



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103919571 B

(45)授权公告日 2016.12.28

(21)申请号 201310009832.5

审查员 熊狮

(22)申请日 2013.01.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103919571 A

(43)申请公布日 2014.07.16

(73)专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 B.A.劳泽

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶晓勇 朱海煜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

G06T 7/00(2006.01)

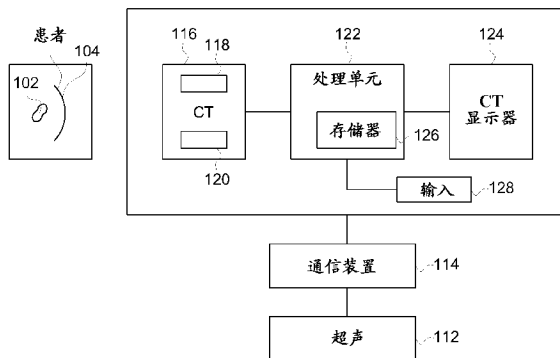
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

超声图像分割

(57)摘要

本发明的用于分割超声图像数据的设备包括配置成生成患者的成像数据的超声成像系统。超声成像系统包括换能器、处理单元和显示器。处理单元在操作上耦合到换能器以接收所生成的成像数据。处理单元配置成分析所接收成像数据,并且识别解剖元素。处理单元包括利用从不同成像系统所得到的相同解剖元素的分割数据作为初始种子来分割解剖元素的指令。



1. 一种用于分割超声图像数据的设备,包括:

超声成像系统,配置成生成患者的成像数据,所述超声成像系统具有换能器探头、处理单元和显示器,

所述处理单元在操作上耦合到所述换能器探头,以便接收所生成的成像数据,所述处理单元配置成:

分析所接收的成像数据;

从所述成像数据识别解剖元素;以及

利用从不同成像系统所得到的相同解剖元素的分割数据扫描作为初始种子来分割所述解剖元素。

2. 如权利要求1所述的设备,其中,所述不同成像系统是计算机断层扫描系统。

3. 如权利要求2所述的设备,其中,所述初始种子是部分或全部与所述解剖元素的先前获取的数据扫描配准的所分割解剖元素的轮廓图。

4. 如权利要求3所述的设备,还包括配置成识别所述显示器上的感兴趣的所述解剖元素的输入装置。

5. 如权利要求4所述的设备,还包括操作上连接到所述换能器探头并且跟踪所述换能器探头的移动和位置的传感器。

6. 如权利要求5所述的设备,其中,所述处理单元配置成在所述显示器上显示来自所述换能器探头的所述解剖元素的所述所生成的成像数据以及来自计算机断层扫描系统数据的所述患者的对应解剖元素的图像。

7. 如权利要求6所述的设备,其中,所述处理单元配置成计算所述成像数据上的所分割解剖元素的面积或体积,并且与来自所述计算机断层扫描系统数据的所述对应解剖元素的面积或体积进行比较。

8. 如权利要求7所述的设备,其中,所述处理单元配置成传递全部或部分来自所述计算机断层扫描系统数据的所分割解剖元素的位置,并且在所述显示器上显示出移动所述换能器探头的方向和距离的标记,以便可视化与所述超声成像系统上的所述所分割解剖元素对应的所述位置。

9. 一种用于分割超声图像数据的设备,包括:

用于从超声换能器接收所生成的成像数据的部件;

用于在显示器上显示所述成像数据的部件;

用于利用部分或全部来自包含从不同成像系统所得到的相同解剖元素的扫描的分割数据作为初始种子来分割所述成像数据的解剖元素的部件。

10. 如权利要求9所述的设备,还包括:用于比较来自所述不同成像系统的数据集并且比较来自所述超声换能器的成像数据,以及在来自所述超声换能器的所述成像数据对应于来自所述不同成像系统的所述数据集上的预定解剖元素时提供信号的部件。

11. 如权利要求10所述的设备,还包括:用于在来自所述超声换能器的所述成像数据对应于来自所述不同成像系统的所分割解剖元素的位置时自动分割来自所述超声换能器的所述成像数据的部件。

12. 如权利要求11所述的设备,还包括:用于计算来自所述超声换能器的所述成像数据的所分割解剖元素的第二体积并且将所述第二体积与所述不同成像系统的对应所分割解

剖元素的所计算第一体积进行比较的部件。

13. 如权利要求12所述的设备,还包括:用于计算应当移动所述超声换能器的方向和距离使得所述成像数据将对应于来自所述不同成像系统的所述数据集上的预定解剖元素的部件。

14. 一种用于分割超声图像数据的方法,包括:

在处理单元接收超声成像数据;

识别所述超声成像数据的解剖元素;

采用算法利用来自不同成像系统的相同解剖元素的先前所分割成像数据作为初始种子来分割感兴趣部位中的解剖元素。

15. 如权利要求14所述的方法,还包括将所述超声图像数据与来自所述不同成像系统的图像数据配准。

16. 如权利要求15所述的方法,其中所述分割包括将所分割解剖元素切成二维层面,并且所述方法还包括计算切成二维层面的所分割解剖元素的多个层面的任一个上的面积。

17. 如权利要求16所述的方法,还包括计算所分割解剖元素的体积。

18. 如权利要求17所述的方法,还包括在同一显示器上显示所述超声图像数据以及来自不同成像系统的图像数据。

19. 如权利要求18所述的方法,还包括跟踪提供所述超声图像数据的超声换能器探头的移动并且向操作人员提供与移动所述超声换能器探头以定位所述解剖元素的方向有关的信息。

20. 如权利要求19所述的方法,包括显示所述超声成像数据的所述所分割解剖元素的体积与来自所述不同成像系统的所述图像数据的所分割解剖元素的对应体积的比较,其中所述不同成像系统是计算机断层扫描系统,来自所述超声换能器探头的所述解剖元素以及来自所述计算机断层扫描系统的所述解剖元素来自单个患者。

