



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106028950 B

(45)授权公告日 2020.03.31

(21)申请号 201480075482.5

(72)发明人 李奉宪

(22)申请日 2014.12.12

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106028950 A

代理人 金光军 刘奕晴

(43)申请公布日 2016.10.12

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 8/14(2006.01)

10-2013-0154899 2013.12.12 KR

A61B 8/08(2006.01)

G06T 15/00(2011.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.12

(56)对比文件

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2014/012272 2014.12.12

CN 104968276 A, 2015.10.07, 全文.

CN 103237901 A, 2013.08.07, 全文.

CN 104884049 A, 2015.09.02, 全文.

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/088277 KO 2015.06.18

审查员 王婷婷

(73)专利权人 三星麦迪森株式会社
地址 韩国江原道洪川郡

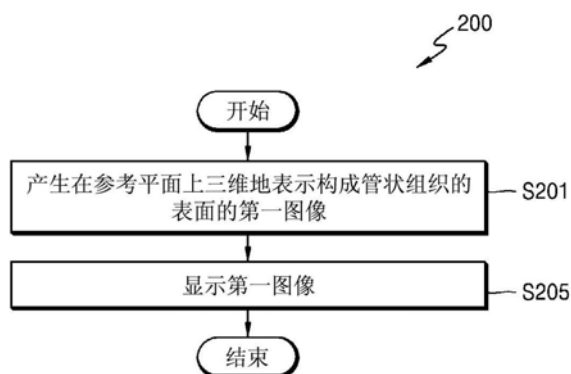
权利要求书2页 说明书17页 附图12页

(54)发明名称

显示超声图像的设备和方法

(57)摘要

公开了一种超声图像显示设备和方法,所述设备和方法为用户提供了能够容易地诊断管状组织的3D图像,从而容易地诊断管状组织中是否发生病变。所述超声图像显示设备包括:图像处理器,基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像;显示器,显示第一图像。



1. 一种超声图像显示设备,包括:

图像处理器,基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像;

显示器,显示第一图像,

其中,所述管状组织包括血管,

其中,所述图像处理器基于所述超声数据检测与多个斑块相对应的多个斑块区域,并且产生反映多个斑块中的每个的高度的斑块图像,其中,所述多个斑块中的形成为向内突出到所述血管中的至少一个斑块与所述多个斑块中的形成为从所述血管向外突出的至少一个斑块彼此区分开,

其中,所述显示器显示表示与多个斑块中的每个从所述血管突出的方向以及所述多个斑块中的每个的高度有关的信息的映射,其中,所述多个斑块中的每个的高度基于所述多个斑块中的每个的高度与所述血管的直径的比而映射为至少一种颜色。

2. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,所述第一图像是表示构成管状组织的展开表面的三维图像。

3. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,所述图像处理器基于超声数据感测从位于构成管状组织的表面上的特定部分和特定组织中选择的至少一者,并在构成管状组织的表面上标记从感测的特定部分和感测的特定组织中选择的至少一者,以产生第一图像。

4. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,所述图像处理器基于超声数据获取第一区域数据并基于第一区域数据产生第一图像,所述第一区域数据包括从能够获取管状组织的三维形状的至少两个二维超声图像以及三维地表示管状组织的三维数据中选择的至少一者。

5. 根据权利要求4所述的超声图像显示设备,其中,所述图像处理器从基于超声数据获取的第一体数据检测与管状组织相对应的第一区域、使与第一区域相对应的体数据映射到参考平面以产生第二体数据并且基于第二体数据产生第一图像。

6. 根据权利要求4所述的超声图像显示设备,其中,所述图像处理器基于超声数据获取与多个连续的切片相对应的多个二维超声图像、基于多个二维超声图像获取管状组织的三维形状并且基于管状组织的三维形状产生第一图像。

7. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,所述图像处理器从基于超声数据获取的第一体数据检测与管状组织相对应的第一区域、沿管状组织的长度方向对第一区域设置剖切线并且沿着剖切线切割第一区域以产生表示构成管状组织的展开表面的第一图像。

8. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,所述显示器还显示第二图像,所述第二图像是基于以超声数据为基础获取的并表示管状组织的第一体数据产生的三维超声图像。

9. 根据权利要求8所述的超声图像显示设备,所述超声图像显示设备还包括接收在第二图像中设置剖切线的第一用户输入的用户界面,所述剖切线与管状组织的长度方向平行,

其中,所述图像处理器基于第一用户输入设置包括在第一体数据中的与管状组织相对应的第一区域的剖切线,并沿着剖切线切割第一区域,以产生表示构成管状组织的展开表

面的第一图像。

10. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备, 其中, 所述图像处理器基于斑块区域的高度产生标记了等高线的斑块图像。

11. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备, 其中, 所述图像处理器产生映射了基于斑块区域的高度确定的至少一种颜色的斑块图像。

12. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备, 其中, 所述图像处理器基于从斑块区域的高度与血管的直径的比、斑块区域的弹性值以及图像在斑块区域中的亮度值中选择的至少一项使至少一种颜色映射到斑块区域以产生斑块图像。

13. 一种超声图像显示方法, 包括:

