



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103565471 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 12

(21) 申请号 201310315571. X

(22) 申请日 2013. 07. 25

(30) 优先权数据

13/557, 603 2012. 07. 25 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 C. F. 佩里 D. J. 巴克顿

P. 法尔肯萨默

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐予红 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

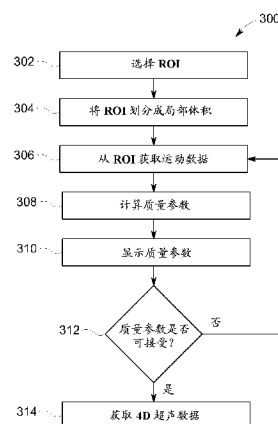
权利要求书1页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

超声成像系统和方法

(57) 摘要

一种超声成像系统和方法包括获取感兴趣区域(ROI)的运动数据。该系统和方法包括基于运动数据来计算质量参数,其中该质量参数指示ROI中的非期望运动量。该系统和方法包括基于质量参数来执行动作。



1. 一种超声成像的方法,其包括:  
将感兴趣区域(ROI)划分成多个局部体积;  
从所述多个局部体积的每一个获取 4D 超声数据;  
在获取所述 4D 超声数据的过程期间从所述多个局部体积的至少其中之一获取运动数据;  
在获取所述 4D 超声数据的过程期间计算质量参数,其中所述质量参数基于所述运动数据,并表示所述 ROI 中非期望运动量;以及  
基于所述质量参数来执行动作。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则获取所述多个局部体积的每一个局部体积的附加 4D 超声数据。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则获取所述多个局部体积的仅其中之一的附加 4D 超声数据。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述执行动作包括,如果所述质量参数可接受,则在预定时间量之后,停止从所述局部体积的每一个局部体积获取 4D 超声数据。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则停止从所述局部体积的每一个局部体积获取 4D 超声数据。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述获取运动数据包括,获取所述多个局部体积的每一个的运动数据。
7. 如权利要求 6 所述的方法,其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则获取所述多个局部体积的仅其中之一的附加 4D 超声数据。
8. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述执行动作包括,如果所述质量参数可接受,则显示基于所述 4D 超声数据的图像。
9. 如权利要求 1 所述的方法,还包括在获取所述 4D 超声数据的过程期间显示所述质量参数。
10. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述获取运动数据包括获取 M 模式数据或合成 M 模式数据。

## 超声成像系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开一般涉及用于基于运动数据计算质量参数的超声成像系统和方法。

### 背景技术

[0002] 与当前一代超声系统耦合的常规 2D 矩阵阵列探头不够快速以便获取具有对应用(例如胎儿心脏成像)所需的时间和空间分辨率的临床适合的体积大小。根据当前实践,已开发一种方法将期望的感兴趣区域(ROI)划分成两个或更多个局部体积。在多个心脏周期上对这些局部体积的每一个收集数据,然后通过空间和时间上将从每个局部体积获取的体积缝合在一起来重构完整的 4D 体积序列。最终的 4D 超声数据包含来自所有局部体积的多个心脏阶段的数据。

[0003] ROI 中解剖体与探头之间的相对运动可能导致运动伪影,该运动伪影显著地降低了 4D 超声数据的质量。为了获取并生成高质量图像,重要的在于超声探头的位置不会相对于正在成像的解剖结构(例如心脏)移动。如果在获取期间发生相对移动,则最终的 4D 超声数据可能包含在查看根据 4D 超声数据生成的图像时可见为不连续的空间伪影和 / 或时间伪影。

[0004] 因为获取期间的运动可能导致图像伪影,所以获取带有尽可能少的非期望运动的 4D 超声是重要的。当获取作为一组局部体积的心脏的 4D 超声数据时,必要的是在多个心动周期上执行获取。如果出现任何非期望的运动,则通常将仅在完成获取之后查看电影图像或随时间推移的图像的序列时才将能检测到该非期望的运动。如果伪影足够严重,则它可能致使 4D 超声数据不可使用。如果情况如此,则对操作员来说可能必须重新获取 4D 超声数据一次或多次。根据常规系统,操作员可能被迫反复地完成多次获取,之后才能成功地获取可接受的 4D 超声数据。重复的获取浪费时间,并且对于操作员和患者来说都是不方便的。

[0005] 出于这些和其他原因,期望一种改进的方法和超声成像系统以用于获取 4D 超声数据。

### 发明内容

[0006] 本文中解决上文提到的不足、缺点和问题,通过阅读和了解下文说明书将对此进行理解。

[0007] 在实施例中,一种超声成像方法包括将感兴趣区域(ROI)划分成多个局部体积。该方法包括从多个局部体积中的每个局部体积获取 4D 超声数据,并在获取 4D 超声数据的过程期间从多个局部体积的至少其中之一获取运动数据。该方法包括在获取 4D 超声数据的过程期间计算质量参数。该质量参数基于运动数据,并表示 ROI 中非期望运动量。该方法包括基于质量参数来执行动作。

[0008] 在实施例中,一种超声成像方法包括将感兴趣区域分成多个局部体积,并从 ROI 获取运动数据。该方法包括基于运动数据来计算质量参数。该质量参数指示 ROI 中非期望

运动量。该方法包括如果质量参数可接受,则获取多个局部体积的每一个局部体积的 4D 超声数据。

[0009] 在另一个实施例中,超声成像系统包括探头、显示装置以及与探头和显示装置进行电子通信的处理器。该处理器配置成将感兴趣区域(ROI)划分成多个局部体积,并从多个局部体积的每一个局部体积获取 4D 超声数据。该处理器配置成在获取 4D 超声数据的过程期间从多个局部体积的至少其中之一获取运动数据。该处理器配置成基于运动数据计算质量参数,确定质量参数是否可接受,并基于质量参数来执行动作。

[0010] 根据附图及其详细描述,本发明的多种其他特征、目的和优点将对本领域技术人员变得显而易见。

[0011] 根据本公开的一方面,一种超声成像的方法,其包括:将感兴趣区域(ROI)划分成多个局部体积;从所述多个局部体积的每一个获取 4D 超声数据;在获取所述 4D 超声数据的过程期间从所述多个局部体积的至少其中之一获取运动数据;在获取所述 4D 超声数据的过程期间计算质量参数,其中所述质量参数基于所述运动数据,并表示所述 ROI 中非期望运动量;以及基于所述质量参数来执行动作。

[0012] 其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则获取所述多个局部体积的每一个局部体积的附加 4D 超声数据。

[0013] 其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则获取所述多个局部体积的仅其中之一的附加 4D 超声数据。

[0014] 其中所述执行动作包括,如果所述质量参数可接受,则在预定时间量之后,停止从所述局部体积的每一个局部体积获取 4D 超声数据。

[0015] 其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则停止从所述局部体积的每一个局部体积获取 4D 超声数据。