超声图像分割

技术领域

[0001] 一般来说,本发明涉及医疗图像的分割的领域,以及更具体来说,涉及超声医疗图像的分割。

背景技术

[0002] 超声或超声检查术是利用具有高于可听范围的高频率的声波的医疗成像技术。超声系统包括具有换能器阵列、发射器和接收器的超声探头。换能器元件将后向散射和/或反射波转换成电信号,电信号由处理单元来处理以生成可显示的对应图像。超声图像被实时地显示,并且可存储供进一步分析。

发明内容

[0003] 一个实施例包括配置成生成患者的成像数据的超声成像系统。超声成像系统具有换能器探头、处理单元和显示器。处理单元包括处理器,处理器在操作上耦合到换能器以接收所生成的成像数据。处理器配置成分析所接收的成像数据,并且从成像数据识别解剖元素。处理单元包括利用从不同成像系统所得到的相同解剖元素的分割数据扫描作为初始种子来分割解剖元素的指令。

[0004] 在另一个实施例中,非暂时计算机可读介质包含计算机可读代码,该代码指导处理器从超声换能器接收所生成的成像数据,在显示器上显示成像数据,以及利用全部或部分来自得到从不同成像系统所得到的相同解剖元素的扫描的分割数据作为初始种子来分割成像数据的解剖元素。

[0005] 在另一个实施例中,一种分割超声图像数据的方法包括在处理单元接收超声成像数据,识别超声成像数据的解剖元素,以及采用算法利用来自不同成像系统的相同解剖元素的先前所分割成像数据作为初始种子来分割解剖元素。

附图说明

[0006] 图1是用于超声图像分割的系统的示意图。

[0007] 图2是图1的超声系统的示意图。

[0008] 图3是图2的超声系统组件的示意图。

[0009] 图4是示范超声分割过程的流程图。

[0010] 图5是得到图4的感兴趣部位的超声图像的流程图。

[0011] 图6是图4的超声分割过程的流程图。

具体实施方式

[0012] 参照图1,按照一示范实施例示出图像处理系统100的框图。图像处理系统100提供人体104内的解剖元素102的超声图像的分割,并且包括第一成像系统110、第二超声成像和分割系统112。通信装置114将某些数据从第一成像系统110传递给超声成像和分割系统

112。第一成像系统110能够从本领域已知的用于生成人体的多个图像的多个医疗成像装置中选取。成像装置110可以是计算机断层扫描(CT)系统、磁共振成像(MRI)系统、位置发射断层扫描(PET)系统、超声(US)系统或者本领域已知的其它医疗成像系统。在一个实施例中,第一成像装置110是CT系统,但是,第一成像装置110有可能是上述其它医疗成像系统之一。

[0013] 第一成像系统110包括具有x射线源118和x射线探测器120的CT扫描仪116。在CT成像过程期间,患者通常躺在水平位置,并且暴露于来自x射线源118的采用一系列x射线探测器120所测量的多个x射线。x射线束经过患者的特别薄的截面或“层面”。x射线探测器120测量所发射辐射量。将从x射线探测器120所得到的电子信号提供给CT处理单元122。这个信息用于计算体内的样本点的x射线衰减系数。灰度级图像则基于所计算x射线衰减系数来构成。图像中的灰度阴影与层面内每一点的x射线吸收量形成对照。能够重构在CT扫描期间所得到的层面,以便提供暴露于x射线的患者身体104之内的感兴趣部位(ROI)中的解剖元素102的解剖上正确的表示。与图像数据获取方法无关,在CT扫描期间所得到的层面由CT处理单元122形成为数据阵列,数据阵列通常由分布在ROI周围的规则位置的三维坐标的多个集合组成。三维坐标可按照DICOM格式来提供。从CT扫描所得到的图像则可在显示器124上显示。

[0014] 一旦已经得到初始CT图像,可分割三维数据以识别特定的感兴趣解剖元素。分割过程将图像的像素或体素分为相对某种特性(例如强度、纹理等)是同质的一定数量的类。这样,有可能分离和识别人体内诸如肿瘤或病变之类的感兴趣解剖元素102的边界。一旦形成分割图像,外科医生能够使用分割图像来计划外科技术。

[0015] 存在生成人体内的感兴趣区域的三维模型或结构可用的各种技术。在一种方法中,种子体素(体积元素)放在CT扫描的感兴趣解剖结构中,以及相邻体素被连续分析,并且如果它们与先前识别的体素相邻并且满足诸如强度或放射密度之类的所指定属性,则一般被识别为属于相同结构。按照已知技术的任一种,得到3D图像供在显示器124上可视化。创建分割CT图像涉及可要求相当的处理量的若干操作。

[0016] CT系统可包括一个或多个处理单元122,以便接收和处理从x射线探测器120所接收的信号。对本申请来说,术语“处理单元”将表示运行存储器中包含的指令序列的当前开发或将来开发的处理单元。在一个示例中,本文所使用的术语“存储器”包括包含用于指导控制器的计算机代码的非暂时计算机可读介质。指令序列的执行使包括控制器的处理单元执行诸如生成x射线并且处理和存储从x射线探测器所接收的信号之类的步骤。指令可从只读存储器(ROM)、大容量存储装置或者其它某种永久存储装置加载到随机存取存储器(RAM)中供处理单元执行。在其它实施例中,硬连线电路可用来代替软件指令或者与其结合以实现所述功能。例如,CT处理单元122可体现为一个或多个专用集成电路(ASIC)的一部分。除非另加具体说明,否则处理单元并不局限于硬件电路和软件的任何特定组合,也并不局限于待运行指令的任何特定源。

[0017] 按照一个实施例,处理单元122按照存储器126中包含的指令从CT x射线探测器120来接收信号,并且分析这类信号,其中这种分析的结果在显示器124上呈现,并且被存储以供后续处理,以便创建被扫描区域的二维和/或三维阵列并且随后允许那个阵列的分割。

[0018] 分割CT数据中的解剖元素的多种方法是本领域已知的。如上所述,种子体素或体积元素的使用可用作识别所分割解剖元素的边界的起始点。CT数据阵列可在显示器上显

