



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108024780 B

(45) 授权公告日 2022.04.05

(21) 申请号 201680053911.8

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2016.09.05

72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

代理人 王英 刘炳胜

申请公布号 CN 108024780 A

(51) Int.CI.

(43) 申请公布日 2018.05.11

A61B 6/03 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 6/00 (2006.01)

62/219,184 2015.09.16 US

A61B 8/08 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 11/00 (2006.01)

2018.03.16

A61B 5/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/IB2016/055296 2016.09.05

US 2014/0343401 A1, 2014.11.20

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2012/0177271 A1, 2012.07.12

W02017/046674 EN 2017.03.23

CN 101426426 A, 2009.05.06

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

US 2014/0275966 A1, 2014.09.18

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 103222874 A, 2013.07.31

(72) 发明人 E·德赫甘马尔瓦斯特

CN 101449289 A, 2009.06.03

审查员 陈飞

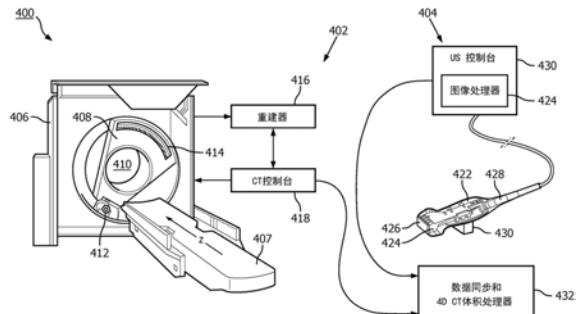
权利要求书3页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

针对使用超声的四维计算机断层摄影成像的呼吸运动补偿

(57) 摘要

一种用于使用超声数据确定针对四维计算机断层摄影的代用呼吸信号的方法包括：利用计算机断层摄影成像系统(402)采集计算机断层摄影数据；在一个或多个呼吸周期期间与采集计算机断层摄影数据同时地利用超声成像系统(404)的超声探头来采集超声数据，其中，超声探头被对齐以采集对象的膈膜的图像；将所采集的计算机断层摄影数据和所采集的超声数据同步；并且根据所采集的超声数据确定代用呼吸信号。



1. 一种用于使用超声数据补偿四维计算机断层摄影的呼吸运动的方法,包括:  
利用计算机断层摄影成像系统(402)采集计算机断层摄影数据;

在一个或多个呼吸周期期间,与采集所述计算机断层摄影数据同时地利用超声成像系统(404)的超声探头来采集所述超声数据,其中,所述超声探头被对齐以采集对象的膈膜的图像,并且其中,所采集的超声数据包括一维射频数据;

将所采集的计算机断层摄影数据与所采集的超声数据同步;并且

通过以下操作来根据所采集的超声数据来确定代用呼吸信号:

识别所述一维射频数据中的高强度子部分作为基线部分;

在所述呼吸周期上跟踪所述高强度子部分相对于所述基线部分的运动;并且  
利用所跟踪的运动来生成所述代用呼吸信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

使用所述代用呼吸信号来对所述计算机断层摄影数据进行分类;并且  
组合经分类的计算机断层摄影数据以生成所述四维计算机断层摄影。

3. 根据权利要求2所述的方法,还包括基于所述代用呼吸信号来对所述计算机断层摄影数据的具有相似幅度的图像切片进行分箱;基于对象支撑件位置来对经分箱的图像切片进行分类;并且将经分类的图像连接到所述四维计算机断层摄影中。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所述一维射频数据是以M模式采集的,并且确定所述代用呼吸信号还包括:

计算所述基线的位置与所述子部分的跟踪的移动中的每个之间的差异;并且  
利用计算出的差异来生成所述代用呼吸信号。

5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所述一维射频数据是以M模式采集的,并且确定所述代用呼吸信号还包括:

通过互相关或1-D Demons中的至少一种来跟踪所述高强度子部分在所述呼吸周期上的移动;并且

基于跟踪的移动来生成所述代用呼吸信号。

6. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所述一维射频数据是以M模式采集的,并且确定所述代用呼吸信号还包括:

识别第一时间的基线B模式图像;并且

计算第二不同时间的M模式信号到所述基线B模式图像的互相关;并且  
采用所述互相关的值作为所述代用呼吸信号。

7. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所采集的超声数据还包括以B模式采集的二维超声图像,并且确定所述代用呼吸信号还包括:

在所述二维超声图像中分割膈膜表面;

将经分割的膈膜表面识别为基线经分割的膈膜部分;

在所述呼吸周期上跟踪所述经分割的膈膜表面相对于所述基线经分割的膈膜部分的移动;并且

通过第一时间处的膈膜位置与第二时间处的基线膈膜位置之间的绝对距离测量结果来比较所跟踪的经分割的膈膜表面。

8. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所采集的超声数据还包括以B模式

采集的二维超声图像，并且确定所述代用呼吸信号包括：

在所述二维超声图像中分割膈膜表面；

将经分割的膈膜表面识别为基线经分割的膈膜部分；

在所述呼吸周期上跟踪所述经分割的膈膜表面相对于所述基线经分割的膈膜部分的移动；并且

通过第一时间与先前时间之间的增量膈膜运动的加和来比较所跟踪的经分割的膈膜表面。

9. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法，还包括：

在采集所述超声数据时利用支撑设备(430)来将所述超声成像系统的换能器阵列维持在固定位置；或者

利用支撑探头的臂的编码器信号或设置在所述探头上的跟踪设备中的一种来跟踪所述换能器阵列的移动。

10. 一种包括计算机断层摄影成像系统(402)和超声成像系统(404)的系统(400)，包括：

数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器(421)；

其中，所述计算机断层摄影成像系统和所述超声成像系统被配置为同时采集计算机断层摄影成像数据和超声成像数据，并且其中，所采集的超声数据包括一维射频数据；

其中，所述数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器被配置为对所述超声成像数据进行变换并且通过以下操作来确定表示被扫描的患者的实际呼吸周期的代用呼吸周期信号：

