



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105517494 B

(45)授权公告日 2019.09.20

(21)申请号 201380078954.8

(22)申请日 2013.08.19

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105517494 A

(43)申请公布日 2016.04.20

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.02.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/001797 2013.08.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/025184 EN 2015.02.26

(73)专利权人 BK医疗控股股份有限公司

地址 美国特拉华

(72)发明人 L·佩利西耶 R·扎希里 B·庄

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/13(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

(56)对比文件

CN 1164990 A,1997.11.19,

US 6245017 B1,2001.06.12,

US 206/0052697 A1,2006.03.09,

US 2010/0268086 A1,2010.10.21,

CN 1836635 A,2006.09.27,

审查员 陈雨羲

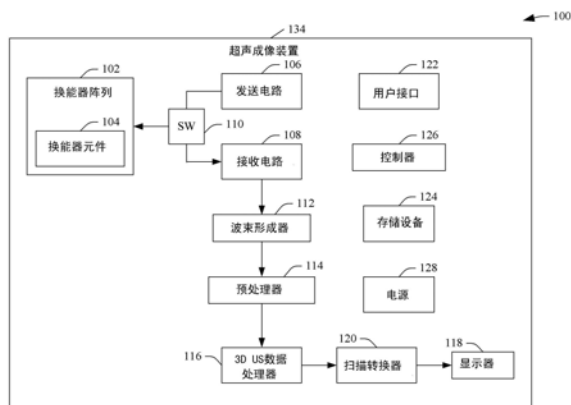
权利要求书3页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

C模式超声图像数据可视化

(57)摘要

一种超声成像装置(100)包括换能器阵列(102),其被配置为采集与所述换能器阵列平行的US数据的3D平面。所述换能器阵列包括换能器元件(104)的2D阵列。所述超声成像装置还包括3D US数据处理器(116),其在视觉上增强感兴趣组织的结构并从所述感兴趣组织的所述结构提取表示感兴趣组织的体素。所述超声成像装置还包括显示器(118),其被定位为与所述换能器阵列相对,所述显示器显示US 3D US数据的所述3D平面的表示所述感兴趣组织的所提取的体素。



1. 一种超声成像装置(100), 包括:

换能器阵列(102), 其被配置为采集与所述换能器阵列平行的US数据的3D图像数据, 其中, 所述换能器阵列包括换能器元件(104)的2D阵列;

3D US数据处理器(116), 其被配置为在视觉上增强所述US数据中的感兴趣组织并且从所述US数据提取表示所述感兴趣组织的体素; 以及

显示器(118), 其被定位为与所述换能器阵列相对, 所述显示器被配置为显示表示所述感兴趣组织的所提取的体素,

其中, 所述3D US数据处理器(116)包括感兴趣组织增强器(202), 所述感兴趣组织增强器被配置为通过如下方式在视觉上增强表示所述感兴趣组织的体素, 由此从所述US数据提取表示所述感兴趣组织的所述体素:

应用基于张量的滤波器, 所述基于张量的滤波器被配置为分析所述US数据的每个个体体素的张量和围绕该体素的结构,

执行张量本征值分解, 以生成本征值,

根据所生成的本征值的位置和特性对所生成的本征值进行重新映射,

对所述感兴趣组织进行重建,

应用2D/3D滤波, 并且

将经滤波的数据反演以突出显示低回声反射性区域并抑制所述感兴趣组织的高回声反射性区域。

2. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述3D US数据处理器还包括:

配准处理器(220), 其将所提取的体素与换能器元件的所述2D阵列在空间上进行配准。

3. 根据权利要求2所述的装置, 其中, 所提取的体素与换能器元件的所述2D阵列在空间上进行配准以在视觉上显现为在所述换能器阵列与被扫描的目标之间的接触区域下方。

4. 根据权利要求2或3所述的装置, 其中, 所述配准处理器识别所提取的体素的视点, 其中, 所述视点垂直于所述显示器。

5. 根据权利要求2或3所述的装置, 其中, 所述配准处理器识别所提取的体素的视点, 其中, 所述视点不垂直于所述显示器。

6. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述3D US数据处理器生成并利用多普勒信号以识别与表示在所述US数据中的血管相对应的体素。

7. 根据权利要求6所述的装置, 其中, 所述血管包括静脉和动脉, 并且所述3D US数据处理器被配置为利用所述多普勒信号以基于血流的方向和脉动来将静脉和动脉分离。

8. 根据权利要求1至3中的任一项所述的装置, 其中, 所述3D US数据处理器还包括:

图像处理投影仪(214), 其被配置为将经增强的体素投影到2D或3D空间中。

9. 根据权利要求8所述的装置, 其中, 所述图像数据投影仪被配置为采用基于体素的体素强度值的透明度/不透明度。

10. 根据权利要求9所述的装置, 其中, 所述图像数据投影仪还被配置为采用所述3D US数据内的基于体素的体素深度的透明度/不透明度、颜色或强度中的一个或多个。

11. 根据权利要求1至3中的任一项所述的装置, 其中, 所述超声成像装置是手持式便携式设备, 并且还包括: 容纳所述换能器阵列和所述显示器的外壳(134), 其中, 所述显示器与所述外壳以机械方式集成。

12. 根据权利要求1至3中的任一项所述的装置,其中,所述3D US数据是C模式数据,所述C模式数据包括与所述换能器阵列平行的一个或多个3D图像数据。

13. 一种成像方法,包括:

获得C模式3D图像数据,所述C模式3D图像数据包括表示感兴趣组织和其他组织的体素;

通过如下方式在视觉上增强来自所述C模式3D图像数据的表示所述感兴趣组织的体素;

