



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102846339 B

(45)授权公告日 2016.12.21

(21)申请号 201210215737.6

(22)申请日 2012.05.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 102846339 A

(43)申请公布日 2013.01.02

(30)优先权数据

13/104713 2011.05.10 US

(73)专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 M·哈尔曼 M·J·沃什伯恩

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 柯广华 朱海煜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1864638 A, 2006.11.22, 全文.

审查员 桂叶晨

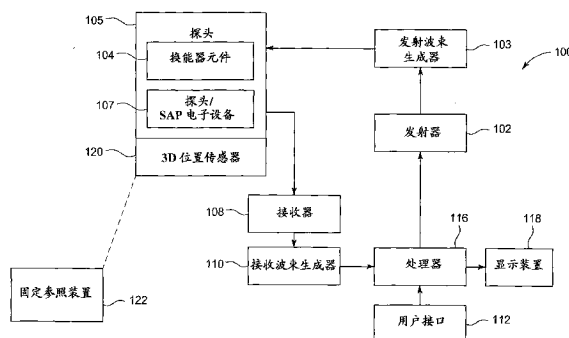
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

用于图像引导程序的方法和超声成像系统

(57)摘要

本发明标题为：“用于图像引导程序的方法和超声成像系统”。一种超声成像系统(100)，包括探头(105)，3D位置传感器(120)，显示装置(118)，以及与探头(105)、3D位置传感器(120)和显示装置(118)电子通信的处理器(116)。处理器(116)配置成在探头(105)沿解剖学表面移动时从3D位置传感器(120)收集第一位置数据。处理器(116)配置成基于第一位置数据来生成3D图形模型并利用探头(105)采集超声数据。处理器(116)配置成在探头(105)采集超声数据时从3D位置传感器(120)收集第二位置数据。处理器(116)配置成基于超声数据生成图像并将图像中的结构的地点登记到3D图形模型。处理器(116)配置成在显示装置(118)上显示3D图形模型表示。



1. 一种用于图像引导程序的超声成像系统(100),包括
探头(105),其包括换能器元件阵列;
3D位置传感器(120),其附连至所述探头(105);
显示装置(118);以及
处理器(116),其与所述探头(105)、所述3D位置传感器(120)和所述显示装置(118)电子通信,其中所述处理器(116)配置成:
在所述探头(105)沿解剖学表面移动时从所述3D位置传感器(120)收集第一位置数据;
基于所述第一位置数据生成3D图形模型;
利用所述探头(105)采集超声数据;
在所述探头(105)采集所述超声数据时从所述3D位置传感器(120)收集第二位置数据;
基于所述超声数据生成图像;
基于所述第一位置数据和所述第二位置数据将所述图像中的结构的地点登记到所述3D图形模型;
在所述显示装置(118)上显示所述3D图形模型表示;
其中所述处理器(116)进一步配置成用所述3D图形模型表示来显示图形指示器,其中所述图形指示器示出所述结构关于所述解剖学表面的相对定位;
其中所述处理器(116)进一步配置成在所述3D图形模型表示上显示深度指示器,其中所述深度指示器示出与所述结构关于所述解剖学表面的深度有关的信息。
2. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述探头(105)进一步包括按钮,其配置成针对所述解剖学表面上的地点开始收集第三位置数据。
3. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成在所述显示装置(118)上显示所述3D图形模型的容积再现图像作为所述3D图形模型表示。
4. 如权利要求3所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)进一步配置成使得用户能在所述显示装置(118)上旋转所述3D图形模型的所述容积再现图像。
5. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成响应在所述图像或附加图像中的附加结构的标识,实时地更新所述3D图形模型表示。
6. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)进一步配置成在所述显示装置(118)上实时生成并显示基于所述超声数据的所述图像。
7. 如权利要求6所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)进一步配置成在所述显示装置(118)上实时生成并显示所述3D图形模型表示。
8. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)进一步配置成在与所述3D图形模型表示大致相同的时间显示基于所述超声数据的所述图像。
9. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)进一步配置成显示第一图标,其示出探头(105)关于所述3D图形模型表示的实时位置。
10. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)进一步配置成示出所述图像关于所述3D图形模型的实时位置。

用于图像引导程序的方法和超声成像系统

技术领域

[0001] 本公开通常涉及用于生成与图像引导程序一起使用的3D图形模型表示的方法和超声成像系统。

背景技术

[0002] 在许多领域,诊断成像系统操作者通常采集计划部位的图像用于手术。之后,外科医生将使用图像以计划最恰当的临床程序和方法。用内分泌学作为示例,内分泌学家通常利用超声成像系统采集患者颈部的图像以标识可能癌变的一个或多个淋巴结。然后,内分泌学家需要将关于一个或多个癌变淋巴结的精确地点的信息传递给外科医生。至少,内分泌学家需要为外科医生标识插入地点。优选地,内分泌学家还将把关于各个淋巴结距离患者皮肤的深度、需要回避的解剖学结构、到达淋巴结的最佳路径等的信息传递给外科医生。然而,由于患者可能具有在外科手术程序中需要涉及到的多个淋巴结,所以将所有相关信息从内分泌学家精确传递至外科医生是困难且易出错的过程。