识别所述一维射频数据中的高强度子部分作为基线部分；

在所述呼吸周期上跟踪所述高强度子部分相对于所述基线部分的运动；并且

利用所跟踪的运动来生成所述代用呼吸周期信号；并且

其中，所述数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器被配置为使用所述代用呼吸周期信号来对所述计算机断层摄影成像数据进行变换以构建四维计算机断层摄影数据。

11. 根据权利要求10所述的系统，其中，所述超声成像数据还包括二维数据或三维数据中的一种或多种。

12. 根据权利要求10至11中的任一项所述的系统，还包括：

跟踪设备，其被配置为在采集所述超声成像数据时跟踪所述超声成像系统的换能器阵列的移动。

13. 根据权利要求10至11中的任一项所述的系统，还包括：

支撑件，其被配置为在采集所述超声成像数据时将所述超声成像系统的换能器阵列维持在固定位置。

14. 根据权利要求10至11中的任一项所述的系统，其中，所述数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器被配置为：将所采集的计算机断层摄影数据与所采集的超声数据同步；使用所述代用呼吸周期信号来对所述计算机断层摄影数据进行分类；并且组合经分类的计算机断层摄影数据以生成所述四维计算机断层摄影。

15. 一种被编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质，所述计算机可读指令在由计算系统的处理器运行时，令所述处理器：

同时采集一个或多个呼吸周期期间的计算机断层摄影数据和超声数据,其中,所采集的超声数据包括一维射频数据;

通过以下操作来根据所述超声数据来确定代用呼吸信号:  
识别所述一维射频数据中的高强度子部分作为基线部分;  
在所述呼吸周期上跟踪所述高强度子部分相对于所述基线部分的运动;并且  
利用所跟踪的运动来生成所述代用呼吸信号;  
将所采集的计算机断层摄影数据与所采集的超声数据同步;  
基于所述代用呼吸信号,将所述计算机断层摄影数据的具有相似幅度的图像切片进行分箱;  
基于对象支撑件位置来对经分箱的图像切片进行分类;并且  
通过将经分类的图像连接成对应于呼吸相位的三维体积来组合经分类的图像切片。

## 针对使用超声的四维计算机断层摄影成像的呼吸运动补偿

### 技术领域

[0001] 以下总体涉及计算机断层摄影，并且更具体而言涉及针对使用超声的四维计算机断层摄影(4D CT)成像的呼吸运动补偿。以下也适用于其他成像模态。

### 背景技术

[0002] 由于呼吸周期(即肺的吸入和呼出)引起的运动会在自由呼吸静态计算机断层摄影(CT)扫描期间在目标组织的几何形状上引起严重失真。自由呼吸通常意味着患者在扫描期间呼吸。也就是说，患者不需要屏住呼吸。静态是指患者支撑件被保持在相同的静态位置以进行扫描。运动引起的失真可以随机地缩短或延长感兴趣目标组织。失真还可能使感兴趣目标组织的中心脱位。图1显示了静态CT图像中感兴趣对象的几何失真。

[0003] 由于这些失真，自由呼吸静态CT扫描不适合针对辐射治疗的剂量计划，特别是对于肺癌肿瘤。4D CT是一种缓解该缺点的方法。在4D CT中，患者在每个感兴趣的对像支持位置沿着他/她的长轴过采样。然后将每个CT切片与呼吸周期的呼吸阶段相关。将具有相似呼吸阶段但在不同卧榻位置采集的CT切片分箱在一起，基于沙发卧榻分类，并连接成3D图像。这样，4D CT体积是在不同呼吸阶段采集的一系列静态CT图像。

[0004] 为了测量呼吸阶段，使用代用(surrogate)呼吸信号。一个代用项是经由肺活量测定来确定的。在肺活量测定中，通过呼吸通过具有封闭在管中的涡轮形风扇的装置来测量进出肺的空气流量。风扇的旋转速度决定了空气流量，并被测量为呼吸信号。另一个代用项是跟踪放置在患者胸部或腹部的反射标记物。随着患者呼吸和他们的运动而移动的反射标记物可以用作呼吸信号。另一个代用项是一个空气波纹带，其可以捕获呼吸时的腹部尺寸的变化。

[0005] 遗憾的是，以上提到的方法不与患者呼吸周期的实际呼吸阶段良好地相关。结果是，4D CT体积通常包含运动伪影。图2示出了一个4D CT四个不同阶段的运动伪影的示例，其中，目标在每幅图像的不同位置被描绘。图3示出了具有示例运动伪影302的患者的肺部、胸部和肩部的4D CT图像。鉴于至少以上情况，存在对用于确定与患者的呼吸周期的实际呼吸阶段良好相关的运动信号的另一种方法的未解决的需求。