示。诸如鼠标、键盘、触摸屏或其它接口之类的输入装置128可用于从对解剖元素的显示来识别开始分割过程的起始点。迭代算法可用于完全识别所分割部位的二维和/或三维边界。解剖元素的边界可称作轮廓图或者在使用CT数据的情况下称作CT轮廓图。轮廓图可采取位于解剖元素的外周边或边界的数据点的形式,或者可采取其结果是CT图像数据中的解剖元素的边界的具有给定参数的等式的形式。

[0019] 了解所分割部位的二维和三维边界允许计算分割解剖元素的面积和体积。所分割解剖元素的CT轮廓图以及面积(cm^2)和体积(cm^3)值可存储在存储器126中供将来使用和参考。

[0020] 在一个实施例中,CT轮廓图及关联面积和体积参数经由通信装置114传递给超声分割系统112。通信装置114可以是CT处理单元122与超声成像和分割系统112之间的有线或无线连接。备选地,通信装置114可以是诸如闪存驱动器(flash driver)或者本领域已知的其它装置之类的便携存储器装置,它能够存储CT扫描DICOM数据、轮廓图及关联面积和体积数据,然后在操作上连接到和/或存储在超声系统112中。备选地,CT DICOM数据、轮廓图及关联量度可放在网络上,以便随后由超声系统112来访问。

[0021] 在一个示例中,被分割并且存储在存储器中的CT数据的解剖元素可以是将要治疗的肿瘤或病变。在从CT数据所识别和分割的解剖元素的治疗之后,可期望确定治疗的有效性。确定肿瘤的治疗的有效性的一种方式是在识别治疗之后的肿瘤的大小的变化。也许有可能得到第二CT扫描,并且分割解剖元素,然后将解剖元素的第一CT分割体积的体积与解剖元素的第二CT分割体积进行比较。但是,由于CT扫描涉及使用x射线,所以后续CT扫描可能不会得到保证或者不合乎需要。

[0022] 超声扫描提供不要求使用x射线并且可用于诸如肿瘤或病变之类的解剖元素的后续诊断的过程。在一个示例中,在患者已经接受对肿瘤的治疗并且自得到CT扫描的时间经过了一段时间之后,可得到作为原始CT扫描的后续的超声扫描。这个第二扫描允许治疗之后的肿瘤与治疗之前存在的肿瘤的比较,由此提供治疗的有效性的指示。

[0023] 如上所述,通过分割过程,感兴趣的肿瘤或解剖元素的边界可从CT扫描数据来建模。超声扫描用于确定解剖元素的体积提供某些难题。与CT扫描不同,超声扫描在超声扫描期间的单个时间点可以不在显示器上提供肿瘤或解剖元素的整个图像。在任一时间可在显示器上显示的超声扫描的区域可以不覆盖诸如肿瘤之类的整个解剖元素。另外,超声系统可以不提供具有与使得采用超声扫描装置来识别和分割诸如肿瘤之类的解剖元素更为棘手的CT扫描相同的对比分辨率的扫描数据。

[0024] 先前CT分割解剖元素的使用可用于增强新获取的超声扫描数据的分割的速度和精度。因为解剖元素不可在单个时间完整地可视化,并且图像的对比分辨率或一致性存在困难。CT分割解剖元素的轮廓图用作用于分割超声数据的起始种子。CT分割解剖元素用作分割的种子提供解剖元素的直接比较,并且允许识别从第一CT扫描到后续超声扫描的解剖元素或肿瘤的诸如增长或衰退之类的变化。

[0025] 参照图2和图3,超声系统112包括换能器130、超声处理单元132、显示器134和输入装置136。换能器130包括发射器138和接收器140。按照一个实施例,超声处理单元132按照存储器144中包含的指令从超声换能器130接收超声回波信号,并且分析这类信号,其中这种分析的结果在显示器134上呈现。在一些实施例中,处理单元132可生成调整或改变显示

器134上的信号和/或结果的显示的控制信号。在一些实施例中,处理单元132还可生成调整探头130的操作的控制信号。

[0026] 在一个实施例中,体积导航传感器(volume navigation sensor)142在操作上固定到换能器130。体积导航传感器允许处理单元132在换能器相对于患者移动时确定换能器130的位置和取向。这样,体积导航允许超声换能器130的位置的三维跟踪以及提供与换能器130所扫描和成像的患者的特定区域有关的信息。使用体积导航系统,有可能将超声视图与CT图像中表示的对应物理位置配准和融合(register and fuse),其中融合是恒定配准(constant registration)。

[0027] 在较早时间、通常在解剖元素的预先治疗时从患者先前所得的CT数据集和CT轮廓图存储在能够由超声处理单元132来访问的诸如RAM或CD或硬盘驱动器装置或者任何其它这种装置或网络之类的存储器装置144中。在一个实施例中,超声图像与先前存储的CT数据集配准。患者的超声扫描按照允许超声处理单元132将超声数据与所存储CT数据集配准的给定取向进行。一旦配准通过数据点的适当比较进行,超声处理单元通过使用体积导航传感器来识别超声探头130的任何进一步移动。这样,超声图像与CT图像数据集的对应数据直接融合。

[0028] 来自CT数据集的超声图像和对应图像可在显示器上按照并排格式来显示。当操作人员移动换能器探头130时,从超声波所生成的图像在显示器上显示,并且超声处理单元132保持配准,并且发送来自CT数据集的对应图像以便也在显示器上显示。相应地,在移动换能器130时,显示所产生超声图像以及来自CT数据集的对应图像。

[0029] 参照图3,在一个实施例中,显示器134在显示器134的一部分146上显示超声图像,并且对应的先前存储CT图像在另一部分148上显示。在一个实施例中,在部分148上显示的CT图像可显示患者身体内比显示器134的部分146上显示的超声图像要大许多的部分或区域。因此,寻找特定解剖元素的操作人员可识别CT图像上的解剖元素,然后对换能器130的位置和取向进行调整,以便采用超声扫描来查找患者体内的对应解剖元素。在一个备选实施例中,两个独立显示器用于分别显示超声图像和CT图像。在又一个实施例中,超声扫描数据和CT扫描数据可相互重叠。