[0003] 因此,出于这些以及其他原因,需要一种改进的方法和系统以用于在图像引导程序中传递信息。

发明内容

[0004] 本文解决上述缺点、不足以及问题,这将通过阅读和理解下面的说明书来理解。

[0005] 在一实施例中,一种用于图像引导程序中的方法包括:利用3D位置传感器收集解剖学表面的第一位置数据,以及基于第一位置数据生成解剖学表面的3D图形模型。该方法包括使用探头采集超声数据。该方法包括使用3D位置传感器来收集探头的第二位置数据。该方法包括基于超声数据生成图像以及标识图像中的结构。该方法包括基于第一位置数据和第二位置数据将结构的地点登记到3D图形模型。该方法还包括显示3D图形模型表示,该3D图形模型表示包括用于结构的地点的图形指示器。

[0006] 在另一实施例中,一种用于图像引导程序中的方法包括:通过在患者解剖学表面上移动附连至探头的3D位置传感器来收集第一位置数据。该方法包括使第一位置数据与模型拟合以生成3D图形模型。该方法包括通过将探头置于感兴趣位置上来标识感兴趣位置,以及利用附连的3D位置传感器来收集第二位置数据。该方法包括基于第一位置数据和第二位置数据在3D图形模型上生成虚拟标记。该方法包括显示3D图形模型表示和虚拟标记,其中虚拟标记在3D图形模型表示上的地点对应于感兴趣位置关于解剖学表面的地点。

[0007] 在另一实施例中,一种超声成像系统包括:具有换能器元件阵列的探头,附连至探头的3D位置传感器,显示装置,以及与探头、3D位置传感器和显示装置电子通信的处理器。处理器配置成当探头沿解剖学表面移动时从3D位置传感器收集第一位置数据。处理器配置成基于第一位置数据生成3D图形模型。处理器配置成利用探头采集超声数据。处理器配置成当探头采集超声数据时从3D位置传感器收集第二位置数据。处理器配置成基于超声数据生成图像。处理器配置成基于第一位置数据和第二位置数据将图像中的结构的地点登记到

3D图形模型。处理器配置成在显示装置上显示3D图形模型表示,以及用3D图形模型表示来显示图形指示器,其中该图形指示器示出结构关于解剖学表面的相对定位。

附图说明

[0008] 从附图以及其详细描述中,本发明的各种其他特征、目标以及优点对于本领域技术人员来说将变得显而易见。

[0009] 图1是根据一实施例的超声成像系统的示意图;

[0010] 图2是根据一实施例的探头的示意图;

[0011] 图3是示出根据一实施例的方法的流程图;以及

[0012] 图4是根据一实施例的3D图形模型表示的示意图。

具体实施方式

[0013] 在下面详细描述中,参照形成该详细描述一部分的附图,并在所述附图中通过例示方式示出了可实践的具体实施例。充分详细地描述了这些实施例以使得本领域技术人员能够实践实施例,以及可以理解的是,可以利用其它实施例,以及在不偏离实施例范围的情况下可以做出逻辑的、机械的、电的以及其他的变化。因此下面详细描述不视为对本发明范围的限制。

[0014] 图1是根据一实施例的超声成像系统100的示意图。超声成像系统100包括发射器102,其发射信号至发射波束生成器103,发射波束生成器103转而驱动换能器元件104以发出脉冲超声信号至诸如患者(未示出)的结构。探头105包括换能器元件104以及探头/SAP电子设备107。探头/SAP电子设备107可用来控制换能器元件104的开关。探头/SAP电子设备107还可用来将换能器元件104集合到一个或多个子孔径(sub-aperture)中。换能器元件104可以布置为多种几何结构。从换能器元件104发射的脉冲超声信号从体内结构中反向散射以产生回波,该回波返回到换能器元件104。回波通过换能器元件104被转换为电信号,并且接收器108接收到该电信号。表示所接收到回波的电信号穿过输出超声数据的接收波束生成器110。对本公开来说,术语“超声数据”可包括由超声系统采集和/或处理的数据。用户接口112可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、改变扫描或显示参数等。

[0015] 超声成像系统100还包括处理器116以处理超声数据并生成用于在显示装置118上显示的帧或图像。处理器116可适于根据超声数据上的多个可选择的超声模态执行一个或多个处理操作。其他实施例可以使用多个处理器以执行各种处理任务。处理器116还可适于控制利用探头105的超声数据的采集。当接收超声信号时,在扫描期间内可以实时处理超声数据。对本公开来说,术语“实时”定义为包括无故意延迟或拖延地执行的过程。实施例可以以高于20次每秒的速率更新所显示的超声图像。该图像可以显示为活动目标图像的一部分。对本公开来说,术语“活动目标图像”定义为包括动态图像,其在超声数据的附加帧被采集时进行更新。例如,当正在显示活动目标图像时,即使正在基于先前采集的数据生成图像,也可以采集超声数据。然后,根据实施例,在采集附加的超声数据时,顺序显示从刚刚采集的超声数据生成的附加的帧或图像。另外地或备选地,在扫描期间超声数据可以暂时地存储在缓冲器(未示出)中,并于在线或离线操作中未达到实时地被处理。本发明的一些实