### 发明内容

[0006] 本申请的各方面解决了上面提及的问题和其它问题。

[0007] 根据一个方面，一种用于使用超声数据确定针对四维计算机断层摄影的代用呼吸信号的方法包括：利用计算机断层摄影成像系统采集计算机断层摄影数据；在一个或多个呼吸周期期间与采集所述计算机断层摄影数据同时地利用超声成像系统的超声探头来采集超声数据，其中，所述超声探头被对齐以采集对象的膈膜的图像；将所采集的计算机断层摄影数据与所采集的超声数据同步；并且根据所采集的超声数据来确定代用呼吸信号。

[0008] 在另一方面中，一种系统包括计算机断层摄影成像系统，超声成像系统，以及数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器。所述计算机断层摄影成像系统和所述超声成像系

统被配置为同时采集计算机断层摄影成像数据和超声成像数据。所述数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器被配置为对所述超声成像数据进行变换并且确定表示被扫描的患者的实际呼吸周期的代用呼吸周期信号。所述数据同步和四维计算机断层摄影体积处理器被配置为使用所述代用呼吸周期信号来对所述计算机断层摄影成像数据进行变换以构建四维计算机断层摄影数据。

[0009] 在另一方面中,一种计算机可读存储介质被编码有计算机可读指令,所述计算机可读指令在由计算系统的处理器运行时,令所述处理器:同时采集计算机断层摄影数据和超声数据;根据所述超声数据来确定代用呼吸信号;将所采集的计算机断层摄影数据与所采集的超声数据同步;基于所述代用呼吸信号,将所述计算机断层摄影数据的具有相似幅度或相位的图像切片进行分箱;基于对象支撑件位置来对分箱的图像切片进行分类;并且通过将经分类的图像连接成对应于呼吸相位的三维体积来组合经分类的图像切片。

[0010] 本领域普通技术人员在阅读和理解以下详细描述后,将认识到本发明其他方面。

## 附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。

[0012] 图1示出了四幅静态CT图像中感兴趣对象的几何失真。

[0013] 图2示出了4D CT四个不同阶段的运动伪影的示例,其中,目标在不同的位置。

[0014] 图3示出了具有示例运动伪影的患者的肺部、胸部和肩部的4D CT图像。

[0015] 图4示意性地示出了包括CT成像系统、US成像系统以及数据同步和4D CT体积处理器的系统。

[0016] 图5图示了对数据进行分类和组合以生成4D CT数据的范例。

[0017] 图6图示了作为呼吸阶段的函数的1D RF数据的高强度子部分。

[0018] 图7图示了2D超声图像数据中的分割的膈膜表面。

[0019] 图8图示了针对使用超声的用于4D CT的呼吸运动补偿的示例性方法。

## 具体实施方式

[0020] 图4示意性地图示了包括CT成像系统402和超声(US)成像系统404的系统400。成像系统402包括大体固定机架406和旋转机架408,所述旋转机架由固定机架406可旋转地支撑并且关于z轴围绕检查区域410旋转。对象支撑件407,例如卧榻,在检查区域410中支撑目标或对象。

[0021] 辐射源412,例如X-射线管,由旋转机架408可旋转地支撑,随旋转机架408旋转,并且发出穿过检查区域410的辐射。辐射敏感探测器阵列414跨检查区域410与辐射源412相对,对向一角度弧。辐射敏感探测器阵列414探测穿过检查区域410的辐射,并且针对每个探测的辐射生成指示所述辐射的投影数据或信号。

[0022] 重建器416重建信号,并且生成指示位于检查区域410中的对象或目标的被扫描部分的体积图像数据。CT控制台418包括人类可读输出设备(例如监视器)和输入设备(例如键盘、鼠标等)。驻留在CT控制台418上的软件允许操作者经由图形用户接口(GUI)或以其他方

式与CT成像系统402交互和/或操作CT成像系统402。

[0023] US成像系统404包括容纳换能器阵列424的探头422。换能器阵列424包括换能器元件的阵列,每个换能器元件被配置为通过声学窗口426发送US信号并且接收回波信号,所述回波响应于US信号与视场中的结构的相互作用而被创建。换能器阵列424被配置为采集数据,所述数据可以被处理以产生1D、2D和/或3D数据。这包括M模式下的单个单元成像,B模式下的2D成像或B模式下的3D矩阵成像。

[0024] 在所示的示例中,探头422由设备429支撑,该设备在呼吸和扫描期间支撑探头422并将探头422保持在静态已知位置。替代地,将探头422连接到编码的臂,以在呼吸期间使用臂编码器测量其运动。替代地,探头422由机器人臂支撑和引导。替代地,采用光学、电磁(EM)等的跟踪、光学形状感测等的跟踪系统用于跟踪探头422。EM跟踪的范例在2013年12月28日提交的PCT/IB2013/054405中进行了描述,其全部内容通过引用并入本文。