基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像;

显示第一图像,

其中, 所述管状组织包括血管,

其中, 产生第一图像的步骤包括基于所述超声数据检测与多个斑块相对应的多个斑块区域, 并且产生反映多个斑块中的每个的高度的斑块图像, 其中, 所述多个斑块中的形成为向内突出到所述血管中的至少一个斑块与所述多个斑块中的形成为从所述血管向外突出的至少一个斑块彼此区分开,

其中, 显示第一图像的步骤包括: 显示表示与多个斑块中的每个从所述血管突出的方向以及所述多个斑块中的每个的高度有关的信息的映射, 其中, 所述多个斑块中的每个的高度基于所述多个斑块中的每个的高度与所述血管的直径的比而映射为至少一种颜色。

显示超声图像的设备和方法

技术领域

[0001] 一个或更多个示例性实施例涉及一种显示超声图像的设备和方法,更具体地,涉及一种显示提供了管状组织的三维(3D)超声图像的超声图像的方法和设备。

背景技术

[0002] 由于超声系统具有无创和非入侵特性,因此被广泛用于获取与对象的内部结构有关的信息的医疗设备。超声系统向医疗工作者实时提供对象的内部组织的高分辨率图像来观察对象,而不需要外科手术在身体中直接切口。

[0003] 通常,在探头接触对象的表面的状态下,超声系统向对象发送超声信号并接收从对象反射的超声信号(在下文中,被称为回波信号)。超声系统基于通过探头接收的回波信号产生对象的超声图像并在显示器中显示所产生的超声图像。超声图像基于组织之间的声阻抗(impedance)差使用反射系数表示为亮度(B)模式(brightness-mode)图像。

[0004] 包含于人体中的多个血管当中的颈动脉是使主动脉与脑部血管连接的血管,存在分别位于脖子的左侧和右侧上的两个主动脉。大约80%的流向脑部的血液流过颈动脉。使用超声系统的颈动脉检查是精确估计颈动脉狭窄程度的有用的检查方法。

[0005] 通常,血管的一个切片的图像用于诊断血管的狭窄程度。然而,通过仅仅使用血管的一个切片的图像难以得知血管整体的狭窄程度。

[0006] 发明的具体实施方式

[0007] 技术问题

[0008] 一个或更多个示例性实施例可提供一种能够容易地诊断具有管状组织的对象的超声图像。

[0009] 一个或更多个示例性实施例可提供一种精确并方便地诊断血管狭窄程度的血管的3D图像。

[0010] 发明的有益效果

[0011] 根据一个或更多个示例性实施例,所述超声图像显示设备及方法产生并在参考平面上显示三维地表示展开的管状组织的超声图像,从而使用户能够容易地诊断管状组织的内部和外部。

[0012] 因此,提高了疾病诊断的准确性。

[0013] 附图简要描述

[0014] 图1是根据示例性实施例的超声图像显示设备的框图;

[0015] 图2a是根据示例性实施例的超声图像显示方法的流程图;

[0016] 图2b是根据示例性实施例的超声图像显示方法的流程图;

[0017] 图3a是根据示例性实施例的用于描述产生第一图像的方法的概念图;

[0018] 图3b示出了根据示例性实施例的屏幕的显示被标记了轮廓的斑块(plaque)图像的示例;

[0019] 图4a是根据示例性实施例的用于描述产生第一图像的方法的概念图;

- [0020] 图4b示出了根据示例性实施例的屏幕显示被标记了轮廓的斑块图像的示例；
- [0021] 图5示出了根据示例性实施例的屏幕显示通过基于用户输入使第一图像旋转而获得的图像的示例；
- [0022] 图6a示出了根据示例性实施例的屏幕是显示映射了至少一种颜色的斑块图像的示例；
- [0023] 图6b示出了根据示例性实施例的屏幕是显示映射了至少一种颜色的斑块图像的示例；
- [0024] 图7是根据示例性实施例的用于描述关于与血管的剖面相对应的平面产生的第三图像的概念图；
- [0025] 图8示出了根据示例性实施例的包括显示的第一图像的屏幕的示例；
- [0026] 图9示出了根据示例性实施例的包括显示的第一图像的屏幕的示例；
- [0027] 图10是根据示例性实施例的采用超声图像显示设备的超声系统的框图。
- [0028] 最佳实施例
- [0029] 根据一个或多个示例性实施例，一种超声图像显示设备包括：图像处理器，基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像；显示器，显示第一图像。
- [0030] 所述第一图像可以是表示构成管状组织的展开表面的三维 (3D) 图像。
- [0031] 所述图像处理器可基于超声数据感测从位于构成管状组织的表面上的特定部分和特定组织中选择至少一者，并在构成管状组织的表面上标记从感测的特定部分和感测的特定组织中选择至少一者以产生第一图像。
- [0032] 所述图像处理器可基于超声数据获取第一区域数据并基于第一区域数据产生第一图像，所述第一区域数据包括从能够获取管状组织的三维形状的至少两个二维 (2D) 超声图像以及三维地表示管状组织的三维 (3D) 数据中选择的至少一者。
- [0033] 所述图像处理器可从基于超声数据获取的第一体数据检测与管状组织相对应的第一区域、使与第一区域相对应的体数据映射到参考平面以产生第二体数据并且基于第二体数据产生第一图像。
- [0034] 所述图像处理器可基于超声数据获取与多个连续的切片相对应的多个二维 (2D) 超声图像、基于多个2D超声图像获取管状组织的三维形状并且基于管状组织的三维形状产生第一图像。
- [0035] 所述管状组织可包括血管，所述第一区域可包括血管区域，所述图像处理器可产生表示与包括在血管中的斑块有关的信息的第一图像。
- [0036] 所述图像处理器可从基于超声数据获取的第一体数据检测与管状组织相对应的第一区域、沿管状组织的长度方向对第一区域设置剖切线并且沿着剖切线切割第一区域以产生表示构成管状组织的展开表面的第一图像。
- [0037] 所述显示器还可显示第二图像，所述第二图像是基于以超声数据为基础获取的并表示管状组织的第一体数据产生的三维 (3D) 超声图像。
- [0038] 所述超声图像显示设备还可包括接收在第二图像中设置剖切线的第一用户输入的用户界面，所述剖切线与管状组织的长度方向平行，其中，所述图像处理器可基于第一用户输入设置包括在第一体数据中的与管状组织相对应的第一区域的剖切线，并沿着剖切线

