



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072637 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201580051767.X

(22)申请日 2015.09.22

(30)优先权数据

14197094.7 2014.12.10 EP

(66)本国优先权数据

PCT/CN2014/087428 2014.09.25 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/071625 2015.09.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/046140 EN 2016.03.31

(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 徐泾平 B·I·拉朱 王守罡
周诗未

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G06T 7/20(2017.01)

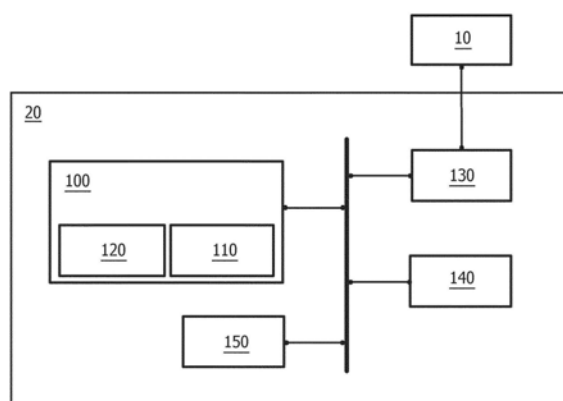
权利要求书3页 说明书15页 附图10页

(54)发明名称

用于自动气胸检测的设备和方法

(57)摘要

实施例公开了一种超声系统,包括:探头,其被配置为获得与包括肺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,其被配置为使用根据所述数据导出的一幅或多于一幅互相关性图来自动检测用于确定肺滑动和/或肺点的信息。实施例还公开了其方法。



1. 一种用于扫描对象的肺的超声系统,包括:

探头(10),其被配置为获得与包括所述肺的胸膜界面的至少部分的扫描区域有关的超声数据的时间帧的序列,超声数据的每个时间帧至少沿着所述探头的距离方向延伸;以及
数据分析器(20),其包括处理电路,并且所述数据分析器被配置为:

导出一幅互相关性图或多于一幅互相关性图,每幅互相关性图是根据时间帧的所述序列中的一对时间帧导出的;

对所述一幅互相关性图或所述多于一幅互相关性图进行滤波以获得一幅经滤波的相关性图或多于一幅经滤波的相关性图;并且

在一幅经滤波的互相关性图中或在多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第一边界,在所述第一边界处,沿着所述探头的所述距离方向的对应的互相关性图的系数中的值变化超过第一预定阈值。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述数据分析器(20)还被配置为:

导出一幅超声数据图或多于一幅超声数据图,每幅超声图是根据时间帧的所述序列中的一个时间帧或多于一个时间帧的复合版本导出的;

对所述一幅超声数据图或所述多于一幅超声数据图进行滤波,以获得一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图;并且

与所述一幅经滤波的互相关性图或所述多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本相结合,在所述一幅经滤波的超声数据图或所述多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中识别所述第一边界。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述数据分析器还被配置为基于对边界线、开始点和结束点的识别来识别所述第一边界,对所述边界线、所述开始点和所述结束点的所述识别包括:

识别包括来自多条扫描线中的每条线的点的边界线,在所述点处,沿着所述扫描线的值变化超过在所述一幅经滤波的相关性图或者所述多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中的第一预定阈值;

将开始点识别为在其处沿着所述一幅经滤波的超声数据图或所述多于一幅经滤波的超声数据图的所述复合版本中的所述边界线存在值增加的点,所述值增加超过第二预定阈值;并且

将结束点识别为在其处沿着所述一幅超声数据图或所述多于一幅经滤波的超声数据图的所述复合版本中的所述边界线存在值减小的点,所述值减小超过第三预定阈值。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述数据分析器还被配置为:

基于所述时间帧的所述序列的标准化互相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,为了确定所识别的第一边界的运动,所述数据分析器还被配置为:

确定覆盖所述第一边界的第一区域;并且

确定所述第一区域的运动作为所识别的第一边界的运动。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,为了确定所识别的第一边界的运动,所述数据分析器还被配置为:

确定仅包含比所述第一边界更接近于所述探头的背景软组织的第二区域;并且

确定所述第一区域与所述第二区域之间的相对运动作为所识别的第一边界的所述运动。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述数据分析器还被配置为:

在所述一幅经滤波的互相关性图或所述多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第二边界,在所述第二边界处,沿着与所述距离方向正交的方向的交叉对应图的系数中的值变化超过第四预定阈值。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述数据分析器还被配置为在所述第二边界被识别时基于所述第二边界来确定肺点。

9. 根据权利要求1所述的系统,还包括显示器,所述显示器被配置为呈现所述超声数据和经处理的数据。

10. 一种使用超声来扫描对象的肺的方法,包括:

获得(402)与包括所述肺的胸膜界面的至少部分的扫描区域有关的超声数据的时间帧的序列,超声数据的每个时间帧至少沿着所述探头的距离方向延伸;

导出(404)一幅互相关性图或多于一幅互相关性图,每幅互相关性图来自时间帧的所述序列中的一对时间帧;

对所述一幅互相关性图或所述多于一幅互相关性图进行滤波(406),以获得一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相关性图;并且

在所述一幅经滤波的互相关性图或所述多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别(408、410)第一边界,在所述第一边界处,沿着所述距离方向的对应的互相关性图的系数中的值变化超过第一预定阈值。

11. 根据权利要求10所述的方法,还包括:

基于根据所述时间帧的所述序列导出的标准化互相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,确定所识别的第一边界的运动包括:

确定(412)覆盖所述第一边界的第一区域;并且

确定所述第一区域的运动作为所述第一边界的所述运动。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中,确定所识别的第一边界的运动包括:

确定(414)仅包含比所述第一边界更接近于所述探头的背景软组织的第二区域;

确定(416)所述第一区域与所述第二区域之间的相对运动作为所识别的第一边界的所述运动。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

在所述一幅经滤波的互相关性图或所述多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中检测(420)第二边界,在所述第二边界处,沿着与所述距离方向正交的方向的值变化超过第四预定阈值。

15. 一种用于扫描对象的肺的超声系统,包括:

探头(10),其被配置为获得与包括所述肺的胸膜界面的至少部分的区域有关的超声数据的时间帧的序列,超声数据的每个时间帧至少沿着所述探头的距离方向延伸;以及

数据分析器(20),其包括:

图导出器(301),其被配置为导出一幅互相关性图或多于一幅互相关性图,每幅互相关

性图是根据时间帧的所述序列中的一对时间帧导出的；

图滤波器(302),其被配置为对所述一幅互相关性图或所述多于一幅互相关性图进行滤波,以获得一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相关性图;

边界识别器(303),其被配置为在所述一幅经滤波的互相关性图中或在所述多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第一边界,在所述第一边界处,沿着所述距离方向的值变化超过第一预定阈值。

用于自动气胸检测的设备和方法

技术领域

[0001] 本公开的范例实施例总体上涉及肺相关的疾病或状况的自动检测,并且更具体地涉及用于使用超声成像系统自动检测气胸的系统和方法。

背景技术

[0002] 在世界上,胸部创伤占有所有创伤病例的20%。估计胸部创伤是25%的创伤性死亡中的主要的死亡原因,并且在另外25%的死亡中是贡献因素。早期检测和及时选择适当的调查和处置是对最优结果的全部关键组成部分。超声成像被广泛地用于初步诊断,以评价钝性胸部创伤患者。识别或检测气胸 (PTX) 在进行准确诊断中是至关重要的,并且被认为是要检测的关键特征。

[0003] 目前,使用超声的PTX检测方法是基于跟随紧急床边肺超声 (BLUE或其更新版本) 协议的图像的视觉观察,这是耗时的并且依赖于操作者的经验。相比于训练有素且经验丰富的操作者的91%,对于没有经验的超声操作者,检测敏感度仅为57%。PTX的超声检测是训练中的最困难部分:需要很多经验来获得适当的技巧以识别肺滑动及其消除。在部分PTX或小的PTX存在时,检测甚至更困难。患者应当完全仰卧躺着,以允许在非依赖性肺区域中的胸膜气体渗出的定位。对于经由超声检测PTX的主要问题是需要高级训练,并且其准确性高度依赖于操作者。

[0004] WO 2006/044996 A2公开了一种用于超声图像中的结构的边界的自动检测的系统和方法。该方法包括提供对应于图像的像素值的矩阵。在像素值的矩阵上执行自相关计算以生成新的相关矩阵,从而强化结构与周围图像之间的回波产生的差异。

发明内容

[0005] 因此,本发明的目的是解决上述问题中的至少一个。

[0006] 根据实施例的一个方面,提供了一种用于扫描对象的肺的超声系统,包括:探头,其被配置为获得与包括肺的胸膜界面的至少部分的扫描区域有关的超声数据的时间帧的序列,超声数据的每个时间帧至少沿着探头的距离方向 (range direction) 延伸;以及数据分析器,其包括处理电路,并且被配置为:导出一幅或多于一幅互相关性图,每个互相关性是根据时间帧的序列中的一对时间帧导出的;对一幅或多于一幅互相关性图进行滤波以获得一幅或多于一幅经滤波的互相关性图;并且在一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第一边界,在所述第一边界处,沿着距离方向的值变化超过第一预定阈值。

[0007] 公知地,根据一对时间帧导出的互相关性图表示在该对的一个帧中的区域 (诸如点或点的集合) 和在该对的另一帧中的对应区域之间的依赖关系,而自相关性图表示相同帧本身的不同区域的超声数据或帧的能量之中的依赖关系。除非另行指定,贯穿本文所使用的相关性总是指代互相关性。

[0008] 能够以各种方式设置该对时间帧的内部的时间。例如,每个对可以具有该对的时

间帧之间的第一时间间隔(其能够是相同的或在对之中变化的),并且可以具有针对邻近对的第二时间间隔(其能够是相同的或在对之中变化的)。

[0009] 在实施例中,所识别的第一边界经由诸如显示器的用户接口呈现给用户。

[0010] 在另一实施例中,所识别的第一边界能够用于另外的处理。例如,如果第一边界被识别,则肺滑动被检测为存在,并且用于指示肺滑动的存在的指示器可以经由视觉输出和/或音频输出向用户呈现。还已知肺滑动的检测有助于气胸的检测。如果在扫描区域的至少一个部分中识别出肺滑动,则确定在该扫描区域的该至少一个部分中不存在气胸。然而,如果没有肺滑动,但是已经检测到肺点,则能够确定在该扫描区域中存在PTX。

[0011] 在超声成像领域中公知地,复合能够是空间或时间上的相干组合。

[0012] 互相关性图能够是两个时间帧的时间互相关系数(即,CC)图、标准化互相关系数(即,NCC)图。

[0013] 通常,PTX检测依赖于由临床工作人员的对B模式超声图像的人工观察。尽管PTX检测被假定为对于示出91%的敏感度的有经验的用户而言可观察到并且是可能的,但是其对于紧急临床工作人员而言并不总是能容易地检测,特别是对于示出57%的敏感度的没有经验的用户。利用前述方法,肺滑动能够容易被用户观察到和/或基于时间帧的序列的相关性图被自动检测到。

[0014] 如果第一边界被识别,则肺的胸膜界面被认为至少部分位于第一边界处。本发明的发明人认识到,在正常肺的情况下,胸膜线上方的区域(即,接近皮肤)的部分呈现出较少的运动并且因此的高的相关性,同时胸膜线下方的区域的部分呈现出低相关性,并且因此,肺的胸膜界面至少部分位于第一边界处,所述第一边界被识别为具有高相关性的区域的部分与具有低相关性的区域的部分之间的界面。胸膜线被已知为肺组织和肺中的空气之间的边界。不同于诸如血液的组织或液体,几乎没有超声信号能够通过空气传输,并且针对包含空气的区域的超声数据将是相当随机的,导致在胸膜线下方的区域中的互相关性很低。用于正常肺的这种CC图案被称为高-至-低。在PTX的情况下,整个区域的相关性将类似地高,并且针对PTX情况的CC图案被称为高-至-高,并且因此不能从相关性图识别第一边界。在部分PTX的情况下,其中第一边界被识别的区域的部分是正常的、高-至-低的CC图案,而其中第一边界未被识别的区域的部分是异常的、高-至-高的CC图案。两种图案变化之间的点被称为肺点。