施例可以包括多个处理器(未示出)以处置处理任务。例如,可利用第一处理器来对超声信号进行解调并抽取,而利用第二处理器来在显示图像之前进一步处理数据。应当理解的是,其他实施例可以使用不同的处理器布置。

[0016] 仍参照图1,超声成像系统100还连续地以例如20Hz至150Hz的帧频采集超声数据。然而,其他实施例可以在不同的速率下采集超声数据。可以包括存储器(未示出),用以存储未被预定成即时显示的、所采集超声数据的已处理帧。在示例性实施例中,存储器具有足够的容量以存储相当于至少数秒钟的超声数据帧。以便于根据超声数据帧的采集顺序或采集时间将其取回的方式来存储超声数据帧。如上文所述,可以在活动目标图像的生成和显示期间取回超声数据。存储器可以包括任何已知的数据存储介质。

[0017] 可选择地,可以利用造影剂实施本发明的实施例。在使用包括微泡的超声造影剂时,造影成像生成体内解剖学结构和血流的增强图像。在使用造影剂采集超声数据后,图像分析包括分离谐波分量和线性分量,增强谐波分量并通过利用增强的谐波分量生成超声图像。利用合适的滤波器来从接收的信号中执行谐波分量的分离。超声成像中造影剂的使用对于本领域技术人员来说是公知的,因此在此不再赘述。

[0018] 超声成像系统100还包括附连至探头105的3D位置传感器120。3D位置传感器120可以如图2所示的那样集成到探头105,或者3D位置传感器120可以以容易移除的方式附连至探头105的外侧(未示出)。3D位置传感器120与固定参照装置122通信。3D位置传感器120和固定参照装置122共同确定探头105的位置数据。在其他实施例中,3D位置传感器可能能够无需固定参照装置而采集位置数据。位置数据可以包括位置数据和方向数据。根据一实施例,当声谱仪操作者操纵探头105并采集超声数据时,可以采集位置数据的许多不同样本。位置数据可以是加了时间戳的,从而有可能容易地在已采集超声数据后确定各个时间的探头位置和方向。3D位置传感器120和固定参照装置122还可以用来收集解剖学表面的位置数据,这将在下文详述。

[0019] 根据一示例性实施例,固定参照装置122可以是电磁发射器,而3D位置传感器120可以是电磁接收器。例如,电磁发射器可以包括一个或多个线圈,其可被赋能从而发射电磁场。3D位置传感器120可以同样地包括3个正交线圈,诸如x线圈、y线圈和z线圈。3D位置传感器120的位置和方向可通过检测在3个正交线圈的每一个中感应的电流而确定,并因而确定探头105的位置和方向。根据其他实施例,发射器和接收器的位置可以交换,从而发射器连接至探头105。电磁传感器是本领域技术人员所熟知的,并因此不再赘述。

[0020] 另外的实施例可使用备选的跟踪系统和技术来检测3D位置传感器的位置数据。例如,可以使用射频跟踪系统,其中使用射频信号发生器来发射RF信号。然后基于所接收到的RF信号的强度来确定位置数据。在另一实施例中,可使用光学跟踪系统。例如,这可以包括将诸如发光二极管(LED)或反射镜的多个光学跟踪装置,以固定方向放置在探头105上。然后,使用多个摄像机或检测器来三角测量LED或反射镜的位置和方向,从而建立探头105的位置和方向。还可以设想到另外的跟踪系统。

[0021] 在本发明的各种实施例中,可以通过其他或不同的模式相关模块来处理超声信息。模式的非限定性列表包括:B模式、彩色多普勒、能量多普勒、M模式、频谱多普勒、解剖M模式、应变、应变率。例如,一个或多个模块可以生成B模式、彩色多普勒、能量多普勒、M模式、解剖M模式、应变、应变率、频谱多普勒图像以及它们的组合等。图像被存储,并且可以与

每幅图像一起记录指示图像被采集到存储器中的时间的定时信息。模块可以包括,例如扫描转换模块以执行扫描转换操作,从而将图像帧从极坐标转换到笛卡尔坐标。可提供视频处理器模块,其从存储器中读出图像,并且当在患者上执行程序时实时显示该图像。视频处理器模块可以将图像存储在图像存储器中,图像从该图像存储器中读出并显示。根据各种实施例,示出的超声成像系统100可配置成控制台系统、车载系统、或诸如手持或膝上型系统的便携式系统。图1中示出的连接各部件的线可以表示诸如通过电缆或导线的物理连接,或者之后可以表示其他类型的电子通信,该电子通信诸如包括无线通信。此外,根据其他实施例,探头105还可以通过因特网或内联网连接到处理器116。

[0022] 图2中是根据一实施例的、来自超声成像系统100的探头105的示意图。探头105是曲线线性探头,但是,根据其他实施例,也可以使用其他类型的探头。相同的参考标号用来指示图1和图2之间的等同结构。图2还包括按钮124和换能器阵列的中心元件126。下文将讨论按钮124和中心元件126的运行。