[0016] 其中所述获取运动数据包括,获取所述多个局部体积的每一个的运动数据。

[0017] 其中所述执行动作包括,如果所述质量参数不可接受,则获取所述多个局部体积的仅其中之一的附加 4D 超声数据。

[0018] 其中所述执行动作包括,如果所述质量参数可接受,则显示基于所述 4D 超声数据的图像。

[0019] 还包括在获取所述 4D 超声数据的过程期间显示所述质量参数。

[0020] 其中所述获取运动数据包括获取 M 模式数据或合成 M 模式数据。

[0021] 其中所述获取运动数据包括对所述 4D 超声数据执行相关技术。

[0022] 根据本发明的另一方面,一种超声成像的方法,其包括:将感兴趣区域(ROI)划分成多个局部体积;从所述 ROI 获取运动数据;基于所述运动数据来计算质量参数,其中所述质量参数指示所述 ROI 中的非期望运动量;以及如果所述质量参数可接受,则获取所述多个局部体积的每一个局部体积的 4D 超声数据。

[0023] 还包括如果所述质量参数可接受,则显示基于所述 4D 超声数据的图像。

[0024] 根据本发明的又一方面,一种超声成像系统,其包括:探头;显示装置;以及与所述探头和所述显示装置进行电子通信的处理器,其中所述处理器配置成:将感兴趣区域(ROI)划分成多个局部体积;获取所述多个局部体积的每一个的 4D 超声数据;在获取所述 4D 超声数据的过程期间从所述多个局部体积的至少其中之一获取运动数据;基于所述

运动数据来计算质量参数；确定所述质量参数是否可接受；以及基于所述质量参数执行动作。

[0025] 其中所述处理器配置成在获取 4D 超声数据的过程期间以实时方式反复地计算并更新所述质量参数。

[0026] 其中所述动作包括，自动地获取所述多个局部体积的每一个局部体积的 4D 超声数据，直到所述质量参数在预定时间量内可接受为止。

[0027] 其中所述处理器配置成在所述显示装置上显示所述质量参数。

[0028] 其中所述动作包括如果所述质量参数可接受，则显示基于所述 4D 超声数据的图像。

[0029] 其中所述动作包括如果所述质量参数不可接受，则自动地获取所述多个局部体积的至少其中之一的附加 4D 超声数据。

[0030] 其中所述动作包括如果所述质量参数不可接受，则自动地停止获取所述 4D 超声数据。

### 附图说明

[0031] 图 1 是根据实施例的超声成像系统的示意图；

图 2 是根据实施例的体积的示意性表示；

图 3 是根据实施例的方法的流程图；

图 4 是根据实施例的示出随时间推移的 M 模式扫迹的图形；以及

图 5 是根据实施例的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0032] 在下文的详细描述中，参考了附图，这些附图构成描述的一部分并且在附图中以说明方式示出了可以实施的特定实施例。这些实施例得以足够详细地描述，以使本领域技术人员能够实施这些实施例，并且要理解，可以利用其他实施例，以及在不背离这些实施例的范围的前提下可以进行逻辑、机械、电和其他的改变。因此，下文详细描述不应视为限制本发明的范围。

[0033] 图 1 是根据实施例的超声成像系统 100 的示意图。超声成像系统 100 包括驱动探头 106 内的元件 104 以将脉冲调制的超声波信号发射到人体(未示出)的发射器 102 和发射波束形成器 101。根据实施例，探头 106 可以是 2D 矩阵阵列探头。但是，根据其他实施例，可以使用能够获取四维(4D)超声数据的任何其他类型的探头。对于本公开来说，术语四维超声数据或 4D 超声数据定义为包括在时间段上获取的包括多个 3D 体积的超声数据。4D 超声数据包含示出 3D 体积如何随时间推移而变化的信息。仍参考图 1，脉冲调制的超声波信号从身体中的结构(如血液细胞或肌肉组织)反向散射，以产生回波，该回波返回到元件 104。元件 104 将回波转换成电信号或超声数据，并且接收器 108 接收该电信号。表示接收的回波的电信号通过接收波束形成器 110，波束形成器 110 输出超声数据。根据一些实施例，探头 106 可以包含执行发射和 / 或接收波束形成的全部或部分的电路。例如，可以将发射波束形成器 101、发射器 102、接收器 108 和接收波束形成器 110 的全部或部分置于探头 106 内。在本公开中还可以使用术语“扫描”或“扫描中”来指通过发射和接收超声波信号

的过程来获取数据。在本公开中还可以使用术语“数据”来指利用超声成像系统获取的一个或多个数据集。用户接口 115 可以用于控制超声成像系统 100 的操作,包括控制患者数据的输入、更改扫描或显示参数等。

[0034] 超声成像系统 100 还包括控制发射波束形成器 101、发射器 102、接收器 108 和接收波束形成器 110 的处理器 116。处理器 116 与探头 106 进行电子通信。对于本公开来说,术语“电子通信”可以定义为包括有线连接和无线连接两者。处理器 116 可以控制探头 106 以获取数据。处理器 116 控制元件 104 中哪些元件处于活动的,以及从探头 106 发射的波束的形状。处理器 116 还与显示装置 118 进行电子通信,以及处理器 116 可以将数据处理成图像以用于在显示装置 118 上显示。根据实施例,处理器 116 可以包括中央处理器(CPU)。根据其他实施例,处理器 116 可以包括能够执行处理功能的其他电子组件,例如数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)或图形板(graphic board)。根据其他实施例,处理器 116 可以包括能够执行处理功能的多个电子组件。例如,处理器 116 可以包括选自包括如下的电子组件列表的两个或更多个电子组件:中央处理器、数字信号处理器、现场可编程门阵列和图形板。根据另一个实施例,处理器 116 还可以包括将 RF 数据解调并生成原始数据的复解调器(未示出)。在另一个实施例中,可以在处理链中较早地执行解调。使处理器 116 适合根据多个可选择的超声模式执行对数据的一个或多个处理操作。该数据可以在扫描会话期间在接收回波信号时实时地进行处理。对于本公开来说,术语“实时”定义为包括无任何有意延迟地执行的过程。例如,实施例可以按 7-20 个体积/秒的实时速率获取图像。但是,应该理解实时体积速率可取决于获取用于显示的每个体积的数据所花费的时间长度。相应地,当获取相对较大体积的数据时,实时体积速率可能较慢。由此,一些实施例可以具有大大地快于 20 个体积/秒的实时体积速率,而其他一些实施例可以具有慢于 7 个体积/秒的实时体积速率。在扫描会话期间可以将数据临时性地存储在缓冲器(未示出)中,并在实况(live)或离线操作中次于实时地进行处理。本发明的一些实施例可以包括多个处理器(未示出)以处置根据上文描述的示范实施例的处理器 116 所处置的处理任务。例如,第一处理器可以用于将 RF 信号解调并对其十中抽一(decimate),而第二处理器可以用于在显示图像之前进一步处理数据。应该认识到,其他实施例可以使用处理器的不同布置。

[0035] 超声成像系统 100 可以连续地按例如 10 Hz 至 30 Hz 的体积速率获取数据。可以采用相似的帧速率刷新根据该数据生成的图像。其他实施例可以采用不同的速率获取和显示数据。例如,一些实施例可以按小于 10 Hz 或大于 30 Hz 的体积速率来获取数据,这取决于体积的大小和预期的应用。包括存储器 120 以用于存储经处理的体积的所获取的数据。在示范实施例中,存储器 120 具有足够容量以存储相当于至少若干秒的体积的超声数据。体积的数据以利于根据其获取次序或时间对其进行检索的方式来存储。存储器 120 可以包括任何公知的数据存储介质。