[0030] 可在得到、分割和存储CT数据集的过程期间或者在超声成像过程期间在CT数据集上识别解剖元素。可通过使用CT系统中的输入装置128或者超声系统的输入装置136进行识别。识别可采用诸如位于原点的星号或加号之类的符号进行,或者可采用增加或降低的光强度、采用围绕解剖元素的增大或减小的圆圈或球形或者提醒操作人员关于解剖元素的位置的任何其它类型的可视指示符来识别。

[0031] 先前捕获和存储的CT扫描的显示允许操作人员更易于导航超声探头,以便将超声波定向到患者上的适当位置,以便得到感兴趣超声图像。通过显示与所得到的超声图像的位置相互关联的CT扫描的相关图像,操作人员能够更易于操纵超声探头以捕获感兴趣解剖元素。在一个实施例中,CT扫描的显示可显示比采用在CT扫描上显示超声波所捕获的图像的对应位置的指示符或标记的超声显示更大的部位。在另一个实施例中,可通过使用显示器上提供移动超声探头的方向的箭头或其它指示来为操作人员给予指示,以便识别解剖元素,在这个示例中为肿瘤。

[0032] 在一个实施例中,超声处理单元可提供相对于患者来操纵换能器130的方向的可

视指示,以便采用超声系统来定位CT扫描上的所识别解剖元素。可视指示可以以适当角度以及患者上相对于换能器130的实际位置的位置来提供换能器的图像。例如,如果探头需要相对于患者从90度角转移到60度或120度角,则图标可以以90度来显示换能器,其中箭头指向分别处于60度或120度的探头的图像。类似地,如果换能器需要从操作人员移开或者朝操作人员移动,则图像可采用相对于换能器的实际位置的患者的表示所定位的换能器来显示患者的表示,其中箭头显示应当移动换能器以得到必要解剖元素的位置。此外,处理单元132可无需操作人员进行动作而自动调整获取和显示,使得得到患者体内的适当深度。备选地,系统可采用图标向操作人员提供关于获取和/或显示需要调整以得到适当图像的指示。

[0033] 当操作人员已经得到显示器134上的解剖元素的超声图像时,处理单元开始超声图像的解剖元素的分割。处理单元132利用解剖元素的所存储CT轮廓图作为初始种子来分割超声数据的对应解剖元素。由于CT轮廓图具有在不同时间所获得的相同解剖元素,所以分割过程可在超声成像过程期间发生。

[0034] 为CT数据集开发了若干分割算法,因为它们非常一致并且覆盖大区域。解剖元素的超声数据能够使用CT数据分割的输出或轮廓图作为超声分割算法的种子。

[0035] 用于从CT数据分割解剖元素的算法连同CT数据集一起传递给超声系统。超声系统112的处理单元132将CT所分割数据集存储在超声处理单元132的存储器144中。处理单元132实时地将CT数据集与超声图像配准,超声图像也将分割信息与超声数据配准。还考虑覆盖解剖元素的超声数据可被捕获并且存储在存储器144中,以便允许后续处理识别解剖元素的体积。这将允许操作人员在超声扫描已经完成之后审查超声数据,并且进行解剖元素的分割或者也许在超声扫描之前或期间可能不是明显或者被考虑的其它感兴趣部位。

[0036] 分割可以是二维过程和/或三维过程。二维过程将分割单个平面的超声图像。当超声换能器130被移动并且得到通过ROI的另外层面或平面时,各层面可基于对应CT轮廓图来分割,其中对应轮廓图或者CT数据集的先前分割的层面或平面用作起始种子。这样,三维分割能够使用超声数据的多个单独所分割平面来确定。

[0037] 用于超声数据的结构的分割算法获得分割CT数据集或轮廓图作为输入,并且将其用作初始种子或者作为一种算法中的成本方程或生长方程的一部分。也可使用采用起始种子的其它已知算法。这样,超声数据的分割可更迅速和/或更准确地完成,并且可提供与原始解剖元素的比较。在一个实施例中,操作人员或用户能够使用诸如键盘或鼠标之类的输入装置136来识别超声图像中的肿瘤,以便识别超声显示所示的解剖元素中的点。一旦解剖元素由操作人员肯定地识别,那个解剖元素的分割可使用CT所分割数据或轮廓图作为算法的种子而开始。

[0038] 超声处理单元132计算所分割超声图像的解剖元素的面积,并且在显示器134上提供结果的显示。类似地,超声处理单元132计算所分割超声图像的解剖元素的体积,并且在显示器134上提供结果的显示。除了面积之外,还显示来自CT所分割解剖元素面积的值的变化。这是来自超声扫描的解剖元素的面积和/或体积的变化,并且来自CT扫描的先前得到的解剖元素提供对解剖元素的任何治疗的有效性的指示。面积和/或体积的变化可作为实际值或者作为百分比变化来显示。

[0039] 除了提供解剖元素的大小和体积的变化之外,可视图像还可与跨整个解剖元素的

增加和/或减小的面积重叠地显示。有可能的是,仅减小了解剖元素的一部分,而另一部分可增加了。有可能的是,治疗解剖元素的一部分,而没有治疗另一部分。显示器显示解剖元素的两个部分的面积和/或体积的变化。在超声扫描中因诸如阻挡解剖元素的一部分的骨头之类的另一个解剖特征而可能没有得到整个解剖元素的情况下,处理单元136可通过能够在阻挡特征的任一侧上扫描的解剖元素的面积的外插来近似计算解剖元素的阻挡部分。解剖元素的外插部分则能够与CT扫描数据中的对应部分进行比较。

[0040] 参照图4,分割先前从CT数据集分割的解剖元素的超声图像的过程包括访问超声系统中的先前CT所分割解剖元素的轮廓图的步骤150。在步骤152利用超声成像系统来扫描患者的解剖元素。在步骤154利用CT轮廓图作为分割过程的初始种子来分割超声解剖元素。