[0025] 在图示的示例中,探头422通过线缆428与US控制台430连接。替代地,探头422可以包括无线接口。超声控制台430,类似于CT控制台418,包括诸如监控器的人类可读的输出设备和诸如键盘、鼠标等的输入设备。此外,类似于CT控制台418,驻留在US控制台430上的软件允许操作者经由图形用户接口(GUI)或以其他方式与成像系统404交互和/或操作成像系统404。

[0026] 数据同步和4D CT体积处理器432处理由CT成像系统402采集的CT数据和由US成像系统404采集的US数据。在使用跟踪系统来跟踪换能器阵列424的位置的情况下,跟踪信息也被提供给数据同步和4D CT体积处理器432。根据该数据,数据同步和4D CT体积处理器432将每个CT切片与US数据(1D、2D或3D)、CT卧榻位置和换能器阵列位置/取向(如果可用的话)相关联。这可以基于数据中的时间戳,同步时钟,单个时钟和/或其他。

[0027] 如下面更详细描述的那样,数据同步和4D CT体积处理器432处理US数据并且根据其来生成代用呼吸信号,所述代用呼吸信号表示呼吸周期的相位。数据同步和4D CT体积处理器432使用该代用呼吸信号来对CT切片进行分类和组合以生成4D CT体积。由于所述代用呼吸信号反映了膈膜的实际移动,因此所述代用呼吸信号与实际呼吸周期良好地相关,减轻了与引入运动伪影的使用肺活量计、标记物、带和产生不与实际的呼吸周期信号良好相关的其他方法相关联的运动信号。

[0028] 图5示出了生成4D CT数据的分类和组合的范例。在图5中,在卧榻位置510、512、514、516、...处采集多组CT切片502、504、506、508、...。每幅图像对应于呼吸相位/幅度。具有相似的(相同或在±10%之内)呼吸信号相位/幅值的切片被分箱(例如,具有幅度526的切片520、522和524被分箱,具有幅度534的切片528、530和532被分箱等)到一起并根据他们的卧榻位置而被分类。数据同步和4D CT体积处理器432将图像连接成对应于信号相位的3D体积536并显示结果。

[0029] 在图示的实施例中,数据同步和4D CT体积处理器432是与CT成像系统402和US成像系统404分离的计算系统(具有处理器,存储器等)的一部分。在另一实施例中,数据同步和4D CT体积处理器432是CT成像系统控制台418和/或US成像系统控制台430的一部分。在又一实施例中,数据同步和4D CT体积处理器432跨CT成像系统402和/或US成像系统404以及一个或多个其他计算系统分布。

[0030] 可以将CT体积数据、US数据(1D、2D和/或3D)、跟踪数据(如果采集了的话)、代用呼

吸信号、3D体积53、4D CT数据、和/或其他数据作为电子格式数据存储在数据存储仓库中。合适的数据仓库的范例包括图片存档及通信系统(PACS) , 放射学信息系统(RIS) , 医院信息系统(HIS) , 电子病历(EMR) , 数据库, 服务器等。该数据也可以利用CT成像系统402和/或US成像系统404来存储。

[0031] 如以上简要描述的那样, 数据同步和4D CT体积处理器432处理US数据以从其生成代用储存库信号。以下描述使用1D、2D和3D US数据来生成代用储存库信号的非限制性示例。

[0032] 当在M模式中使用单个换能器元件来采集数据的情况下, 所采集的US数据将包括对应于膈膜界面的RF数据中的高强度子部分, 其是超回波的。作为其示例, 如图6所示, 其中, RF数据604的高强度子部分602以t=0处的位置606为中心。

[0033] 高强度子部分602将在呼吸周期期间在RF数据604中移动。图6中还示出了这样的示例, 其中, 子部分602被移位并且现在以t=x处的位置608为中心。位置606和608之间的差异表示偏移610并且对应于膈膜运动或呼吸周期。图6还示出了针对多个呼吸周期618、620...的相对于位置606的随时间616相对于基线呼吸阶段的运动614(即, 移位610)的曲线612。

[0034] 在该示例中, RF数据604中的高强度子部分602的移动(例如, 移位610)被用作膈膜移动的指示符并且被用作呼吸周期的代用项。已知的和/或其他运动检测算法可以用于RF数据604中的602的运动检测, 诸如互相关或1D Demons。在该范例中, 如本文中所讨论, 单元件换能器可以相对于患者的身体在空间中固定(如图4所示)。

[0035] 在CT扫描期间以B模式采集2D US图像的情况下, 每个CT切片与一个B模式图像相关联。然后基于一种或多种方法来生成代用信号。

[0036] 在一种方法中, B模式图像中的膈膜表面被分割。图7中示出了其范例。在图7中, 表面702表示经分割的膈膜。然后测量膈膜运动并且经由基线进行比较, 要么通过时间t时的膈膜位置与时间0时的基线膈膜位置之间的绝对距离测量结果, 要么通过时间t与t-1之间的增量膈膜运动的加和来进行。

[0037] 在另一种方法中, 计算时间t处的B模式图像与基线B模式图像(时间0处)的互相关, 并将所述互相关的值用作代用信号。利用该方法, 随着膈膜的移动, 其造成时间t处的图像与基线图像之间的去相关。在这两种情况下, 如本文所述, 探头422优选相对于患者的身体固定或者被跟踪。