应用基于张量的滤波器,所述基于张量的滤波器被配置为分析所述C模式3D图像数据的每个个体体素的张量和围绕该体素的结构,

执行张量本征值分解,以生成本征值,

根据所生成的本征值的位置和特性对所生成的本征值进行重新映射,

对所述感兴趣组织进行重建,

应用2D/3D滤波,并且

将经滤波的数据反演以突出显示低回声反射性区域并抑制所述感兴趣组织的高回声反射性区域;

将经分割的体素投影到2D表面或3D体积上;并且

在视觉上显示所投影的经分割的体素使得所述感兴趣组织邻近显示器显现。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

在显示所投影的经分割的体素之前,将所投影的经分割的体素与采集到所述C模式3D图像数据的换能器阵列在空间上进行配准。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,所投影的经分割的体素表示在所述换能器阵列正下方的所述感兴趣组织。

16. 根据权利要求13至15中的任一项所述的方法,还包括:

基于默认或用户识别的视点中的至少一个来设定所显示的所投影的经分割的体素的视点。

17. 根据权利要求16所述的方法,还包括:

响应于指示用户的感兴趣视点的信号而在成像期间动态地调节所述视点。

18. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

利用通过脉冲反相谐波成像获得的US数据以在视觉上增强表示所述感兴趣组织的所述体素。

19. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

利用通过B-flow成像获得的US数据以在视觉上增强表示所述感兴趣组织的所述体素。

20. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

利用通过多普勒成像获得的US数据以基于血流的方向和脉动来将静脉和动脉分离。

21. 根据权利要求13至15中的任一项所述的方法,其中,所述投影包括:

基于对应的体素强度值来将透明度/不透明度分配给每个体素。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中,所述投影包括:

基于所述C模式3D成像数据中的每个体素的深度来将透明度/不透明度或者颜色/强度中的至少一个分配给每个体素。

23. 根据权利要求13至15中的任一项所述的方法,还包括:

提取所述C模式3D图像数据的子体积;并且

对表示来自所述子体积的所述感兴趣组织的所述体素进行分割。

24. 根据权利要求23所述的方法,还包括:

对US数据的所述3D平面应用加权函数以提取所述子体积。

25. 一种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处理器运行时使所述处理器:

采集具有表示感兴趣组织和其他组织的体素的3D US成像数据,其中,所述3D US成像数据是C模式数据;

通过如下方式在视觉上增强表示所述感兴趣组织的所述体素:

应用基于张量的滤波器,所述基于张量的滤波器被配置为分析所述3D US成像数据的每个个体体素的张量和围绕该体素的结构,

执行张量本征值分解,以生成本征值,

根据所生成的本征值的位置和特性对所生成的本征值进行重新映射,

对所述感兴趣组织进行重建,

应用2D/3D滤波,并且

将经滤波的数据反演以突出显示低回声反射性区域并抑制所述感兴趣组织的高回声反射性区域;

从经滤波的3D US成像数据提取表示所述感兴趣组织的所述体素;

对所提取的体素进行表面或体积渲染中的至少一个;并且

将所渲染的体素与采集到的所述3D US成像数据的2D阵列进行配准;并且显示经配准的体素。

26. 根据权利要求25所述的计算机可读存储介质,其中,所述计算机可读指令在由所述处理器运行时,还使所述处理器:

在提取所述感兴趣组织之前,识别所述3D US数据的子体积以提取所述感兴趣组织;并且

在对所述体素进行投影之前,处理所述体素以将深度信息添加到所述体素。

C模式超声图像数据可视化

技术领域

[0001] 下文大体涉及超声成像,并且更具体地涉及C模式超声图像数据可视化。

背景技术

[0002] 超声成像提供关于目标或对象的内部特性的有用的信息。超声成像装置已经包括至少换能器阵列,其将超声信号发送到检查视场中。当信号贯穿其中的结构时,从结构衰减、散射和/或反射掉信号的部分,其中,反射中的一些反射超向换能器阵列贯穿回。稍后的反射被称为回波。换能器阵列接收回波。

[0003] 在B模式超声成像中,接收到的回波对应于穿过目标或对象的垂直于换能器阵列的表面的二维(2D)切片。接收到的回波被处理以生成切片的二维图像,其能够经由监测显示器来显示。三维(3D)图像可以根据一系列堆叠的相邻2D图像来创建。已经将B模式图像与彩色血流、多普勒血流和/或其他信息组合。

[0004] 在多普勒模式超声成像中,超声信号被用于以声学方式对血流进行成像。一般地,多普勒超声采用多普勒效应来确定流动结构的血流的方向和/或诸如血管中流动的血液细胞的流动结构的相对速度。多普勒信息能够被可视化在作为时间的函数的速度的曲线图中,被可视化为叠加在B模式和/或其他图像之上的彩色叠加。

[0005] 在C模式超声成像中,接收到的回波对应于在预定深度和厚度处的2D体积,其平行于换能器阵列的表面并且横向于B模式图像。遗憾的是,C模式中的成像血管可能不是笔直的,因为用户必须知道感兴趣血管有可能在何处并且如何对换能器阵列进行取向来扫描血管。例如,不正确地调整换能器阵列的角度可能导致换能器阵列与皮肤之间的接触的损耗,这将导致图像损耗。

发明内容

[0006] 本申请的各方面解决以上问题和其他问题。

[0007] 下文涉及处理从2D阵列采集到的3D超声数据和将3D超声数据的仅感兴趣组织的解剖结构显示在2D或3D显示器中。在一个非限制性实例中,2D阵列是包括集成显示器的设备的一部分,所述集成显示器集成在所述设备的与所述换能器阵列的位置相对的一侧中,并且显示器实际上变成用于查看仅感兴趣解剖结构处的对象的窗口。利用这样的显示器,用户识别感兴趣组织不需要特定训练或手眼空间协调。

