



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111195138 A

(43)申请公布日 2020.05.26

(21)申请号 201911090204.8

(22)申请日 2019.11.08

(30)优先权数据

16/195,631 2018.11.19 US

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 罗伯特·约翰·安德森

梅纳凯姆·哈尔曼 辛西娅·欧文

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 侯颖嫒 钱慰民

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

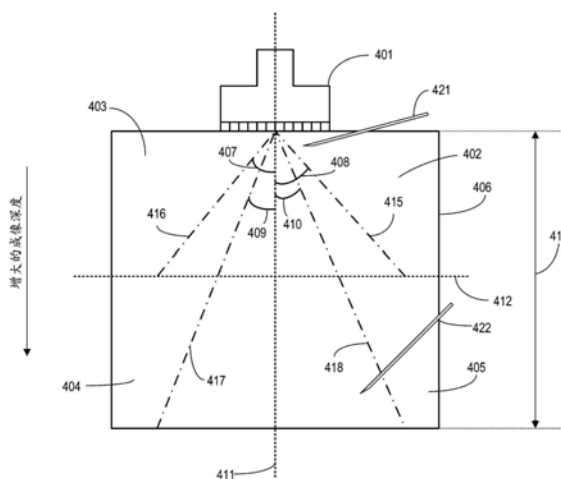
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

用于自动波束转向的方法和系统

(57)摘要

本发明题为“用于自动波束转向的方法和系统”。本发明提供了用于用自动超声波束转向来引导针的操纵的各种方法和系统。作为一个示例,响应于从由探头采集的超声图像检测到的组织运动的位置而自动地使从该探头发射的该超声波束转向。



1. 一种用于医学超声成像的方法,包括:
响应于在由探头检测到的超声图像中的组织运动的位置而自动地调整所述探头的超声波束转向角。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述检测到的运动由针移动引起。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述检测到的运动由施加到皮肤表面的外力引起。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中在将针插入组织中之前施加所述外力。
5. 根据权利要求1所述的方法,还包括通过所述超声图像与先前采集的超声图像的互相关性来检测所述组织运动。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括将所述超声图像分割为多个预确定的区段,其中基于在所述超声图像的每个预确定的区段内的总运动量彼此进行比较而检测所述组织运动。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述预确定的区段是沿着所述超声图像的中心轴线分开的两个区段。
8. 根据权利要求6所述的方法,其中所述预确定的区段是四个象限。
9. 根据权利要求6所述的方法,其中所述组织运动的所述位置是具有的所述总运动量高于在其他预确定的区段中的每个中的所述总运动量的所述区段的所述位置。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中响应于所述组织运动的所述位置而调整探头的超声波束转向角包括使由所述探头生成的超声波束朝向组织运动的所述位置转向,所述转向的超声波束在所述超声图像的平面内。
11. 一种用于医学超声成像的方法,包括:
通过将超声波束发射到包括多个预确定的区段的成像区域来采集图像;
基于所述采集的图像而确定在所述多个预确定的区段中的每个区段中的运动量;
从所述多个预确定的区段选择具有最大运动量的区段;
以基于在所述成像区域内所述选择的区段的位置而确定的转向角来使所述超声波束转向;以及
用所述转向的超声波束来采集图像。
12. 根据权利要求11所述的方法,还包括不选择具有的所述运动量低于所述最大运动量的所述区段,并且其中响应于所述未选择的区段中的每一个的所述运动量低于阈值而使所述超声波束转向。
13. 根据权利要求11所述的方法,其中基于所述选择的区段的所述位置而确定所述转向角包括随所述选择的区段在所述成像区域内的增大的深度而增大所述转向角。
14. 根据权利要求11所述的方法,还包括响应于高于第一阈值的第一最大运动量而将所述超声波束转向到第一转向角;以及响应于低于所述第一阈值而高于第二阈值的第二最大运动量而将所述超声波束从所述第一转向角转向第二较小的转向角。
15. 根据权利要求14所述的方法,还包括在将所述超声波束转向到所述第二转向角之后,不响应于低于所述第一阈值而高于所述第二阈值的第三最大运动量来使所述超声波束转向。
16. 根据权利要求14所述的方法,还包括在将所述超声波束转向到所述第二转向角之后,响应于高于所述第一阈值的第三最大运动量而将所述超声波束转向到所述第一转向角。

17. 根据权利要求14所述的方法,还包括在将所述超声波束转向到所述第二转向角之后,确定在所述选择的区段内的针的取向,并且基于所述针的所述取向而使所述超声波束转向。

18. 一种超声成像系统,包括:

超声探头;和

控制器,所述控制器耦接到所述超声探头,所述控制器具有存储在非暂态存储器上的计算机可读指令,所述计算机可读指令当在所述超声系统的操作期间被执行时致使所述控制器:

用超声波束沿着第一超声波束方向采集包括多个预确定的区段的成像区域的图像;

基于在所述多个区段中的每个区段中的运动量而确定在所述成像区域中的最大运动量;

响应于大于第一阈值的最大运动量而将所述超声波束从所述第一超声波束方向转向到第二超声波束方向;

响应于大于第二阈值而小于所述第一阈值的所述最大运动量而将所述超声波束从所述第一超声波束方向转向到第三超声波束方向,其中所述第一超声波束方向与所述第二超声波束方向之间的第一转向角不小于所述第一超声波束方向与所述第三超声波束方向之间的第二转向角;以及

用所述转向的超声波束来采集图像。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括当被执行时致使所述控制器进行以下操作的指令:基于具有所述最大运动量的所述区段的位置而确定所述第二超声波束方向和所述第三超声波束方向。

20. 根据权利要求18所述的方法,还包括当被执行时致使所述控制器进行以下操作的指令:在将针插入到所述成像区域之前,将所述超声波束从所述第一超声波束方向转向到所述第二超声波束方向。

用于自动波束转向的方法和系统

技术领域

[0001] 本文公开的主题的实施方案涉及医学超声成像,并且更特定地涉及用于针可视化的自动波束转向。

背景技术

[0002] 超声是采用超声波来探测图像对象(例如,患者的身体)的声学性质并且产生对应图像的非侵入性成像模态。例如,特定频率范围的声波脉冲从定位在图像对象的表面(诸如皮肤)处的超声探头发射到图像对象中。超声探头可以包括一个或多个换能器元件。在发射声波脉冲之后,超声探头可以被切换到接收模式并且收集从图像对象的各个深度散射回的声波。可以基于接收时间将接收到的声波构造为超声图像。在诸如活检和注射的过程期间,可以使用超声成像来实时地指导针操纵。

发明内容

[0003] 在一个实施方案中,方法包括响应于在由探头检测到的超声图像中的组织运动的位置而自动地调整探头的超声波束转向角。以此方式,可以在超声图像中使针可视化。

[0004] 应当理解,提供上面的简要描述来以简化的形式介绍在具体实施方式中进一步描述的精选概念。这并不意味着识别所要求保护的的主题的关键或必要特征,该主题的范围由具体实施方式后的权利要求书唯一地限定。此外,所要求保护的的主题不限于解决上文或本公开的任何部分中提到的任何缺点的实施方式。

附图说明

[0005] 通过参考附图阅读以下对非限制性实施方案的描述将更好地理解本发明,其中以下:

[0006] 图1示出了根据本发明的实施方案的示例性超声成像系统。

[0007] 图2示出了用于基于在成像区域中的运动而自动地使超声波束转向的示例性方法。

[0008] 图3示出了用于选择成像区域的具有最高运动的区段的示例性子例程。

[0009] 图4示出了当成像区域含有四个象限时的波束转向角。

[0010] 图5示出了用于用自动波束转向来操作超声系统的示例性方法。

[0011] 图6示出了在插入针之前用自动波束转向来操作超声成像系统。

[0012] 图7示出了当针在组织内时用自动波束转向来操作超声成像系统。

具体实施方式

[0013] 以下描述涉及用超声成像系统诸如图1的超声成像系统来监测针位置的各种实施方案。超声成像系统包括用于发射和接收声波的超声探头。发射的声波可以形成指向图像对象的超声波束。在过程诸如注射或活检期间,操作员(诸如医师)可以使用超声成像来指