[0015] 根据一些实施例,数据分析器还被配置为导出一幅或多于一幅超声数据图,每幅超声数据图是根据时间帧的序列中的一个时间帧或多于一个时间帧的复合版本导出的;对一幅或多于一幅超声数据图进行滤波以获得一幅或多于一幅经滤波的超声数据图;并且与一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本相结合,从一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本来识别第一边界。

[0016] 在使用一幅或多幅超声数据图(每幅是根据个体时间帧导出的)和根据一对时间帧导出的互相关性图两者的情况下,第一边界的识别的准确性能够进一步被改进。

[0017] 互相关性图或超声数据图使用从超声数据提取的幅度数据来建立。超声数据能够包括射频数据,以及更一般地,基本超声图像数据或谐波超声图像数据。能够在组织谐波成像模式中从射频数据的脉冲反转获得超声数据,或者能够在基本成像模式中获得射频数据。

[0018] 在实施例中,超声数据图是短时能量图,并且因此能够是常规的B模式超声图像。

[0019] 根据一些实施例,为了识别第一边界,所述数据分析器还包括:识别包括来自多条扫描线的每条线的点的边界线,在所述点处,沿扫描线的值变化超过在一幅经滤波的互相关性图或者多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中的第一预定阈值;将开始点识别为在其处在一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的边界线上存在值增加的点,所述值的增加超过第二预定阈值,并且将结束点识别为在其处在一幅超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的边界线上存在值减小的点,所述值的减小超过第三预定阈值。第一边界被识别为在开始点与结束点之间的边界线的部分。

[0020] 例如,为了识别边界线,数据分析器被配置为搜索沿着多条扫描线中的每条线的这样的点,在该点处,沿着扫描线的值的变化超过在一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相性关图的复合版本中的第一预定阈值;并且所有获得的这些点形成边界线。

[0021] 根据一些实施例,数据分析器还被配置为基于时间帧的序列的标准化互相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。

[0022] 在超声成像领域中公知地,标准化互相关性函数指示作为时间的函数的时间帧的序列中的对应点处的超声数据的互相关性(也被称为标准化互相关系数)以及在时间帧的序列中的对应点的相对位移。

[0023] 所识别的第一边界的所确定的运动能够经由用户接口呈现给用户。额外地或备选地,数据分析器还能够被配置为将所识别的第一边界的所确定的运动用于进一步处理。

[0024] 以这种方式,能够实现胸膜界面的至少部分的运动的量化。

[0025] 在一些实施例中,确定所识别的界面的位移和速度中的至少一个。

[0026] 在一些实施例中,确定沿着与探头的距离方向正交的方向的所识别的第一边界的运动。

[0027] 如公知地,与皮肤接触的探头的表面通常是矩形的,其中,长的方向通常称为“方位”方向,并且正交方向通常称为“仰角(elevation)”方向。此外,探头的视场在“距离”方向上延伸。换言之,距离方向表示超声信号的传播方向,也被称为超声数据的深度方向。由于距离方向与探头的表面正交,并且因此与方位和仰角方向两者正交,因此距离方向也被称为超声探头的纵向方向。超声帧至少沿着探头的距离方向延伸。在一些实施例中,超声帧是二维的,并且例如沿着除探头的距离方向之外的其他方向(诸如方位方向)延伸。在一些其它实施例中,超声帧是三维的,并且除了距离方向之外在方位方向和仰角方向两者上延伸。

[0028] 根据一些实施例,为了确定第一边界的运动,数据分析器还被配置为确定覆盖整个第一边界的第一区域,并且确定第一区域在时间帧的序列中的运动。

[0029] 根据一些实施例,为了确定第一边界的运动,数据分析器还被配置为确定仅包含比第一边界更接近探头的背景软组织的第二区域,并且确定第一与第二区域之间的相对运动作为第一边界的运动。使用相对运动,例如,由探头和扫描区域(即,要扫描的区域)之间的微小移动引起的不期望的移动的负面影响能够被减少。

[0030] 根据一些实施例,数据分析器还被配置为在一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第二边界,在所述第二边界处,沿着与距离方向正交的方向的值变化超过第四预定阈值。换言之,第二边界被识别为在其处互相关性值沿着

与距离方向正交的方向从高到低变化(或者反之亦然)的边界。

[0031] 在实施例中,所识别的第二边界经由诸如显示器的用户接口被呈现给用户。

[0032] 在另一实施例中,所识别的第二边界能够用于进一步处理。例如,基于所识别的第二边界检测肺点。检测到的肺点能够经由用户接口呈现给用户。额外地或备选地,数据分析器还能够被配置为将检测到的肺点用于进一步处理。

[0033] 根据实施例的另一方面,提供了一种使用超声扫描对象的肺的方法,包括:获得与包括肺的胸膜界面的至少部分的扫描区域有关的超声数据的时间帧的序列,超声数据的每个时间帧至少沿着探头的距离方向延伸;导出一幅或多于一幅互相关性图,每个来自时间帧的序列中的一对时间帧,每个对具有在该对的时间帧之间的相同时间间隔;对一幅或多于一幅互相关性图进行滤波,以获得一幅或多于一幅经滤波的互相关性图;并且在一幅经滤波的互相关性图或多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第一边界,在所述第一边界处,沿着距离方向的值变化超过第一预定阈值。

[0034] 根据实施例的另一方面,提供了一种用于扫描对象的肺的超声系统,包括:探头,其被配置为获得与包括肺的胸膜界面的至少部分的区域有关的超声数据的时间帧的序列,超声数据的每个时间帧至少沿着探头的距离方向延伸;以及数据分析器,包括:图导出器,其被配置为导出一幅或多于一幅互相关性图,每个来自时间帧的序列的一对时间帧,每个对具有在该对的时间帧之间的相同时间间隔;图滤波器,其被配置为对一幅或多于一幅互相关性图进行滤波,以获得一幅或多于一幅经滤波的互相关性图;胸膜界面识别器,其被配置为在一幅经滤波的互相关性图中或多于一幅经滤波的互相关性图的复合版本中识别第一边界,在所述第一边界处,沿着距离方向的值变化超过第一预定阈值。

附图说明

[0035] 现在将基于参考附图的实施例,通过范例来描述本技术,其中:

[0036] 图1图示了解释“肺点”的原点的示意图;

[0037] 图2图示了一个范例实施例的超声系统的方框图;

[0038] 图3图示了一个范例实施例的超声系统中的部件的方框图;

[0039] 图4图示了一个范例实施例的检测方法的流程图;

[0040] 图5图示了在来自健康对象的在组织谐波成像模式中收集的数据;

[0041] 图6图示了分别基于射频数据和射频幅度数据的两幅相关性图;

[0042] 图7图示了在图中示出的一个范例实施例的第一边界检测;

[0043] 图8图示了在图中示出的一个范例实施例的第一边界的运动检测;

[0044] 图9图示了在图中示出的一个范例实施例的气胸的运动检测;

[0045] 图10图示了在图中示出的一个范例实施例的肺点检测。

具体实施方式

[0046] 将在下文中参考在其中示出了实施例的附图详细描述本文的实施例。然而,这些实施例可以以许多不同的形式来实现,并且不应被解释为限于本文所阐述的实施例。附图的元件不必相对于彼此成比例。相似的数字自始至终指代相似的元件。

[0047] 本文所使用的术语仅用于描述具体实施例的目的,而不旨在为限制。如本文所使

用的,单数形式的“一”、“一个”和“该”旨在也包括复数形式,除非上下文另行清楚指示。还将理解,当在本文中使用时,术语“包括”、“包含”、“具有”和/或“含有”指定所陈述的特征、整体、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但是并不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、操作、元件,部件和/或其组合的存在或添加。

[0048] 除非另行定义,本文中所使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与通常所理解的相同的含义。还将理解,本文中所使用的术语应当被解释为具有与其在本说明书的上下文和相关技术领域中的含义一致的含义,并且不应以理想化或过度形式化的意义来解释,除非本文中明确地如此定义。

[0049] 下面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/或流程图图示来描述本技术。应当理解,方框图和/或流程图图示的方框以及方框图和/或流程图图示中的方框的组合可以通过计算机程序指令来实现。这些计算机程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机的处理器、控制器或控制单元和/或其他可编程数据处理装置,以产生机器,使得使经由计算机的处理器和/或其它可编程数据处理装置执行的指令创建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/动作的模块。

[0050] 下面将参考附图描述本文中的实施例。

[0051] 如以上指示的,一些范例实施例可以使得能够提供机制,借助于该机制能够基于肺的超声数据的机器执行的分析来自动地检测气胸。在一些情况下,数据可以是一维、二维或三维射频(RF)信号或视频影像,其可以通过诸如优选地超声的实时成像模态来获得。可以分析数据,以识别或定位作为感兴趣区域(ROI)的胸膜界面的至少部分。然后可以进一步分析ROI,以确定是否存在胸膜滑动的指示。此外,可以分析数据,以确定是否存在肺点。此后,能够做出关于气胸的存在和尺寸的确定。

[0052] 肺位于胸部的胸腔中,并且对于呼吸是必需的。每个肺在形状上稍微有点三角形,顶点在上面,基部在下面。肺由相对轻的和多孔的材料形成,并且保持在低于大气压的压力下。肺通过位于肺基部处的肌肉隔膜与腹腔分离。隔膜移动以将空气抽入肺中和从肺排出空气。

[0053] 肺被称为胸膜的双壁囊包围。胸膜包括内脏和腔壁胸膜薄膜,在它们之间具有薄的空间,被称为胸膜腔或胸膜界面。胸膜界面通常包括非常少量的胸膜液,以使得肺能够在薄膜之间不粘附的情况下膨胀和收缩。胸膜界面因此通常能够使内脏和腔壁胸膜薄膜在正常呼吸期间相对于彼此来回滑动。该现象被称为“肺滑动”。肺滑动的证据被认为是正常肺功能的证据,其排除气胸的存在。气胸由在胸膜界面中形成的空气穴(或所谓的气体穴)来指示,其可以阻止在空气穴的位置处的肺滑动。因此,如果没有肺滑动在特定区域中被检测到,则有很大可能性气胸正在该特定区域中发生。

[0054] 气胸通过在内脏和腔壁胸膜层之间的空气/气体穴的插入来定义。由于在胸膜空间中的空气穴在前面移动,肺后来塌陷至依赖位置,因此在侧面区域中通常存在一个点,其中,正常的肺和空气穴可以在相同视图中可视化。如图1中所示,在从前面向侧面移动时,气胸图案让位于胸腔壁的特定位置中的肺图案的短暂外观。在气胸的边界处(探头指向之处,如图1所示),胸膜层在吸气期间以正常的肺滑动开始彼此接触(肺本身位于探头前面,其在检查部位保持静止不动),并且在呼气期间胸膜层被再次分离。其中这种现象发生的点被称为“肺点”。关于肺点的更多信息能够在SONOMOIR的“EMERGENCY SONOGRAPHY FOR TRAUMA

FAST PROTOCOL”(2011)中找到。肺点被认为是气胸的证据。

[0055] 穿透性创伤或钝性创伤能够引起气胸。此外,这些类型的顶层损伤的存在可以使检测气胸更为困难。此外,如果不进行处置,最初的小气胸可以发展到更严重的状态,其之后可能导致显著的发病率和死亡率。尤其是在紧急和创伤医学领域中,检测气胸的自动方法在避免延迟检测或避免未能达到相对于气胸的实例的检测中可以是有益的。因此,一些范例实施例可以提供能够提供气胸的自动检测的超声系统。