[0036] 可选地,本发明的实施例可以利用对比剂来实现。当使用包含微泡的超声对比剂时,对比成像生成身体中解剖结构和血流的增强的图像。在使用对比剂时获取数据之后,图像分析包括分离谐波和线性分量,增强谐波分量并通过利用增强的谐波分量来生成超声图像。使用适合的滤波器来执行从接收的信号分离谐波分量。使用对比剂来进行超声成像是本领域技术人员所公知的,并因此将不予进一步详细地描述。

[0037] 在本发明的各种实施例中,可以由处理器 116 通过其他或不同的模式相关的模块

(例如, B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率等)来处理数据以形成 2D 或 3D 数据。例如, 一个或多个模块可以生成 B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率及其组合等。存储图像波束和 / 或体积, 并且可以记录指示该数据被获取在存储器的时间的定时信息。该模块可以包括, 例如扫描转换模块, 以用于执行将图像体积从波束空间坐标转换到显示空间坐标的扫描转换操作。可以提供视频处理器模块, 该视频处理器模块从存储器读取图像体积并在对患者执行过程的同时实时地显示图像。视频处理器模块可以将图像存储在图像存储器中, 从该图像存储器中读取并显示图像。

[0038] 图 2 是根据实施例的体积的示意性表示。体积 200 可以由图 1 所示的探头 106 获取并且如前文所述, 探头 106 可以是 2D 矩阵阵列。体积 200 可以基于其相对于探头 106 的尺度来定义。例如, 高程方向 202、深度方向 204 和方位角方向 206 全部是相对于体积 200 来示出的。正如下文将详细描述, 体积 200 包括第一局部体积 208、第二局部体积 210 和第三局部体积 212。

[0039] 图 3 是根据示范实施例的方法的流程图。该流程图的单独的框表示可以根据方法 300 执行的步骤。附加实施例可以按不同的顺序执行所示的步骤和 / 或附加实施例可以包括图 3 中未示出的附加步骤。方法 300 的技术效果是基于从感兴趣区域(下文称为 ROI)获取的运动数据计算质量参数。方法 300 将根据其中方法 300 由图 1 的超声成像系统 100 的处理器 116 来实现的示范实施例来描述。此外, 方法 300 将根据其中在三个局部体积中获取胎儿心脏的 4D 超声数据的实施例来描述。本领域技术人员应该认识到, 方法 300 还可以用于获取其他器官或解剖结构的 4D 超声数据。方法 300 还可以用于获取具有不同数量局部体积的 ROI 的 4D 超声数据。例如, 方法 300 可以用于获取具有少如 2 个局部体积的 ROI 或具有多于 3 个局部体积的 ROI 的 4D 超声数据。

[0040] 参考图 1、图 2 和图 3, 在步骤 302 处, 用户选择例如体积 200 的 ROI。用户可以基于通过用户接口 115 的输入选择 ROI 的范围。ROI 可以选择为示出正在检查的器官或组织的一些或全部。根据示范实施例, ROI 可以选择为包括胎儿心脏。根据其他实施例, ROI 可以选择为包括其他器官, 包括成人心脏。

[0041] 在步骤 304 处, 处理器 116 将 ROI 分成多个局部体积, 例如第一局部体积 208、第二局部体积 210 和第三局部体积 212。处理器 116 可以确定如何基于 4D 超声数据的期望特征、超声成像系统 100 的技术规范或基于通过用户接口 115 接收的用户输入将体积 200 划分成局部体积。例如, 用户可以通过用户接口 115 选择 4D 超声数据的期望特征。这些特征可以包括如时间分辨率、线密度、总获取时间等的变量。处理器 116 可以将 4D 超声数据的期望特征与超声成像系统 100 的技术规范进行比较。例如, 根据其中 ROI 包括胎儿心脏的示范实施例, 处理器 116 可以计算必需多少个局部体积以便于得到整个 ROI 的期望的线密度和时间分辨率或刷新率。根据该示范实施例, 处理器 116 将 ROI 划分成 3 个局部体积。但是, 本领域技术人员应该认识到, 根据其他实施例, 可以将 ROI 划分成不同数量的局部体积。根据其他实施例, 局部体积的形状和 / 或朝向也可以不同。

[0042] 接下来, 在步骤 306 处, 处理器 116 控制 ROI 的运动数据的获取。根据示范实施例, 处理器 116 可以控制探头 106 以获取局部体积 208、210、212 中的一个或多个的 M 模式数据。例如, 可以对第一局部体积 208 沿着第一线 214 获取 M 模式数据, 可以对第二局部体

积 210 沿着第二线 216 获取 M 模式数据,以及可以对第三局部体积 212 沿着第三线 218 获取 M 模式数据。根据其他实施例,可以在方法 300 期间从局部体积的仅其中之一获取运动数据。

[0043] 在步骤 308 处,处理器 116 基于步骤 306 处获取的运动数据来计算质量参数。根据实施例,处理器 116 可以通过分析任何非期望移动的运动数据来计算质量参数。下文将结合图 4 来描述计算质量参数的示范方法。处理器 116 然后在步骤 310 处显示基于运动数据计算的质量参数。接下来,在步骤 312 处,处理器 116 确定质量参数是否可接受。如果质量参数不可接受,则方法 300 返回到步骤 306。步骤 306、308、310 和 312 可以重复多次,直到基于最近获取的运动数据的质量参数可接受为止。

[0044] 但是,如果步骤 312 处,处理器 116 确定质量参数可接受,因此指示 ROI 内的非期望移动小于阈值量,则方法 300 前进到步骤 314,其中获取 ROI 的 4D 超声数据。根据其他实施例,可以省略步骤 310,并且处理器 116 可以确定质量参数是否可接受而不显示质量参数。

[0045] 图 4 是根据实施例的随时间推移的 M 模式扫迹的图形。图形 400 表示 y 方向 402 上的深度和 x 方向 404 上的标准时间。图形 400 中每列像素表示单个 M 模式获取或扫迹。M 模式扫迹表示单个线的超声数据,并且图形 400 中表示每个扫迹。沿着 x 方向 404 的标准时间从左向右增加,这意味着图形 400 示出 M 模式扫迹随时间推移如何变化。根据示范实施例,图形 400 可以示出沿着第一线 214、第二线 216 或第三线 218 的任何其中之一获取的 M 模式扫迹。图形 400 示出其中在多个心动周期的期间上对心脏区域获取 M 模式扫迹的实施例。图形 400 低于线 406 的第一部分 405 示出周期性运动。根据实施例,此周期性运动可对应于患者心脏的有节律跳动。存在第一部分 405 中包含的大约 10 个心动周期的运动数据。图形 400 的第一部分 405 示出展示健康患者中的周期性运动的的心脏一部分。因此,不需要对第一部分 405 分析非期望的运动。但是,线 406 上方的第二部分 408 包含未经历与规律性生理运动一致的周期性运动的解剖体。因此,期望对图形 400 的第二部分 408 表示的 M 模式数据的部分分析运动。

[0046] 根据实施例,处理器 116 可以对该运动数据执行快速傅立叶变换,以便将经历周期性运动的数据部分(如第一部分 405 所表示的数据)从未经历周期性运动的数据部分(例如第二部分 408 所表示的数据)分离。快速傅立叶变换在频域中表示运动数据,并使处理器 116 能够容易地识别展示周期性生理运动(例如跳动的心脏)预期的频率范围内的周期性运动的数据部分。同样地,处理器 116 可以容易地识别与未展示周期性生理运动的区域对应的运动数据。根据图形 400 中所示的示例,处理器 116 将线 406 下方的运动数据识别为展示周期性运动以及将线 406 上方的运动数据识别为未展示周期性运动。