切割第一区域,以产生表示构成管状组织的展开表面的第一图像。

[0039] 所述图像处理器可基于超声数据检测与斑块相对应的斑块区域、产生表示斑块区域的斑块图像并产生包括斑块图像的第一图像。

[0040] 所述图像处理器可基于斑块区域的高度产生标记了等高线的斑块图像。

[0041] 所述图像处理器可产生映射了基于斑块区域的高度确定的至少一种颜色的斑块图像。

[0042] 所述图像处理器可基于从斑块区域的高度与血管的直径的比、斑块区域的弹性值以及图像在斑块区域中的亮度值中选择的至少一项使至少一种颜色映射到斑块区域以产生斑块图像。

[0043] 所述图像处理器可产生斑块图像,从而区别地标记相对于参考平面向内突出到管状组织中的斑块和相对于参考平面从管状组织向外突出的斑块。

[0044] 所述图像处理器可基于超声数据检测与斑块相对应的多个斑块区域、产生表示多个斑块区域的斑块图像并产生包括斑块图像的第一图像,所述斑块图像可包括分别与多个斑块区域相对应的多个标识符。

[0045] 所述超声图像显示设备还可包括接收用于使第一图像旋转的第二用户输入的用户界面,其中,所述图像处理器可基于第二用户输入执行控制以显示通过使第一图像旋转获得的旋转图像。

[0046] 所述超声图像显示设备还可包括向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号的探头,其中,所述图像处理器可接收包括回波信号的超声数据。

[0047] 根据一个或更多个示例性实施例,一种超声图像显示方法包括:基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像;显示第一图像。

[0048] 发明的实施例

[0049] 现在将详细参照在附图中示出其示例的示例性实施例,其中,相同的参考标号始终指示相同的元件。就这一点而言,本示例性实施例可具有不同的形式,并且不应当被理解为限于这里所阐述的实施方式。因此,仅仅在下面通过参照附图描述了示例性实施例,以解释本说明书的一些方面。在附图中,为了清楚起见,将省略与发明构思的描述不相关的部分。此外,相同的标号始终指示相同的元件。

[0050] 在下面的公开内容中,当一个部分(或者元件、装置等)被描述为“连接”到另一部分(或者元件、装置等)时,应当被理解为前者可“直接连接”到后者,或者通过中间部分(或者元件、装置等)“间接连接”到后者。当一个部分“包括”或“包含”一个元件时,除非存在与其相反的具体描述,否则,所述部分还可包括其他元件,而不排除所述其他元件。

[0051] 在整个说明书中,“超声图像”指对象的使用超声波获取的图像。这里所使用的术语“对象”可以是表示为图像的有生命的事物和无生命的事物。此外,对象可指人体的一部分,并可包括诸如肝脏、心脏、子宫、大脑、乳房或腹部等的器官或者胎儿。此外,这里所使用的术语“用户”是医疗专家,并且可以是医生、护士、医学技术专家、超声波检查医师(sonographer)或医疗图像专家等。然而,用户不限于此。

[0052] 在下文中,将参照附图详细描述示例性实施例。

[0053] 图1是根据示例性实施例的超声图像显示设备100的框图。

[0054] 如图1(a)所示,根据示例性实施例的超声图像显示设备100包括图像处理器120和显示器130。此外,超声图像显示设备100还可包括探头110。

[0055] 超声图像显示设备100可以是处理并显示超声图像的任意图像显示设备。

[0056] 详细地,超声图像显示设备100可实现为便携式以及推车式。便携式超声图诊断设备可包括图片存档和通信系统(PACS)查看器、智能手机、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)和台式PC,但不限于此。

[0057] 此外,超声图像显示设备100可包括探头110。当超声图像显示设备100包括探头110时,超声图像显示设备100可基于从探头110接收的超声数据(例如,超声回波信号)产生用于诊断的第一图像。此外,探头100可以有有线探头或无线探头。