[0038] 在CT扫描期间在B模式下采集3D US体积图像数据的情况下, 每个CT切片与B模式体积相关联。代用信号是基于一种或多种方法来生成的。

[0039] 在一种方法中, 在B模式体积中的膈膜表面被分割。然后测量膈膜运动并且将其与基线体积进行比较, 要么通过时间t时的膈膜位置与时间0时的基线膈膜位置之间的绝对距离测量结果, 要么通过时间t与t-1之间的增量膈膜运动的加和来进行。

[0040] 在另一种方法中, 计算时间t处的B模式体积与基线B模式体积(时间0处)的互相关, 并将所述互相关的值用作代用信号。利用该方法, 随着膈膜的移动, 其造成时间t处的图像与基线图像之间的去相关。在这两种情况下, 如本文中所描述, 探头422是固定的或者是跟踪的。

[0041] 图8图示了使用M模式中的单个换能器阵列424元件来生成和使用呼吸信号的示例

性方法。

[0042] 要理解,以上动作的顺序不是限制性的。这样,本文中预期其他顺序。另外,可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个额外的动作。

[0043] 在802处,将患者定位于检查区域410中的对象支撑件420上以进行扫描。

[0044] 在804处,超声成像系统404的超声探头422被合适地定位在患者身上以采集膈膜的图像(例如,肋间或肋下是两种可能性)。

[0045] 在806处,超声探头422相对于对象的位置跟踪的或固定的,如本文和/或其他方面所讨论的。

[0046] 在808处,将CT成像系统102和US成像系统104与数据同步和4D CT体积处理器432接口连接。

[0047] 在810处,在患者正常呼吸时执行CT扫描和US扫描。

[0048] 在812处,从所采集的US数据生成代用呼吸信号。如本文中所述,可以根据1D、2D和/或3D US数据来生成代用呼吸信号。

[0049] 在814处,数据同步和4D CT体积处理器432采用代用呼吸信号来对CT切片进行分类和组合以生成4D CT体积数据。

[0050] 以上可以通过编码或嵌入在非瞬态计算机可读存储介质(物理存储器,并且不包括信号、载波和其他瞬态介质)上的计算机可读指令来实现,其在由(一个或多个)计算机处理器(例如,微处理器、控制器等)运行时,使所述(一个或多个)计算机处理器执行所描述的动作。额外地或者替代地,所述计算机可读指令中的至少一个由信号、载波或其他瞬态介质所承载。

[0051] 本文中参考各实施例描述了本发明。他人在阅读本文中的描述之后可以做出修改和变型。旨在将本发明理解为包括所有这样的修改和变更,只要它们落在所附权利要求或其等价物的范围之内。