导针操纵。在超声图像中的针的信号强度受超声波束与针的取向之间的角度的影响。例如，当超声波束垂直于针取向时，针可能看起来最亮；并且当超声波束平行于针取向时，针可能几乎是不可见的。为了使针位置可视化，操作员可能需要例如通过按下用户界面的按钮来手动地使超声波束转向。然而，操作员可能难以在执行消毒过程时手动地使超声波束转向。此外，手动超声波束转向可能需要操作员具有丰富的经验或训练才能操作超声系统。

[0014] 为了解决以上问题，图2中提出了用于自动波束转向的示例性方法。特别地，通过超声成像系统扫描成像区域。可以将成像区域分割为多个预确定的区段。从成像区域的顺序地采集的超声图像来计算每个区段的运动量。使超声波束朝向具有最大运动量的选择的区段转向。图3示出了确定最大运动的示例性方法。作为一个示例，可以将成像区域分割为四个象限。图4示出了当成像区域被分割为四个象限时每个象限的转向角。图5示出了在图2中所示的具有自动波束转向的超声成像系统中实现的用于操作该系统的示例性方法。例如，操作员可以通过轻敲超声探头或在超声探头旁边的皮肤来触发自动波束转向，而不需要触摸超声系统的用户界面。图6和图7分别示出在针插入之前和之后用自动波束转向来操作超声成像系统。

[0015] 现在转向图1，示出了根据本发明的实施方案的超声成像系统100的示意图。超声成像系统100包括发射波束形成器101和发射器102，该发射器驱动换能器阵列（本文中称为探头106）内的元件（例如，换能器元件）104，以将脉冲超声信号（本文中称为发射脉冲）发射到身体（未示出）中。根据一个实施方案，探头106可以是一维换能器阵列探头。在一些实施方案中，探头106可以包括一个换能器元件。在一些实施方案中，探头106可以是二维矩阵换能器阵列探头。如以下进一步解释的，换能器元件104可以由压电材料构成。当向压电晶体施加电压时，晶体物理地膨胀和收缩，从而发射超声球波。这样，换能器元件104可将电子发射信号转换为声学发射波束。

[0016] 在探头106的元件104将脉冲超声信号发射到（患者的）身体中之后，脉冲超声信号从身体内部的结构（如血细胞或肌肉组织）向后散射，以产生返回到元件104的回波。回波被元件104转换成电信号或超声数据，并且电信号被接收器108接收。表示所接收的回波的电信号穿过输出超声数据的接收波束形成器110。另外，换能器元件104可根据所接收的回波产生一个或多个超声脉冲以形成一个或多个发射波束。探头的元件104可以由铁电材料制成，所述铁电材料诸如压电陶瓷材料，诸如PZT、PMN-PT、PZN-PT和PIN-PMN-PT单晶。

[0017] 从探头106的一个或多个元件发出的脉冲超声波可以形成超声波束。在一些实施方案中，可以通过控制经由发射波束形成器101从换能器元件104发出的超声脉冲的时间来将超声波束聚焦在图像对象内的特定深度处。超声波束可以具有基于脉冲发出元件的位置和焦点的位置而确定的波束路径。在一些实施方案中，超声波束的波束路径可以是发出的超声脉冲在图像对象内传播的路径的中心轴线。超声波束沿着超声波束路径从探头被引到图像对象。在一个示例中，超声波束从探头的脉冲发出元件的中心位置被引向焦点。可以通过调整用于发出超声脉冲的每个元件的定时来将超声波束（或波束路径或超声波束方向）从脉冲发出元件的中心轴线转向。

[0018] 根据一些实施方案，探头106可包含电子电路来执行发射波束成形和/或接收波束形成的全部或部分。例如，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的全部或部分可位于探头106内。在本公开中，术语“扫描”或“扫描中”可也用于指通过

传输和接收超声信号的过程来采集数据。本公开中,术语“数据”可以用于指称用超声成像系统来采集的一个或多个数据集。用户界面115可用于控制超声成像系统100的操作,包括用于控制患者数据(例如,患者病史)的输入、用于改变扫描或显示参数、用于启动探头复极化序列等。用户界面115可包括以下项中的一者或多者:旋转元件、鼠标、键盘、轨迹球、链接到特定动作的硬键、可被配置为控制不同功能的软键,以及显示在显示设备118上的图形用户界面。

[0019] 超声成像系统100还包括处理器116,该处理器用以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。处理器(或控制器)116与探头106进行电子通信(例如,通信地连接)。出于本公开的目的,术语“电子通信”可被定义为包括有线通信和无线通信两者。处理器116可以根据存储在处理器的存储器、以及/或者存储器120上的指令来控制探头106以采集数据。处理器116控制元件104中的哪些是活动的以及从探头106发射的波束的形状。处理器116还与显示设备118进行电子通信,并且处理器116可将数据(例如,超声数据)处理成图像以用于在显示设备118上显示。处理器116可包括根据一个实施方案的中央处理器(CPU)。根据其他实施方案,处理器116可以包括能够执行处理功能的其他电子部件,诸如数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)或图形板。根据其他实施方案,处理器116可包括能够执行处理功能的多个电子部件。例如,处理器116可包括从电子部件的列表中选择的一个或更多个电子部件,这些电子部件包括:中央处理器、数字信号处理器、现场可编程门阵列和图形板。根据另一个实施方案,处理器116可还包括解调RF数据并且生成原始数据的复合解调器(未示出)。在另一个实施方案中,解调可以在处理链中较早地执行。处理器116适于根据数据上的多个可选超声模态来执行一个或多个处理操作。在一个示例中,可在扫描会话期间实时处理数据,因为回波信号被接收器108接收并且被传输至处理器116。出于本公开的目的,术语“实时”被定义为包括在没有任何有意延迟的情况下执行的过程。例如,实施方案可以7至20帧/秒的实时速率获取图像。超声成像系统100可以显著更快的速率采集一个或多个平面的2D数据。然而,应当理解,实时帧速率可取决于采集用于显示的每帧数据所花费的时间长度。因此,当采集相对大量的数据时,实时帧速率可能较慢。因此,一些实施方案可具有显著快于20帧/秒的实时帧速率,而其他实施方案可具有低于7帧/秒的实时帧速率。数据可在扫描会话期间临时存储在缓冲器(未示出)中,并且在实时或离线操作中以不太实时的方式处理。本发明的一些实施方案可包括多个处理器(未示出),以处理根据上文所述的示例性实施方案由处理器116处理的处理任务。例如,第一处理器可用于解调和抽取RF信号,而第二处理器可用于在显示图像之前进一步处理数据。应当理解,其他实施方案可使用不同的处理器布置方式。

[0020] 超声成像系统100可以例如10Hz至30Hz的帧速率(例如,每秒10帧至30帧)连续采集数据。根据数据生成的图像可以在显示设备118上以相似的帧速率刷新。其他实施方案可以不同速率采集并且显示数据。例如,根据帧的大小和预期的应用,一些实施方案可以小于10Hz或大于30Hz的帧速率采集数据。包括存储器120,用于存储已处理的采集数据的帧。在示例性实施方案中,存储器120具有足够的容量来存储至少数秒钟的超声数据帧。数据帧的存储方式便于根据其采集顺序或时间进行检索。存储器120可包括任何已知的数据存储介质。

[0021] 在本发明的各种实施方案中,处理器116可通过不同的模式相关模块(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、应变速率等)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、应变速率以及它们的组合,等等。作为一个示例,一个或多个模块可处理彩色多普勒数据,其可包括传统彩色血流多普勒、功率多普勒、HD流,等等。图像线和/或帧存储在存储器中,并且可包括指示图像线和/或帧存储在存储器中的时间的定时信息。这些模块可包括例如扫描转换模块,用于执行扫描转换操作,以将所采集的图像从波束空间坐标转换为显示空间坐标。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所采集的图像并且在对患者执行规程(例如,超声成像)时实时显示图像。视频处理器模块可包括单独的图像存储器,并且超声图像可被写入图像存储器以便由显示设备118读取和显示。