[0008] 在一个方面中,一种超声成像装置包括换能器阵列,其被配置为采集与所述换能器阵列平行的US数据的3D平面。所述换能器阵列包括换能器元件的2D阵列。所述超声成像装置还包括3D US数据处理器,其在视觉上增强感兴趣组织的结构并且从所述感兴趣组织的所述结构提取表示感兴趣组织的体素。所述超声成像装置还包括被定位为与所述换能器阵列相对的显示器,所述显示器显示US 3D US数据的所述3D平面的表示所述感兴趣组织的所提取的体素。

[0009] 在另一方面中,一种方法包括获得C模式3D图像数据。所述C模式3D图像数据包括

表示感兴趣组织和(除了感兴趣组织之外的)其他组织的体素。所述方法还包括对所述C模式3D图像数据进行滤波以在视觉上增强所述感兴趣组织。所述方法还包括根据所述C模式3D图像数据来对表示所述感兴趣组织的所述体素进行分割。所述方法还包括将经分割的体素投影到2D表面或3D体积上。所述方法还包括在视觉上显示所投影的经分割的体素,使得所述感兴趣组织邻近所述显示器显现。

[0010] 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处理器运行时使所述处理器:利用表示感兴趣组织和其他组织的体素来采集3D US成像数据,其中,所述3D US成像数据是C模式数据;通过滤波在视觉上增强感兴趣组织的结构;从所述3D US成像数据提取表示所述感兴趣组织的所述体素;表面或体素中的至少一个对所提取的体素进行渲染;并且将所渲染的体素与采集到的所述3D US成像数据的2D阵列进行配准;并且显示经配准的体素。

[0011] 在阅读并理解随附说明书后,本领域的技术人员还将认识到本申请的其他方面。

附图说明

[0012] 本申请将通过举例的方式来原因但是不受附图的各图限制,在附图中,类似的附图标记指示相似的元件,并且在附图中:

[0013] 图1示意性地图示了包括3D US数据处理器的范例超声成像系统;

[0014] 图2示意性地图示了具有能够重建并增强感兴趣组织的组织分析滤波器的3D US数据处理器的范例;

[0015] 图3示意性地图示了具有B模式数据增强和非B模式数据增强的感兴趣组织增强器的范例;

[0016] 图4示意性地图示了具有B模式数据增强、非B模式数据增强和多普勒数据增强的感兴趣组织增强器的范例;

[0017] 图5示意性地图示了具有B模式数据增强和多普勒数据增强的感兴趣组织增强器的范例;

[0018] 图6示意性地图示了具有多普勒数据增强的感兴趣组织增强器的范例;并且

[0019] 图7图示了用于对3D US数据进行可视化的范例超声成像方法。

具体实施方式

[0020] 图1示意性地图示了成像装置,例如超声(US)成像装置100。

[0021] 换能器阵列102包括换能器元件104的二维(2D)阵列。换能器元件104将电信号转换为超声压力场并且相应地将超声压力场转换为电信号以将超声信号发送到视场中并且从视场接收响应于与视场中的结构的相互作用而生成的回波信号。换能器阵列102能够是正方形、矩形和其他形状、线性的和/或曲线的、完全填充的或稀疏的等等。例如,换能器阵列102可以包括32x 32阵列、64x 64阵列、16x 32阵列和/或换能器元件104的其他阵列。

[0022] 发送电路106生成脉冲(或脉冲信号)的集合,其经由硬连线和/或无线地传达给换能器阵列102。脉冲的集合激发换能器元件104的集合来发送超声信号。这包括与诸如C模式成像的3D成像相连的信号。至少在Hashimoto等人的于1999年10月29日提交的题目为“3D Ultrasonic Diagnostic Apparatus”的美国专利No.6,245,017和其他专利中讨论了C模式

成像。换能器102可以被调用以发送用于对在相对于与换能器阵列102物理接触的对象的面上的约五(5.0)毫米(mm)到约五(5.0)厘米(cm)的深度处的体积成像的信号。发送电路106还可以生成用于B模式成像、多普勒成像和/或其他成像的脉冲的集合。

[0023] 接收电路108接收响应于与视场中的结构相互作用的所发送的超声信号而生成的回波(或回波信号)的集合。接收电路106被配置为接收至少C模式数据,并且任选地接收B模式成像数据、多普勒成像数据和/或其他成像数据。开关(SW)110控制是发送电路106还是发送电路108与换能器元件104电通信。波束形成器112通过对回波应用时间延迟、对回波进行加权、对经延迟的和经加权的回波求和、和/或否则对接收到的回波进行波束形成、创建经波束形成的数据来对接收到的回波进行处理。预处理器114对经波束形成的数据进行处理。适当的预处理包括但不限于回波抵消、壁滤波、基带化、求平均和抽取、包络检测、对数压缩、FIR和/或IIR滤波和/或其他处理。

[0024] 3D US数据处理器116处理经波束形成的数据,其包括经波束形成的3D体积US成像数据。如下面更详细地描述的,3D US数据处理器116处理经波束形成的数据并且能够生成仅感兴趣组织数据(例如,仅感兴趣血管),其在经由装置100的显示器118和/或其他显示器在视觉上被显示在2D或3D中时实际上将显示器118渲染成到示出仅感兴趣组织数据的对象中的窗口。例如,在仅感兴趣组织数据是血管(例如,静脉和/或动脉)的情况下,显示器118提供在视觉上示出血管的窗口,同时在视觉上抑制非血管组织。应当认识到,通过这样做,装置100的用户不需要任何特定训练或手眼空间协调来对装置100进行取向以对血管和/或其他感兴趣组织进行可视化。