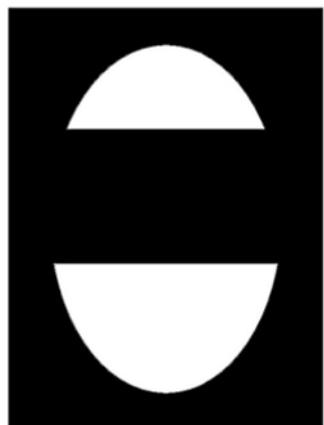


图1

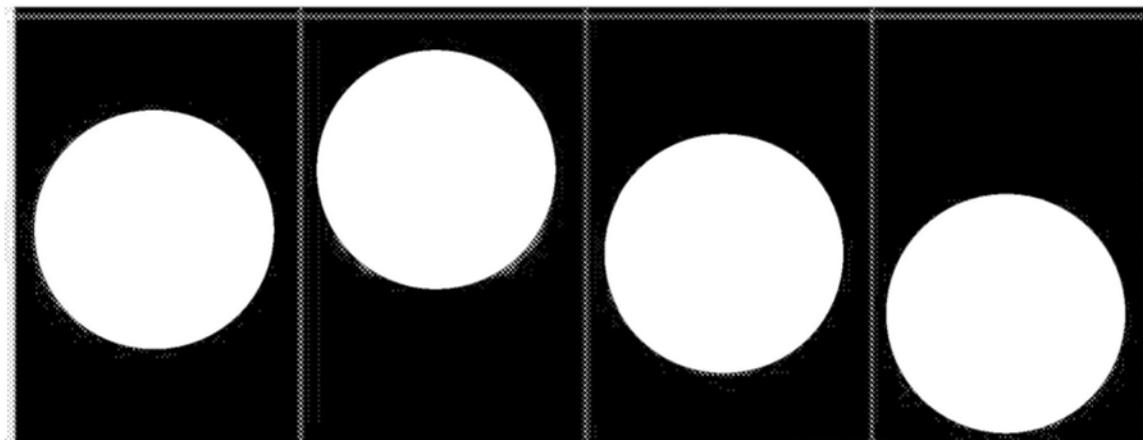


图2

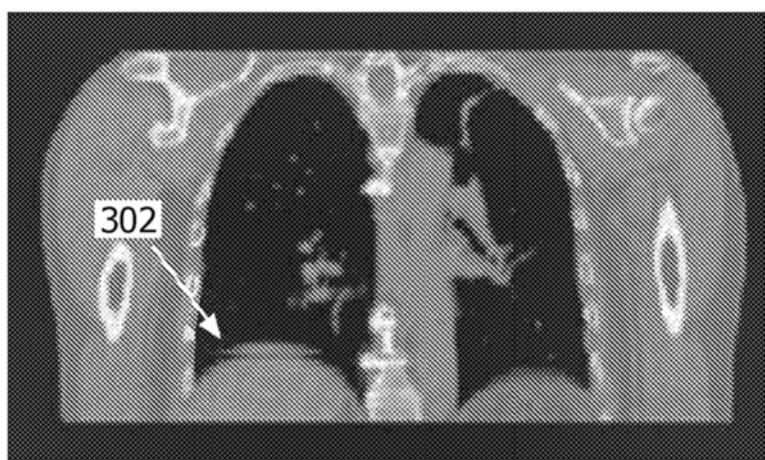