[0047] 然后,处理器 116 可以分析线 406 上方的第二部分 408 所表示的数据。虽然仍在频域中,但是处理器 116 可以分析运动数据以识别任何非期望的移动。假定组织没在移动,以及探头 106 保持在静止位置中,图形 400 的第二部分 408 所表示的运动数据不应显示出显著的运动。因此,处理器 116 可以在运动数据内搜索运动数据的这个子集内的变化。本领域技术人员将认识到,探头 106 与正在成像的解剖体之间绝对零移动几乎是不可能的。因此,调整阈值或滤波器以仅识别可能由运动导致的某个量值以上的移动可为必要的。此阈值或滤波器的设置可以基于试验研究来确定。

[0048] 图形 400 包括示出非期望运动的区域 410。有关第二部分 408,表示标准时间的水平方向上应该有最小变化,但是,在区域 410 处,显著的不连续是可见的。区域 410 包括在探头 106 与正检查的组织之间在深度 412 处有相对移动时获取的 M 模式数据。虽然图形 400 上以图形形式表示第二区域 408,但是应该认识到,处理器 116 可以通过检查运动数据的快速傅立叶变换来识别存在示出非期望运动的区域。对于处理器 116 来说,生成如图形 400 的图形以便识别非期望的运动并非必不可少的。

[0049] 根据实施例,可以对每个局部体积获取的运动数据重复上文结合图 4 描述的分析。换言之,因为可以沿着线 214、216 和 218 来获取运动数据,所以处理器 116 可以独立地分析沿着线 214、线 216 和线 218 获取的运动数据。如先前描述,沿着第一线 214 获取的运动数据表示第一局部体积 208,沿着第二线 216 获取的运动数据表示第二局部体积 210,以及沿着第三线 218 获取的运动数据表示第三局部体积 212。因此,通过分析来自每个局部体积的运动数据,处理器 116 可以确定局部体积中任何一个中是否存在非期望的运动。

[0050] 本领域技术人员应该认识到,如上所述,在频域中分析 M 模式数据仅是分析非期望运动的运动数据的一个示范方式,并且其他实施例可以使用识别运动数据中的非期望运动的其他技术。

[0051] 返回参考图 3,在步骤 310 处,处理器 116 在显示装置 118 上显示步骤 308 处计算的质量参数。根据各种实施例,可以将质量参数显示为图标或颜色编码的指示符。例如,如果质量参数在可接受的范围内,则可以显示第一图标,以及如果质量参数在可接受的范围外,则可以显示第二图标。质量参数可以包括颜色编码的和图标形状两者,以便识别质量参数的状态。用户可以观察显示装置上显示的质量参数以获取有关 ROI 与探头 106 之间的非期望运动是否在可接受水平内的反馈。

[0052] 图 5 是根据示范实施例的方法的流程图。该流程图的单独框表示可以根据方法 500 执行的步骤。附加实施例可以按不同的顺序执行所示的步骤和 / 或附加实施例可以包括图 5 中未示出的附加步骤。方法 500 的技术效果是基于 ROI 内的运动计算计算质量参数。方法 500 将根据示范实施例来描述,其中该方法由图 1 的超声成像系统 100 的处理器 116 来实现。此外,方法 500 将根据其中在三个局部体积中获取心脏的 4D 超声数据的实施例来描述。

[0053] 参考图 1、图 2 和图 5,在步骤 502 处,用户选择例如该 ROI 的 ROI。用户可以基于通过用户接口 115 的输入选择 ROI 的范围。

[0054] 在步骤 504 处,处理器 116 将 ROI 分成多个局部体积,例如第一局部体积 208、第二局部体积 210 和第三局部体积 212。处理器 116 可以确定如何基于 4D 超声数据的期望特征、超声成像系统 100 的技术规范或基于通过用户接口 115 的用户输入将 ROI 划分成局部体积。根据示范实施例,ROI 可以包含胎儿心脏。处理器 116 可以计算需要多少个局部体积以便于得到整个 ROI 的期望的线密度和时间分辨率或刷新率。本领域技术人员应该认识到,根据其他实施例,可以将 ROI 划分成不同数量的局部体积。根据其他实施例,局部体积的形状和 / 或朝向也可以不同。

[0055] 接下来,在步骤 506 处,处理器 116 控制超声成像系统 100 中的特定组件以便获取局部体积之一的超声数据。根据实施例,处理器 116 控制发射波束形成器 101、发射器 102、探头 106、接收器 108 和接收波束形成器 110 以通过获取第一局部体积 208 的体积的超声数

据来开始。接下来,在获取第一局部体积 208 的体积的数据之后,方法 300 前进到步骤 508,其中处理器 116 控制对局部体积 208、210、212 至少其中之一运动数据的获取。根据示范实施例,处理器 116 可以控制探头 106 以对局部体积 208、210、212 中每一个获取一个或多个线的 M 模式数据或合成 M 模式数据。例如,可以对第一局部体积 208 沿着第一线 214 获取 M 模式数据,可以对第二局部体积 210 沿着第二线 216 获取 M 模式数据,以及对第三局部体积 212 沿着第三线 218 获取 M 模式数据。应该认识到其他实施例可以沿着图 2 所示的线以外的线获取 M 模式数据。此外,一些实施例可以沿着每个局部体积内的两个或更多个线获取运动数据。例如,实施例可以沿着朝向不同方向的多个线来获取运动数据,以便检测不同方向上的运动。根据又一个其他实施例,步骤 508 可以包括在步骤 506、508、510、512、514、516 和 518 的每次重复期间仅沿着单个线获取运动数据。

[0056] 根据其他实施例,可以根据不同的技术来获取 ROI 的运动数据。例如,处理器 116 可以基于超声数据内的一个或多个体积来生成合成 M 模式数据。对于本公开来说,术语“合成 M 模式数据”定义为包括从在时间段上获取的多个帧或多个体积提取单个线的超声数据。合成 M 模式数据包括时间段上的该单个线,恰恰与普通 M 模式数据一样。但是,合成 M 模式数据并非单独地获取的,而是从 2D、3D 或 4D 超声数据导出的。此外,根据其他实施例,可以通过使用相关技术来获取运动数据。处理器 116 可以将 4D 超声数据的每个体积与先前获取的体积比较,并执行相关技术以便检测相邻体积之间的移动量。例如,可以使用例如块建模的技术以便检测相邻体积之间已出现多少移动。本领域技术人员应该认识到术语“相邻”可以是指空间上相邻的体积、时间上相邻的体积或相对于阶段而言相邻的体积。块建模包括将每个获取的体积划分成多个更小的子体积,然后跟踪这些子体积中每一个如何随时间推移移动。基于合成 M 模式数据或相关技术获取运动数据不需要获取附加的超声数据。相反,处理器 116 可以直接从步骤 508 处获取的 4D 超声数据获取运动数据。