[0025] 如还将在本文中讨论的,3D US数据处理器116还可以生成B模式图像、多普勒图像和/或其他图像。3D US数据处理器116可以经由运行被编码或嵌入在计算机可读存储介质(其排除诸如物理存储器的暂态介质)上的一个或多个计算机可读指令的一个或多个处理器(例如,中央处理单元(cpu)、微处理器、控制器等等)来实施。额外地或备选地,指令可以由诸如载波、信号的暂态介质和/或其他暂态介质承载。显示器118能够是发光二极管(LED)、液晶显示器(LCD)和/或某种类型的显示器。

[0026] 扫描转换器120对3D US数据处理器116的输出进行转换以生成用于显示的数据,例如通过将数据转换到显示器118的坐标系。用户接口(UI)122包括(一个或多个)输入设备(例如,物理按钮、触摸屏等等)和/或(一个或多个)输出设备(例如,触摸屏、显示器等等),其允许用户与超声成像装置100之间的交互。存储设备124可以被用于存储数据。控制器126控制部件102-124中的一个或多个。这样的控制可以基于操作模式(例如,B模式、C模式、多普勒等等)和/或其他方式。电源128包括电池、电容器和/或其他功率存储设备,其具有能够被供应到装置100以对其中的部件中的一个或多个供电的功率和/或接收来自诸如AC电源(例如,AC电气插口或插座)、DC电源、电池充电器等等的功率。

[0027] US超声成像装置100可以是手持式超声成像装置134的一部分,如图1中所示。在Fuller等人的于2003年3月6日提交的题目为“Intuitive Ultrasonic Imaging System and Related Method thereof”的美国专利申请7,699,776B2中描述了这样的装置的范例,将其通过引用整体并入本文。如7,699,776B2中所讨论的,在一个实例中,部件被集成到容纳换能器阵列102和显示器118的单个外壳或物理超声设备外壳中。在该实例中,换能器阵列102和显示器118与系统100集成并且相对于彼此布置,使得超声图像被显示在2D阵列之

上使得其被显示在采集到图像的位置处。

[0028] 备选地,换能器阵列102被容纳在探头中并且剩余部件(106-128)是控制台(例如,膝上型电脑、便携式设备等等)或具有集成和/或分离的显示器的分离的计算系统的一部分。在该配置中,探头和控制台具有互补接口并且经由接口通过硬连线(例如,电缆)和/或无线信道彼此通信。控制台可以被支撑在小推车上或包括车轮,其是便携式US超声成像装置的一部分。在另一备选方案中,控制台可以被附着或被安装到固定或静态支撑结构。在这些备选实施例中,超过一个探头(例如,针对不同频率的每个)可以交替地与用于扫描的控制台以接口方式连接。

[0029] 图2示意性地图示了3D图像数据处理器116的非限制性范例。

[0030] 子体积标识符200识别用于进一步处理的3D US数据的子体积201。子体积201可以基于预定默认子体积、(例如,经由用户接口122接收到的)指示用户的感兴趣子体积的信号、对包括整个感兴趣组织的子体积的确定和/或其他方法。通过非限制性举例的方式,在3D US数据表示5cm厚体积的情况下,子体积标识符200可以提取5cm体积的子体积。例如,子体积标识符200可以提取以5cm平板的中心(2.5cm水平)为中心的3cm厚的子体积。因此,在感兴趣组织被定位在采集到的3D US数据的子体积内的情况下,可以从3D US数据识别并提取包括感兴趣组织的采集到的3D US数据的子体积。

[0031] 在一个实例中,通过应用加权函数从3D US数据提取子体积。适当的加权函数增强子体积的体素和/或抑制子体积之外的体素。例如,在一个实例中,子体积标识符200对3D US数据应用高斯加权函数。在另一实例中,子体积标识符200对3D US数据应用矩形或其他加权函数。应当认识到,以上范例是非限制性范例。即,子体积可以是其他厚度,包括更薄和更厚的子体积。另外,子体积可以集中在3D体积的另一区域处,包括相对于邻近换能器阵列102的目标的表面的更小或更大的深度。

[0032] 在另一范例中,省略子体积标识符200。在该范例中,整个3D US数据被进一步处理,如下面所描述的。

[0033] 感兴趣组织增强器202被配置为在视觉上增强表示预定感兴趣组织204的体素。通过举例的方式,所图示的感兴趣组织增强器202被配置为经由以下中的一个或多个来增强体素:数据反演208、2D滤波210、3D滤波212、可以分析组织图案并重建感兴趣组织的结构的组织分析滤波器和/或其他B模式图像数据增强方法。这些滤波器的一个范例是基于张量的滤波器,其分析每个个体像素/体素的张量和围绕其的结构。然后,其执行张量本征值分解,并且根据其位置和特性对所生成的本征值进行重新映射。然后,对感兴趣组织进行重建和增强。在2D/3D滤波之后,可以将数据反演以突出显示流动区域(低回声反射性)并抑制其他区域(高回声反射性)。

[0034] 如图3中所示,在变型中,感兴趣组织增强器202可以额外地包括非B模式成像增强方法。例如,图3的变型还包括脉冲反相谐波成像302和B-flow成像304,其使用固定回波抵消技术。对于脉冲反相而言,省略具有相反符号的两个连续的脉冲并且然后彼此相减,并且利用谐波成像,发射深穿透基本频率并且检测谐波泛音。利用该方法,可以减少归因于回响和偏差的噪声和伪影。B-flow成像直接地对血液反射镜进行成像,其提供类似血管造影的血流的实时图像。显示器可以具有增益中的简单增大/减小以优化B-Flow图像。