[0056] 图2图示了一个范例实施例的超声系统的方框图。在该范例中,超声系统被实现为计算机控制的设备。因此,例如,超声系统可以包括探头10和数据分析器20。探头10可以是被配置为获得对象的肺的数据的成像设备。可以通过使用保持在身体外部但测量穿过各个身体部分和/或从各个身体部分反射的超声波的超声探头采集数据来非侵入性地捕获可收集数据。在一些情况下,探头10可以生成包括一系列帧的射频信号和/或视频数据。在范例实施例中,探头10可以被实现为或包括实时成像模态,诸如,优选地,超声。具体地,超声可以提供相对低成本、低功率、便携式模态,其能够在紧急和创伤环境中采用,而不采用电离辐射。

[0057] 探头10可以向数据分析器20提供数据,数据分析器20可以被配置为接收和处理由探头10捕获的数据,以便生成可以用于检测包括气胸的各种肺状况的结果。在一些情况下,数据分析器20可以直接从探头10实时(或接近实时)接收数据。然而,在其他情况下,来自探头10的数据可以首先被存储,并且,可以在之后的时间点处在由数据分析器20分析之前从存储设备检索。

[0058] 如图2所示,数据分析器20可以包括处理电路100或与处理电路100通信,处理电路100可配置为执行根据本文所述的范例实施例的动作。这样一来,例如,可归于数据分析器20的功能中的至少一些可以由处理电路100来执行或命令。处理电路100因此可以提供用于托管软件的硬件,以配置用于机器学习的系统和与范例实施例一致的机器驱动分析技术。肺状况(例如,气胸)检测和描绘然后可以使用处理电路100来实现。

[0059] 根据本发明的范例实施例,处理电路100可以被配置为执行数据处理、控制功能执行和/或其它处理和管理服务。在一些实施例中,处理电路100可以被实现为芯片或芯片集合。换言之,处理电路100可以包括一个或多个物理包(例如,芯片),所述物理包包括在结构装配器(例如,基板)上的材料、部件和/或线。

[0060] 在范例实施例中,处理电路100可以包括处理器110和存储器120的一个或多个实例,其可以与设备接口130并且在一些情况下与用户接口140进行通信或以其他方式控制其。这样一来,处理电路100可以被实现为被配置(例如,利用硬件、软件或硬件和软件的组合)为执行本文所描述的操作的电路芯片(例如,集成电路芯片)。

[0061] 用户接口140(如果被实施)可以与处理电路100进行通信,以接收用户接口140处的用户输入的指示和/或向用户提供听觉的、视觉的、机械的或其他输出。这样一来,用户接口140可以包括例如显示器、一个或多个按钮或按键(例如,功能按钮)、和/或其他输入/输出机构(例如,键盘、麦克风、扬声器、光标、操纵杆、灯等)。用户接口140可以显示指示由数据分析器20处理的数据集(例如,包括原始RF数据或分析原始RF数据的结果)的身份或特定特征的信息。基于由处理电路100执行的用于根据规定的方法和/或算法对数据的分析的指令,数据集的特性然后可以被处理,并且与其相关联的信息可以被呈现在用户接口140的显

示器上。此外,在一些情况下,用户接口140可以包括用于基于给定数据集的分析选择要生成的一个或多个报告的选项。

[0062] 设备接口130可以包括用于使得能够与其它外部设备(例如,探头10)或数据分析器20的内部功能部件进行通信的一个或多个接口机构。在一些情况下,设备接口130可以是诸如实现在硬件或硬件和软件的组合中的设备或电路的任何模块,其被配置为从与处理电路100通信的设备接收数据和/或向与处理电路100通信的设备发送数据。

[0063] 在范例实施例中,存储器120可以包括一个或多个非暂态存储器设备,例如,可以为固定或可移动的易失性和/或非易失性存储器。存储器120可以被配置为存储用于使得数据分析器20能够执行根据本发明的范例实施例的各种功能的信息、数据、应用、指令等。例如,存储器120能够被配置为缓冲用于由处理器110处理的输入数据。额外地或备选地,存储器120能够被配置为存储用于由处理器110执行的指令。作为又一备选,存储器120可以包括一个或多个数据库,所述数据库可以存储各种数据集,诸如从探头10获得的数据、短时能量图、相关性图等,以用于范例实施例的执行。在存储器120的内容之中,应用可以被存储用于通过处理器110执行,以便执行与每个相应应用相关联的功能。在一些情况下,应用可以包括用于数据分析器20的控制的指令,以生成和/或采用分析工具来分析数据以识别ROI并且分析其中的数据从而确定气胸是否已经在ROI中发生。在一些情况下,应用还可以包括用于生成与患者数据的分析相关联的输出和/或报告的指令,如本文所述的。

[0064] 处理器110可以以多种不同的方式来实现。例如,处理器110可以被实现为各种处理模块中的任何一个,诸如以下中的一个或多个:微处理器或其他处理元件、协处理器、控制器或包括集成电路的各种其他计算或处理设备,所述集成电路例如为ASIC(专用集成电路)、FPGA(现场可编程门阵列)等。在范例实施例中,处理器110可以被配置为执行存储在存储器120中或者以其他方式可由处理器110访问的指令。这样一来,无论是由硬件还是由硬件和软件的组合来配置,处理器110可以表示实体(例如,以处理电路100的形式物理地实现在电路中),其能够根据本发明的范例实施例执行操作,同时相应地被配置。因此,例如,当处理器110被实现为ASIC、FPGA等时,处理器110可以是用于实行本文所描述的操作的具体配置的硬件。备选地,作为另一范例,当处理器110被实现为软件指令的执行器时,指令可以具体地配置处理器110以执行本文所描述的操作。

[0065] 在范例实施例中,处理器110(或处理电路100)可以被实现为包括或以其他方式控制数据分析器20。这样一来,在一些实施例中,处理器110(或处理电路100)可以说是通过响应于相应地配置处理器110(或处理电路100)的指令或算法的执行引导数据分析器20承担对应的功能,来引起结合数据分析器20所描述的操作中的每个。

[0066] 在范例实施例中,与特定患者的肺的超声扫描相关联捕获的数据可以被存储(例如,在存储器120中)或直接传递到数据分析器20。之后,数据可以由数据分析器20处理,以使处理电路100能够实时地(或接近实时地)处理数据或者当从存储器提取数据时处理数据。处理器110可以被配置为定位胸膜界面,确定在胸膜界面处是否正在发生肺滑动,肺点是否存在,并且基于关于滑动是否正在发生和/或肺点是否存在等的确定做出关于气胸的存在确定。

[0067] 在一个实施例中,探头10被配置为获得与包括肺的胸膜界面的至少部分的区域相关的超声数据的时间帧的序列。

[0068] 在范例实施例中,处理器110还包括图3所示的图导出器301、图滤波器302、胸膜界面识别器303、运动检测器304、肺点检测器305、PTX确定器306和PTX量化器307。

[0069] 图导出器301被配置为根据超声数据的两帧中的任何导出一幅超声数据图,或者根据超声数据的多于两个帧导出多幅超声数据图,并且从超声数据的两个帧导出一幅相关性图,或者导出多于一幅相关性图,每幅相关性图是根据超声数据的多于两个帧的一对时间帧导出的,每个对具有在该对的时间帧之间的第一时间间隔(其能够是相同的或在对之间变化的),并且具有关于邻近对的第二时间间隔(其能够是相同的或在对之间变化的)。

[0070] 图滤波器302被配置为对多于一幅超声数据图和一幅或多幅相关性图进行滤波,以获得多幅经滤波的超声数据图和一幅或多幅经滤波的相关性图。

[0071] 边界识别器303被配置为识别边界线,包括沿着多条扫描线中的每条线的点,并且在这样的点处,沿着扫描线的值变化超过在一幅经滤波的相关性图或多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中的第一预定阈值;并且将开始点识别为在其处在一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的边界线上存在值增加的点,该值增加超过第二预定阈值;并且将结束点识别为在其处在超声数据图之一或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的边界线上存在值增加的点,该值增加超过第三预定阈值。

[0072] 第一边界的识别能够指示肺滑动的存在。

[0073] 运动检测器304被配置为基于时间帧的序列的标准化相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。为了确定所识别的第一边界的运动,运动检测器还被配置为:确定覆盖第一边界的第一区域;并且确定第一区域的运动作为第一边界的运动。备选地或额外地,为了确定所识别的第一边界的运动,运动检测器还被配置为:确定仅包含比第一边界更接近探头的背景软组织的第二区域;并且确定第一区域与第二区域之间的相对运动作为第一边界的运动。

[0074] 肺点检测器305被配置为在一幅经滤波的相关性图或在多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中识别第二边界,在所述第二边界处,沿着与探头的距离方向正交的方向的值变化超过第四预定阈值,并且如果第二边界被识别,则基于第二边界确定肺点。

[0075] PTX确定器306被配置为基于第一边界的识别、第一边界的所确定的运动和/或肺点存在的确定来确定是否存在气胸。

[0076] PTX量化器307被配置为估计PTX的相对尺寸,例如,30%、70%等,这是PTX检测中常用的参数。相对尺寸能够通过气胸的体积与形成在胸膜界面中的腔的体积的比率来确定。例如,气胸的轮廓通过查明在不同的肋间空间处的肺点并且随后排列这些肺点来描画,并且继而,能够使用数学模型和计算基于该轮廓来估计气胸的体积。类似地,能够基于胸膜界面的轮廓大致估计肺的体积,或者能够使用来自其他来源的数据估计肺的体积。

[0077] 在备选范例实施例中,数据分析器20可以包括气胸(PTX)检测器150,该气胸检测器可以被配置为定位胸膜界面,确定在胸膜界面处是否发生滑动,肺点是否存在,并且基于关于是否正在发生肺滑动或肺点是否存在等的确定来做出与气胸的存在相关的确定。

[0078] 在范例实施例中,PTX检测器150可以是被配置为在处理电路100的控制下执行如本文描述的PTX检测器150的对应功能的任何模块,诸如实现在硬件或硬件和软件的组合中的设备或电路。在范例实施例中,PTX检测器150可以被配置为执行与确定相对于被检查的特定位置的气胸检测结果相关联的各种动作。

[0079] 在备选范例实施例中,PTX 150还包括图3中所示的图导出器301、图滤波器302、胸膜界面识别器303、运动检测器304、肺点检测器305、PTX确定器306和PTX量化器307。

[0080] 图导出器301被配置为根据两帧超声数据中的任何导出一幅超声数据图,或者根据超声数据的多于两帧导出多幅超声数据图,并且根据超声数据的两帧导出一幅相关性图,或者导出多于一幅相关性图,每幅相关性图是根据超声数据的多于两个帧的一对时间帧导出的,每个对具有在该对的时间帧之间的第一时间间隔(其能够是相同的或在对之中变化的),以及关于邻近对的第二时间间隔(其能够是相同的或在对之中变化的)。

[0081] 图滤波器302被配置为对多于一幅超声数据图和一幅或多幅相关性图进行滤波,以获得多幅经滤波的超声数据图和一幅或多幅经滤波的相关性图。

[0082] 边界识别器303被配置为识别由多条扫描线中的每一条线的许多个点组成的边界线,以确定在哪个点处沿着扫描线的值变化超过在一幅经滤波的相关性图或多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中的第一预定阈值;并且将开始点识别为在其处在一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的边界线上存在值增加的点,该值增加超过第二预定阈值;并且将结束点识别为在其处在一幅超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的边界线上存在值减小的点,该值减小超过第三预定阈值。第一边界的识别指示肺滑动的存在。