[0023] 图3是示出根据一实施例的方法300的流程图。各个块表示可根据方法300执行的步骤。方法300的技术效果是在诸如显示装置118(图1中示出)的显示装置上显示3D图形模型表示。将根据一实施例来描述方法300的步骤,其中各步骤用超声成像系统100执行(图1中示出)。将根据一示例性实施例描述方法300,其中对患者颈部进行成像以便定位一个或多个淋巴结的位置用于手术移除。应当理解的是,根据其他实施例,可以利用方法300来标识不同的结构和/或用于不同的程序。

[0024] 参照图1、图2和图3,在步骤302处,声谱仪操作者利用3D位置传感器120收集第一位置数据。声谱仪操作者例如可以沿患者颈部的表面移动探头105。在沿患者颈部移动探头105时,3D位置传感器120收集第一位置数据以限定患者颈部表面的至少一部分。3D位置传感器120发射第一位置数据至处理器116。然后,在步骤304处,处理器116基于位置数据生成3D图形模型。可以在步骤304处不同地执行方法300,依赖于所收集的第一位置数据的数量和质量。例如,如果第一位置数据包括在颈部表面的足够大区域上收集的大量样本或跟踪点,则有可能对第一位置数据进行插值以限定表面并生成3D图形模型。另一方面,如果第一位置数据包括较少量的样本,使用关于该结构(在该情形中为颈部)的先验信息以生成3D图形模型是有利的。例如,设定颈部为大致圆柱形状。另外,在使用标准探头时,可以设定声谱仪操作者从外表面扫描。随着收集到更多跟踪点,可以更新表面从而变得更加精确,并更少地依赖于先验知识。该系统还可以检测进入的超声信息是否表示实际组织扫描,或者探头是否在扫描空气。在探头正在扫描空气的情况下,则这些3D跟踪点不能表示解剖学表面,并且将不会用于生成3D图形模型。在优选实施例中,将在超声系统的显示装置上实时更新3D图形模型表示,并与活动目标超声图像并行显示。3D图形模型表示可以与活动目标超声图像并排显示,或与活动目标超声图像在上/下方向显示。根据其他实施例,3D图形模型可以显示为层叠在活动目标图像的上部。

[0025] 根据其他实施例,处理器116可以访问预期结构的可变形模型。该可变形模型可包括关于表面形状的多个假定。处理器116随后可使第一位置数据拟合到可变形模型以生成3D图形模型。任意一种前述技术还可以包括一个或多个解剖学地标(landmark)的标识,以帮助3D图形模型的生成。

[0026] 参照图1、图2和图3,在步骤306处,声谱仪操作者利用探头105中的换能器元件104

采集超声数据。根据一示例性实施例,声谱仪操作者可以采集二维B模式超声数据,但是应当意识到的是,根据其他实施例可以采集其他类型的超声数据,包括三维数据、一维数据、彩色数据、多普勒数据以及M模式数据。

[0027] 在步骤307处,处理器从3D位置传感器120收集第二位置数据。可以在采集超声数据时收集第二位置数据,或根据其他实施例,可以在步骤306处收集超声数据之前或之后收集第二位置数据。

[0028] 在步骤308处,处理器116基于在步骤306处采集的超声数据来生成图像。该图像可以可选地显示在显示装置118上。在步骤310处,在图像中标识结构。根据一示例性实施例该结构可以是淋巴结。在步骤308处,可以显示生成的图像,并且用户可以通过手动过程标识结构的位置,该手动过程诸如通过使用作为用户接口112的部分的鼠标或跟踪球来选择包括结构的感兴趣区域。根据其他实施例,处理器116可使用图像处理算法自动地标识该结构,以检测该期望结构的形状。如前所述,如果处理器116用于自动标识诸如淋巴结的结构,则可不需要显示图像。然而,根据一实施例,用户可能希望看到带有自动标识的结构的图像,作为确认图像处理算法选择了适当结构的方式。

[0029] 在步骤312处,处理器116将结构的地点登记到3D图形模型。使用第二位置数据,处理器116能够计算采集超声数据时探头105的位置和方向。处理器116还能够计算从超声数据生成的图像内的、所标识结构的位置。因此,通过利用第一位置数据和第二位置数据,处理器116能够精确地确定在图像中所标识出的结构关于3D图形模型定位在哪里。

[0030] 仍参照图1、图2和图3,在步骤314处,用户可以标识解剖学表面上的感兴趣位置。根据一示例性实施例,内分泌学家可能试图标识外科医生随后将要移除的一个或多个淋巴结的位置。内分泌学家可以对与可疑淋巴结地点对应的、解剖学表面上的一个或多个点进行物理标记。该标记可以例如指示患者皮肤上的插入地点,外科医生可利用该插入地点到达淋巴结。根据一个工作流程,内分泌学家可以在利用探头105扫描患者时放置标记。然后根据一实施例,内分泌学家可以在标记上放置探头105并促动按钮或开关,诸如图2所示的按钮124。每次用户促动按钮124时,处理器116存储由3D位置传感器120检测到的、探头105关于固定参照装置122的位置。根据另一实施例,超声成像系统100可以连续地记录位置数据,并且按压按钮可以简单地标识中心元件126处于特定地点的时间。根据其他的实施例,可配置3D位置传感器107,使得其捕捉针对关于探头105的不同点的数据。例如,探头105可以具有小指示器(未示出)或透明窗口(未示出),声谱仪操作者可在利用3D位置传感器107捕捉位置数据之前在每个期望的解剖学地标上放置该小指示器或透明窗口。该透明窗口可以例如使得声谱仪操作者更容易准确地在期望的解剖学地标上放置探头105。根据其他实施例,用户可以使用其他用户接口装置来开始探头地点的存储并因而开始标记位置的存储,所述其他用户接口装置包括:不同地定位在探头上的按钮或开关,位于用户接口112上的按钮或开关,以及显示在显示装置118上并通过用户接口112访问的软键。