[0058] 此外,超声图像显示设备100可不包括探头110,并且所述探头110可从外部接收通过对对象进行超声扫描获取的包括超声回波信号的超声数据。在这种情况下,图像处理器120可从外部服务器(未示出)、超声诊断设备(未示出)或医疗成像系统(未示出)接收超声数据。详细地,图像处理器120可包括通过有线/无线通信网络向外部服务器(未示出)、超声诊断设备(未示出)或医疗成像系统(未示出)发送或从其接收数据的通信模块(未示出)。图像处理器120可通过通信模块(未示出)接收超声数据。详细地,探头110可向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号。探头110可根据施加到探头110的驱动信号向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号。

[0059] 探头110包括多个换能器,并且多个换能器响应于电信号进行振荡并产生声能(即,超声波)。此外,探头110可通过有线或无线连接到超声图像显示设备100的主体,超声图像显示设备100可根据实现形式包括多个探头110。根据示例性实施例的探头110可包括从一维(1D)探头、1.5维(1.5D)探头、二维(2D)和三维(3D)探头中选择的至少一种。

[0060] 图像处理器120基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像。对象是诊断目标,并包括患者的身体部分。详细地,对象可包括管状组织。从管状组织的内部或外部选择的至少一个被详细地观察,以诊断疾病。在示例性实施例中,提供了用于容易地观察从管状组织的内部和外部选择的至少一种的第一图像。

[0061] 这里,管状组织可以是从全部身体组织和呈管状的器官中选择的至少一种。详细地,管状组织可以是诸如小肠、大肠、胃、食管或十二指肠的消化器官。此外,管状组织可以是血管。此外,管状组织可以是尿道或前列腺。

[0062] 第一图像可以是表示展开的管状组织的3D图像。此外,参考平面指用于示出展开的管状组织的平面。详细地,参考平面可以是管状组织的外边界表面或管状组织的内边界表面。此外,参考平面可以是用于示出展开的管状组织的2D平面。第一图像指通过在参考平面上标记从构成管状组织的内表面和外表面中选择的至少一个来三维地标记管状组织的表面的图像。

[0063] 此外,超声数据指通过对对象进行超声扫描获取的数据。超声数据可包括通过探头110接收的超声回波信号。此外,超声数据可以是基于超声回波信号的体数据或2D超声数据。

[0064] 详细地,图像处理器120可基于超声数据获取第一区域数据,所述第一区域数据包括从能够获取管状组织的三维形状的至少两个2D超声图像以及三维地表示管状组织的3D

数据中选择的至少一个。图像处理器120可基于第一区域数据获取第一图像。

[0065] 详细地,图像处理器120可基于超声数据获取分别与连续的多个切片对应的多个2D超声图像,并基于多个2D超声图像获取管状组织的三维形状。图像处理器120可提取对象的包括在分别与连续的多个切片对应的多个2D超声图像中的每个2D超声图像中的边界,并且通过使对象的包括在各个2D超声图像中的边界连接而获取包括管状组织的对象的三维形状。因此,图像处理器120可通过使用基于超声数据获取的多个2D超声图像获取管状组织的三维形状。

[0066] 此外,图像处理器120可从基于超声数据获取的第一体数据检测与管状组织对应的第一区域,并通过使与第一区域对应的体数据映射到参考平面产生第二体数据。图像处理器120可基于第二体数据产生第一图像。

[0067] 详细地,图像处理器120可基于与对象相对应的超声数据获取第一体数据。这里,超声数据可包括通过探头110接收的超声回波信号。可选地,超声数据可以通过处理超声回波信号获取的数据。第一体数据指基于与对象相对应的超声数据使对象表示为具有特定体积的第一体数据。

[0068] 详细地,图像处理器120可处理通过探头110接收的回波信号来产生超声数据。图像处理器120可通过在产生的超声数据上执行扫描转换操作产生超声图像。

[0069] 除了根据振幅(A)模式、亮度(B)模式或运动(M)模式通过扫描对象产生的灰度超声图像之外,超声图像还可以是表示对象的运动的多普勒图像。多普勒图像可以是示出血液流动的血流多普勒图像(还被称为彩色多普勒图像)、示出组织运动的组织多普勒图像或者将对象的运动速度示出为波形的光谱多普勒图像。

[0070] 此外,图像处理器120可处理超声数据以产生体数据,并在体数据上执行体绘制操作以产生3D超声图像。此外,图像处理器120还可产生使对象基于压力的变形程度成像而获取的弹性图像(elastic image),并且可在超声图像上以文本或图形来标记各种其他信息。

[0071] 详细地,图像处理器120基于与对象相对应的超声数据获取第一体数据。图像处理器120可从第一体数据检测与包括在对象中的管状组织对应的第一区域,并通过使包括在第一区域中的体数据映射到参考平面而产生第二体数据。图像处理器120通过使用第二体数据产生表示构成管状组织的表面的第一区域。