[0083] 运动检测器304被配置为基于时间帧的序列的标准化相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。为了确定所识别的第一边界的运动,运动检测器还被配置为:确定覆盖第一边界的第一区域;并且确定第一区域的运动作为第一边界的运动。备选地或额外地,为了确定所识别的第一边界的运动,运动检测器还被配置为:确定仅包含比第一边界更接近探头的背景软组织的第二区域;并且确定第一和第二区域之间的相对运动作为第一边界的运动。

[0084] 肺点检测器305被配置为在一幅经滤波的相关性图或在多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中识别第二边界,在该第二边界处,沿着与探头的距离方向正交的方向的值变化超过第四预定阈值,并且如果第二边界被识别,则基于第二边界确定肺点。

[0085] PTX确定器306被配置为基于第一边界的识别、第一边界的所确定的运动和/或肺点存在的确定来确定是否存在气胸。PTX量化器307被配置为估计相对尺寸,例如,30%、70%等,这是PTX检测中常用的参数。相对尺寸能够通过气胸的体积与形成在胸膜界面中的腔的体积的比率来确定。例如,气胸的轮廓通过查明在不同的肋间空间处的肺点并且排列这些肺点来描画,并且继而,能够使用数学模型和计算基于该轮廓来估计气胸的体积。类似地,能够基于胸膜界面的轮廓大致估计肺的体积,或者能够使用来自其他源的数据估计肺的体积。

[0086] 在以上两个实施例中:

[0087] 例如,在时间帧的序列{F1、F2、...、FN}中,F1和F3能够用于导出第一相关性图,F2和F4能够用于导出第二相关性图,F3和F5能够用于导出第三相关性图。备选地,F1和F3能够用于导出第一相关性图,F2和F4能够用于导出第二相关性图,F5和F7能够用于导出第三相关性图。备选地,F1和F3能够用于导出第一相关性图,F5和F9能够用于导出第二相关性图,F10和F13能够用于导出第三相关性图。

[0088] 应当认识到,帧率能够是中等的,从而使该对能够由两个邻近帧组成,并且不会有

很多冗余。

[0089] 还将认识到,如果帧率高,则能够使用具有两个或更多个帧的间隔的两个时间帧来导出相关性图。例如,在时间帧 {F1、F2、...、FN} 的序列中,F1和F3能够用于导出第一相关性图,F2和F4能够用于导出第二相关性图。备选地,F1和F3能够用于导出第一相关性图,F4和F6能够用于导出第二相关性图。

[0090] 还应认识到,超声数据图能够是短时能量 (STE) 图。因为一旦获得幅度就获得STE图并且不涉及量化和编码,因此其更具计算效率。

[0091] 还应当认识到,能够从时间帧计算相关性,所述时间帧是以诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离的各种方式从所接收的回波信号处理的信号,谐波信号分离用于分离线性的和非线性的信号,从而使得能够识别从身体返回的非线性的(基频的高次谐波)回波信号。

[0092] 本领域技术人员将认识到,复合版本能够是多于一幅经滤波的相关性图的相干叠加。

[0093] 图2和图3中示出的元件被图示为分离的元件。然而,这仅仅是指示功能是分离的。这些元件能够被提供为分离的硬件设备。然而,其他布置是可能的,诸如图导出器301和图滤波器302能够在物理上组合为一个单元。元件的任何组合能够以在任何合适位置中的软件、硬件和/或固件的任何组合来实施。例如,能够存在一个用于导出超声数据图的图导出器和用于导出相关性图的另一个分离配置的图导出器。

[0094] 元件中的一些可以构成实现在机器内的机器可执行指令,例如,可读介质,所述机器可执行指令当由机器执行时,将令机器执行所描述的操作。此外,元件中的任何可以被实施为硬件,诸如,专用集成电路 (ASIC)、数字信号处理器 (DSP)、现场可编程门阵列 (FPGA) 等。

[0095] 此外,应当理解,本文所描述的布置仅作为范例阐述。能够在除了所示的那些之外或代替于所示的那些使用其他布置和元件(例如,更多的输入单元、更多的输出单元、收发器等),并且一些元件可以完全省略。

[0096] 那些元件之间的功能和协作参考图4来详细描述。

[0097] 图4图示了一个范例实施例的检测方法的流程图。将理解,流程图的每个方框以及流程图中的方框的组合可以通过诸如硬件、固件、处理器、电路和/或与包括一个或多个计算机程序指令的软件的执行相关联的其他设备的各种模块来实施。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来实现。在这点上,实现上述流程的计算机程序指令可以由存储器存储并由处理器执行。如将认识到的,任何这样的计算机程序指令可以被加载到计算机或其他可编程装置(例如,硬件)上以产生机器,使得在计算机或其他可编程装置上执行的指令创建用于实施在(一个或多个)流程图方框中指定的功能的工具。这些计算机程序指令还可以存储在计算机可读存储器中,所述计算机可读存储器可以引导计算机或其他可编程装置以特定方式工作,使得存储在计算机可读存储器中的指令产生实施在(一个或多个)流程图方框中指定的功能的制品。计算机程序指令还可以加载到计算机或其他可编程装置上,以引起要在计算机或其他可编程装置上被执行的一系列操作,从而产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上执行的指令实施在(一个或多个)流程图方框中指定的功能。

[0098] 因此,流程图的方框支持用于执行所指定的功能的模块的组合和用于执行所指定的功能的操作的组合。还将理解,流程图的一个或多个方框以及流程图的方框的组合能够通过执行指定的功能的专用的基于硬件的计算机系统、或者专用硬件和计算机指令的组合来实施。

[0099] 在这点上,在图4中示出了根据本发明的范例实施例确定气胸的存在的方法。除了操作402,图4的方法可以完全或至少部分由处理电路100自动执行(例如,没有操作者交互以启动每个步骤或一系列步骤)。方法可以包括在操作402处获得与包括肺的胸膜界面的至少部分的扫描区域相关的超声数据的帧的序列。数据可以包括至少两个帧。

[0100] 在一个范例实施例中,方法还包括根据超声数据的两个帧中的任何导出一幅超声数据图,并且然后在操作404处,例如在图导出器301中,根据超声数据的两个帧中的每一个导出一幅相关性图;在操作406处,例如在图滤波器302中,对一幅超声数据图和相关性图进行滤波,以获得一幅经滤波的超声数据图和一幅经滤波的相关性图;在操作408和410处一起,例如在边界识别器303中,在一幅经滤波的相关性图中识别第一边界,在所述第一边界处沿着探头的距离方向的值变化超过第一预定阈值,基于两个时间帧的标准化相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。为了确定所识别的第一边界的运动,运动导出器还被配置为:在操作412处确定覆盖第一边界的第一区域;并且确定第一区域的运动作为第一边界的运动。备选地或额外地,为了确定所识别的第一边界的运动,运动导出器还被配置为:在操作414处,确定仅包含比第一边界更接近探头的背景软组织的第二区域;并且在操作416处,例如在运动检测器304中,确定第一区域与第二区域之间的相对运动作为第一边界的运动,在操作420处,例如在肺点检测器305中,在一幅经滤波的相关性图中检测第二边界,在所述第二边界处沿着与探头的距离方向正交的方向的值变化超过第四预定阈值,并且如果第二边界被识别,则基于第二边界来确定肺点。

[0101] 在另一范例实施例中,方法还包括:在操作404处导出多于一幅相关性图,每幅相关性图是根据超声数据的序列的一对帧导出的,每个对具有在该对的时间帧之间的第一时间间隔(其能够是相同的或在对之中变化的),以及关于邻近对的第二时间间隔(其能够是相同的或者在对之中变化的);在操作406处对多于一幅相关性图进行滤波,以获得一幅或多于一幅经滤波的相关性图;在操作408和410处一起,例如在边界识别器303中,在一幅经滤波的相关性图或多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中识别第一边界,在所述第一边界处沿着探头的距离方向的值变化超过第一预定阈值,基于时间帧的序列的标准化相关性函数来确定所识别的第一边界的运动。为了确定所识别的第一边界的运动,运动导出器还被配置为:在操作412处确定覆盖第一边界的第一区域;并且确定第一区域的运动作为第一边界的运动。备选地或额外地,为了确定所识别的第一边界的运动,运动导出器还被配置为:在操作414处,确定仅包含比第一边界更接近探头的背景软组织的第二区域;并且在操作416处,例如在运动检测器304中,确定第一区域与第二区域之间的相对运动作为第一边界的运动;在操作420处,例如在肺点检测器305中,在多于幅经滤波的相关性图的复合版本中检测第二边界,在所述第二边界处沿着与探头的距离方向正交的方向的值变化超过第四预定阈值,并且如果第二边界被识别,则基于第二边界确定肺点。

[0102] 具有用于分析的超声数据图或相关性图的复合版本是有利的,因为复合版本能够具有更好的信噪比(SNR)、针对第一边界的更好的可检测性并且能够减少伪影(例如,由小

的手运动所引起的)。

[0103] 方法还包括经由能够是例如显示器的用户接口显示第一边界的识别、第一边界的所确定的运动、第二边界的识别和/或肺点存在的确定。

[0104] 方法还可以包括:在操作424处确定PTX的尺寸,例如气胸的体积的形式的,所述尺寸是借助于通过查明在不同肋间空间处的肺点并且将那些肺点排列而描画的气胸的轮廓估计的;在操作426处以在胸膜界面中形成的腔的体积的形式确定肺的尺寸;并且在操作428处,确定被定义为气胸的体积与肺的体积之间的比率的气胸的百分比,操作424、426和428例如全部在PTX量化器307中执行。在实践中,胸壁的一侧的长度能够根据患者的体形来估计,并且由于胸壁或肺的形状是确定性因子(每个肺在形状上是稍微有点三角形的,顶点在顶部,基部在底部),因此能够估计被定义为沿着一个方向的胸壁的一侧的长度上的PTX的尺寸的气胸的百分比。以这种方式,气胸能够被自动量化。量化结果能够经由用户接口呈现给用户。

[0105] 在一些范例实施例中,还应当认识到,超声数据图能够是短时能量(STE)图。因为一旦获得幅度就获得STE图,并且不涉及量化和编码,因此它更具计算效率。

[0106] STE图能够从在由探头10获得之后获得或处理的任何视频图像数据(即,医学数字成像和通信(DICOM)数据)、信道非波束形成射频(RF)数据(即,信道数据)和波束形成RF数据(即,射频数据)中的任何生成。

[0107] 在范例实施例中,在组织谐波成像模式中的超声RF信号的脉冲倒置(PI)版本被选择作为用于分析和处理的时间帧。

[0108] 本领域技术人员应当理解,也可以选择基本成像模式中的射频数据用于分析和处理。

[0109] 还应当认识到,相关性能够从时间帧来确定,所述时间帧是以各种方式从接收到的回波信号处理的信号,所述各种方式诸如为带通滤波、抽取、I和Q分量分离和谐波信号分离,谐波信号分离用于分离线性和非线性信号,从而使得能够识别从身体返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0110] 如上所述,当基于时间帧的序列的标准化相关性函数确定所识别的第一边界的运动时,不需要滤波。然而,当由本领域技术人员确定胸膜线时,通常需要滤波,以满足准确度要求;否则,基于该分析结果的检测将是不准确的,从而导致对患者的致命威胁。

[0111] 图5示出了在组织谐波成像模式中从健康对象收集的数据,例如图5(a)中所示的来自RF数据(作为原始版本的640线)的B扫描图像、图5(b)中所示的脉冲反转(作为PI版本的320线)、图5(c)中所示的正传输版本(称为正版本的320线)和图5(d)中所示的负传输版本(称为负版本的320线)。注意,图5(b)中所示的PI版本具有用于识别两侧的两个肋之间的第一边界的最高分辨率。