[0035] 如图4中所示,在另一变型中,感兴趣组织增强器202还包括多普勒402增强方法。

在该配置中,多普勒效应被用于确定多普勒信号,其可以被用于检测动脉和静脉并将动脉和静脉分离两者。这可以例如通过识别血流的方向和脉动来完成。图5示出了具有仅B模式(208、210和212)增强和多普勒402增强的变型。图6示出了具有仅多普勒处理402的变型。在本文中,还预期了具有相似的和/或稍有不同的、等等增强方法的其他变型。

[0036] 返回到图2,图像数据投影仪214通过表面或体积渲染方法将经增强的3D US数据投影到2D或3D图像空间。在图示的实施例中,图像数据投影仪214采用以下中的至少一个:透明度/不透明度216、颜色/强度水平编码218和/或其他算法。利用颜色/强度水平编码218,图像数据投影仪214基于其深度对像素进行颜色和/或强度编码。这样的编码在更靠近表面的浅层感兴趣组织与较深的感兴趣组织之间进行区分。在存在多普勒信号的情况下,彩色化可以被用于将脉动和非脉动组织分开。

[0037] 利用透明度/不透明度算法216,图像数据投影仪214设定与其强度值成反比例的体素的透明度。此外,透明度可以被调节为成像深度的函数。例如,在较深的深度中,与其浅深度对应物相比较,具有相同强度值的像素将具有更多的透明度。当信噪比根据深度而下降时,这提供3D US数据的直观显示。在分配透明度之后,图像数据投影仪214对感兴趣组织进行渲染。在用于增强可视化质量的渲染过程期间,可以提取并采用感兴趣组织的表面法线和/或梯度信息。

[0038] 配准处理器220将所投影的图像数据与显示器118的2D阵列在空间上进行配准。一般地,这包括对所投影的图像数据在空间上进行配准,使得所投影的图像表示恰好具有与阵列102物理接触的目标或对象的表面下的2D阵列的3D体积。这允许所投影的图像数据被显示并被可视化,使得观察者可以看到所扫描的体积,其是恰好具有与阵列物理接触的目标或对象的表面下的2D阵列的3D体积,如同观察者在没有超声成像装置100但是具有看穿接触点并看到体积中的能力的情况下直接看到接触点。

[0039] 配准处理器220可以任选地被配置为调节所显示的所投影的图像数据的视点。例如,在一个实例中,配准处理器220将所投影的图像数据与2D阵列102进行配准以在视觉上呈现垂直于2D阵列102的视点。这可以自动地和/或按需完成,例如基于响应于对接口122的控制的用户激活而发送的信号。在另一实例中,配准处理器220将所投影的图像数据与2D阵列102进行配准以在视觉上呈现预定角度的视点,预定角度例如相对于2D阵列102的30度。在又一实例中,视点是能基于指示用户的感兴趣角度的输入信号而动态调节的。同样地,动态控制可以基于响应于对接口122的控制的用户激活而发送的信号。

[0040] 图7图示了用于处理3D US数据的范例超声成像方法。

[0041] 应当理解,下面的动作仅仅出于解释性目的而提供并且不是限制性的。因此,可以省略动作中的一个或多个,可以添加一个或多个动作,一个或多个动作可以以不同的顺序(包括与另一动作同时地)发生,等等。

[0042] 在700处,获得C模式3D US数据,其包括表示感兴趣组织和其他组织的体素。利用在C模式中操作的US成像装置100和/或其他US成像装置的2D换能器阵列(例如,2D换能器阵列102)来采集C模式3D US数据。

[0043] 在702处,处理C模式3D US数据以在视觉上增强感兴趣组织。在一个实例中,这包括应用组织分析滤波器连同执行可以重建并增强感兴趣组织的其他组织增强方法。

[0044] 在704处,任选地,从3D US数据提取3D US数据的子体积。如本文中所描述的,适当

的子体积包括涵盖感兴趣组织的体素的一个或多个平面,同时排除不涵盖感兴趣组织的体素。

[0045] 在706处,根据3D图像数据来对表示感兴趣组织的体素进行分割(例如,提取、增强等等)。如本文中所描述的,这可以通过在视觉上增强表示感兴趣组织的体素和/或在视觉上抑制表示另一组织的体素。

[0046] 在708处,任选地,处理表示感兴趣组织的体素以包括深度相关信息。如本文中所讨论的,这可以包括使用用于将深度信息添加到图像数据的不透明度/透明度、颜色/强度和/或其他方法。

[0047] 在710处,经由表面或体积渲染将表示感兴趣组织的体素投影到2D或3D空间中。

[0048] 在712处,将所投影的体素与2D阵列102进行配准。如本文中所讨论的,所述配准可以使得视点以预定角度看到阵列102中并且可以是能调节的,并且使得可以所投影的体素被显示,如同显示器118是允许用户直接看到3D US数据中并且看到感兴趣组织的窗口。

[0049] 在714处,经由显示器118和/或其他显示器在视觉上显示经配准的所投影的体素。这可以是2D或3D显示器。如本文中所讨论的,视觉呈现使得显示器实际上变成对象中的感兴趣组织的窗口。

[0050] 本文中描述的方法可以经由运行被编码或实现在计算机可读存储介质上的一个或多个计算机可读指令的一个或多个处理器实现,一个或多个计算机可读指令使得一个或多个处理器执行各种动作和/或其他功能和/或动作。额外地或备选地,一个或多个处理器可以运行由诸如信号或载波的暂态介质所承载的指令。