[0072] 例如,第一图像可以是表示管状组织的内表面的图像。详细地,第一图像可以是表示管状组织的展开内表面的图像。此外,第一图像可以是具有与通过用于管状组织内部的内窥镜获取的图像的视图相同的视图的虚拟内窥镜图像。详细地,可通过使用诸如鱼眼和透视的方法显示虚拟内窥镜图像。虚拟内窥镜图像使用户能够直观地识别呈管状的管状组织的内表面。

[0073] 此外,第一图像可以是表示从构成管状组织的内表面和外表面中选择的至少一个的图像。详细地,第一图像可以是表示构成管状组织的展开内表面和展开外表面的图像。此外,第一图像可以是表示构成管状组织的内表面与外表面之间的厚度差的图像。此外,第一图像可以是区别地表示构成管状组织的内表面和外表面的图像。

[0074] 例如,在克罗恩氏病(Crohn's disease)中,可诊断结肠的内部。在克罗恩氏病中,因为结肠壁的肿胀或破裂,根据疾病的严重性,会改变结肠壁的形状,或者会形成穿孔。在这种情况下,可通过观察结肠的内壁和/或外壁诊断是否出现壁肿胀或穿孔。在这种情况下

下,第一图像可以是表示展开内壁的图像(结肠的内表面)和/或展开外壁(结肠的外表面)的图像。用户通过使用第一图像容易地诊断是否出现结肠内壁或外壁肿胀或者穿孔。

[0075] 作为另一示例,当由于血管狭窄出现疾病时,可诊断血管中是否出现狭窄,以预防和治疗。例如,作为需要诊断血管狭窄的情况的代表性示例,存在冠状动脉狭窄。冠状动脉狭窄导致诸如心肌梗塞、心律不齐和心绞痛的严重疾病,因此,通过精确地诊断可扩大或移除狭窄的血管。为此,通过使用医疗图像,可发现狭窄的血管,并且可精确地观察和诊断狭窄血管的狭窄程度。

[0076] 因此,管状组织可包括作为诊断目标的血管,第一区域可包括血管区域,第一图像可以是表示构成血管的表面的图像。

[0077] 图像处理器120可从基于超声数据获取的第一体数据检测与管状组织相对应的第一区域,并在管状组织的长度方向上设置第一区域的剖切线。此外,图像处理器120可沿着剖切线切割第一区域,以产生表示构成管状组织的展开表面的第一图像。将参考图3a和图4a详细地描述第一图像。

[0078] 在下文中,将作为示例描述和说明管状组织包括血管且第一区域是血管区域的情况。

[0079] 详细地,图像处理器120从第一体数据检测与包括在对象中的管状组织相对应的第一区域。详细地,图像处理器120从第一体数据检测与包括在对象中的血管相对应的血管区域。在本实施例中,用于诊断血管狭窄程度的血管的示例可包括劲动脉、静脉曲张和冠状动脉等。此外,血管狭窄由于存在于血管中的斑块导致,因此,图像处理器120可产生表示与包括在血管(管状组织)中的斑块有关的信息的第一图像。

[0080] 详细地,当参考平面设置为血管的内壁时,图像处理器120可使包括在血管区域中的体数据映射到与血管的内壁对应的平面,以产生第二体数据。此外,图像处理器120可将参考平面设置为通过使设置在血管的内壁与外壁之间的平面展开产生的平面。图像处理器120可基于第二体数据产生表示构成管状组织的表面的第一图像。

[0081] 详细地,图像处理器120可针对包括在第一体数据中的血管区域平行于血管的长度方向设置剖切线。图像处理器120可针对与包括在第二体数据中的血管的内壁对应的平面的两端依次产生与对血管区域设置的剖切线相对应的第二体数据。第二体数据可以是示出血管的展开内壁的体数据。图像处理器120可基于示出血管的展开内壁的第二体数据产生表示构成血管的内壁的3D图像的第一区域。

[0082] 此外,图像处理器120可基于第二体数据感测从位于构成管状组织的表面上的特定部分和特定组织中选择至少一者,并在构成管状组织的表面上标记从感测的部分和组织中选择的至少一个以产生第一区域。

[0083] 详细地,图像处理器120可基于第二体数据感测构成血管的位于内壁上的特定组织。详细地,图像处理器120可感测诸如导致疾病的斑块的特定组织,并产生表示与从特定组织的存在、位置、尺寸和形状中选择的至少一者有关的信息的第一图像。这里,特定组织可以是包括在管状组织中的特定的组织、身体部位、病变部位或疑似病变部位。例如,特定组织可以是结肠的穿孔、血管的斑块、胃部的恶性肿瘤或者发生在胃部中的病变组织。

[0084] 此外,图像传感器120可感测需要观察的身体部位或组织,以诊断管状组织中的疾病,并产生表示感测的身体部位或组织的第一图像。在上述示例性实施例中,当在结肠中存

在穿孔时,图像处理器120可产生标记穿孔的第一图像。此外,当在胃部的内壁中存在肿瘤组织时,图像处理器120可在表示胃部内壁的第一图像上标记肿瘤组织。

[0085] 详细地,当管状组织是血管时,图像处理器120可产生表示与包括在血管中的斑块有关的信息的第一图像。斑块是沉积在血管内壁上并导致血管狭窄的沉积物,并且指动脉粥样硬化斑块。斑块的示例可包括纤维斑块和脂类斑块。