[0057] 在步骤 510 处,处理器 116 根据运动数据计算质量参数。步骤 512 和 514 是可选步骤,该可选步骤可以在方法 500 期间可选地来执行。下文将描述有关步骤 510 和可选步骤 512 和 514 的附加细节。

[0058] 接下来,在步骤 516 处,处理器 116 确定是否需要获取步骤 506 期间已获取其超声数据的相同局部体积的附加超声数据。如果需要获取该局部体积的附加超声数据,则方法 500 返回到步骤 506。根据实施例,期望长度至少为一个心动周期长的时间段上对每个局部体积获取超声数据,以便获取表示多个不同心跳阶段的局部体积的超声数据。因此,在步骤 516 处,处理器 116 可以使用估算的心率以便确定是否需要获取特定局部体积的附加超声数据。在示范实施例中,在至少与心动周期一样长的时间量期间,方法 500 反复地重复步骤 506、508 和 510,可选步骤 512 和 / 或 514,以及步骤 516。每次方法 500 重复步骤 506、508 和 510、可选步骤 512 和 / 或 514 以及步骤 516 时,获取特定局部体积的新的体积的超声数据。例如,方法 300 可以反复地通过步骤 506、508 和 510、可选步骤 512 和 / 或 514 以及步骤 516 轮转以便获取第一局部体积 208 的多个体积的超声数据。每个体积的超声数据表示不同时间点处的局部体积(例如第一局部体积 208)。对于本公开来说,统一地,将每个局部体积的多个体积的超声数据称为 4D 超声数据,因为它们示出该局部体积如何随时间推移而变化。对于本公开来说,术语“4D 超声数据”还定义为包含示出对于较大体积(例如整个 ROI)在时间段上的变化的超声数据。通过重复步骤 506、508 和 510、可选步骤 512 和 514

以及步骤 516 多次,方法 500 获取第一局部体积 208 的第一 4D 超声数据。

[0059] 但是,一旦对第一局部体积 208 获取了足够的超声数据,则在步骤 518 处方法 300 前进到下一个局部体积。因为根据示范实施例,已经获取第一局部体积 208 的 4D 超声数据,所以处理器 116 决定前进到下一个局部体积,根据实施例,下一个局部体积可以是第二局部体积 210。然后,方法 500 反复地重复步骤 506、508 和 510、可选步骤 512 和 514 以及步骤 516 以便对第二局部体积 210 获取至少与心动周期的一样长的时间长度的第二 4D 超声数据。然后,在步骤 518 处,当对第二局部体积 210 获取了足够的 4D 超声数据时,方法 500 前进到下一个局部体积,根据示范实施例,下一个局部体积可以是第三局部体积 212。

[0060] 方法 500 然后反复地重复步骤 506、508 和 510、可选步骤 512 和 514 以及步骤 516 以便获取至少与患者的心动周期一样长的时间段的第三局部体积 212 的 4D 超声数据。这导致获取到表示患者的心动周期的多个不同阶段的第三局部体积 212 的 4D 超声数据。

[0061] 在步骤 510 处,处理器 116 基于运动数据计算质量参数。该质量参数是探头 106 与 ROI 之间出现的非期望运动量的指示符。处理器 116 可以使用多种不同的技术来计算质量参数。处理器 116 可以独立地对每个局部体积计算质量参数或处理器 116 可以对作为整体的 ROI 计算质量参数。根据示范实施例,处理器 116 可以根据先前结合图 4 描述的方法来计算质量参数。计算质量参数可以包括基于运动数据中检测到的非期望运动量来指定记分。

[0062] 本领域技术人员还将认识到,方法 500 包括两个循环。内循环包括步骤 506、508、510、可选步骤 512、可选步骤 514 和步骤 516。以及外循环包括步骤 506、508、510、可选步骤 512、可选步骤 514、步骤 516 和步骤 518。每次方法 500 通过内循环或外循环轮转时,在步骤 508 处获取附加运动数据。可以在可选步骤 512 处显示步骤 510 处计算的质量参数。根据另一个实施例,可以计算多个质量参数,其中每个质量参数表示局部体积的仅其中之一内的运动数据。质量参数可以显示为图标、颜色编码的指示符或其他类型的图形和 / 或数值指示符。此外,根据其他实施例,如果质量参数的值位于可接受范围外,则它可以产生可听告警。因为步骤 512 是可选的,所以可以不在每次方法 500 执行内循环或外循环期间都显示质量参数。步骤 512 可以仅在方法 500 执行了内循环和 / 或外循环预定次数之后才执行。例如,根据实施例,可以在获取每个局部体积之后,获取整个 ROI 之后或根据各个实施例获取整个 ROI 的 4D 超声数据之后才显示质量参数。根据其他实施例,可以每经过方法 500 的内循环或外循环更新并显示质量参数。本领域技术人员应该认识到,步骤 512 处显示质量参数导致在获取 4D 超声数据的过程期间显示质量参数。通过在步骤 512 处显示质量参数,在获取 4D 超声数据过程期间向用户呈现关于非期望运动量的实时反馈。例如,用户可以监视显示的质量参数,同时获取 4D 超声数据。以此方式,用户可以在获取 ROI 的 4D 超声数据的过程期间接收有关过量运动的反馈。通过在获取 4D 超声数据的过程期间显示质量参数,用户可以非常快速地接收有关任何局部体积内的非期望运动的反馈。这是优于常规技术的显著改进,在常规技术中直到完成对整个 ROI 的 4D 超声数据的获取之后,用户才能识别存在太多运动。此外,利用常规技术,用户将必须人工地识别伪影。对比之下,方法 500 通过质量参数非常快速地为用户提供运动数据,从而在特定场合中为用户和患者节省大量时间。根据仍有的其他实施例,步骤 512 可以省略,并且方法可以不包括质量参数的显示。

[0063] 在可选步骤 514 处,基于质量参数来执行动作。步骤 514 处执行的动作可以取决于质量参数的状态而变化。如果质量参数可接受,则动作可以包括基于 4D 超声数据生成图像,并在显示装置 118 上显示图像。可以通过首先根据公知的技术将每个局部体积的 4D 超声数据组合来生成基于 4D 超声数据的图像。该图像可以包括来自 ROI 内的片段(slice)、基于 ROI 的一些或全部的体积透视图(volume-rendering)或根据步骤 506 处获取的 4D 超声数据的一些或全部生成的任何其他类型的图像。如果质量参数可接受,由此指示局部体积中的有限非期望运动或非期望运动,则动作可以包括停止 4D 超声数据的获取和/或显示基于 4D 超声数据的图像。应该认识到,根据方法 500 所示的实施例,步骤 512 和 514 可以在获取 ROI 的 4D 超声数据的过程期间实时地执行。如果已对每个局部体积在期望的时间段上获取了 4D 超声数据,以及如果质量参数可接受,则获取任何附加 4D 超声数据可不是必需的。

[0064] 如果质量参数不可接受,则可以在步骤 514 处执行不同的示范动作。不可接受质量参数将指示局部体积中的一个或多个中存在太多的非期望运动。根据实施例,动作可以包括继续获取 4D 超声数据直到质量参数可接受为止。这可以通过重复步骤 506、508、510、可选步骤 512 和 514 以及步骤 516 直到质量参数可接受为止来完成(accompanied)。根据另一个实施例,如果质量参数指示过大非期望运动,则步骤 514 处执行的动作可以包括停止 4D 超声数据的获取以使用户可以开始新的获取。此外,用户可能希望重新定位探头 106,并等待直到患者停止移动为止,然后才获取附加的 4D 超声数据。步骤 514 处执行的动作可以由处理器 116 自动执行,或该动作可以由用户人工地执行。