[0051] 在一个非限制性实例中,本文中描述的实施例可以被用于对诸如静脉和/或动脉的血管进行可视化。在该实例中,在2D阵列正后面的皮肤下的血管化(相对于另一组织)在视觉上被增强并且经由显示器118被显示。因此,可视化和显示器118提供用户通过其观察看到在2D阵列正后面的皮肤下的血管化的窗口。

[0052] 已经参考各种实施例描述了本申请。他人在阅读本申请之后将进行各种修改和变型。旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和变型,包括只要它们落入权利要求书和其等价方案的范围内。

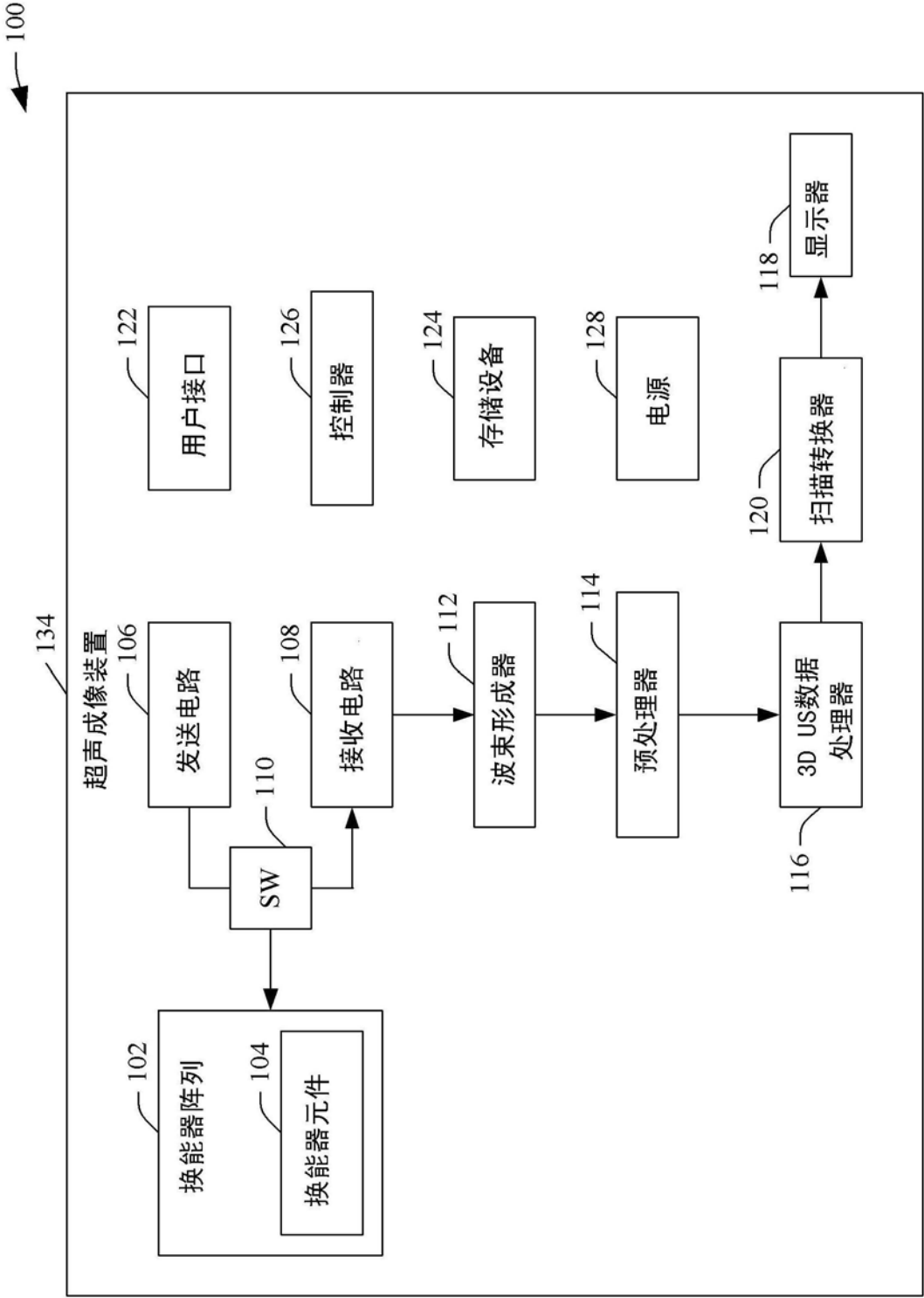


图1

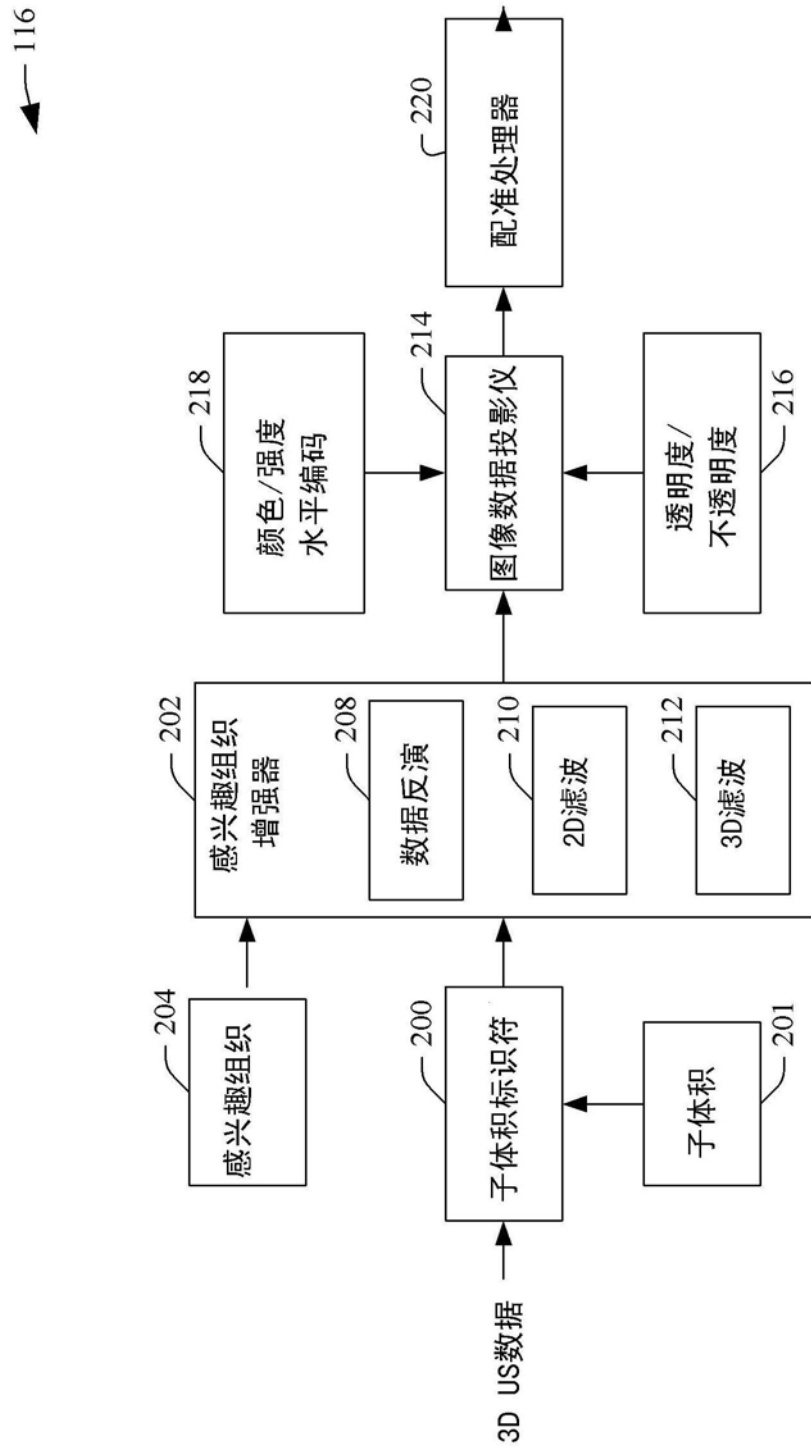


图2

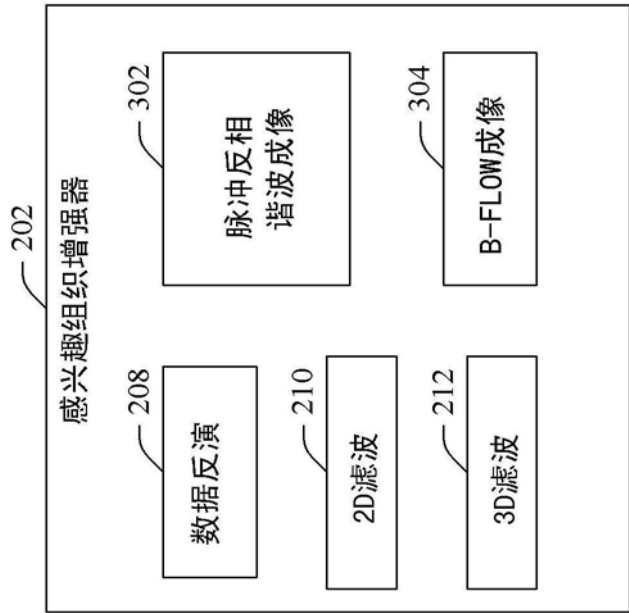


图3

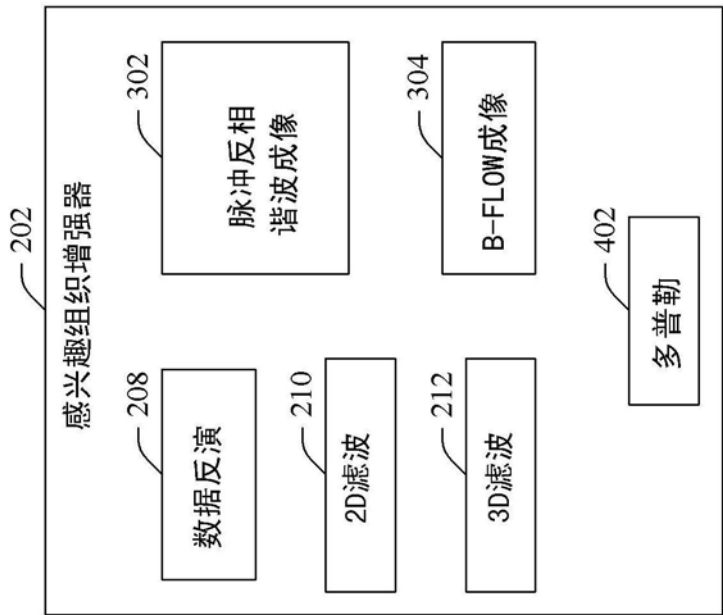


图4