[0086] 图像处理器120可针对包括在第一体数据中的血管区域设置平行于血管的长度方向的剖切线。图像处理器120可针对与包括在第二体数据中的血管的内壁相对应的平面的两端部依次产生与为血管区域设置的剖切线相对应的第二体数据。

[0087] 图像处理器120可从第二体数据检测与斑块相对应的斑块区域。图像处理器120可产生表示斑块区域的斑块图像并产生包括斑块图像的第一图像。

[0088] 在这种情况下,通过图像处理器120产生的斑块图像可以是基于检测的斑块区域的高度标记了轮廓的图像,或者映射了基于检测的斑块区域的高度确定的至少一种或更多种颜色的图像。此外,图像处理器120可从第二体数据检测与斑块对应的多个斑块区域。图像处理器120可产生表示多个斑块区域的斑块图像,并产生包括斑块图像的第一图像。同时,图像处理器120可产生包括分别与多个斑块区域相对应的多个标识符的斑块图像。

[0089] 显示器130可显示通过图像处理器120产生的超声图像。显示器130可通过图形用户界面(GUI)在屏幕上显示通过超声图像显示设备100处理的各种信息以及超声图像。超声图像显示设备100可根据实现形式包括两个或更多个显示器130。根据示例性实施例的显示器130可显示通过图像处理器120产生的第一图像。

[0090] 如图1(b)中示出的,与图1(a)中的超声图像显示设备100不同,根据示例性实施例的超声图像显示设备100还可包括用户界面140。因此,在描述图1(b)的超声图像显示设备100时,不再重复关于图1(a)的超声图像显示设备100提供的相同描述。

[0091] 用户界面140可接收用户输入。用户界面140可指用于输入用户控制超声图像显示设备100的数据的手段。例如,用户界面140可包括键盘、锅仔片(dome switch)、触摸板(例如,接触电容式、压力电阻式(press resistive type)、红外感测式、表面超声电感式、集成张量测量式和压电效应式)、滚轮旋钮和滚轮开关,但不限于此。此外,与显示器130的显示面板形成层状结构的触摸板可被称为触摸屏。

[0092] 显示器130还可显示基于第一体数据产生的第二图像,用户界面140可接收通过显示器130显示的第二图像的用户输入。图像处理器120可基于用户输入设置与包括在第一体数据中的管状组织相对应的第一区域的剖切线。

[0093] 此外,显示器130可基于通过用户界面140接收的用户输入显示通过使第一图像运动获取的图像。详细地,显示器130可提供用于设置剖切线的GUI,通过GUI输入旋转第一图像的方向和角度。用户界面140可从用户接收使第一图像旋转的用户输入。然后,图像处理器120可基于用户输入执行控制,以在特定的方向以特定的角度旋转第一图像并显示第一图像。

[0094] 根据示例性实施例的超声图像显示设备100可在平面上标记位于圆柱形血管的内壁上的斑块,因此,使用户能够快速且准确地识别斑块的尺寸、形状和位置分布并快速且准确地诊断血管的狭窄程度。在下文中,将参照图2a详细描述根据示例性实施例的超声图像显示设备100显示血管的超声图像的方法。

[0095] 图2a是根据示例性实施例的超声图像显示方法200的流程图。图2a中示出的根据示例性实施例的超声图像显示方法200包括上面参照图1(a)和图1(b)描述的超声图像显示设备100的操作和结构特征。因此,在描述图2a中示出的根据示例性实施例的超声图像显示方法200时,不再重复与关于图1(a)和图1(b)提供的相同的描述。

[0096] 参照图2a,在操作S201中,超声图像显示方法200可基于与包括在管状组织中的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像。可通过图像处理器120执行操作S201。

[0097] 在操作S205中,超声图像显示方法200可显示产生的第一图像。可通过显示器130执行操作S205。

[0098] 图2b是根据示例性实施例的超声图像显示方法的流程图。图2b中示出的根据示例性实施例的超声图像显示方法包括上面参照图1(a)和图1(b)描述的超声图像显示设备100的操作和结构特征。图2b中示出的操作S220、S230、S240和S250与图2a的操作S201相对应,图2b的操作S260与图2a的操作S205相对应。因此,在描述图2b中示出的根据示例性实施例的超声图像显示方法时,不再重复与关于图1(a)、图1(b)和图2a提供的相同的描述。

[0099] 在操作S210中,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可向对象发送超声信号,并接收从对象反射的回波信号。

[0100] 在操作S220中,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可通过使用接收的回波信号获取第一体数据。超声图像显示设备100可获取与包括在对象中的多个切片有关的超声图像数据。超声图像显示设备100可重建与多个切片有关的超声图像数据,以产生与对象有关的第一体数据。

[0101] 超声图像显示设备100可基于心电图(ECG)而获取第一体数据。超声图像显示设备1000可分析ECG以获取第一体数据,这样能够准确地诊断血管的狭窄。超声图像显示设备100可分析ECG以确定在获取第一体数据时的时序。例如,超声图像显示设备100可在心脏收缩末期或心脏舒张末期获取第一体数据。