[0112] 在范例实施例中,相关性图是时间相关系数(CC)图;备选地,相关性图是标准化相关系数(NCC)图。相关系数也被称为皮尔逊积矩相关系数(PPMCC),其是由Karl Pearson从由Francis Galton在1880年代引入的有关想法开发的。

[0113] CC图和NCC图两者在运动识别中都是有效的,但是CC图比NCC图需要更少的计算。然而,对于已经实施NCC解决方案的超声成像系统,能够直接应用NCC图,因此能够减少数据分析器20的计算复杂度。此外,NCC图可以弥补不同帧的变化亮度。

[0114] 在范例实施例中,在导出超声数据图或(一幅或多幅)相关性图中应用具有5-60个样本的窗口尺寸的滑动窗口,优选应用25-35个样本的窗口尺寸,例如30个样本。短滑动窗口应当被用于具有高分辨率以识别2个帧之间的小差异,但是短滑动窗口导致相关系数的大的变化。为了确定最优窗口尺寸,我们以5为增量将窗口尺寸从5个样本改变到60个样本。当窗口尺寸从5个样本变化到60个样本时,注意长窗口尺寸导致大量的计算,但是不导致性能的实质性增加,并且当窗口尺寸在25个样本与35个样本之间时,超声数据图的变化性变小。对于相关性图,有与超声数据图类似的趋势。因此,选择30个样本的窗口尺寸用于数据分析并且在之后的时间点处进行处理是一种折衷,其是计算负荷和性能之间的平衡。

[0115] 在范例实施例中,使用从超声射频数据提取的幅度数据来建立相关性图。图6利用两个时间帧上的30个样本的窗口尺寸图示了基于RF数据的时间相关系数图(左)和基于RF幅度数据的时间相关系数图(右)。与来自超声RF数据的(一幅或多幅)相关性图相比,来自从超声RF数据提取的幅度数据的(一幅或多幅)相关性图示出了在识别第一边界(如概述中所述)以及在其中两个连续帧之间的运动较少(因此两个连续帧之间的较大相干性)的其上部区域中,以及在识别在其中呈现更多随机RF数据的边界线下方的较低区域(并且因此在两个连续帧之间的较小相干性)中的非常鲁棒的结果。针对两幅所示的时间相关系数图之间的差异的原因可以是由于RF数据中的相位敏感问题,其中,伪影或者由探头中的超声换能器在数据收集期间未保持静止引起或者来自于由于因呼吸引起的平面运动。

[0116] 在操作404的范例实施例中,超声数据图和相关性图使用从超声数据提取的幅度数据来建立,其具有优于直接使用超声数据建立的那些的优点,与如上所述的原因类似。

[0117] 本领域技术人员应当认识到,超声数据图和相关性图能够从时间帧来建立,所述时间帧是以诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离和谐波信号分离的各种方式从接收到的回波信号处理的信号,谐波信号分离用于分离线性的和非线性的信号,从而使得能够识别从身体返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0118] 在操作406的范例实施例中,获得(一幅或多幅)相关性图和超声数据图之后,2D中值滤波器被应用于所述的两种图,以减少噪声,之后是用于进一步平滑的2D高斯滤波器的应用。

[0119] 图7图示了在图中示出的一个范例实施例的第一边界的识别。那些图是通过将探头放置在跨两个肋骨的身体表面上获得的,其中,探头的长边垂直于肋骨。图7示出了原始CC图(a)、在2D中值滤波和之后的2D高斯滤波之后的经滤波的CC图(b)、概况,即针对原始CC图(以虚线示出)和经滤波的CC图(以实线示出)的沿第200扫描线的值(c)、交叠在原始CC图上的所识别的第一边界(以白色曲线示出)(d)、原始STE图(e)、原始STE图的经2D中值滤波的版本(f)、与检测到的实线(以亮线示出)交叠的原始STE图的经2D中值滤波的版本的经2D高斯滤波的版本(g)、以及交叠在原始脉冲反转超声图像上的最终识别的第一边界(在两个肋骨之间的白色线中示出)(h)。

[0120] 从操作404产生图7(a)、(e)和(f)。从操作406产生图7(b)。图5(c)示出经滤波的版本是更平滑的。从操作408产生图7(d)。从操作406和408的组合产生图7(g)。从操作402和410的组合产生图7(h)。

[0121] 在操作408的范例实施例中,对于多条扫描线(如本领域中已知的,扫描线沿着超声波的延伸,也被称为接收线)中的每条线,识别存在超过在一幅经滤波的相关性图中或多

于一幅经滤波的相关性图的复合版本中的第一预定阈值的在扫描线上的锐利值变化的点,并且然后沿着多条扫描线的所有这样识别的点形成第一边界线。例如,能够基于沿着在经滤波的相关性图中的扫描线的点的值的斜率,或者基于沿经滤波的标准化相关系数图中的扫描线的值从大约1到0.8的下降的简单事实来确定值变化。

[0122] 在范例实施例中,操作404还包括导出一幅或多于一幅超声数据图,每幅超声数据图以时间顺序根据超声数据的多个帧中的对应一个帧导出,并且在操作410处,通过比较一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本与第二和第三预定阈值来识别在第一边界上的开始点和结束点,其中,开始点被识别为第一边界上的点,在该点处,存在在一幅经滤波的超声数据图或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的锐利值增加(例如:具有最大斜率),所述锐利值增加超过第二预定阈值;并且结束点被检测为在第一边界上的点,在该点处,存在在两幅经滤波的超声数据图之一中或多于一幅经滤波的超声数据图的复合版本中的锐利值减小(例如,具有最小斜率),所述锐利值减小超过第三预定阈值。

[0123] 在范例实施例中,最大斜率和最小斜率的绝对值相同,因此第二预定阈值等于第三预定阈值。

[0124] 在范例实施例中,最大斜率和最小斜率的绝对值不相同,因此第二预定阈值不等于第三预定阈值。

[0125] 在范例实施例中,能够根据经验或统计值确定预定阈值中的任何。

[0126] 在操作416的范例实施例中,所确定的运动能够是在垂直方向或水平方向或两者方向上的位移和/或速度。

[0127] 如本领域中已知的,沿着扫描线的方向是垂直方向(也称为探头的距离方向),并且正交于垂直方向的平面中的任何方向,例如方位方向或仰角方向,是水平方向。

[0128] 在操作422的范例实施例中,在水平方向上的多于平均的运动在对象中被确定为图8中所示;并且另一方面,在水平方向上的于平均的运动被确定为PTX病例,如图9中所示。

[0129] 图8图示了:在图中示出的一个范例实施例的第一边界的运动检测,其中,下部方框(采取虚线)指示第一边界位于其内的区,第一区域的宽度覆盖整个第一边界,并且上部方框(采取实线)用于指示在较浅深度处(即,在边界线上方)的背景软组织(a);随帧数变化的对应的相关系数(以针对第一边界的虚线和针对背景软组织的实线示出)(b);垂直方向上的对应位移(以针对第一边界的虚线、用于指示背景软组织的实线和以点画线标记的两条线之间的相对位移示出)(c);水平方向上的对应位移(以针对第一边界的虚线、针对背景软组织的实线和以点画线标记的两条线之间的相对位移示出)(d)。

[0130] 图9图示了:在图中所示的一个范例实施例的气胸的运动检测,其中,下部方框(采取虚线)指示气穴位于其内的区,上部方框(采取实线)用于指示在较浅深度处(即,在气穴上方)的背景软组织(a);随着帧数变化的对应的相关系数(以针对气穴的虚线和针对背景软组织的实线示出)(b);垂直方向上的对应位移(以针对气穴区域的虚线、针对背景软组织的实线和以点画线标记的两条线之间的相对位移示出)(c),以及水平方向上的对应位移(以针对气穴的虚线、针对背景软组织的实线和以点画线标记的两条线之间的相对位移示出)(d)。

[0131] 下部方框的描绘如下:当第一边界由于肺滑动而移动时,第一边界的任何部分都

不会移出方框。因此,与第一边界的尺寸相比,关于方框的宽度和长度保留20%至30%的冗余度。两个帧之间的第一边界的运动能够仅从下部方框确定,因为在大多数情况下,要扫描的患者躺下并保持静止。考虑到灵活性,上部方框和下部方框之间的相对运动被应用于确定两个帧之间的第一边界的运动。例如,假设第一帧中的上部方框中的点的水平位置为 P_{U1} ,第二帧中的上部方框中的点的水平位置为 P_{U2} ,第一帧中的下部方框中的另一点的水平位置是 P_{L1} ,第二帧中的下部方框中的所述另一点的水平位置是 P_{L2} ,则在第一实施例中,第一帧和第二帧之间的所述另一点的水平位移是 ΔP , $\Delta P = P_{L2} - P_{L1}$ 。能够以这种方式计算方框中每个点的水平位移;能够获得方框中的所有点的平均位移,并且将平均位移用作第一边界的位移,所述第一边界指示对象的胸膜界面的至少部分。在第二实施例中,第一帧和第二帧之间的所述另一点的水平位移为 ΔP , $\Delta P = (P_{L2} - P_{L1}) - (P_{U2} - P_{U1})$ 。类似地,从上部方框中的所有点的平均位移减去下部方框中的所有点的平均位移被用作胸膜界面的至少部分的位移。此外,由于帧率是已知的,因此第一帧和第二帧之间的时间间隔 ΔT 也是已知的,并且点的水平速度也能够被计算为: $V = \Delta P / \Delta T$ 。能够以类似方式计算第一边界的垂直位移和速度。本领域技术人员应当认识到,这种位移和速度参数在PTX检测中是关键的,没有现有技术能够直接和自动地提供它们。

[0132] 从图8和图9得出结论,对于正常健康对象,发现在水平方向上的更多的运动,对于气胸病例,与正常健康对象的相比,发现在水平方向上的更少的运动。

[0133] 计算的平均速度(AV)能够以另一种方式用于确定肺滑动。如果从图8或图9计算的平均速度超过速度阈值,则被认为存在肺滑动。否则,被认为没有肺滑动。

[0134] 实际上,图8和图9的垂直方向上的运动也能够被比较,以确定正常健康对象或气胸病例。然而,如能够从图8和图9看到的,由于肺滑动主要在水平方向上,因此正常肺在垂直方向上的比在水平方向上具有更少运动,因此在水平方向上的比较能够改进确定的准确性。

[0135] 在操作422的范例实施例中,如果检测到肺点,则确定气胸存在于胸膜界面中。肺点被发现为被扫描的对象的表面上的点,其中,在经滤波的相关性图或多于一幅经滤波的相关性图的复合版本中,在具有针对气胸的所有高的标准化相关系数的区和具有低相关系数和高相关系数(与高相关系数相比较)两者的区之间存在图案变化。图10图示了在图中示出的一个范例实施例的肺点检测,其中,其示出了B扫描图像(a)、其对应的相关系数图(b)、经平滑的相关系数图(d)和示出气胸存在位置(虚线)的-3cm处和示出正常肺部区域(实线)的+3cm处的概况(c)。能够看到,在(d)中,肺点(以几乎在超声图像中间的亮线示出)在气胸和正常的肺的部分之间。如图10(d)所示,在第二边界被识别之后,从这些点生成的曲线拟合线被形成,并且该线和被成像的对象的表面的交点是肺点。

[0136] 在范例实施例中,操作402由探头10执行,并且操作404至428由数据分析器20执行。

[0137] 尽管本文中已经图示和描述了实施例,但是本领域技术人员应当认识到,可以做出各种变化和修改,并且等价物可以替代其元件,而不脱离本技术的真实范围。此外,可以做出许多修改以适应本文中的具体情况和教导,而不脱离中心范围。因此,本发明的实施例并不旨在限于作为为执行本技术而预期的最优模式所公开的具体实施例,而是本实施例包括落入权利要求的范围内的所有实施例。