[0041] 参照图5和图6,分割超声图像的过程包括得到患者的解剖元素的CT扫描的步骤156。在步骤158利用输入装置并且采用显示器上显示的CT数据集的解剖元素识别位置,来识别解剖元素。在步骤160,CT处理单元使用已知技术、采用CT系统的存储器中存储的指令来分割解剖元素。从CT数据集所分割的解剖元素的轮廓图在步骤162存储在存储器中。

[0042] 在已经治疗患者并且操作人员希望确定治疗的有效性之后,能够得到第二超声扫描。CT扫描数据集和轮廓图在步骤164传递给超声系统。

[0043] 在166得到患者的超声图像,并且在168在显示器的第一部分显示。来自先前获得的同一患者的解剖元素的CT数据集的图像在170在显示器的第二部分显示。具有感兴趣解剖元素的患者的超声图像在步骤172利用超声处理单元来得到并且与CT扫描数据集配准。一旦超声扫描与CT扫描数据配准,体积导航在174用于将先前存储的CT扫描数据与所生成的超声成像数据进行融合。超声图像上的解剖元素在176由操作人员通过使用输入装置和超声显示器来识别。在另一个实施例中,一旦超声图像上的解剖元素与先前存储的CT扫描数据的解剖元素配准,超声图像上的解剖元素在没有操作人员输入的情况下由超声处理单元自动识别。在超声图像上的解剖元素的自动识别中,处理单元将所显示的超声图像与CT扫描数据上的先前识别的解剖元素进行比较。当所捕获和显示的超声图像与CT扫描数据中的解剖元素的位置一致时,处理单元自动识别、存储和处理超声图像供进一步处理。

[0044] 一旦采用来自操作人员的输入识别了或者由处理单元自动识别了超声扫描的解剖元素,超声处理单元分割超声扫描数据的解剖元素。在178的超声图像的解剖元素的分割包括利用CT扫描数据的先前存储和分割的解剖元素的轮廓图来应用存储器中存储的算法。来自CT扫描数据的解剖元素的轮廓图用作用于分割超声解剖元素的初始种子。

[0045] 在154分割超声数据的解剖元素包括从给定患者的先前分割的CT数据集来访问解剖元素的CT所分割轮廓图。如上所述,在172,将超声图像数据与CT扫描数据配准。一旦CT扫描数据与所得到的超声图像数据融合,则在174利用超声换能器132来定位解剖元素。然后在178执行从超声扫描分割解剖元素。在178从超声扫描分割解剖元素包括由超声处理单元来识别超声图像的解剖元素,如上所述可在没有操作人员的辅助的情况下进行。在一个实施例中,处理单元将所得到的超声图像与CT数据集的先前识别的解剖元素进行比较。在CT数据集的先前识别的解剖元素对应于显示器上的超声图像之后,处理单元将所存储CT扫描的对应轮廓图作为用于分割特定层面或CT扫描平面的初始种子来应用。从超声扫描所分割的解剖元素在180在超声显示器上显示。在超声扫描中得到解剖元素的不同面积时,分割解剖元素可在182重复执行。可对于在贯穿解剖元素的不同平面所得到的另外超声图像重复

进行识别和分割的步骤。步骤178、180和182重复进行充分次数,以便从超声数据创建解剖元素的体积的近似。

[0046] 参照图6,在184和186,分割超声解剖元素包括计算解剖元素的面积和/或体积,并且显示来自CT扫描数据和超声扫描的解剖元素的大小和/或体积的变化。显示解剖元素的大小和体积的变化的步骤包括显示解剖元素的不同部分的大小和/或体积的变化。

[0047] 输出可包括显示已经改变形状和/或体积的肿瘤的特定部位的渲染,使得变化的部位可识别为来自如从先前分割CT肿瘤所识别的预先治疗肿瘤的百分比变化。

[0048] 按照一实施例,提供一种用于分割超声图像数据的设备,包括:

[0049] 超声成像系统,配置成生成患者的成像数据,所述超声成像系统具有换能器探头、处理单元和显示器;

[0050] 所述处理单元在操作上耦合到所述换能器探头,以便接收所述所生成的成像数据,所述处理单元配置成:

[0051] 分析所述所接收的成像数据;

[0052] 从所述成像数据识别解剖元素;

[0053] 所述处理单元包括利用从不同成像系统所得到的相同解剖元素的分割数据扫描作为初始种子来分割所述解剖元素的指令。

[0054] 按照上述一实施例,其中,所述不同成像系统是计算机断层扫描系统。

[0055] 按照上述实施例,其中,所述初始种子是部分或全部与所述解剖元素的先前获取的数据扫描配准的所述所分割解剖元素的轮廓图。

[0056] 按照上述实施例,还包括配置成识别所述显示器上的所述感兴趣解剖元素的输入装置。

[0057] 按照上述实施例,还包括操作上连接到跟踪所述换能器的移动和位置的换能器探头的传感器。

[0058] 按照上述实施例,其中,所述处理单元配置成在所述显示器上显示来自所述超声换能器的所述解剖元素的所述所生成的成像数据以及来自所述计算机断层扫描系统数据的所述患者的对应解剖元素的图像。

[0059] 按照上述实施例,其中,所述处理单元配置成计算所述超声成像数据上的所述所分割解剖元素的面积或体积,并且与来自所述计算机断层扫描系统数据的所述对应解剖元素的面积或体积进行比较。

[0060] 按照上述实施例,其中,所述处理单元配置成传递全部或部分来自所述计算机断层扫描系统数据的所分割解剖元素的位置,并且在所述超声显示器上显示出移动所述换能器探头的方向和距离的标记,以便可视化与所述超声成像系统上的所述所分割解剖元素对应的所述位置。

[0061] 按照另一实施例,提供一种用于分割超声图像数据的系统,包括:

[0062] 非暂时计算机可读介质,包含指导处理器执行下列步骤的计算机可读代码:

[0063] 从超声换能器接收所生成的成像数据;

[0064] 在显示器上显示所述成像数据;