[0065] 根据另一个实施例,如果质量参数不可接受,则处理器 116 可以执行控制探头 106 以继续获取 ROI 的 4D 超声数据的动作。应该认识到根据一些实施例,处理器 116 可以在获取每个局部体积的 4D 超声数据的过程期间计算质量参数,评估质量参数,并基于质量参数来执行动作。例如,处理器可以执行在获取 ROI 的 4D 超声数据的过程期间以图标或指示符显示图像以表示质量参数的动作。

[0066] 本书面描述使用包括最优实施方式的示例来公开本发明,并且还使任何本领域技术人员能够实施本发明,包括制造和使用任何装置或系统并执行任何并入的方法。本发明的可取得专利的范围由权利要求书定义,并且可以包括本领域技术人员设想的其他示例。如果此类其他示例具有并无不同于权利要求书的文字语言的结构要素或此类其他示例包含与权利要求书的文字语言无实质性差异的等效结构要素,则此类其他示例被确定在权利要求书的范围内。

[0067]

	图 1
100	超声成像系统
101	发射波束形成器
102	发射器
104	元件
106	探头
108	接收器
110	接收波束形成器
115	用户接口
116	处理器
118	显示装置
120	存储器

	图 2
200	体积
202	高程方向
204	深度方向
206	方位角方向
208	第一局部体积
210	第二局部体积
212	第三局部体积
214	第一线
216	第二线
218	第三线

	图 3
300	方法
302	选择 ROI
304	将 ROI 划分成局部体积
306	从 ROI 获取运动数据
308	计算质量参数
310	显示质量参数
312	质量参数是否可接受?
314	获取 4D 超声数据

	图 4
400	图形
402	Y 方向
404	X 方向
405	第一部分
406	线
408	第二部分
410	区域
412	深度

	图 5
500	方法
502	选择 ROI
504	将 ROI 划分成局部体积
506	获取局部体积的超声数据
508	获取运动数据
510	根据运动数据计算质量参数
512	显示质量参数
514	基于质量参数执行动作
516	是否重复局部体积的获取?
518	是否前进到下一个局部体积?