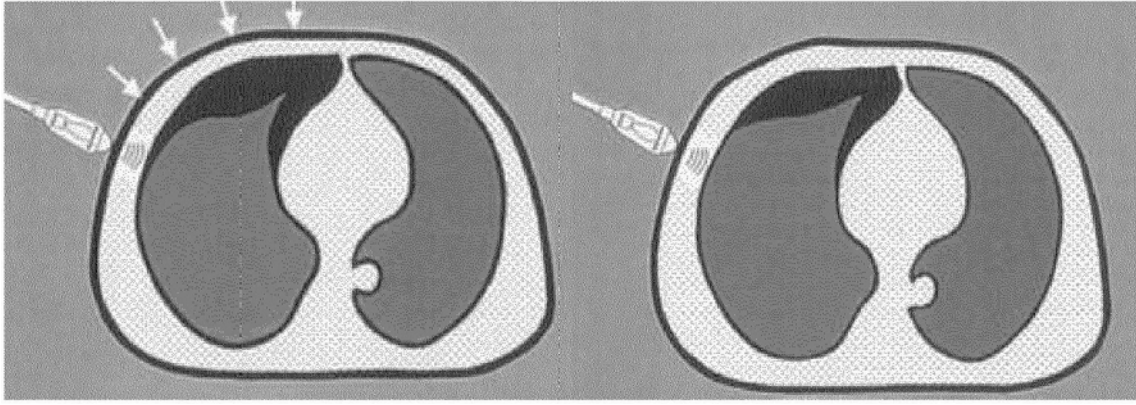


图1

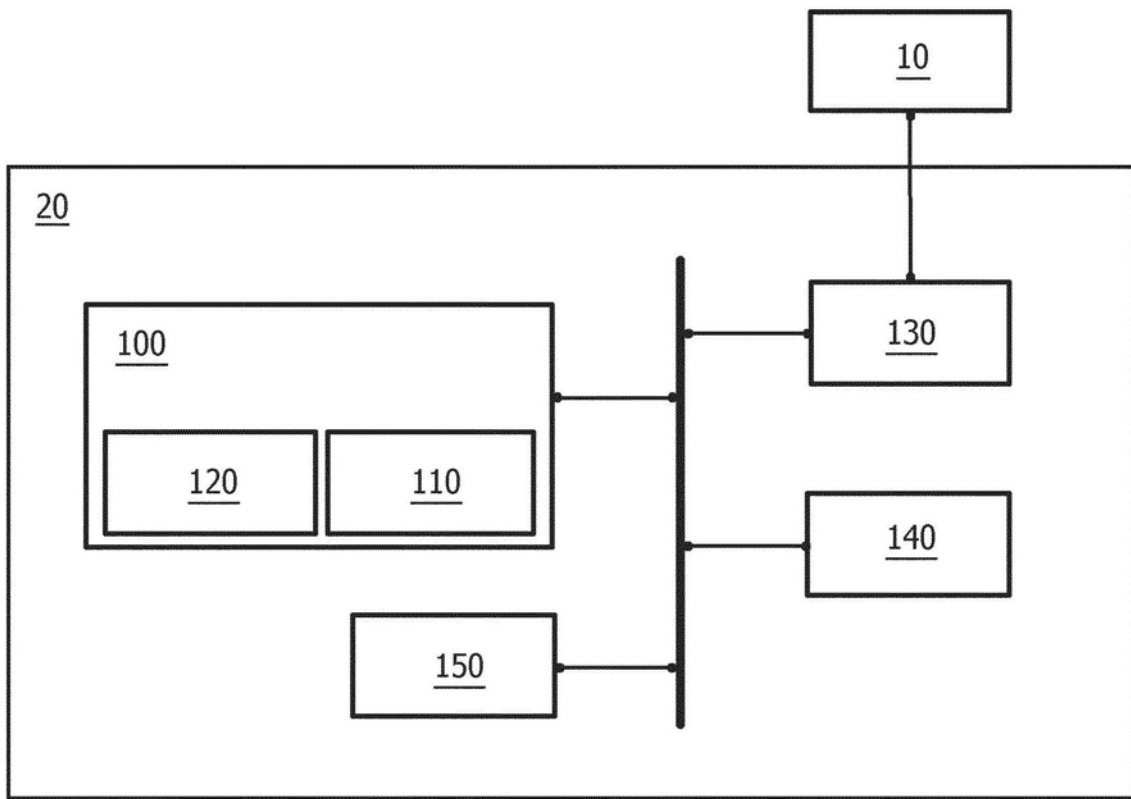


图2

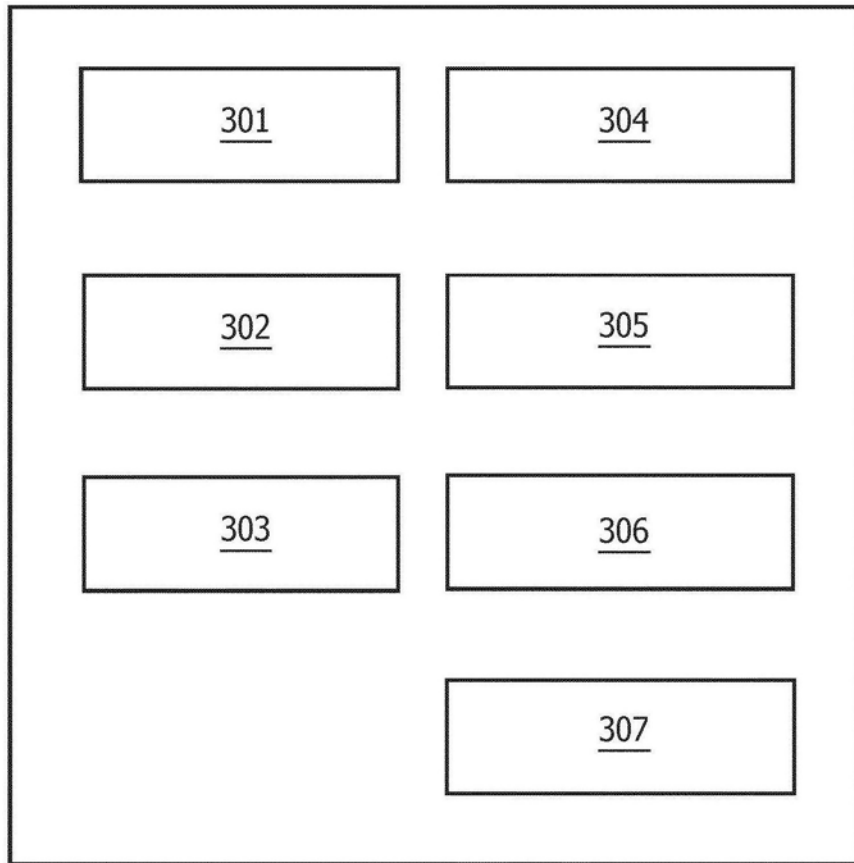


图3

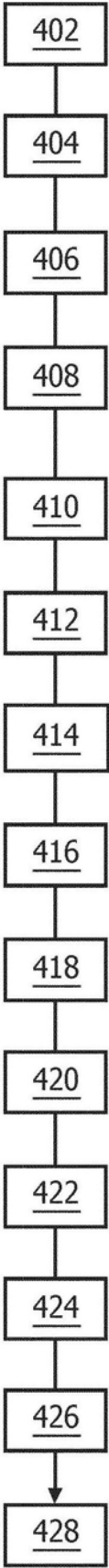


图4

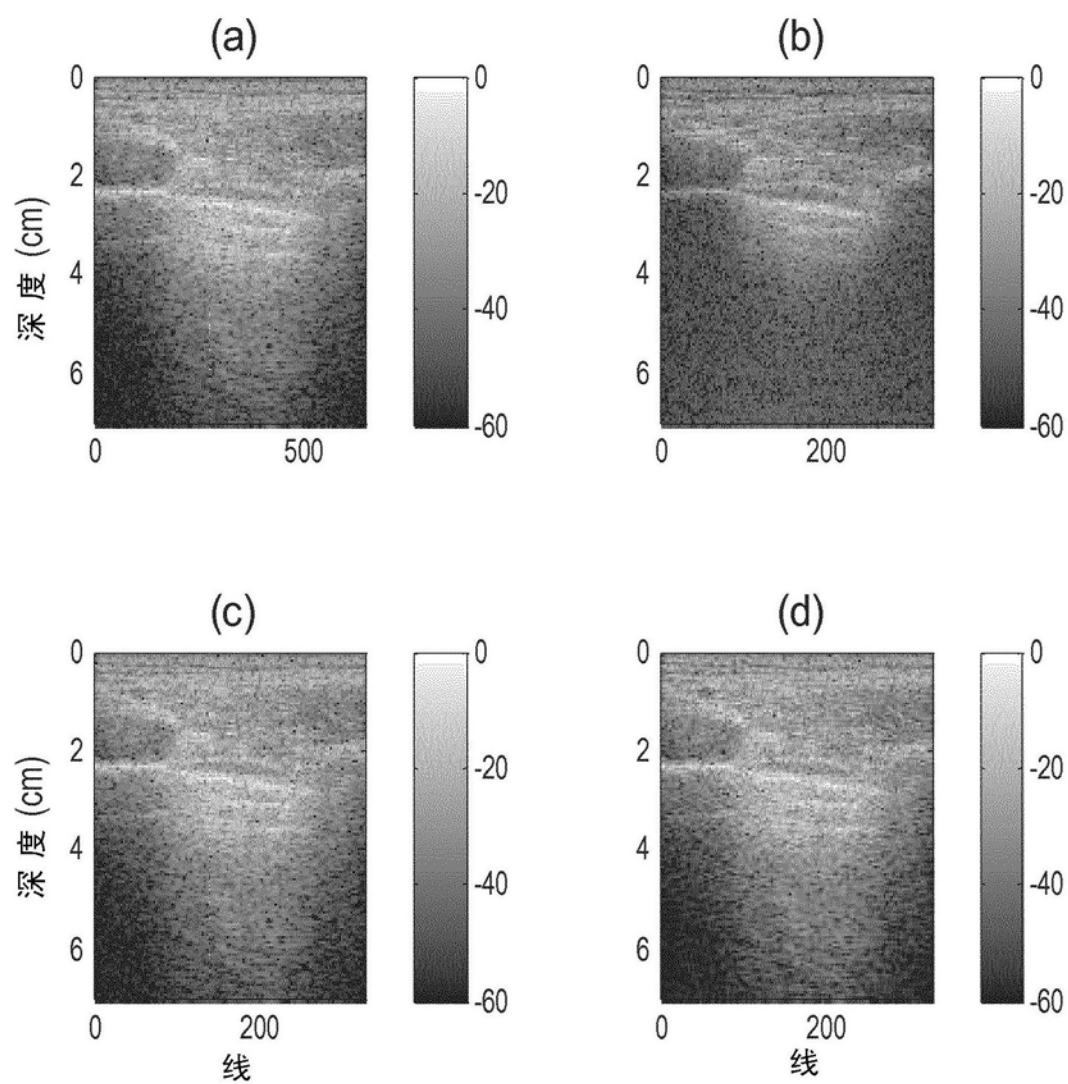


图5

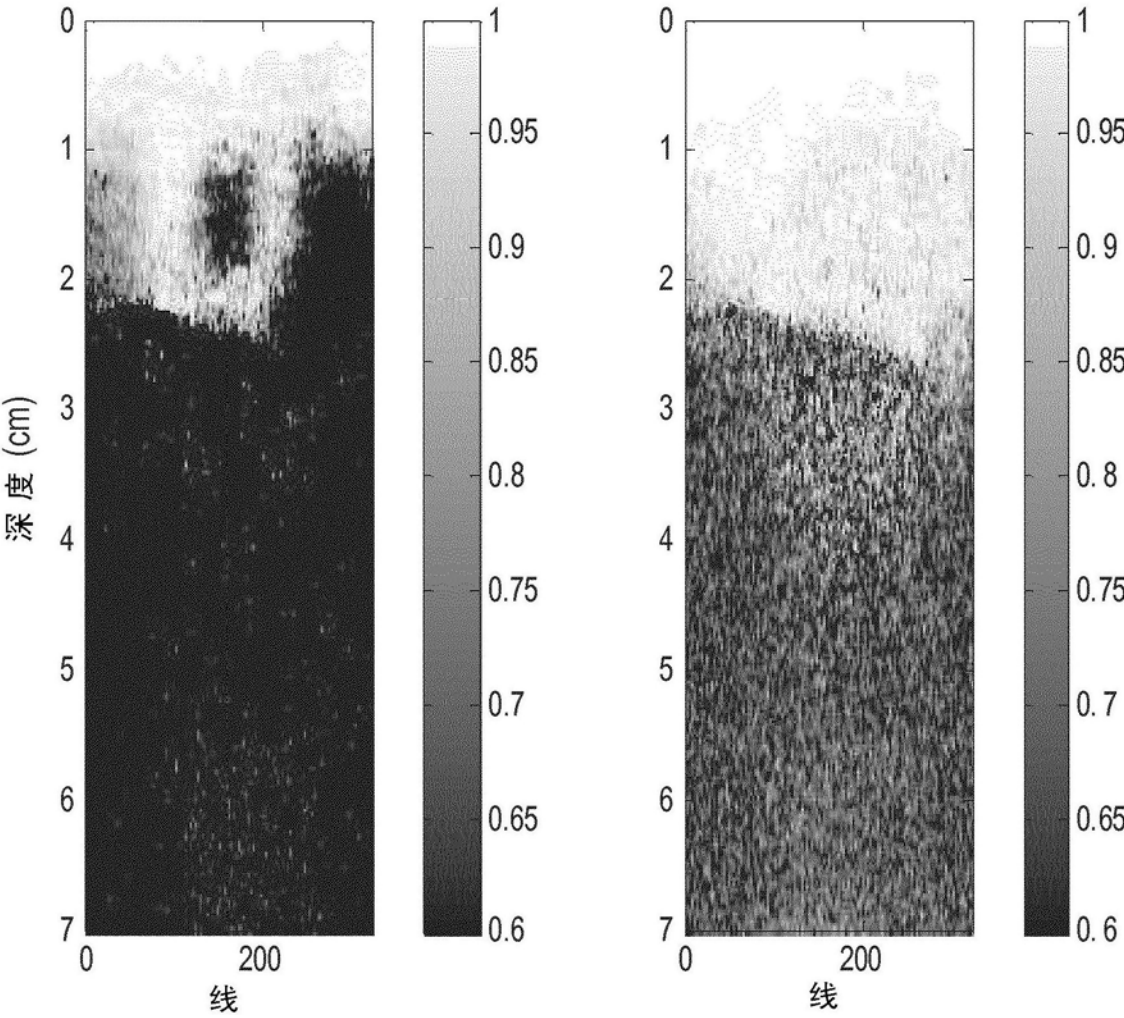


图6

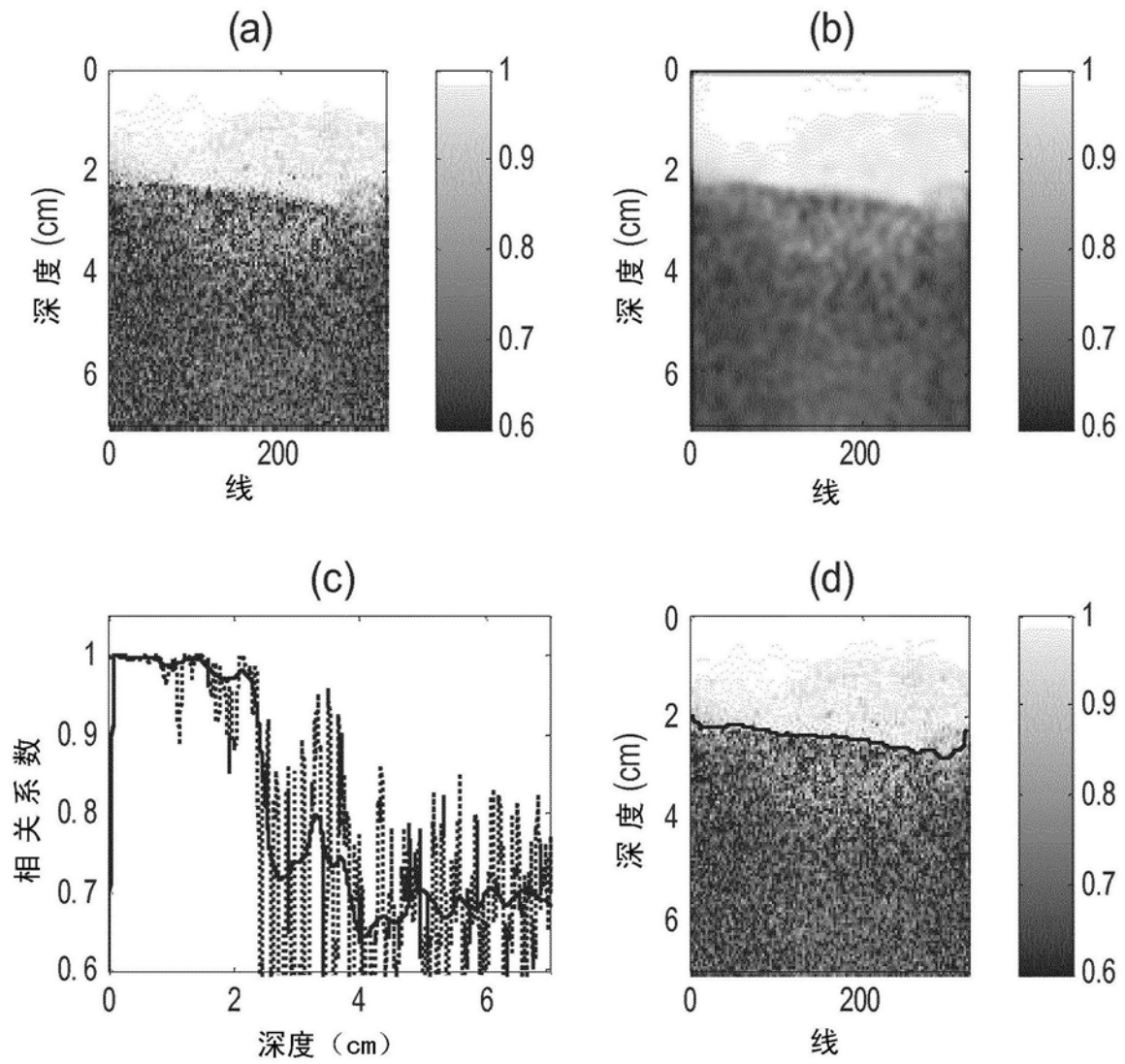


图7

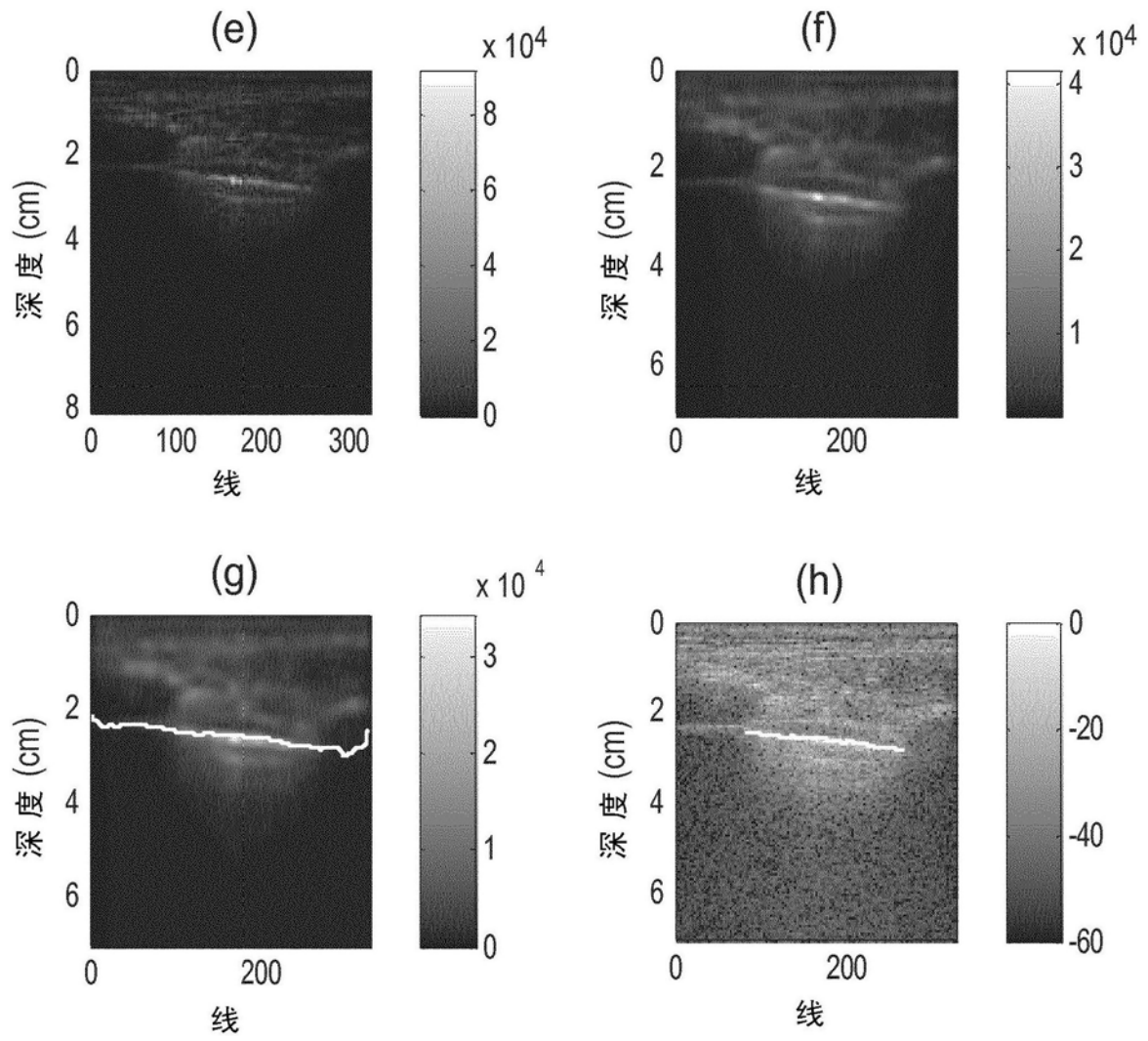


图7续

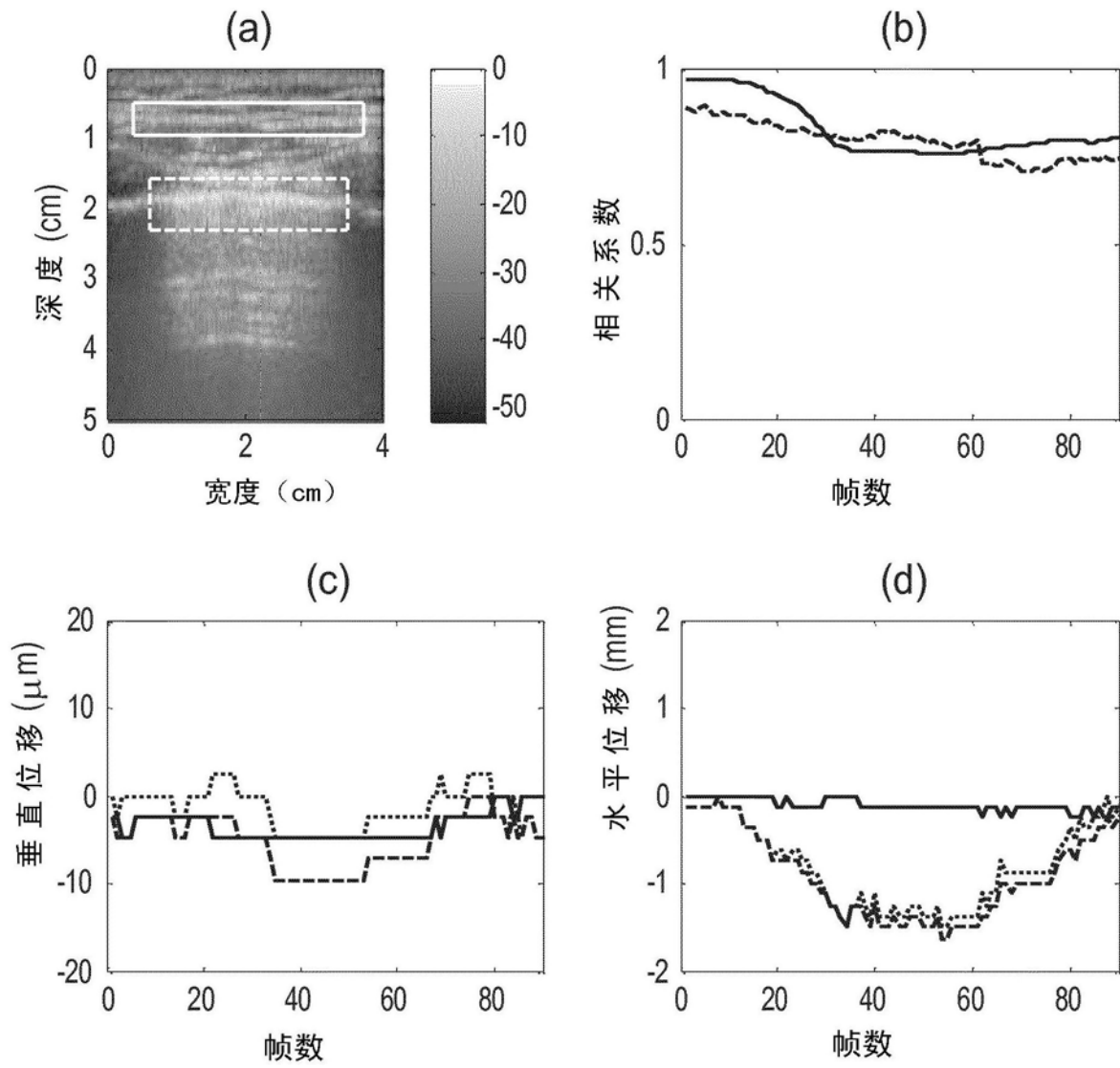