[0022] 在本发明的各种实施方案中,超声成像系统100的一个或多个部件可以包括在便携带手持式超声成像设备中。例如,显示器118和用户界面115可以集成到手持式超声成像设备的外部表面中,该手持式超声成像设备可还包含处理器116和存储器120。探头106可以包括与手持式超声成像设备进行电子通信以收集原始超声数据的手持式探头。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可以包括在超声成像系统100的相同或不同部分中。例如,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可以包括在手持式超声成像设备、探头以及它们的组合中。

[0023] 图2示出了用于响应于组织运动而自动地使超声波束转向以改善针的可视化的示例性方法。该方法可以作为计算机可读指令保存在超声成像系统诸如图1的超声成像系统的非暂态存储器上。可以在将针插入图像对象的成像区域之前执行方法200。成像区域可以是在图像对象内的2D平面。该方法监测组织运动,诸如移位、振动和/或它们的组合,并且在针插入之前和/或期间使超声波束转向到组织运动的位置。组织运动可能是外力引起的,所述外力诸如针插入和/或操作员轻敲换能器或组织。组织运动可以是表面移位、表面变形、以及移位和振动的隔离区域,并且还可以包括传播运动波穿过组织。可以基于在成像区域内该运动的位置而预确定超声波束转向角。

[0024] 在202处,成像系统接收用户输入。用户输入可以包括患者信息和扫描协议。选择扫描协议可以包括发起自动波束转向。扫描协议可以包括成像参数,所述成像参数包括成像深度、视场和焦深。

[0025] 在204处,将自动转向标志设定为1。当设定自动转向标志(例如,被设定为1)时,启用自动超声波束转向。当启用自动波束转向时,可以响应于组织运动而自动地使超声波束转向,而不需要操作员经由用户输入的输入。当清除自动转向标志(例如,被设定为0)时,禁用超声波束转向。自动转向标志的状态可以保存在超声成像系统的存储器中。

[0026] 在206处,超声成像系统通过将超声波束发射到图像对象来采集超声图像,并且基于接收到的信号而生成成像区域的图像。在不同的时间点上在图像对象的相同成像区域上顺序地采集图像。例如,可以特定频率(诸如每秒30帧)连续地采集图像。如果超声波束尚未转向,那么初始超声波束可以是沿着超声探头的有源元件(即,有源地发射形成超声波束的超声脉冲的元件)的中心轴线。换句话说,转向角为0。有源元件可以是探头的换能器元件的全部或子集。在一个实施方案中,将初始超声波束与超声探头的中心轴线对准。生成的图像可以存储在存储器中,并且经由显示设备(诸如显示设备118)显示。

[0027] 在208处,方法200确定扫描是否结束。例如,可以响应于操作员的输入而结束扫描。在另一个示例中,可以在扫描持续时间超过预确定的阈值持续时间之后结束扫描。如果扫描结束,那么方法200退出。否则,方法200进行到210。

[0028] 在210处,确定最大运动量和该最大运动量的位置。在一个示例中,将在206处从中采集图像的成像区域分割为多个区段。在另一个示例中,将在206处由探头采集的图像分割为多个区段。在一些实施方案中,可以沿着超声探头的中心轴线将成像区域或图像分割为两个区段。在一些实施方案中,可以将成像区域或图像分割为四个象限。在一些实施方案中,可以将成像区域或图像分割为多于四个区段。当在202处确定成像协议时,这些区段可以是预确定的。在206处采集的图像中的每个数据点属于多个区段中的一个区段。计算在预确定的区段中的每个中的总运动量,并且选择具有最大总运动的区段。可以响应于选择的区段的最大运动量和在成像区域内选择的区段的相对位置而使超声波束转向。

[0029] 图3示出了用于基于在206处顺序地采集的图像而确定最大运动和该最大运动的位置的子例程。

[0030] 在302处,将顺序地采集的图像加载到例如处理器(诸如处理器116)中。例如,加载的图像可以是成像区域的在不同的时间点上采集的两个最近采集的图像。在其他示例中,可以加载多于两个最近采集的图像。

[0031] 在304处,计算在成像区域的每个区段中的运动量。在一些实施方案中,在特定区段中的运动量是由在来自顺序地采集的图像的区段内所有的数据点确定的总运动量。例如,可以基于在第一图像的第一区段中所有的数据点(或像素)和在第二图像的第一区段中所有的数据点(或像素)而确定在第一区段中的运动量。第一图像和第二图像是在不同的时间点上采集的。可以通过计算在第一图像的第一区段中所有的数据点与在第二图像的第二区段中所有的数据点的互相关性来计算运动量。

[0032] 在306处,选择具有最高运动量的区段。在一个示例中,从多个区段选择出具有最高运动量的一个区段。在另一个示例中,如果多于一个区段具有相同的最高运动量,那么可以选择多于一个区段中的任一个。不选择在成像区域中的多个区段的其余部分。

[0033] 在308处,将未选择的区段中的每个的运动与阈值运动进行比较。例如,阈值运动可以是在306处确定的最大运动的四分之一。在一个实施方案中,如果成像区域包括四个区段,那么将在三个未选择的区段中的每个中的运动与阈值运动进行比较。如果在未选择的区段中的每个中的运动小于阈值运动,那么方法进行到312以输出选择的区段的位置和在选择的区段中的运动。选择的区段的位置可以由该区段的预确定的索引编号呈现。例如,第三象限可以具有索引编号3。如果在未选择的区段中的任一个中的运动大于阈值运动,那么方法300进行到310,其中不选择区段,并且输出零运动量。通过不选择该区段并且响应于在未选择的区段中的任一个中的大于阈值运动的运动而输出零运动量,可以消除因大块组织移动而引起的组织运动而不是因针插入或操作员进行轻敲而引起的组织运动。以此方式,可以基于局部组织运动(诸如在一个区段中的运动)而不是全局运动(诸如在整个成像区域中的运动)来使超声波束转向。

[0034] 在一些实施方案中,可以基于最大运动与每个未选择的区段的运动之间的差异而选择具有最大运动的区段。例如,如果所有差异都高于阈值运动,那么可以选择具有最大运动的区段,而如果任何差异都小于阈值运动,那么不选择区段。

[0035] 在212处,将在210处确定的最大运动与第一阈值运动进行比较。例如,第一阈值运动可以是2mm/s。在一些示例中,可以像素数量来测量第一阈值运动。如果最大运动高于第一阈值运动,那么方法200进行到214,其中使超声波束转向。否则,方法200进行到216。

[0036] 在214处,将超声波束朝向选择的区段转向到第一转向角。转向角是在超声探头的中心轴线411与转向的超声波束的波束路径之间的角度。超声波束在成像平面、或成像区域的平面内转向。使超声波束相对于探头的中心轴线转向到选择的区段的一侧。此外,步骤214将自动转向标志设定为1。

[0037] 图4示出了当成像区域406包括四个象限时波束转向。成像区域406包括四个象限402、403、404和405。成像区域406的中心轴线是探头401的中心轴线411。第一象限402和第四象限405与第二象限403和第三象限404由探头401的中心轴线411分开。第一象限402和第二象限403与第三象限404和第四象限405由分割线412分开。在一个示例中,分割线412可以是成像区域的成像深度413的一半。在一个实施方案中,第一象限402的面积与第二象限403的面积相同。第三象限404的面积与第四象限405的面积相同。在另一个实施方案中,四个象限的面积相同。

[0038] 在一些实施方案中,如果在210处确定第一象限402或第四象限405具有最大运动,那么将超声波束朝向超声探头的中心轴线411的右侧转向。波束路径418示出转向的超声波束的示例性波束路径。如果在210处确定第二象限403或第三象限404具有最大运动,那么将超声波束朝向超声探头的中心轴线411的左侧转向。波束路径417示出转向的超声波束的示例性波束路径。第一转向角可以是角度410和角度409。作为一个示例,第一转向角可以是10度。作为另一个示例,第一转向角可以是0度,使得超声波束不转向。在其他示例中,第一转向角可以是20度、30度或40度。