[0031] 在步骤316处,处理器116将一个或多个虚拟标记登记到3D图形模型。通过使由3D位置传感器在步骤302处收集的第一位置数据与由3D位置传感器在步骤314处收集的位置数据相关联,对于处理器116而言,将两个数据集一起登记以便限定关于解剖学表面的感兴趣位置,是相对简单的任务。

[0032] 然后,在步骤318处,处理器116在显示装置118上显示3D图形模型表示。图4示出根

据一实施例的3D图形模型表示400的示例。3D图形模型表示400是颈部表面的。根据一实施例,3D图形模型表示400类似于容积再现(volume-rendered)图像,其通常用于显示3D图像数据。例如,3D图形模型表示400可以通过诸如光线投影法来生成,光线投影法通常用于生成容积再现图像。在典型的光线投影法中,来自整个容积的体素(voxel)全部用于生成最终的容积再现图像。然而,3D图形模型不同于传统的容积再现图像,这是因为仅仅来自解剖学表面的体素对3D图形模型表示有贡献。3D图形模型表示400捕捉解剖学表面的几何结构,并还可以通过诸如阴影、不透明度、颜色等的可视化技术的使用,以允许用户更好地理解该表面的三维特性,从而使观察者更好地了解深度。根据一实施例,用户可以调节3D图形模型表示400的一个或多个参数以集中于特定区域。用户还可以使用图像操纵技术,其包括3D图形模型表示400的缩放、展平、旋转和平移,以便更好地理解患者的解剖学结构。

[0033] 3D图形模型表示400包括表示结构的图形指示器402和虚拟标记403,根据一实施例该结构可以是淋巴结。如先前所述,虚拟标记403可以对应于由用户标识的患者皮肤的特定地点。根据一实施例,虚拟标记的地点可以在方法300的步骤314(示于图3)期间被标识。此外,诸如深度指示器404的深度指示器,可以用于为用户提供与该结构关于解剖学表面的位置有关的其他信息。在图4中,深度指示器404包括线406和文本框408两者。线406指示3D图形模型表示400和图形指示器402之间的几何关系。此外,文本框408示出该结构在解剖学表面下的深度。根据图4所示的示例性实施例,由图形指示器402表示的淋巴结位于解剖学表面下21mm处。其他实施例可以使用不同配置的深度指示器来示出更多具体数据,该更多具体数据与由一个或多个图形指示器指示的一个结构或多个结构的位置有关。例如,其他实施例可以使用深度指示器,该深度指示器包括以固定间隔作标记的线,以便示出深度。根据又一些其他实施例,该结构的深度可以是基于深度进行颜色编码的,或者是基于深度分配不透明度的。结合3D表面模型的任意这些技术有助于用户快速且精确地确定一个或多个结构关于患者解剖学表面的定位。图4所示的实施例还包括第一图标410,其表示探头105(图1中示出)的实时位置;以及第二图标412,其表示由探头105采集的图像的实时位置。第一图标410和第二图标412两者示出了探头105和图像关于3D图形模型400的位置,并帮助用户更好地理解 and 可视化当前超声图像和解剖学表面之间的关系。

[0034] 本书面描述使用示例来公开包括最佳模式的本发明,以及还使本领域任何技术人员能实践本发明,包括制作和使用任何装置或系统及执行任何结合的方法。本发明可取得专利的范围由权利要求限定,且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求字面语言无不同的结构元件,或者如果该示例包括与权利要求字面语言无实质不同的等效结构元件,则该示例规定为在权利要求的范围之内。

[0035] 元件列表

[0036] 图1

[0037] 100 超声成像系统

[0038] 102 发射器

[0039] 103 发射波束生成器

[0040] 104 换能器元件

[0041] 105 探头

[0042] 107 探头/SAP电子设备

- [0043] 108 接收器
- [0044] 110 接收波束生成器
- [0045] 112 用户接口
- [0046] 116 处理器
- [0047] 118 显示装置
- [0048] 120 3D位置传感器
- [0049] 122 固定参照装置
- [0050] 图2
- [0051] 105 探头
- [0052] 120 3D位置传感器
- [0053] 124 按钮
- [0054] 126 中心元件
- [0055] 图3
- [0056] 300 方法
- [0057] 302 收集第一位置数据
- [0058] 304 生成3D表面图
- [0059] 306 采集超声数据
- [0060] 307 收集第二位置数据
- [0061] 308 生成图像
- [0062] 310 标识图像中的结构
- [0063] 312 将结构的地点登记到3D表面图
- [0064] 314 标识表面上的感兴趣位置
- [0065] 316 将虚拟标记登记到3D表面
- [0066] 318 显示3D表面图的表示
- [0067] 图4
- [0068] 400 3D图形模型表示
- [0069] 402 图形指示器
- [0070] 403 虚拟标记
- [0071] 404 深度指示器
- [0072] 406 线
- [0073] 408 文本框
- [0074] 410 第一图标
- [0075] 412 第二图标