[0102] 在操作S230中,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可从第一体数据检测与包括在对象中的血管相对应的血管区域。超声图像显示设备100可在检测血管区域之前对第一体数据执行噪声滤除操作,以增加血管区域检测的准确性。

[0103] 将参照图3a详细描述获取第二体数据和产生第一图像的方法。

[0104] 图3a是根据示例性实施例的用于描述产生第一图像的方法的概念图。在图3a中,作为示例示出了管状组织是血管的情况。此外,作为示例示出了图像处理器120感测管状组织中存在的斑块并在标记斑块处产生第一图像的情况。

[0105] 图3a(a)示出了基于从对象获取的超声数据产生的第一体数据310。第一体数据310是表示对象的体数据,并且包括具有圆柱形状的管状组织。

[0106] 详细地,图3a(a)示出了从包括血管的对象获取的第一体数据310的示例。超声图像显示设备100可从第一体数据310检测与管状组织相对应的第一区域。详细地,超声图像显示设备100可分析第一体数据310以检测与血管相对应的血管区域315。可通过外壁区域311(血管的外表面)和内壁区域312产生血管区域315。

[0107] 超声图像显示设备100可通过计算构成第一体数据310的每个像素的亮度或梯度或者从探头接收的超声信号来估计血管壁,并基于估计的血管壁检测血管区域。例如,根据

示例性实施例的超声图像显示设备100可通过使用本领域普通技术人员知晓的动脉内膜中层厚度 (IMT) 测量法检测血管区域。

[0108] 超声图像显示设备100可通过使用在第一体数据310中模糊地示出血管并明亮地示出与血管的边界相对应的血管的内壁区域312和外壁区域311的特性来检测示出像素的亮度的图形的拐点,以检测血管区域315。

[0109] 在操作S240中,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可通过使包括在第一区域中的体数据映射到参考平面产生第二体数据。详细地,超声图像显示设备100可通过使包括在血管区域中的体数据映射到与血管的内壁相对应的平面产生第二体数据。

[0110] 超声图像显示设备100可通过切割管状组织产生具有平坦展开形状的第二体数据320,以使用户容易地识别从管状组织的内壁和外壁中选择的至少一个或者位于从管状组织的内壁和外壁中选择的至少一个上的特定组织或特定部分(例如,斑块、穿孔或肿胀部分)。

[0111] 详细地,如图3a(a)所示,在通过使用第一体数据315获取的与位于血管内部中的斑块有关的信息中,斑块可位于呈圆柱状的血管的内壁的下表面上或上表面上。因此,通过仅仅使用通过渲染第一体数据315产生的3D图像,难以快速识别位于血管的内壁的顶部或侧表面上的斑块的形状、尺寸、高度和位置分布。

[0112] 因此,如图3a(b)和(c)所示,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像320。此外,在图3a(c)中,在管状组织展开的第一图像320中,作为示例性示出了构成管状组织的表面和构成管状组织的部分表示为具有体敏感性(volume sensitivity)的情况。

[0113] 详细地,图像处理器120可通过使用第一体数据315产生具有通过沿长度方向切割圆柱形血管而平坦展开的形狀的第二体数据320。与第二体数据320相对应的3D图像可产生为第一图像。

[0114] 详细地,超声图像显示设备100可为检测的血管区域设置剖切线并关于剖切线在平面上重排第一体数据315以产生第二体数据320。

[0115] 例如,超声图像显示设备100可设置与血管区域的长度方向平行的剖切线。此外,超声图像显示设备100可设置与血液在血管区域中流动方向平行的剖切线。作为另一示例,超声图像显示设备100可在屏幕上显示基于第一体数据或检测的血管区域产生的第二图像,并基于用户输入对显示在屏幕上的第二图像设置剖切线。超声图像显示设备100可在屏幕上显示血管的3D图像,并从用户接收为显示在屏幕上的血管的3D图像设置剖切线的指令,以设置剖切线。

[0116] 在图3a(b)和(c)中,作为示例将描述将与血管的长度方向平行的线段AB(连接点A和点B的线段)设置为剖切线的情况。此外,如图3a(b)和(c)所示,当参考平面设置为血管的内壁312时,超声图像显示设备100可通过关于线段AB将包括在血管区域中的体数据映射到与血管的外壁311相对应的平面322而产生第二体数据320。

[0117] 如图3a(b)所示,超声图像显示设备100可将线段AB设置为剖切线,然后将与线段AB相对应的线段CD设置为辅助线。超声图像显示设备100可确定点C,点C设置在与包括点A的血管垂直的平面上并且在与血管的内壁312相对应的点中距点A最远。超声图像显示设备100可确定点D,点D设置在与包括点B的血管垂直的平面上并且在与血管的内壁312相对应

的点中距点B最远的。连接确定的点C和点D的线段CD可设置为辅助线。在图3a中,作为示例描述了剖切线和辅助线是直线的情况,但本实施例不限于此。例如,剖切线和辅助线可以是曲线。