[0065] 利用部分或全部来自包含从不同成像系统所得到的相同解剖元素的扫描的分割数据作为初始种子来分割所述成像数据的解剖元素。

[0066] 按照另一实施例,其中,所述处理器还配置成比较来自所述不同成像系统的数据集并且比较来自所述超声换能器的成像数据,以及在来自所述超声换能器的所述成像数据对应于来自所述不同成像系统的所述数据上的预定解剖元素时提供信号。

[0067] 按照上述另一实施例,其中,所述处理器还配置成在来自所述超声系统的所述成像数据对应于来自所述不同成像系统的所述所分割解剖元素的位置时自动分割来自所述超声系统的所述成像数据。

[0068] 按照上述实施例,其中,所述处理器还配置成计算来自所述超声换能器的所述成像数据的所述所分割解剖元素的第二体积,并且将所述第二体积与所述不同成像系统的对应所分割解剖元素的所计算第一体积进行比较。

[0069] 按照上述实施例,其中,所述处理器还配置成计算应当移动所述超声换能器的方向和距离,使得所述超声成像数据将对应于来自所述不同成像系统的所述数据集上的预定解剖元素。

[0070] 按照又一实施例,提供一种用于分割超声图像数据的方法,包括:

[0071] 在处理单元接收超声成像数据;

[0072] 识别所述成像数据的解剖元素;

[0073] 采用算法利用来自不同成像系统的相同解剖元素的先前所分割成像数据作为初始种子来分割所述感兴趣部位中的解剖元素。

[0074] 按照上述又一实施例,,还包括将所述超声图像数据与来自所述不同成像系统的所述图像数据配准。

[0075] 按照上述实施例,还包括计算所分割切成二维层面的多个层面的任一个上的面积。

[0076] 按照上述实施例,还包括计算所述所分割解剖元素的体积。

[0077] 按照上述实施例,还包括在所述同一显示器上显示所述超声图像数据以及来自不同成像系统的所述图像数据。

[0078] 按照上述实施例,还包括提供所述图像数据并且向操作人员提供与移动所述超声换能器探头以定位所述解剖元素的所述方向有关的信息的跟踪超声换能器探头的移动。

[0079] 按照上述实施例,包括显示所述超声成像数据的所述所分割解剖元素的体积与来自所述不同成像系统的所述图像数据的所述所分割解剖元素的对应体积的比较,其中所述不同成像系统是计算机断层扫描系统,来自所述超声系统的所述解剖元素以及来自所述计算机断层扫描系统的所述解剖元素是来自单个患者

[0080] 虽然参照示例实施例描述了本公开,但是本领域的技术人员会知道,可在形式和细节方面进行变更,而没有背离要求保护的的主题的精神和范围。例如,虽然不同示例实施例可描述为包括提供一个或多个有益效果的一个或多个特征,但是预期所述特征可相互交换或者备选地相互结合在所述示例实施例或其它备选实施例中。由于本公开的技术比较复杂,所以并非技术的所有变化都是可预知的。参照示例实施例所述并且在所附权利要求中提出的本公开显然意在是尽可能广义的。例如,除非另加明确说明,否则引述单个特定要素的权利要求也包含多个这类特定要素。