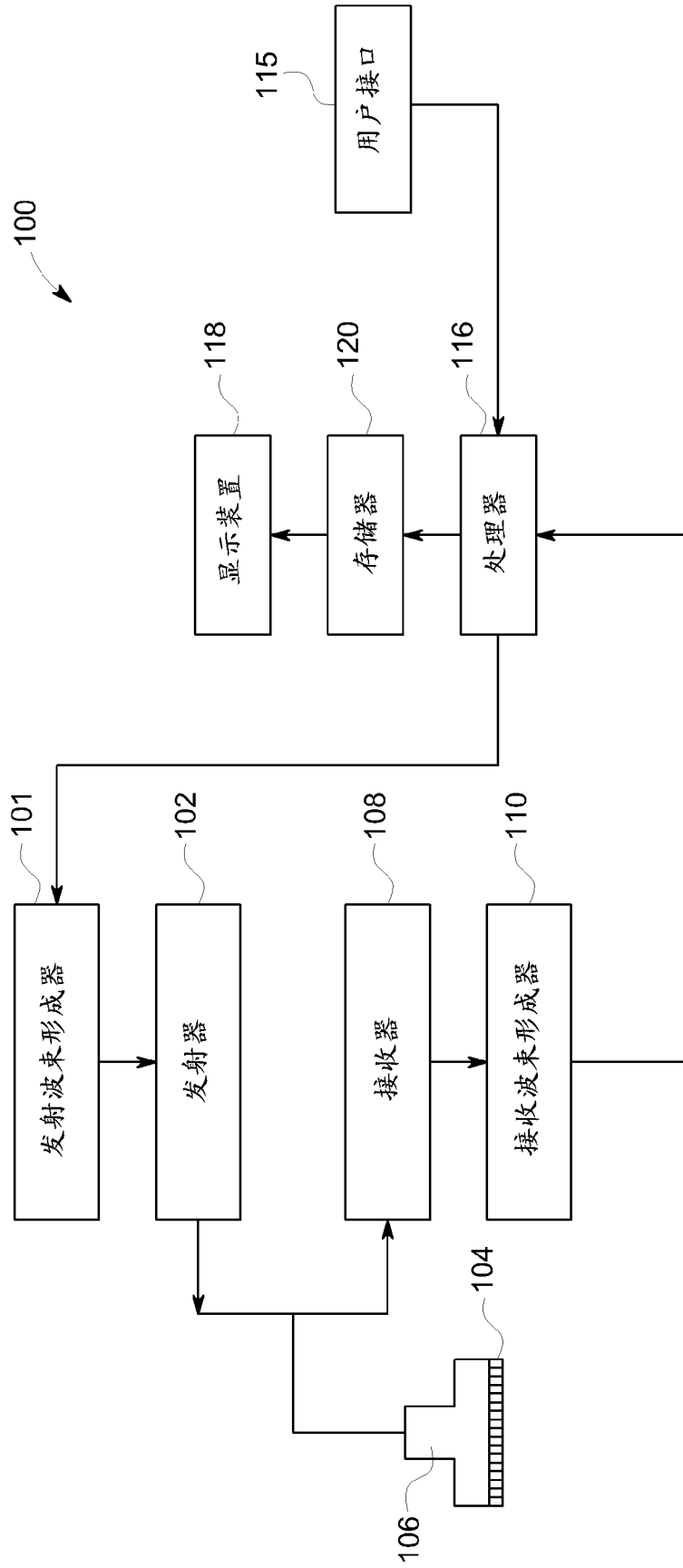


图 1

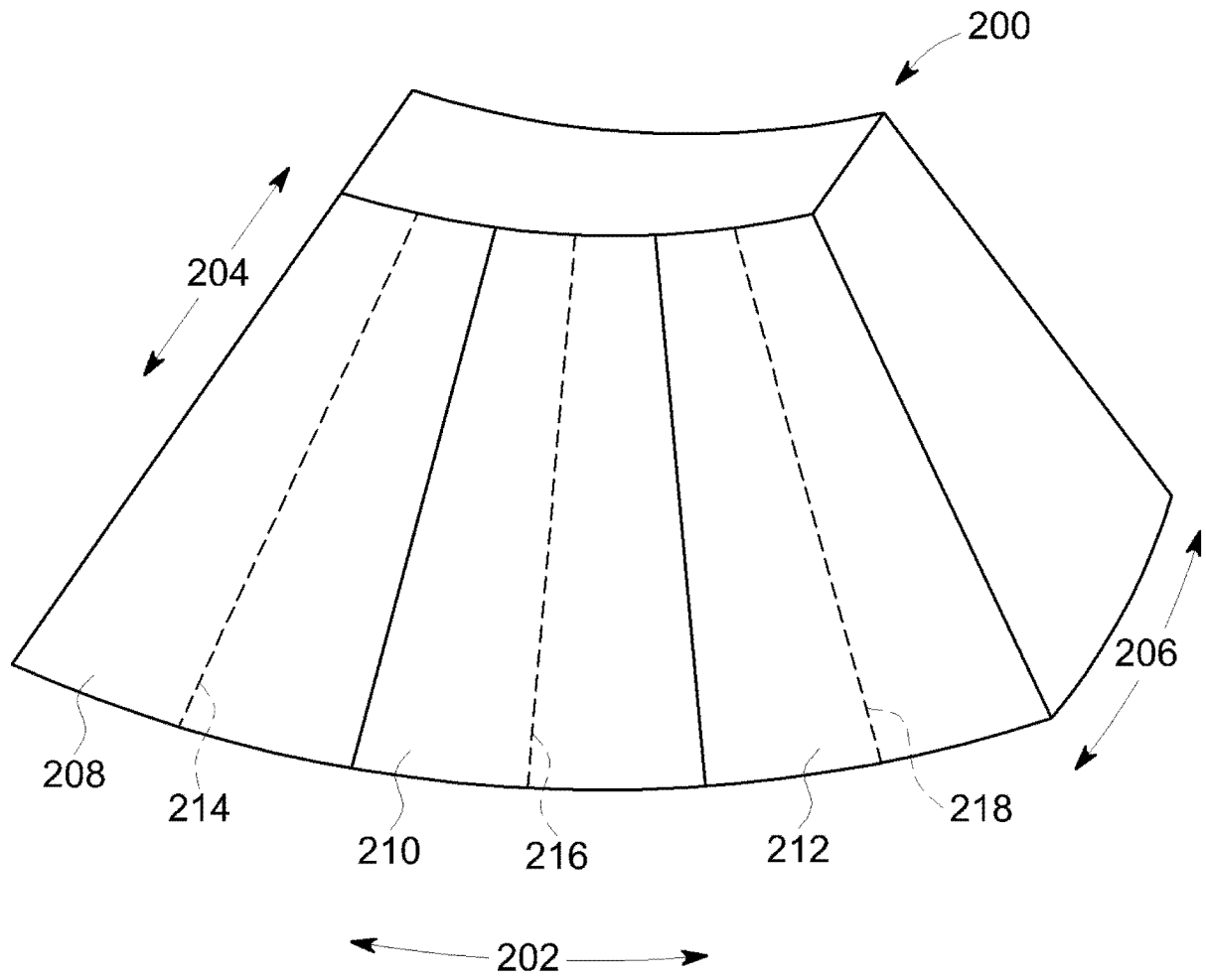


图 2

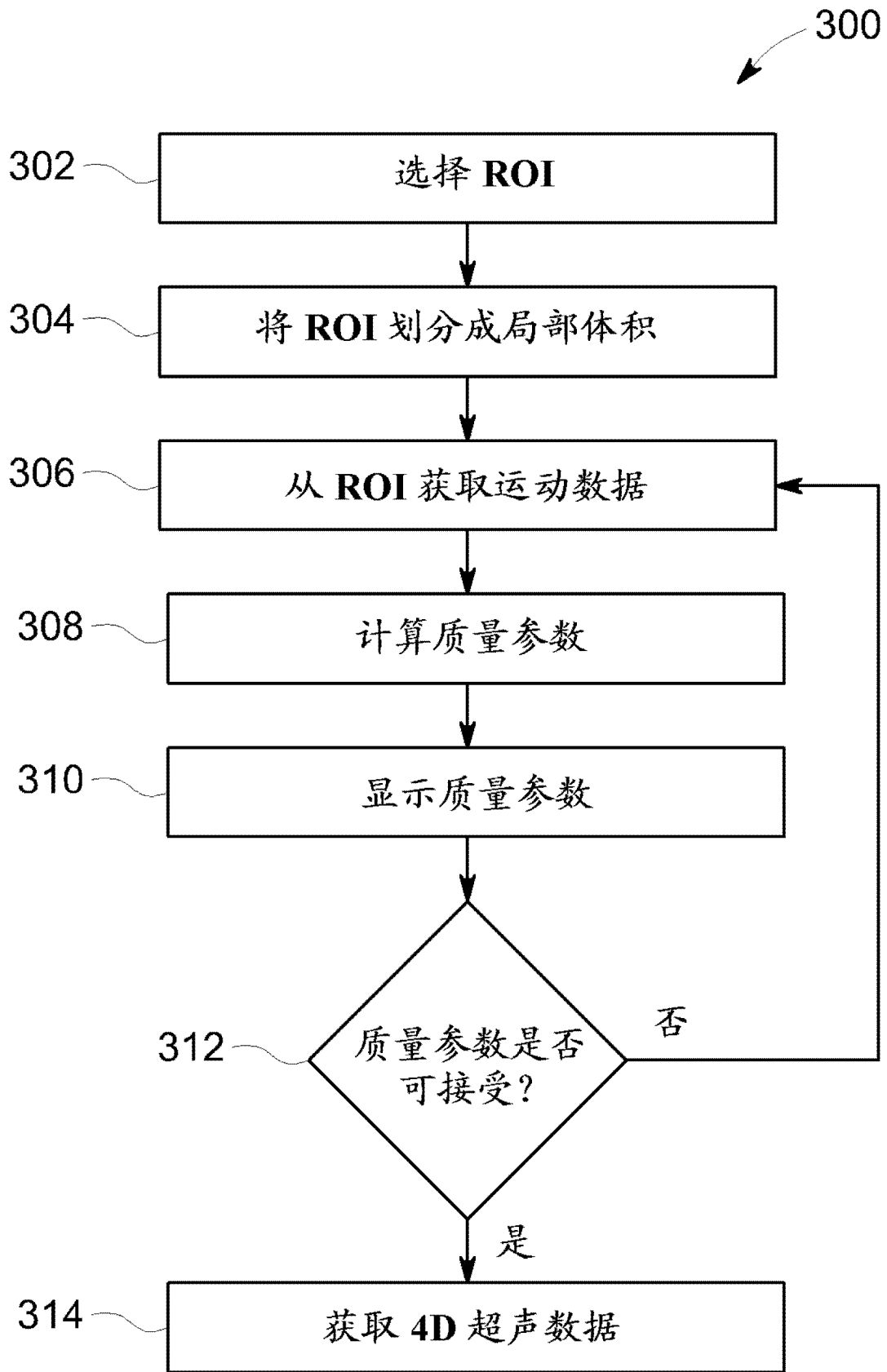


图 3

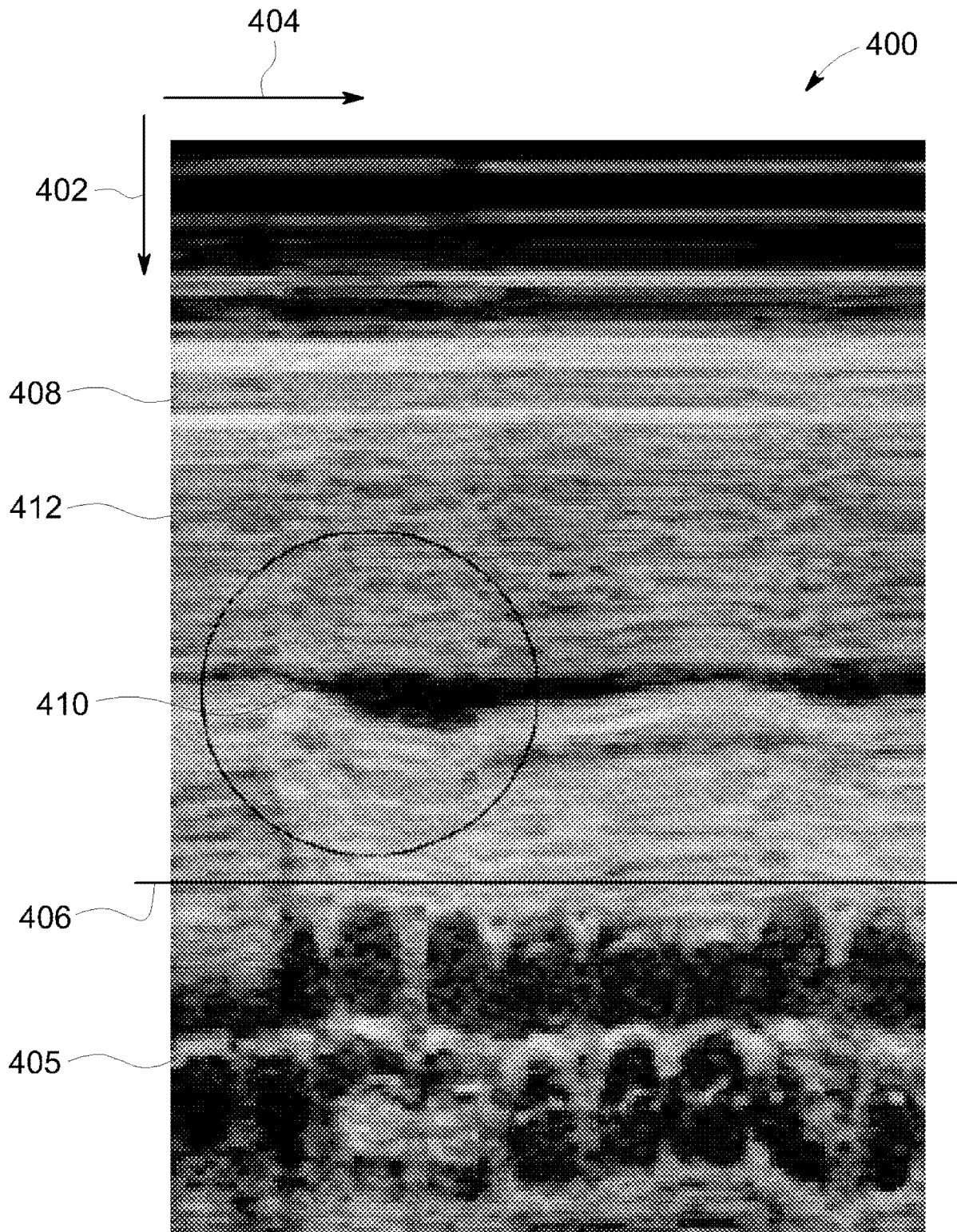


图 4

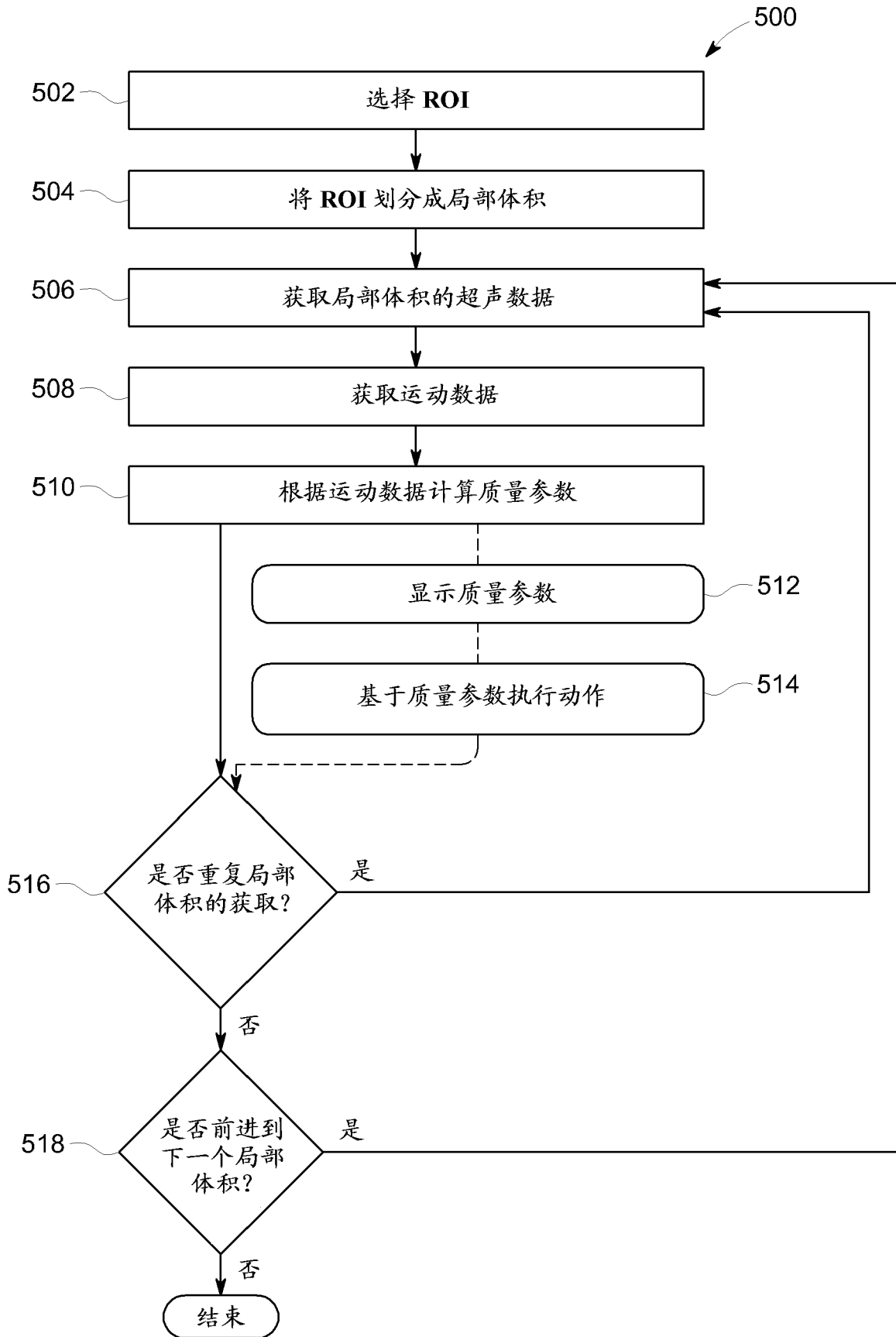


图 5

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103565471A</a>	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	CN201310315571.X	申请日	2013-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	C F 佩里 D J 巴克顿 P 法尔肯萨默		
发明人	C.F.佩里 D.J.巴克顿 P.法尔肯萨默		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/54 A61B8/481 A61B8/5276		
优先权	13/557603 2012-07-25 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声成像系统和方法包括获取感兴趣区域 ( ROI ) 的运动数据。该系统和方法包括基于运动数据来计算质量参数，其中该质量参数指示ROI中的非期望运动量。该系统和方法包括基于质量参数来执行动作。