图3

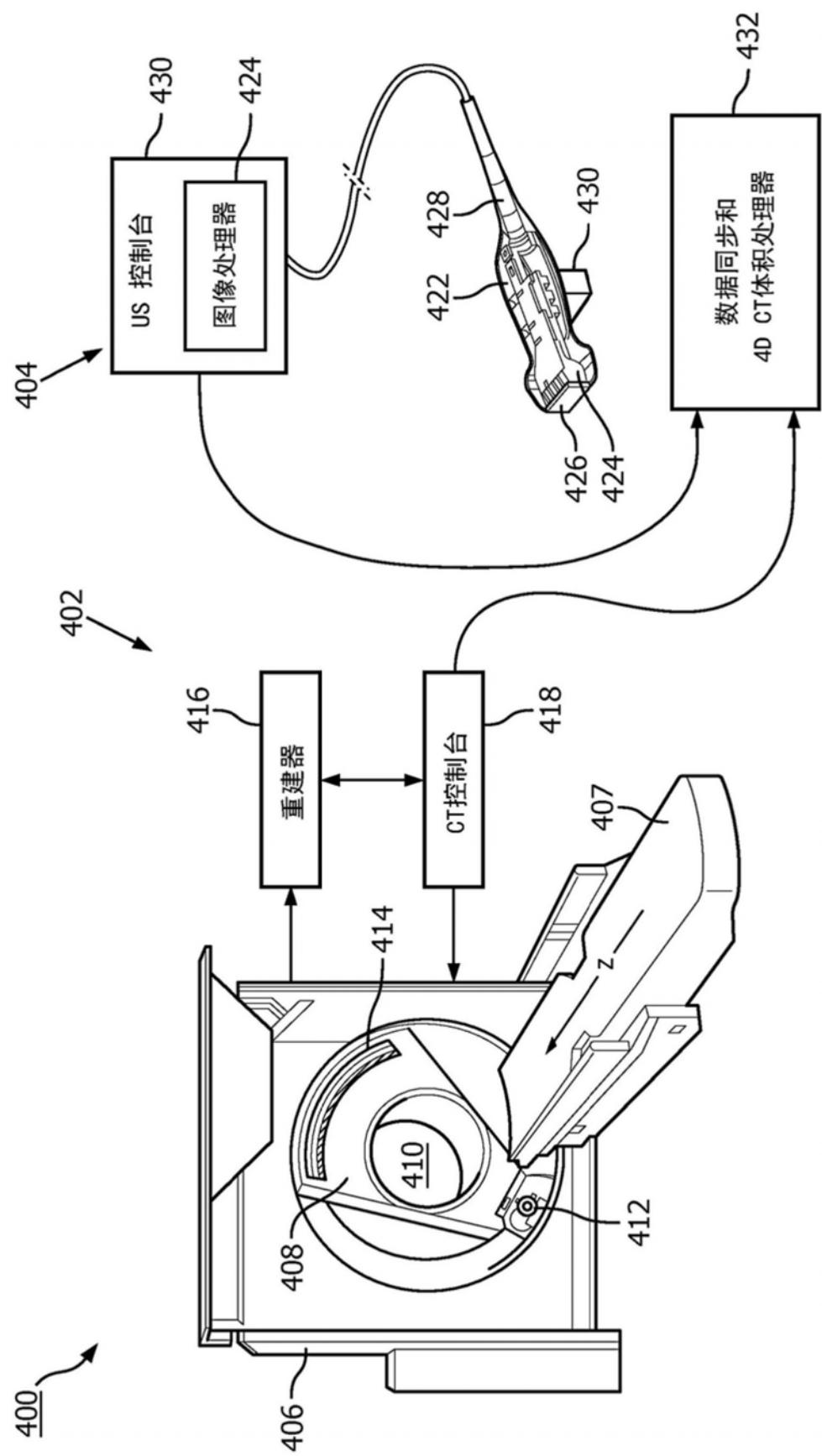


图4

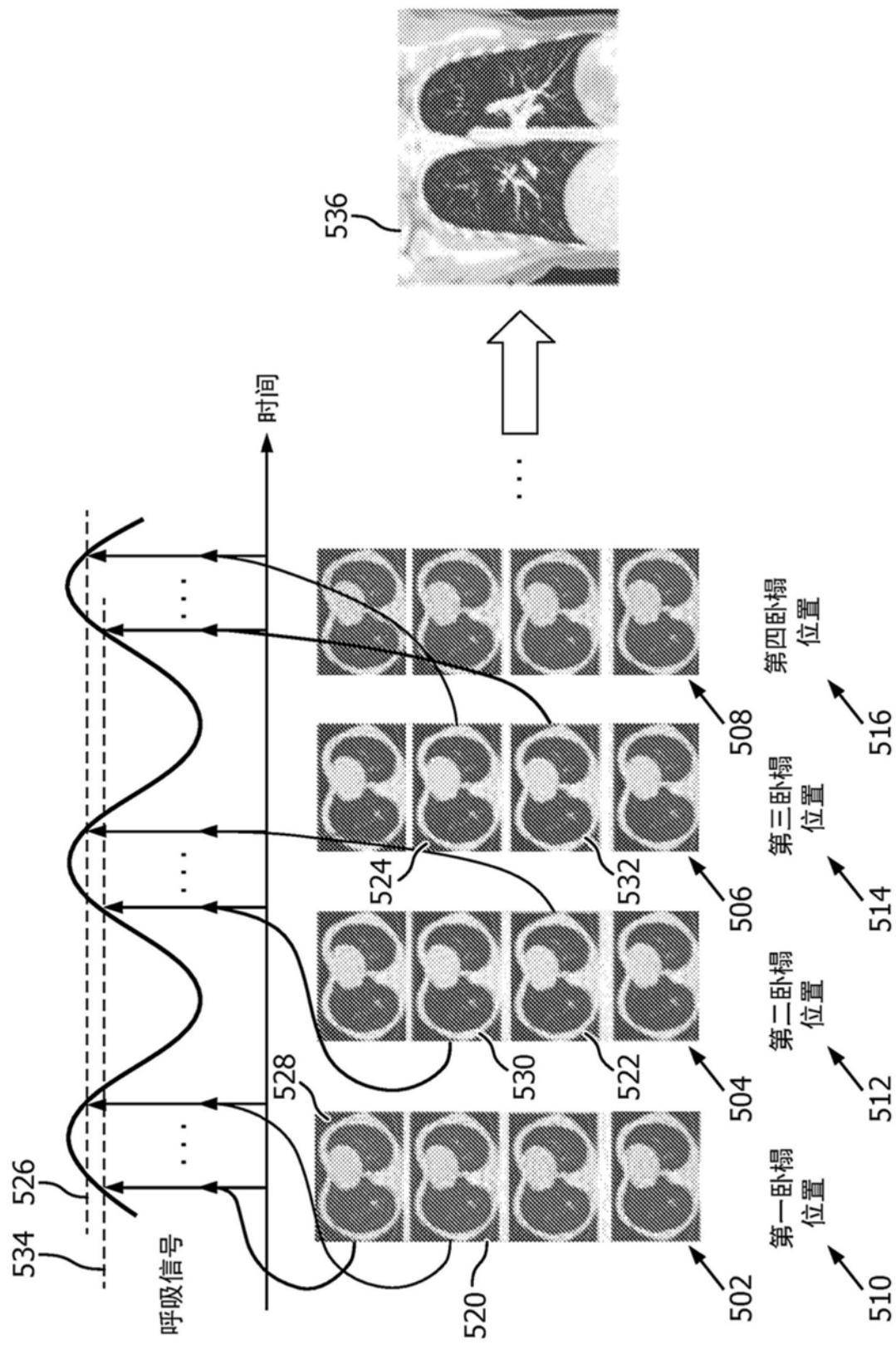


图5