[0039] 回到图2,在216处,如果自动转向标志被设定为1并且在210处确定的最大运动大于第二阈值运动,那么方法200进行到218并且使超声波束转向。在212处,第二阈值运动可以大于0而小于第一阈值运动。否则,方法200进行到220。

[0040] 在218处,将超声波束朝向选择的区段转向到第二转向角。超声波束在成像平面、或成像区域的平面内转向。第二转向角可以不大于第一转向角。可以基于选择的区段的位置而确定第二转向角。在一个示例中,第二转向角随选择的区段的深度的增大而增大。

[0041] 在一个实施方案中,在218处,在使波束转向之后清除自动转向标志,使得超声波束将保持处于第二转向角。在另一个实施方案中,在使波束转向之后不清除自动转向标志,使得超声波束可以继续转向到超声探头的任一侧。

[0042] 在一些实施方案中,将成像区域或图像分割为四个象限,如图4所示。如果选择第一象限402,那么可以第二转向角410将超声波束转向到波束路径418。以此方式,转向的超声波束可以便于使靠近组织表面(较小成像深度)的针421可视化。在一个实施方案中,第二转向角与在步骤214处的第一转向角相同。类似地,如果选择第二象限403,那么可以第二转向角409将超声波束转向到波束路径417。第一象限和第二象限的第二转向角相同。

[0043] 如果选择的区段是第四象限405,那么转向的超声波束路径可以是415,并且第二转向角是408。对于第一象限和第二象限,第二转向角可以大于第二转向角(诸如409和410)。以此方式,可以使在组织中更深处的针(诸如针422)可视化。在一个示例中,第二转向角是超声探头可达到的最大转向角。如果选择的区段是第三象限404,那么转向的超声波束

路径是416,并且第二转向角是407。第三象限和第四象限的第二转向角相同。因此,转向角随在成像区域中选择的区段的深度的增大而增大。例如,用于第一象限和第二象限的第二转向角是10度,并且用于第三象限和第四象限的第二转向角是40度。

[0044] 因此,可以基于在210处确定的最大运动的水平而确定超声波束转向角量。例如,响应于较高运动而将波束转向到第一较小的转向角。转向的波束指向探头的检测到最大运动的一侧(诸如左侧或右侧)。以此方式,当检测到高运动量时,可以使超声波束转向以对在浅成像深度处的针成像。高运动量可能是由操作员施加的外力引起的。例如,操作员可以轻敲探头或在探头附近的组织(诸如皮肤表面),以指示针进入位置。响应于较低运动而使波束转向到第二转向角。第二转向角不小于第一转向角。当操作员在组织内操纵针时,较低运动量可能是针的摆动或来回运动引起的。

[0045] 在一些实施方案中,可以省略步骤212和214,并且响应于高于第二阈值运动的最大运动而使超声波束转向到第二转向角。

[0046] 在220处,如果需要进一步调整波束转向角,那么方法200进行到222。否则,方法200继续用当前超声波束来采集图像。

[0047] 在222处,如果自动转向标志被设定为1并且在210处确定的最大运动高于第三阈值运动,那么方法200进行到224以基于针取向而微调波束转向角。否则,方法200继续以当前波束转向角采集图像。第三阈值运动是小于第二阈值运动的非零水平。在一个示例中,第三阈值运动可以是第二阈值运动的十分之一。通过不响应于低的运动(诸如小于第三阈值的运动)来使超声波束转向,自动波束转向更稳健并且对噪声不太敏感。

[0048] 在224处,例如基于针的取向而进一步调整波束转向角。特别地,在226处,确定针的取向。在一些实施方案中,可以经由图像分割来确定针取向,其中识别在采集的图像中的针。在一个示例中,可以在210处在选择的区段中而不是在其他未选择的区段中执行图像分割。以此方式,可以减少图像处理时间。在一些实施方案中,可以基于与在选择的区段内的针操纵有关的组织运动的方向而确定针取向。例如,可以基于由针的摆动或来回操纵引起的特征组织运动而确定针取向。

[0049] 在228处,基于在226处确定的针取向而使超声波束转向。例如,可以将超声波束调整为更靠近垂直于针取向的方向,以增强来自针的信号。

[0050] 以此方式,可以响应于在成像区域的选择的区段中识别的组织运动而自动地使超声波束转向,以在针过程期间使针可视化。可以基于在成像区域中区段的位置而预确定每个选择的区段的转向角。可以经由顺序地采集的图像中的数据的互相关性来识别运动。因此,可以经由包括互相关性和阈值的最小快速计算来实时地快速地确定波束转向角。

[0051] 在一些实施方案中,可以基于运动的水平而进一步确定波束转向角。该特征使得操作员能够通过轻敲超声探头或在超声探头周围的组织来使超声波束转向(如图5所示),而不需要与超声成像系统的用户输入的直接交互。

[0052] 在一些实施方案中,可以基于组织运动的水平而禁用或启用自动波束转向。特别地,响应于大于第二阈值运动而小于第一阈值运动的运动量,可以在使超声波束转向到第二转向角之后禁用自动波束转向。以此方式,可以避免频繁波束转向。此外,可以响应于高于第一阈值运动的运动量而启用自动波束转向。以此方式,在禁用之后,可以通过轻敲超声探头或在探头周围的组织来重新激活自动波束转向。

[0053] 图5示出了根据图2的方法200的用于操作自动地使超声波束转向的超声系统的示例性方法500。

[0054] 在502处,操作员输入用户输入。用户输入与在图2的202处接收的用户输入相同。用户输入可以包括患者信息和扫描协议。

[0055] 在504处,操作员开始超声扫描。例如,操作员可以通过按下用户界面(诸如图1的用户界面115)的按钮来开始扫描。

[0056] 在506处,操作员可以通过轻敲或推动探头的一侧或在探头的一侧附近的组织表面来向图像对象施加外力,以将超声波束朝向探头的将插入针的一侧转向。

[0057] 图6示出了在将针插入到超声探头的一侧(诸如右侧)之前自动地使超声波束转向。在将针602插入在超声探头604的右侧上的组织606中之前,操作员可以相对于超声探头604的中心轴线608轻敲或短暂地推动超声探头的其中将插入针的一侧。箭头610指示用于轻敲或推动超声探头604的位置和方向。另选地,操作员可以通过轻敲或短暂地推动在探头的其中将插入针的一侧上的组织表面来压下组织表面。箭头612指示用于轻敲或推动组织606的位置和方向。压下引起在成像区域中的组织运动。组织运动可以触发超声系统以将超声波束朝向探头的将插入针的一侧(诸如图6中的右侧)转向。作为一个示例,转向的波束的波束路径被示出为609。以此方式,在图5的508处,一旦针进入组织就可以被可视化。

[0058] 在508处,将针插入组织中。超声成像系统可以继续监测组织运动并且使超声波束转向到转向角以改善针的可视化。

[0059] 在扫描期间,如果操作员对波束转向角不满意,诸如当在510处在视图中没有针时,那么在512处,操作员可以轻敲探头的一侧或组织表面,针从此处进入组织。以此方式,可以使超声波束转向到探头的由操作员指示的一侧,而不需要操作员直接地与用户界面进行交互。如果在510处可以使针可视化,那么方法500进行到516。