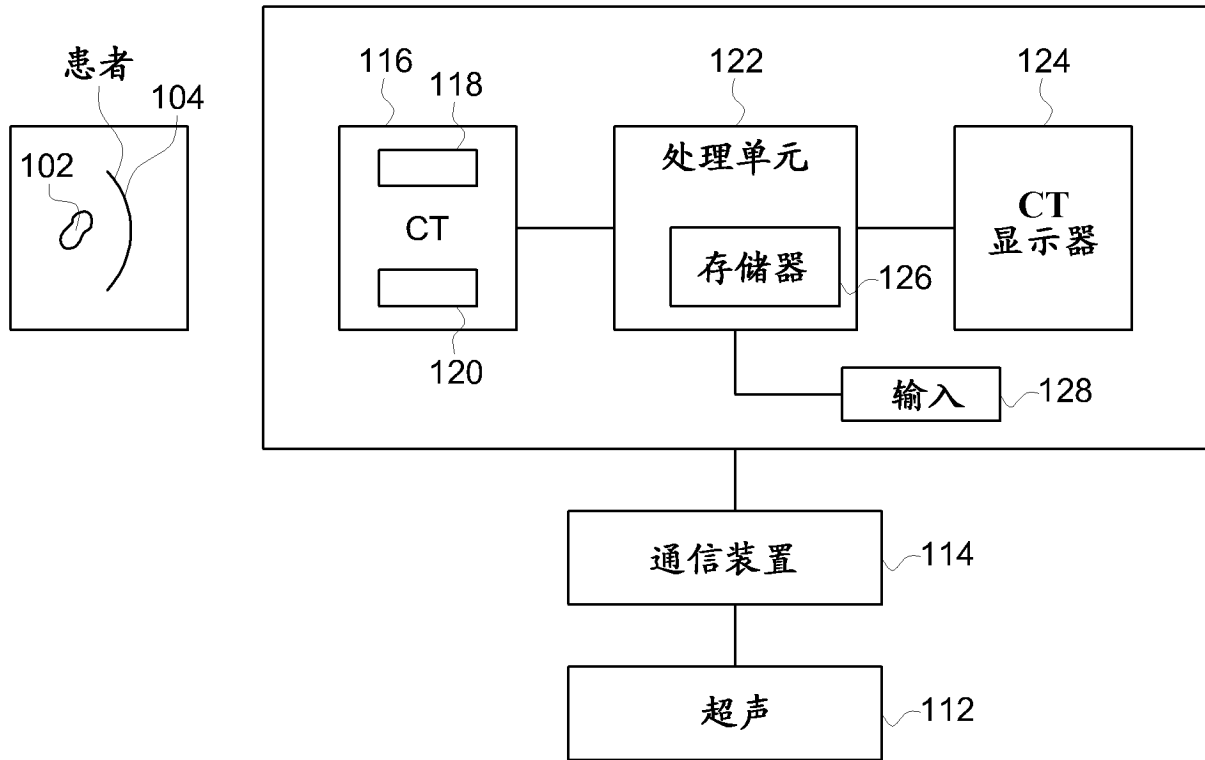


图 1

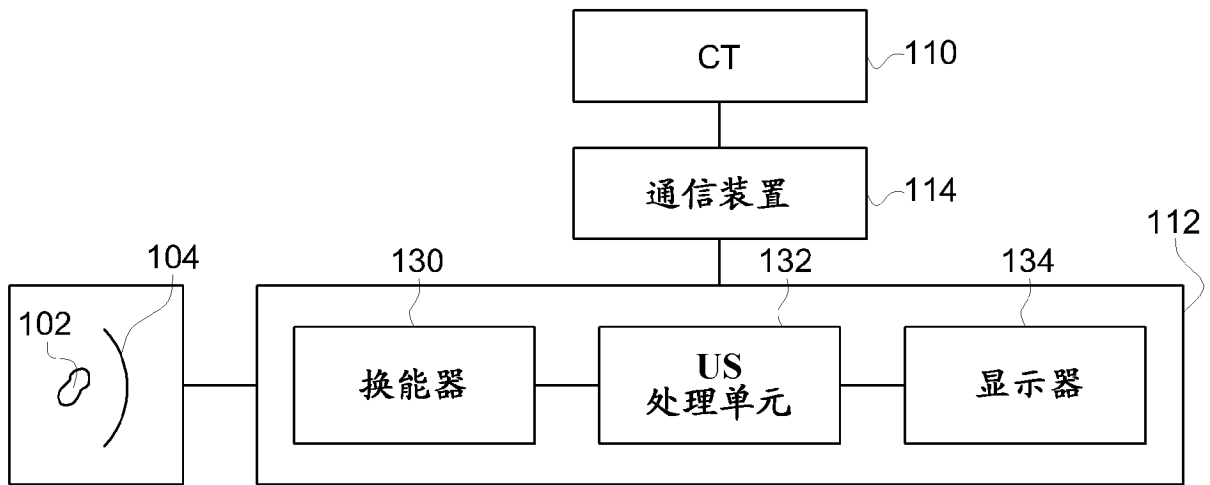


图 2

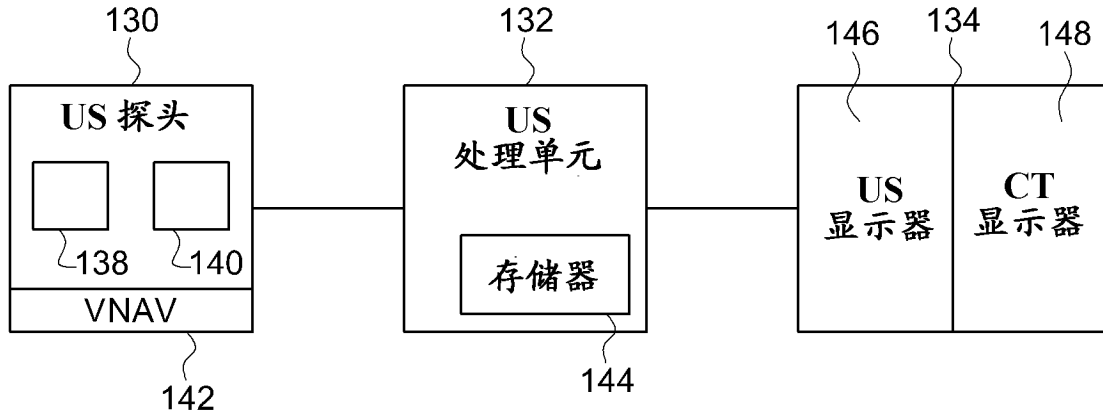


图 3

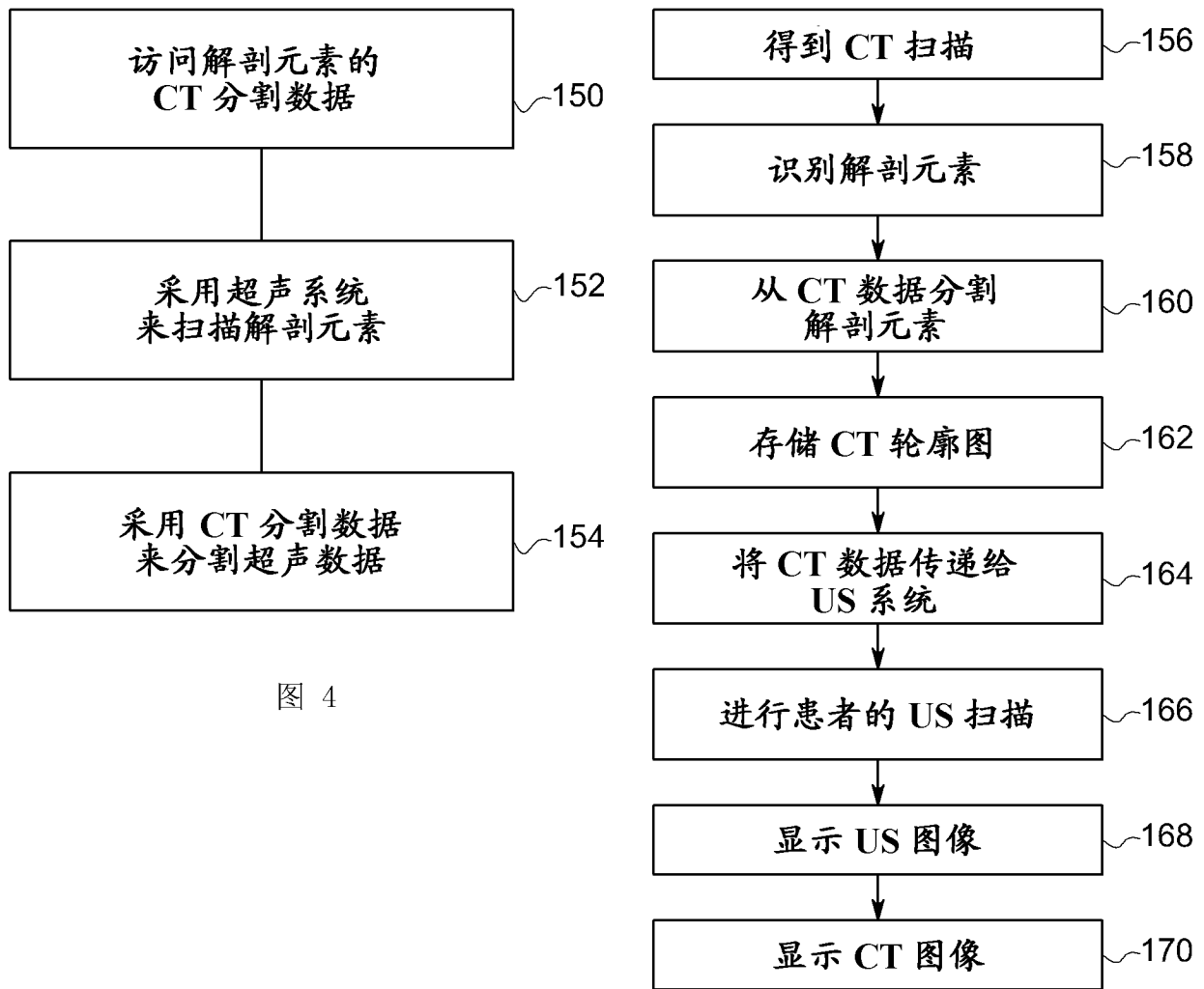


图 4

图 5

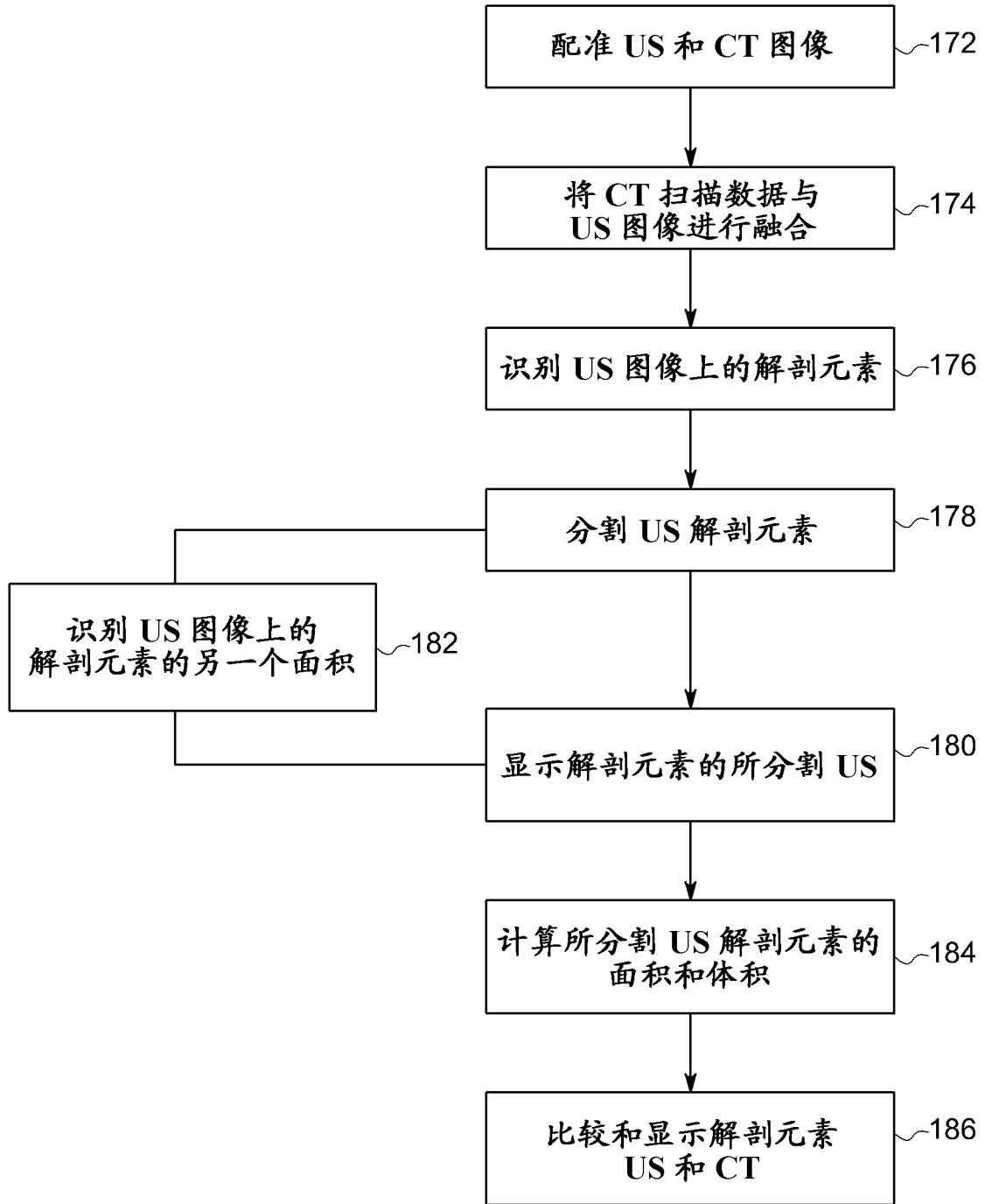


图 6

专利名称(译)	超声图像分割		
公开(公告)号	CN103919571B	公开(公告)日	2016-12-28
申请号	CN201310009832.5	申请日	2013-01-11
[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	B A 劳泽		
发明人	B.A.劳泽		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03 G06T7/00		
其他公开文献	CN103919571A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的用于分割超声图像数据的设备包括配置成生成患者的成像数据的超声成像系统。超声成像系统包括换能器、处理单元和显示器。处理单元在操作上耦合到换能器以接收所生成的成像数据。处理单元配置成分析所接收成像数据，并且识别解剖元素。处理单元包括利用从不同成像系统所得到的相同解剖元素的分割数据作为初始种子来分割解剖元素的指令。