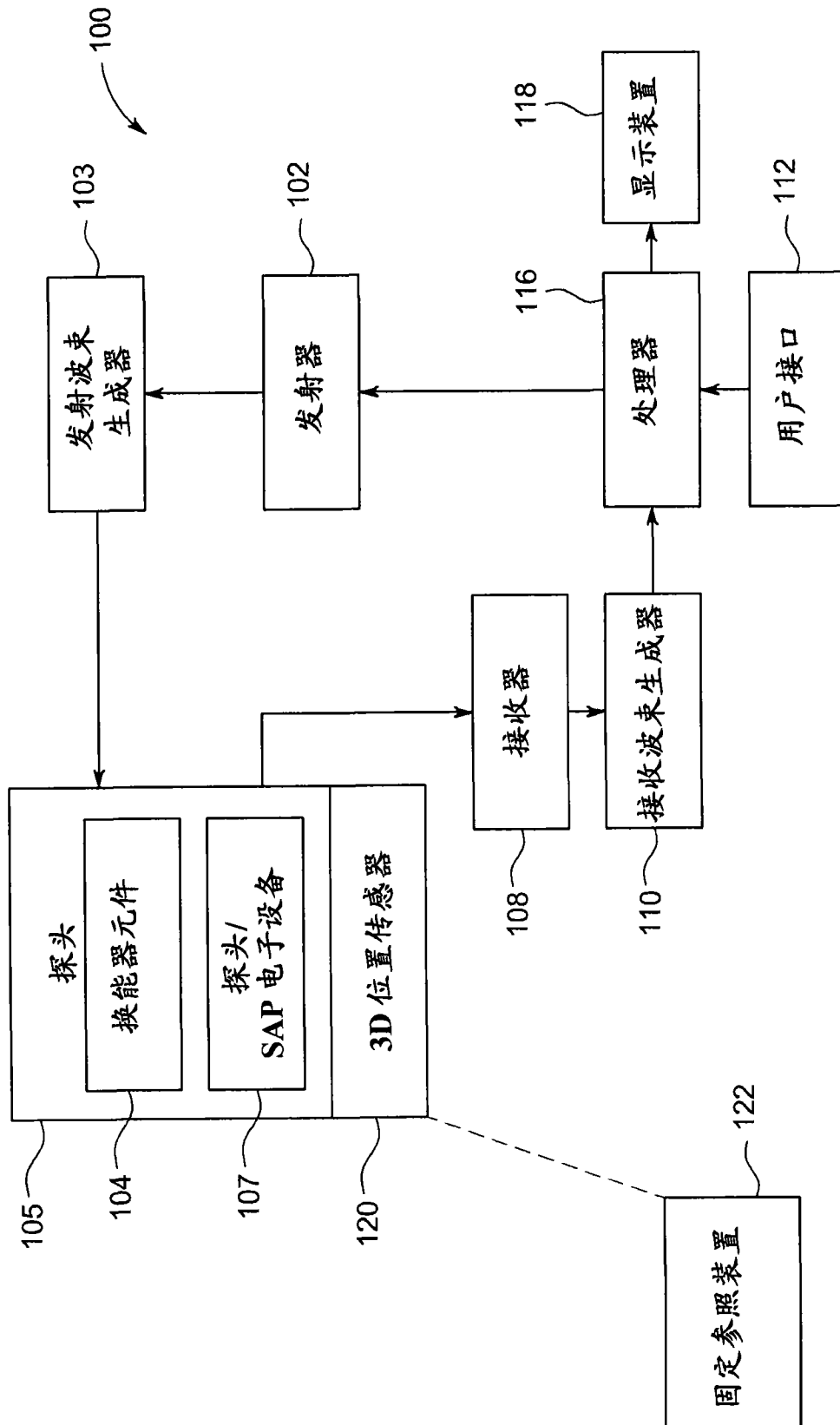


图1

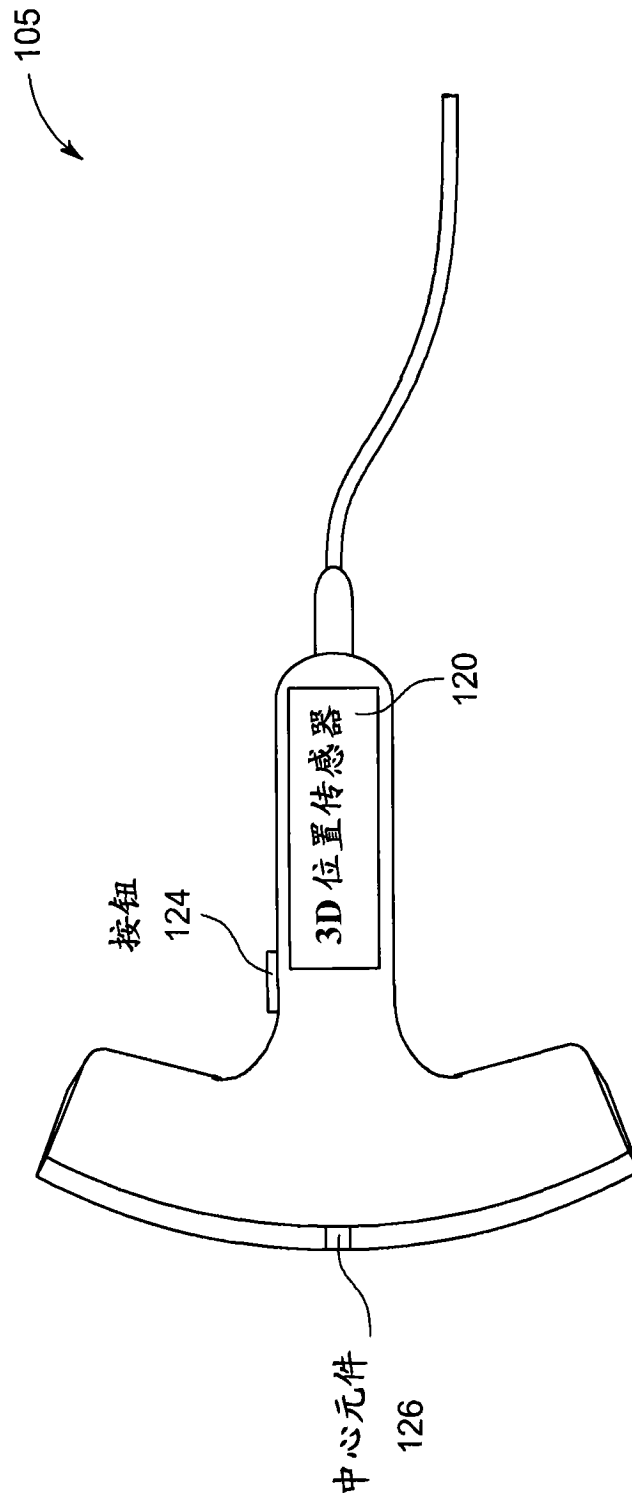


图2

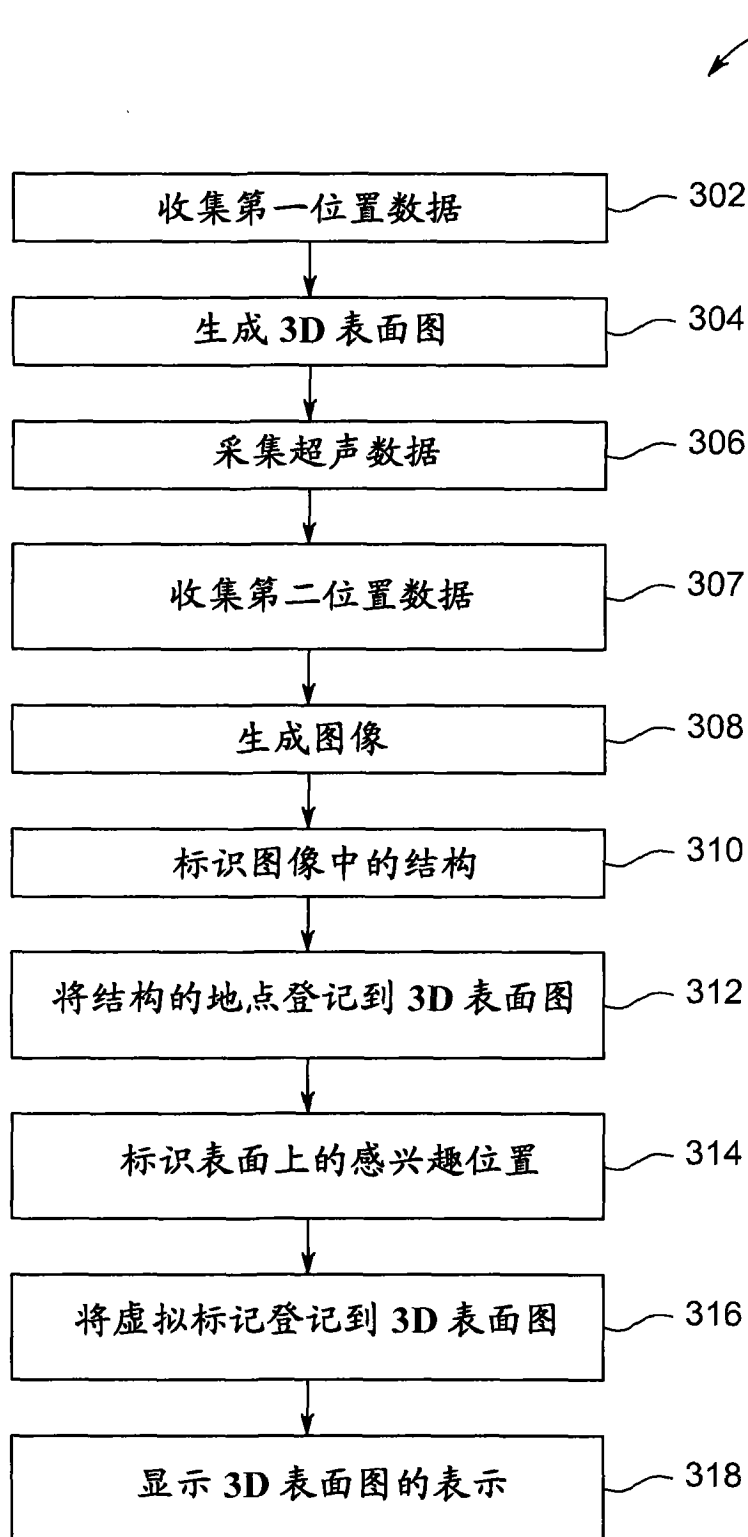


图3

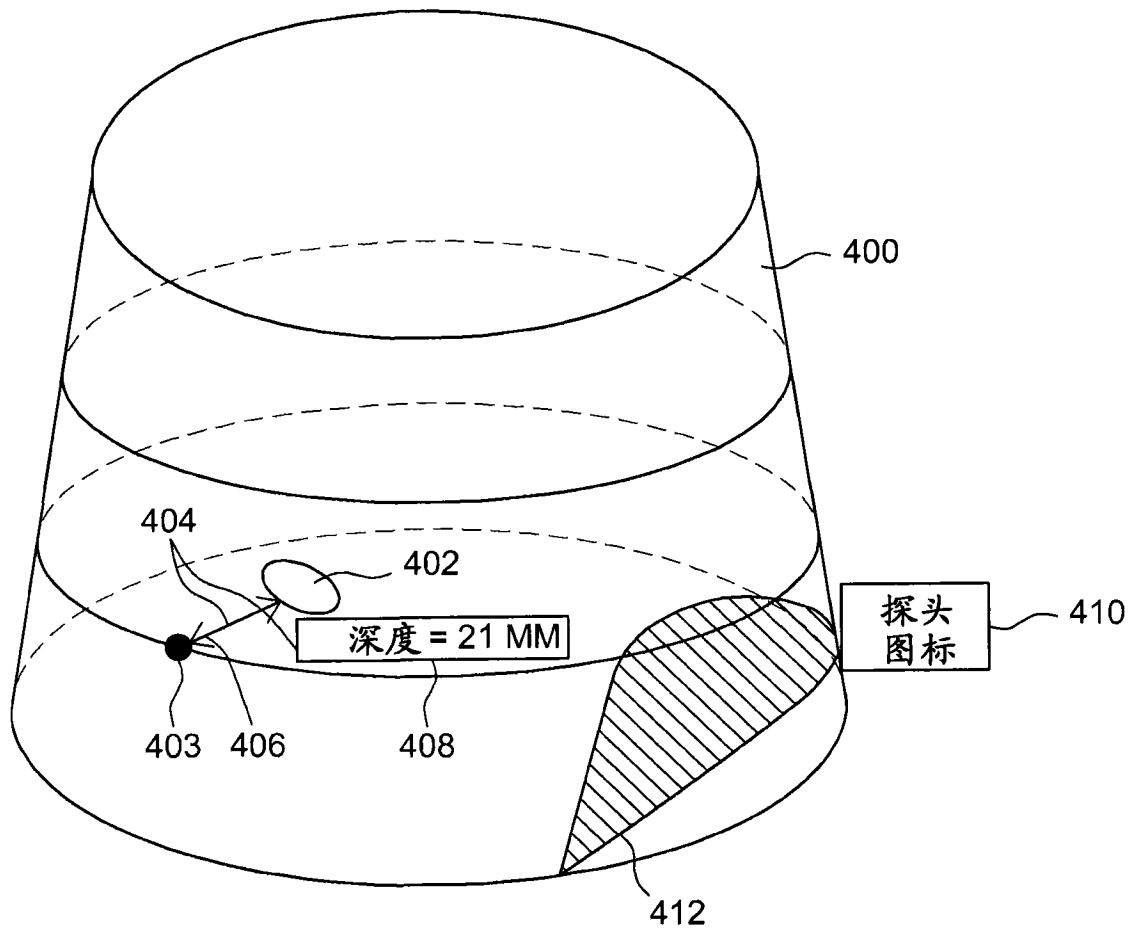


图4

专利名称(译)	用于图像引导程序的方法和超声成像系统		
公开(公告)号	CN102846339B	公开(公告)日	2016-12-21
申请号	CN201210215737.6	申请日	2012-05-10
[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	M哈尔曼 MJ沃什伯恩		
发明人	M·哈尔曼 M·J·沃什伯恩		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/4455 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5292		
优先权	13/104713 2011-05-10 US		
其他公开文献	CN102846339A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明标题为：“用于图像引导程序的方法和超声成像系统”。一种超声成像系统(100)，包括探头(105)，3D位置传感器(120)，显示装置(118)，以及与探头(105)、3D位置传感器(120)和显示装置(118)电子通信的处理器(116)。处理器(116)配置成在探头(105)沿解剖学表面移动时从3D位置传感器(120)收集第一位置数据。处理器(116)配置成基于第一位置数据来生成3D图形模型并利用探头(105)采集超声数据。处理器(116)配置成在探头(105)采集超声数据时从3D位置传感器(120)收集第二位置数据。处理器(116)配置成基于超声数据生成图像并将图像中的结构的地点登记到3D图形模型。处理器(116)配置成在显示装置(118)上显示3D图形模型表示。