[0060] 在516处,如果扫描完成,那么操作员可以在518处结束扫描。否则,操作员可以在514处继续超声引导的针操纵。

[0061] 图7示出了在沿着方向703将针602插入组织606中时操作超声成像系统。针602在组织606内。超声成像系统可以检测在预确定的区段中的运动(诸如在成像区域的第四象限中的运动)并且将超声波束朝向该运动的位置转向。转向的超声波束可以是沿着波束路径701的。检测到的运动可以由针602引起。例如,该运动可以包括沿着针进入方向703的来回运动。该运动可还包括由操作员摆动针引起的运动702。在一些实施方案中,在图5的506处的初始压下可以致使超声波束旋转到波束路径609。然后,当针在组织内时,可以响应于检测到的运动而自动地将超声波束从波束路径609旋转到波束路径701。波束路径701的转向角可以小于波束路径609。在一些实施方案中,当针在组织内时,操作员可以通过轻敲或推动探头或皮肤来压下探头或在针进入点附近的皮肤表面,如710和712所示。压下可以触发超声波束相对于探头的中心轴线608朝向探头604的一侧(诸如右侧)转向。可以在成像区域的平面内使波束转向。

[0062] 以此方式,可以在一个操作员握住超声探头和针的情况下执行超声引导的针操纵。操作员无需触及用户界面即可使超声波束转向。可以响应于由操作员轻敲探头或组织引起的组织移动而将超声波束朝向供针进入组织的一侧转向。

[0063] 将成像区域分割为多个区段并且监测在每个区段中的组织移动的技术效果是可

以用最少计算来快速地确定转向角。基于运动深度而调整转向角的技术效果是可以使超声波束转向到适于使针可视化的角度。基于移动量而调整转向角的技术效果是可以在将针插入组织之前将超声波束朝向探头的供针进入组织的一侧转向。

[0064] 作为一个实施方案,用于医学超声成像的方法包括响应于在由探头检测到的超声图像中的组织运动的位置而自动地调整探头的超声波束转向角。在该方法的第一示例中,该方法还包括其中检测到的运动由针移动引起。该方法的第二示例任选地包括第一示例,并且还包括其中检测到的运动由施加到皮肤表面的外力引起。该方法的第三示例任选地包括第一示例和第二示例中的一个或多个,并且还包括其中在将针插入组织之前施加外力。该方法的第四示例任选地包括第一示例至第三示例中的一个或多个,并且还包括通过超声图像与先前采集的超声图像的互相关性来检测组织运动。该方法的第五示例任选地包括第一示例至第四示例中的一个或多个,并且还包括将超声图像分割为多个预确定的区段,其中组织运动是在超声图像的每个预确定的区段内的总运动量。该方法的第六示例任选地包括第一示例至第五示例中的一个或多个,并且还包括其中预确定的区段是沿着超声图像的中心轴线分开的两个区段。该方法的第七示例任选地包括第一示例至第六示例中的一个或多个,并且还包括其中预确定的区段是四个象限。该方法的第八示例任选地包括第一示例至第七示例中的一个或多个,并且还包括其中组织运动的位置是具有的总运动量高于在其他预确定的区段中的任一个中的总运动量的区段的位置。该方法的第九示例任选地包括第一示例至第八示例中的一个或多个,并且还包括其中响应于组织运动的位置而调整探头的超声波束转向角包括使由探头生成的超声波束朝向组织运动的位置转向,转向的超声波束在超声图像的平面内。

[0065] 作为一个实施方案,用于医学超声成像的方法包括:通过将超声波束发射到包括多个预确定的区段的成像区域来采集图像;基于采集的图像而确定在多个预确定的区段中的每个区段中的运动量;从多个预确定的区段选择具有最大运动量的区段;以基于在成像区域内选择的区段的位置而确定的转向角来使超声波束转向;以及用转向的超声波束来采集图像。在该方法的第一示例中,该方法包括不选择具有的运动量低于最大运动量的区段,并且其中响应于未选择的区段中的每一个的运动量低于阈值而使超声波束转向。该方法的第二示例任选地包括第一示例,并且还包括其中基于选择的区段的位置而确定转向角包括随选择的区段在成像区域内的增大的深度而增大转向角。该方法的第三示例任选地包括第一示例和第二示例中的一个或多个,并且还包括响应于高于第一阈值的第二最大运动量而将超声波束转向到第二转向角;以及响应于低于第一阈值而高于第二阈值的第三最大运动量而将超声波束从第二转向角转向第三较小的转向角。该方法的第四示例任选地包括第一示例至第三示例中的一个或多个,并且还包括在将超声波束转向到第二转向角之后,不响应于低于第一阈值而高于第二阈值的第三最大运动量来使超声波束转向。该方法的第五示例任选地包括第一示例至第四示例中的一个或多个,并且还包括在将超声波束转向到第二转向角之后,响应于高于第一阈值的第三最大运动量而将超声波束转向到第一转向角。该方法的第六示例任选地包括第一示例至第五示例中的一个或多个,并且还包括在将超声波束转向到第二转向角之后,确定在选择的区段内的针的取向,以及基于针的取向而使超声波束转向。

[0066] 作为一个实施方案,超声成像系统包括:超声探头;以及控制器,该控制器耦接到

超声探头,控制器具有存储在非暂态存储器上的计算机可读指令,计算机可读指令当在超声系统的操作期间被执行时致使控制器:用超声波束沿着第一超声波束方向采集包括多个预确定的区段的成像区域的图像;基于在多个区段中的每个区段中的运动量而确定在成像区域中的最大运动量;响应于大于第一阈值的最大运动量而将超声波束从第一超声波束方向转向到第二超声波束方向;响应于大于第二阈值而小于第一阈值的最大运动量而将超声波束从第一超声波束方向转向到第三超声波束方向,其中第一超声波束方向与第二超声波束方向之间的第一转向角不小于第一超声波束方向与第三超声波束方向之间的第二转向角;以及用转向的超声波束来采集图像。在该系统的第一示例中,该系统还包括当被执行时致使控制器进行以下操作的指令:基于具有最大运动量的区段的位置而确定第二超声波束方向和第三超声波束方向。系统的第二示例任选地包括第一示例,并且还包括当被执行时致使控制器进行以下操作的指令:在将针插入到成像区域之前,将超声波束从第一超声波束方向转向到第二超声波束方向。

[0067] 如本文所用,以单数形式列举并且以单词“一个”或“一种”开头的元件或步骤应当被理解为不排除多个所述元件或步骤,除非明确说明此类排除。此外,对本发明的“一个实施方案”的引用不旨在被解释为排除也包含所引用特征的附加实施方案的存在。此外,除非明确地相反说明,否则“包含”、“包括”或“具有”具有特定属性的元件或多个元件的实施方案可包括不具有该属性的附加此类元件。术语“包括”和“在…中”用作相应术语“包含”和“其中”的通俗语言等同物。此外,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记,而不旨在对其对象施加数字要求或特定位置次序。

[0068] 该书面描述使用示例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使相关领域中的普通技术人员能够实践本发明,包括制造和使用任何设备或系统以及执行任何包含的方法。本发明可取得专利权的范围由权利要求书限定,并且可包括本领域普通技术人员想到的其他示例。如果此类其它示例具有与权利要求书的字面语言没有区别的结构元素,或者如果它们包括与权利要求书的字面语言具有微小差别的等效结构元素,则此类其它示例旨在落入权利要求书的范围内。