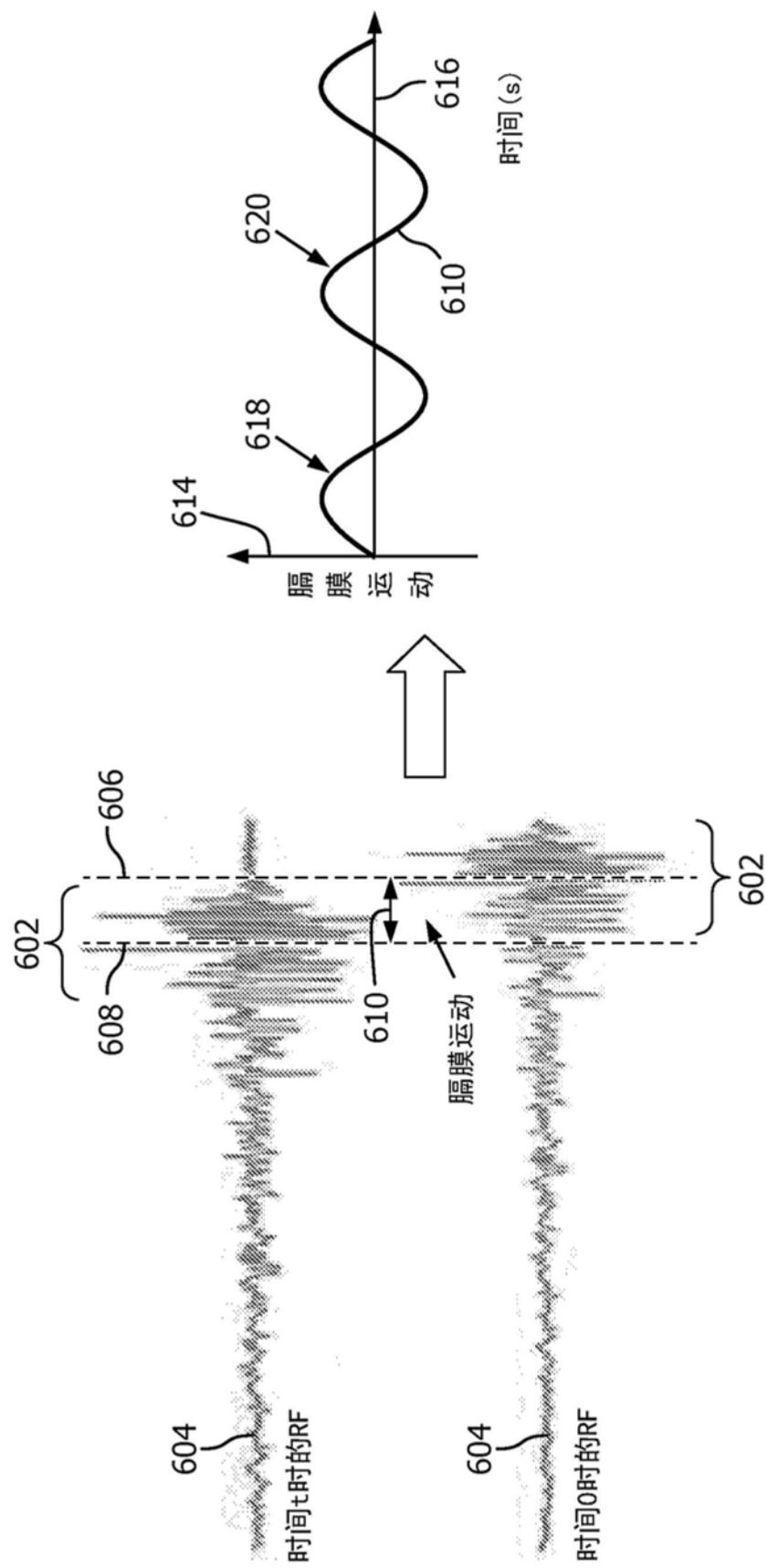


图6

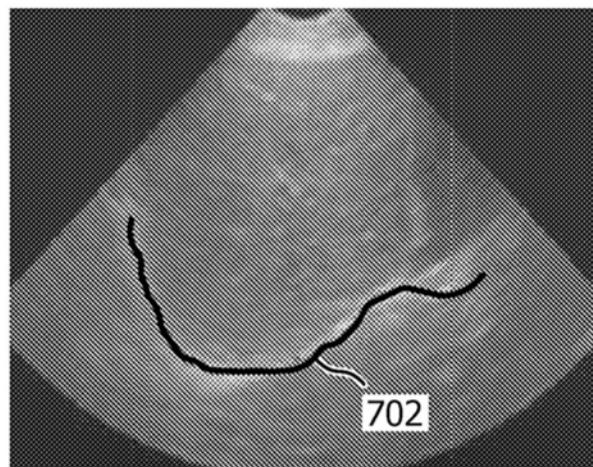


图7

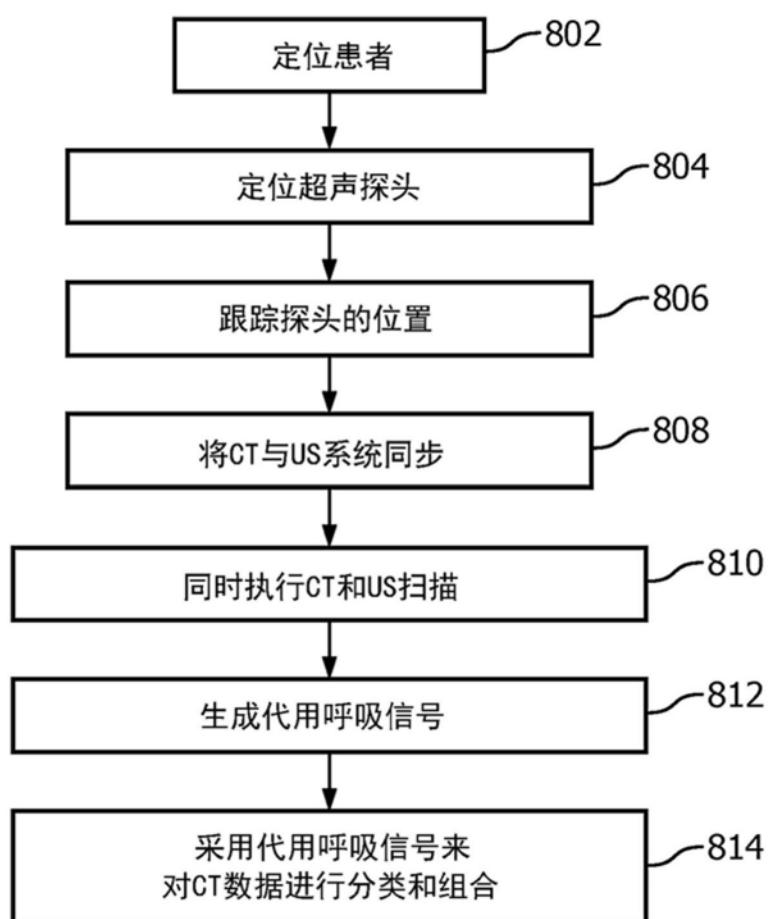


图8