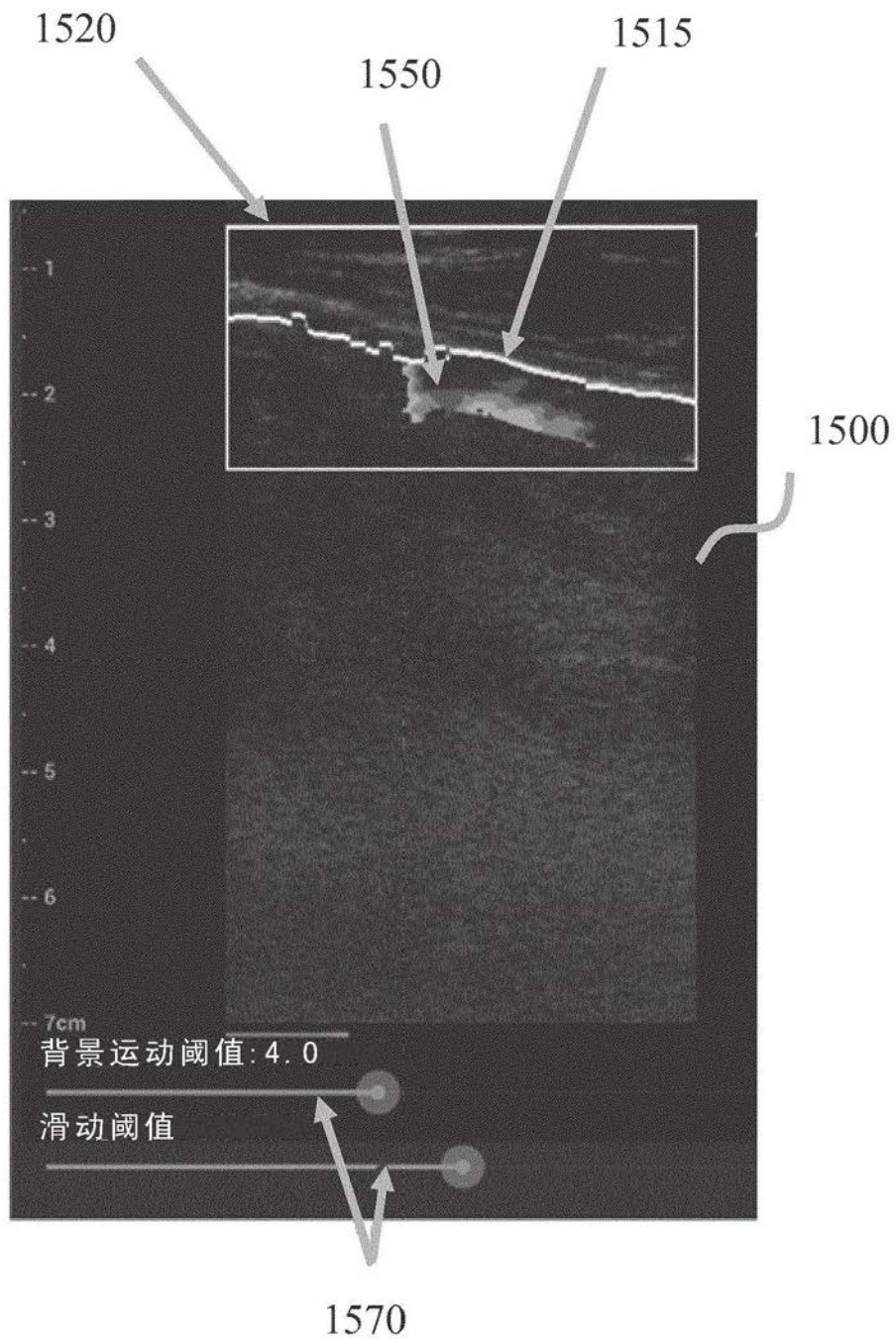


图15

专利名称(译)	用于检测肺部滑动的超声系统和方法		
公开(公告)号	CN109310398A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780019181.4	申请日	2017-03-24
[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	王守罡 B I 拉朱 徐泾平 周诗未 A M 加德斯 M D 波伦		
发明人	王守罡 B·I·拉朱 徐泾平 周诗未 A·M·加德斯 M·D·波伦		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/20 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5276 G06T7/246 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/30061 G16H50/30 A61B8/08 A61B8/5246 G06T7/0016 G06T7/13 G06T7/215 G06T2207/20104 G06T2207/30064		
代理人(译)	王英		
优先权	2016179452 2016-07-14 EP PCT/CN2016/077242 2016-03-24 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了基于第一感兴趣区域的超声数据帧的时间序列来检测肺部滑动的超声系统和方法。第一感兴趣区域包括肺部的胸膜界面。子区域识别器(410)被配置为针对超声数据帧中的每个超声数据帧识别超声数据帧的扫描区域的子区域，子区域包括胸膜界面的至少部分；肺部滑动检测器(420)被配置为基于时间序列的至少两个超声数据帧来导出针对子区域的参数映射图，参数映射图的参数值指示跨至少两个超声帧的组织运动程度；其中，肺部滑动检测器还被配置为从至少两个超声数据帧中提取子区域的数据，并且基于所提取的数据来导出参数映射图。