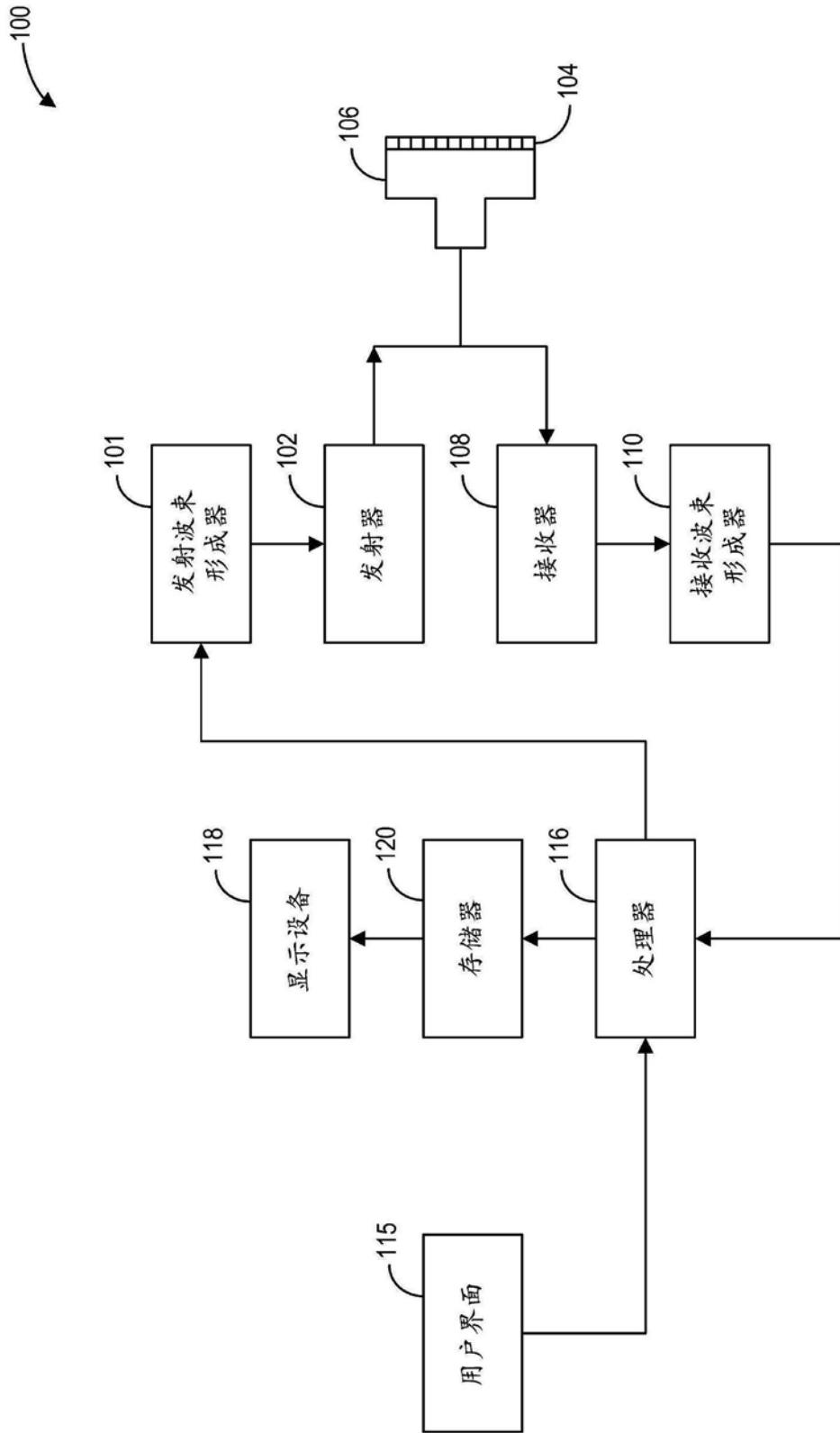


图1

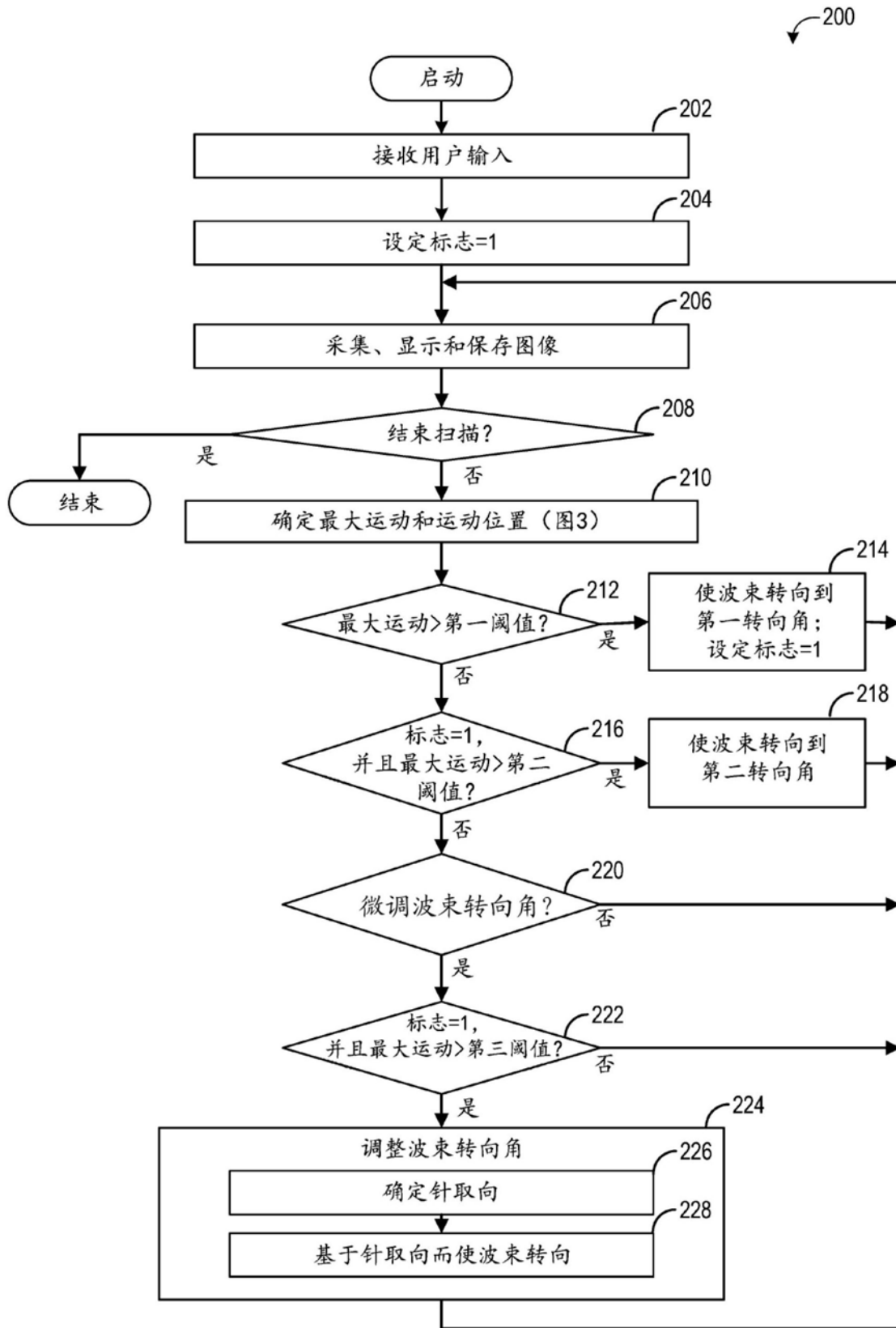


图2

300

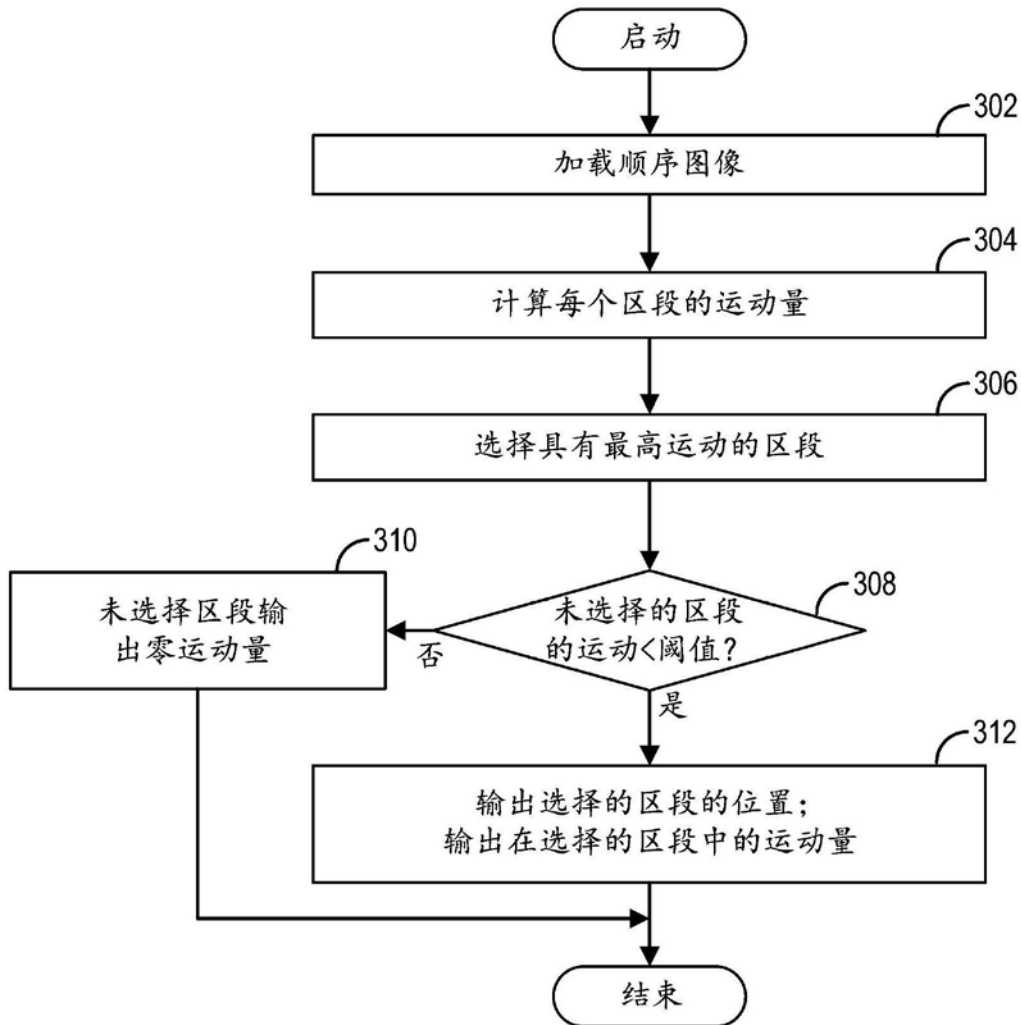


图3

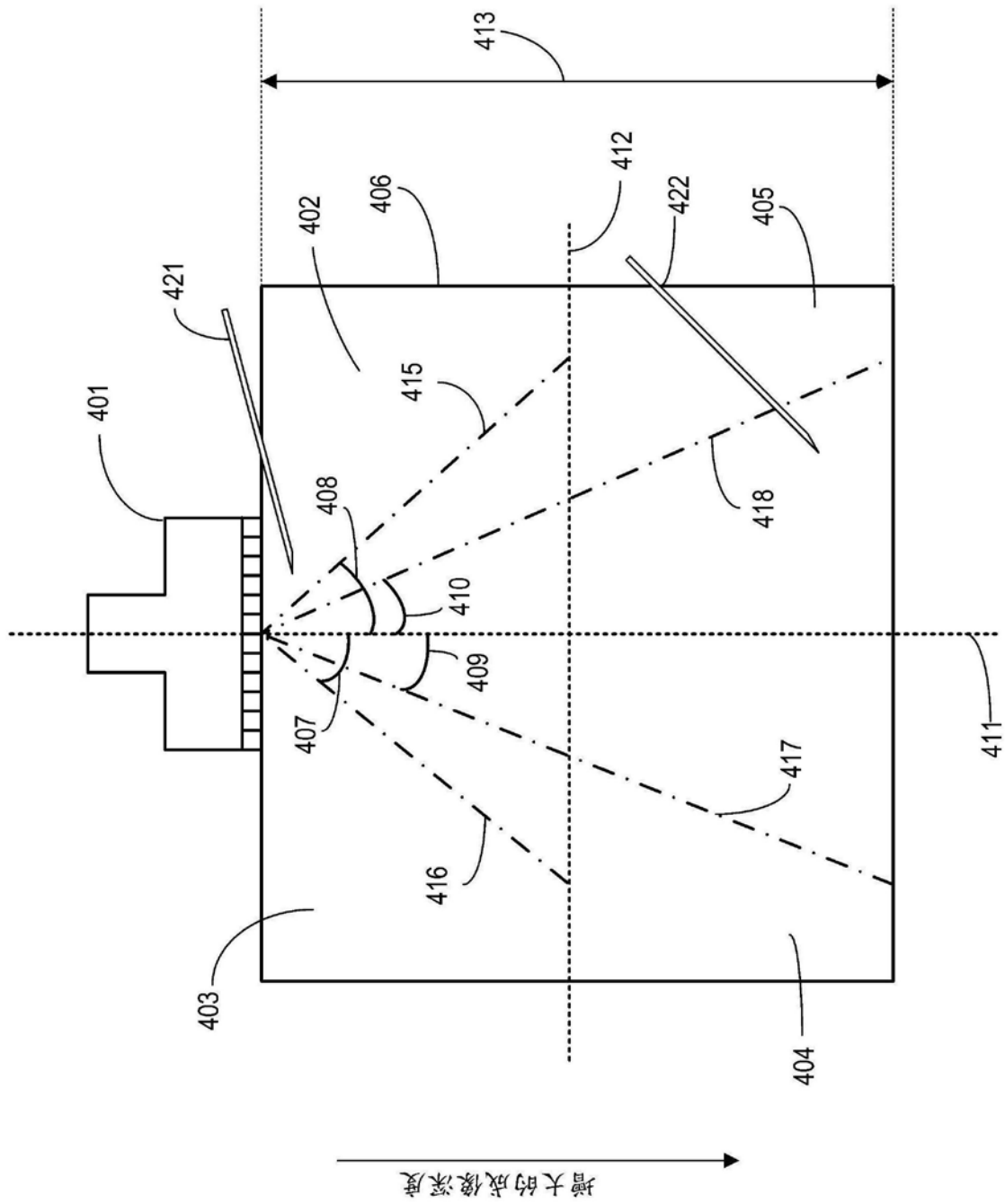


图4

500

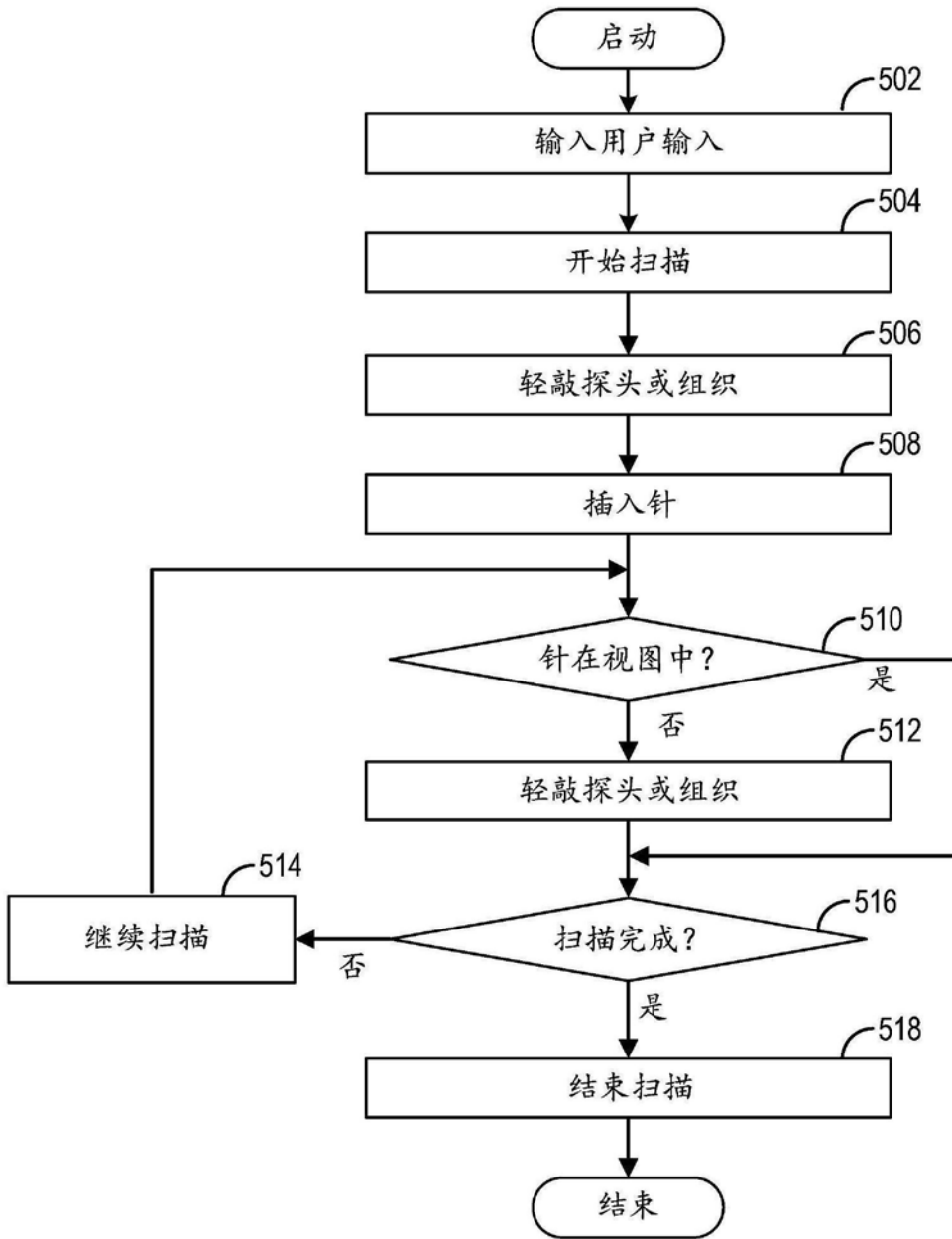


图5

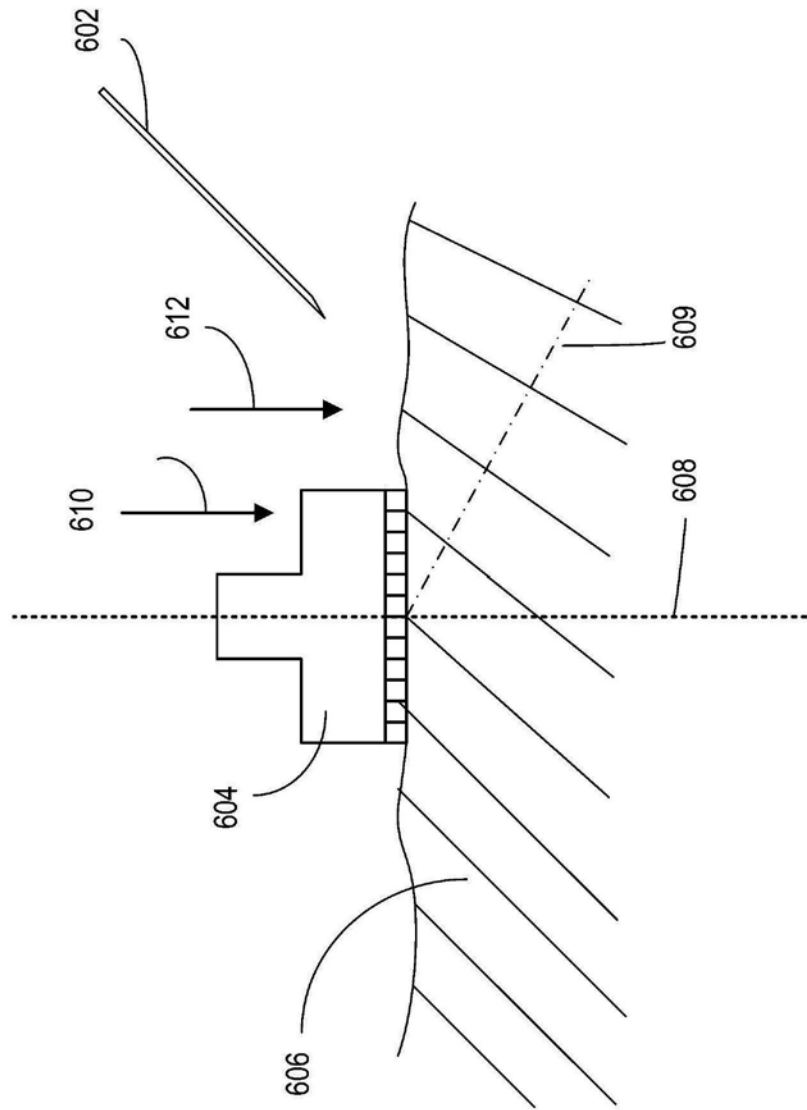


图6