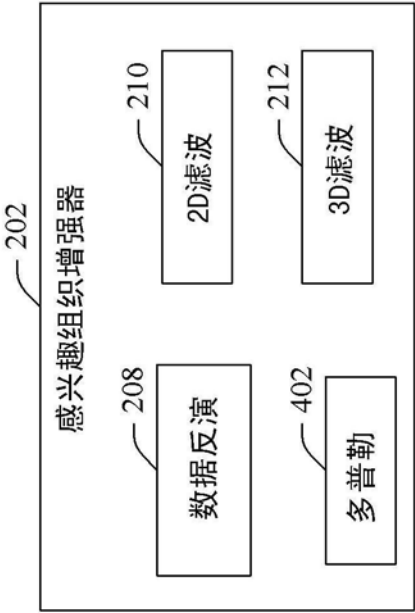


图5

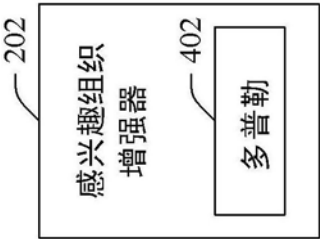


图6

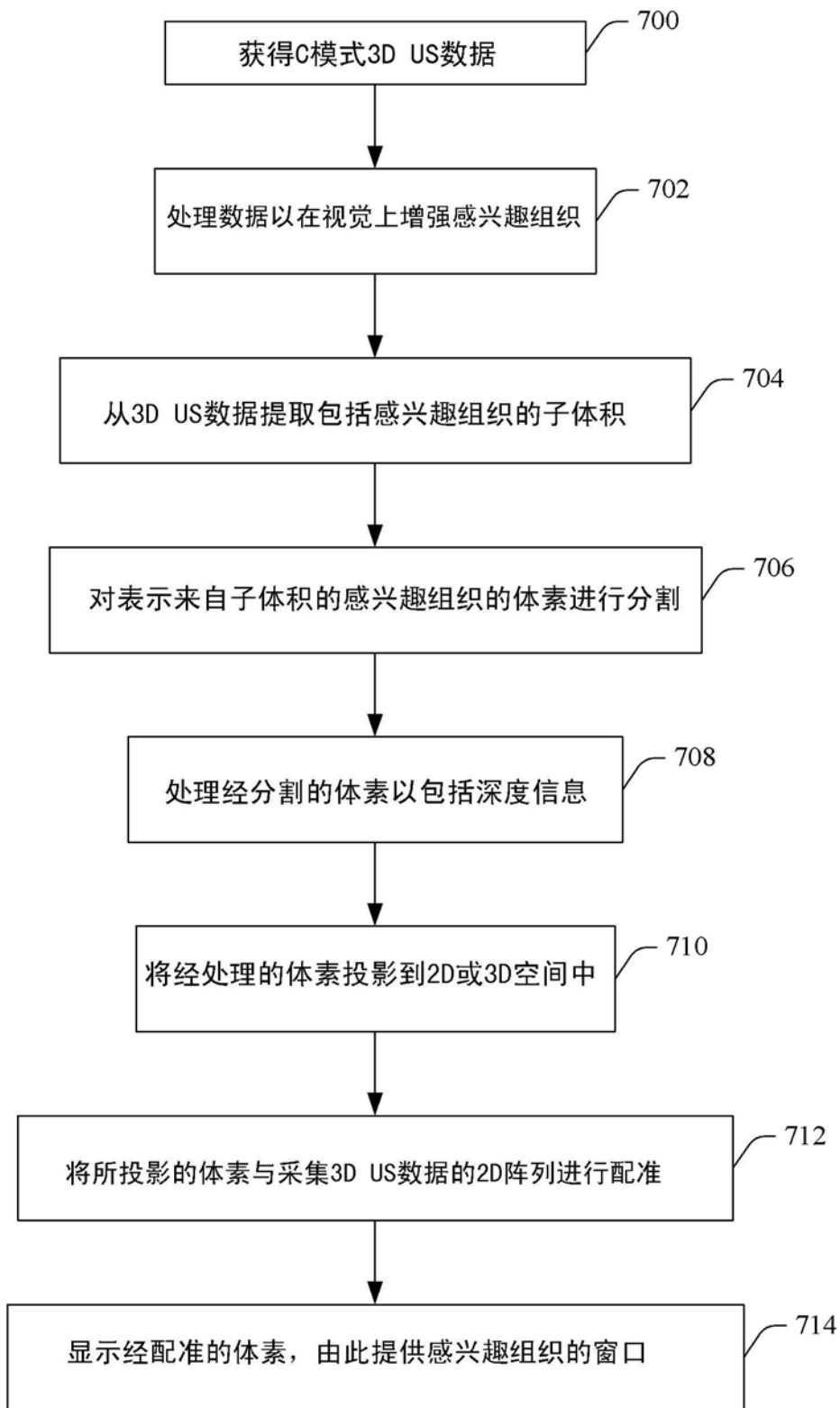


图7

专利名称(译)	C模式超声图像数据可视化		
公开(公告)号	CN105517494B	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201380078954.8	申请日	2013-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	优胜医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	优胜医疗有限公司		
[标]发明人	L佩利西耶 R扎希里 B庄		
发明人	L·佩利西耶 R·扎希里 B·庄		
IPC分类号	A61B8/13 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/4427 A61B8/4472 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/523 G01S15/8925 G01S15/8963 G01S15/8993 G16H50/30 A61B8/4483		
代理人(译)	李光颖 王英		
其他公开文献	CN105517494A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像装置(100)包括换能器阵列(102)，其被配置为采集与所述换能器阵列平行的US数据的3D平面。所述换能器阵列包括换能器元件(104)的2D阵列。所述超声成像装置还包括3D US数据处理(116)，其在视觉上增强感兴趣组织的结构并从所述感兴趣组织的所述结构提取表示感兴趣组织的体素。所述超声成像装置还包括显示器(118)，其被定位为与所述换能器阵列相对，所述显示器显示US 3D US数据的所述3D平面的表示所述感兴趣组织的所提取的体素。