图8

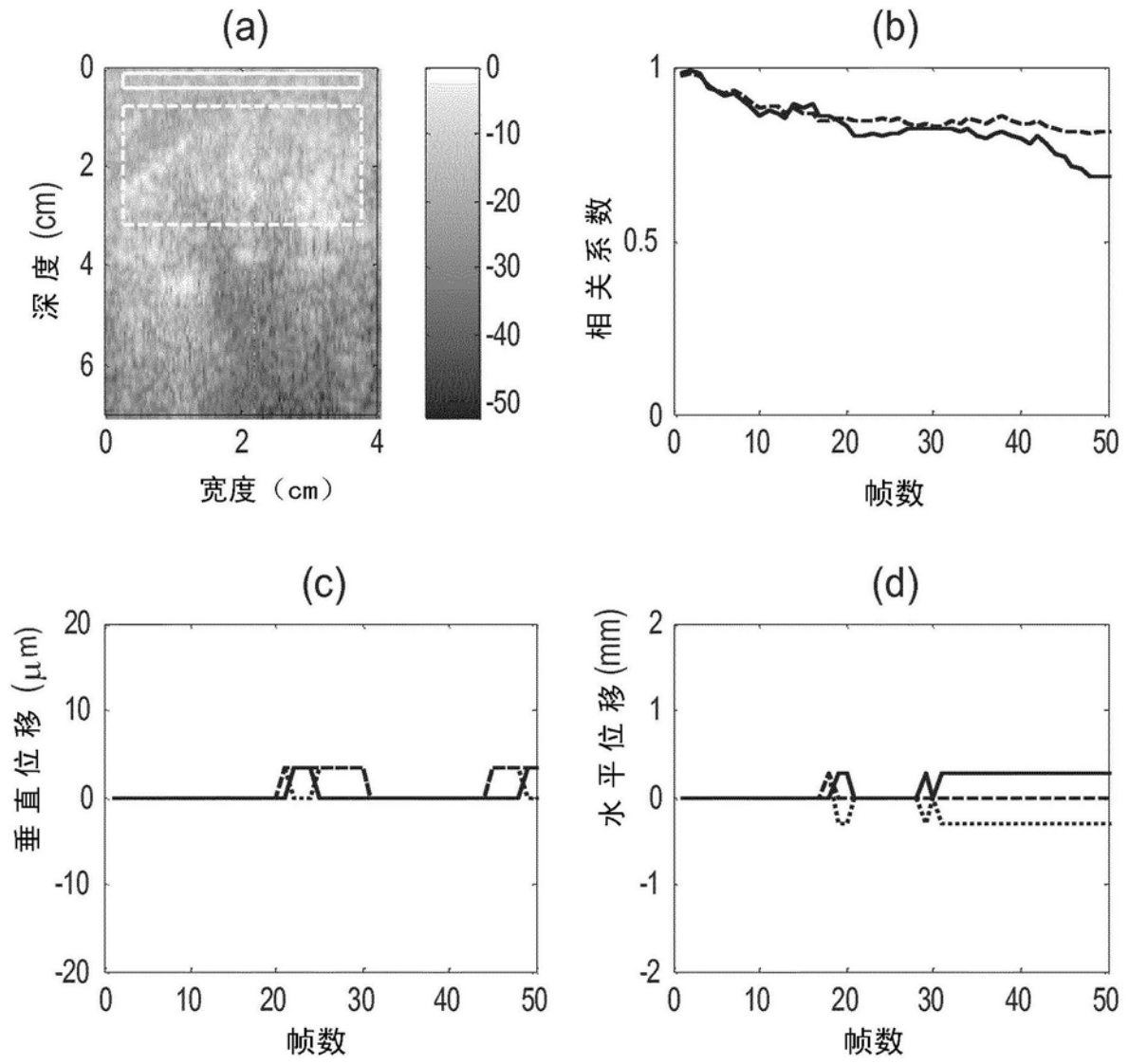


图9

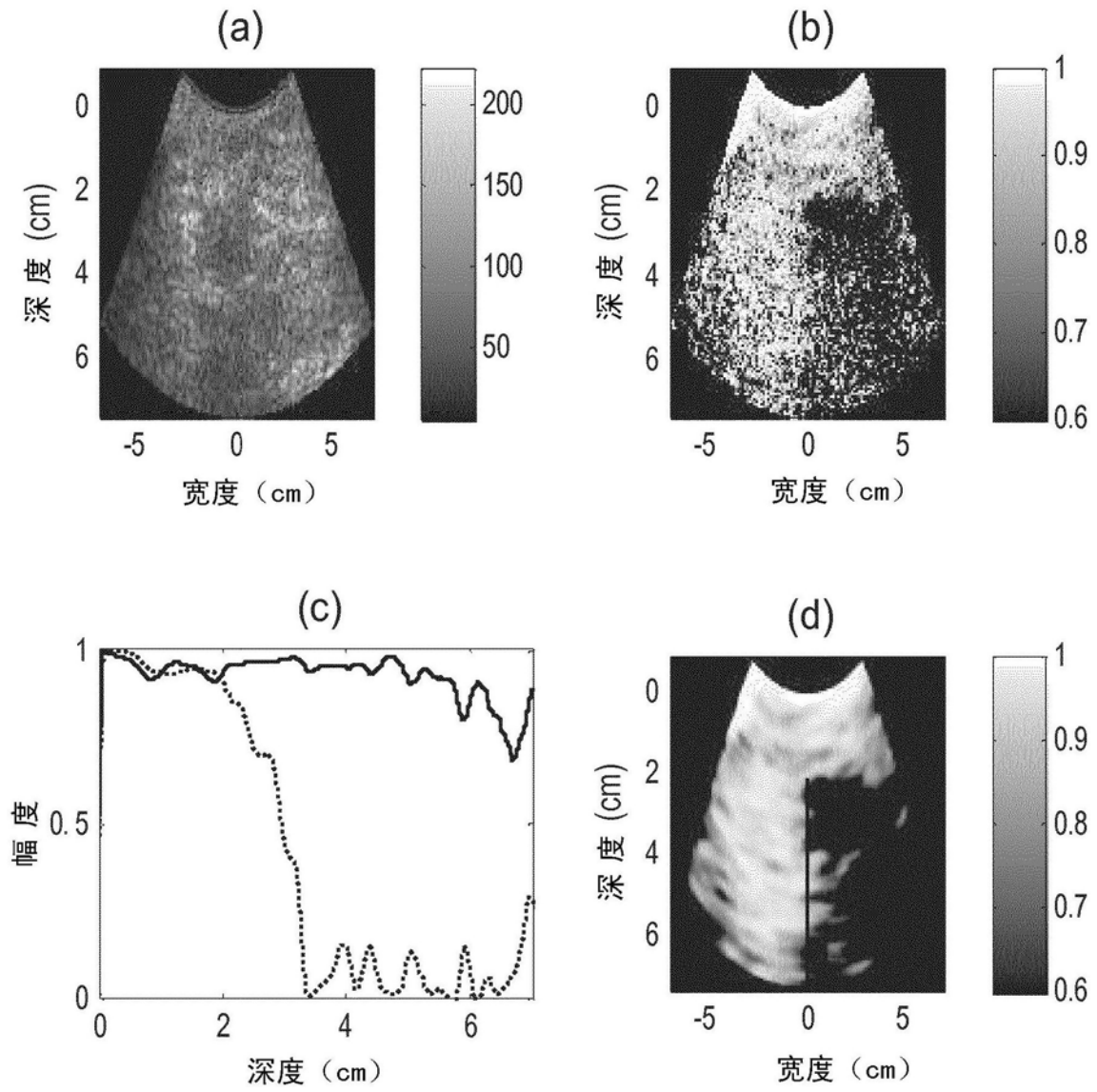


图10

专利名称(译)	用于自动气胸检测的设备和方法		
公开(公告)号	CN107072637A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201580051767.X	申请日	2015-09-22
[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	徐泾平 BI拉朱 王守罡 周诗未		
发明人	徐泾平 B·I·拉朱 王守罡 周诗未		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/5223 G06T2207/10132 G06T2207/30061 G06T7/11 G06T7/174 G06T7/246 G16H50/30 G06T7/13 G06T7/194 G06T2207/10016		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2014197094 2014-12-10 EP PCT/CN2014/087428 2014-09-25 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施例公开了一种超声系统，包括：探头，其被配置为获得与包括肺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，其被配置为使用根据所述数据导出的一幅或多于一幅互相关性图来自动检测用于确定肺滑动和/或肺点的信息。实施例还公开了其方法。