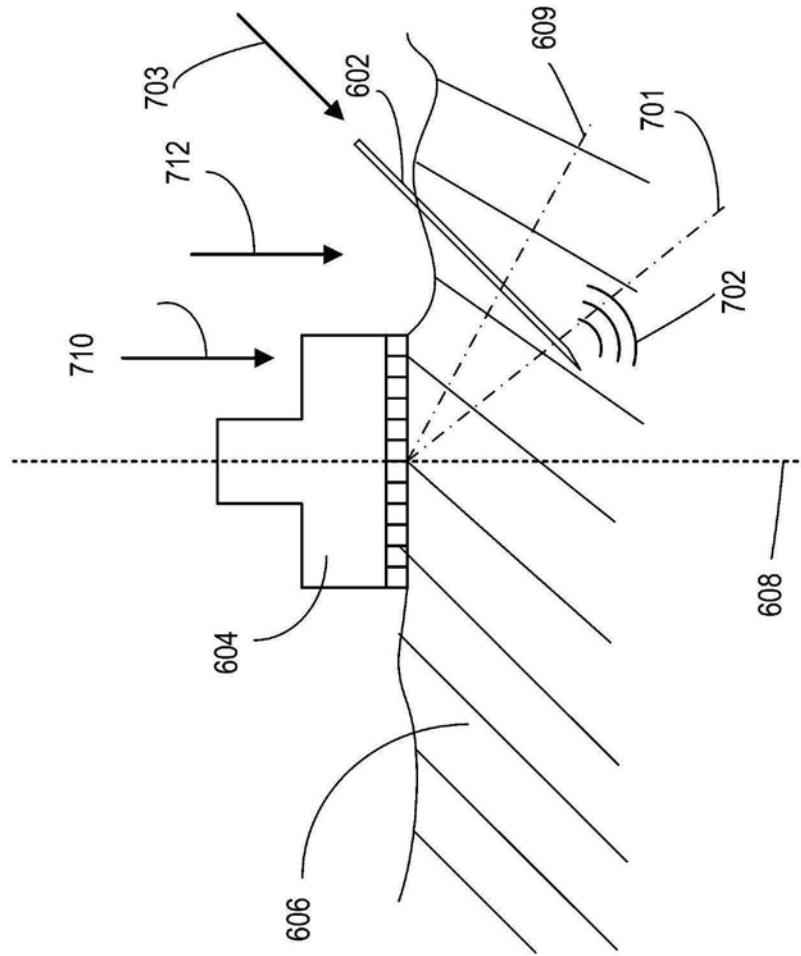


图7

专利名称(译)	用于自动波束转向的方法和系统		
公开(公告)号	CN111195138A	公开(公告)日	2020-05-26
申请号	CN201911090204.8	申请日	2019-11-08
[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		
发明人	罗伯特·约翰·安德森 梅纳凯姆·哈尔曼 辛西娅·欧文		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B2017/3413 G06T7/248 G06T2207/10136 G06T2207/10141 G06T2207/20021 G06T2207/30004 A61B8/0841 A61B8/4461 A61B8/5207 A61B8/54 A61B17/3403 G06T7/0014 G06T7/215 G06T2207/10132		
优先权	16/195,631 2018-11-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“用于自动波束转向的方法和系统”。本发明提供了用于用自动超声波束转向来引导针的操纵的各种方法和系统。作为一个示例，响应于从由探头采集的超声图像检测到的组织运动的位置而自动地使从该探头发射的该超声波束转向。