[0118] 也就是说,图像处理器120可沿着与管状组织的长度方向平行的剖切线(例如,线段AB)切割血管区域315(第一区域),通过使切割的血管区域315展开而显示参考平面322(详细地,构成管状组织的位于血管外壁311上的平面(例如,构成管状组织的内侧的表面)),如图3a(c)所示,并通过渲染第一图像产生3D图像,例如,第二体数据320。

[0119] 参照图3a(c),参考平面是通过连接顶点A'、A''、B''和B'产生的平面,并且可与管状组织的外壁311相对应。此外,参考平面可以通过连接构成管状组织的表面O'、O''、P''和P'产生的曲面,并且可与构成管状组织的内侧的表面的内壁312相对应。

[0120] 参照图3a(d),示出了斑块331和332(位于管状组织内部的特定组织)。

[0121] 图像处理器320可产生如图3a(c)显示的第一图像。用户通过使用第一图像容易地检查斑块331和332和血管的状态。

[0122] 详细地,超声图像显示设备100可使与包括在第二体数据320中的血管的内壁312相对应的平面322的两端与设置为血管区域的剖切线的线段AB相对应。

[0123] 也就是说,在从第一体数据310检测的血管区域315中,与血管的右内壁相对应的曲面ABCD可与第二体数据320的平面A''B''D''C'相对应。此外,在从第一体数据310检测的血管区域315中,与血管的左内壁相对应的曲面ABCD可与第二体数据320的平面A'B'D'C'相对应。在从第一体数据310检测血管区域315中,在点A和点C之间的特定点O可与第二体数据320的线O'O''O'''相对应。此外,在从第一体数据310检测的血管区域315中,在点B和点D之间的特定点P可与第二体数据320的线P'P''P'''相对应。

[0124] 第二体数据320的顶部根据血管的厚度是否是常数而可以是平面或曲面。在图3a中,作为示例示出了由于血管的微小厚度差导致的第二体数据320的顶部是曲面的情况。

[0125] 在操作S250中,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可通过使用第二体数据320产生表示与包括在血管中的斑块有关的信息的第一图像330。超声图像显示设备100可渲染第二体数据320,以产生表示与包括在血管中的斑块有关的信息的第一图像330。第一图像330的示例可包括2D图像、3D图像和立体图像。

[0126] 超声图像显示设备100可从第二体数据320检测与斑块相对应的斑块区域。例如,超声图像显示设备100可沿着从第二体数据320的顶部O'O''O'''P''P'到底部A'C'A''B''D'B'的方向分析包括在第二体数据320中的像素的亮度。超声图像显示设备100可基于像素的亮度变化检测斑块区域的顶点。超声图像显示设备100可分析在检测的顶点附近的特定区域为对应的一个斑块。例如,分水岭算法或类似分水岭算法的方法可用于检测斑块区域。

[0127] 此外,超声图像显示设备100可通过使用例如索贝尔掩膜(Sobel mask)、普鲁伊特掩膜(Prewitt mask)、罗伯特掩膜(Robert mask)、拉普拉斯高斯掩膜(Laplacian of Gaussian mask)或坎尼掩膜(Canny mask)的边缘掩膜或者通过使用强度或梯度检测斑块区域的边界。超声图像显示设备100可基于检测的斑块区域的边界确定斑块区域。

[0128] 如图3a(d)所示,超声图像显示设备100可渲染图3a(c)的第二体数据320,以产生表示与包括在血管中的斑块331和332有关的信息的第一图像330。

[0129] 详细地,在图3a(d)中,在血管展开的第一图像330中,示出了三维地表示血管的表

面的图像。

[0130] 根据示例性实施例的超声图像显示设备100可提供通过将位于圆柱形血管内壁上的斑块渲染在平面上而产生的第一图像330,因此,用户能够快速并准确地识别位于血管内壁上的斑块的形状、尺寸、高度和位置分布。详细地,超声图像显示设备100可根据斑块331和332的尺寸、高度和位置通过应用从不同的颜色、形状和标记中选择的至少一种在第一图像330上来标记斑块331和332,以便容易地检查在第一图像330中存在的斑块的形状、尺寸、高度和位置。

[0131] 在图3a中,示出了朝向管状组织向内突出的组织。此外,可能存在管状组织的沿向外方向突出的组织或穿过管状组织的组织。

[0132] 图3b示出了根据示例性实施例的显示标记了等高线的斑块图像的屏幕的示例。图3b中示出的第一图像400可与图3a(d)中示出的第一超声图像330相对应。图像处理器120可基于超声数据检测与斑块相对应的斑块区域,并产生表示斑块区域的斑块图像。此外,图像处理器120可产生包括斑块图像的第一图像。也就是说,图像处理器120可产生斑块图像作为第一图像。

[0133] 此外,图像处理器120可基于斑块区域的高度产生标记了等高线的斑块图像。

[0134] 详细地,如图3b所示,超声图像显示设备100可产生包括表示多个斑块区域410和420的斑块图像的第一图像400。超声图像显示设备100可渲染与检测的斑块图像410和420相对应的体数据,以产生第一图像400。

[0135] 超声图像显示设备100可基于斑块区域的高度产生标记了等高线401的斑块图像。用户参照等高线401容易检查斑块区域410和420中每个的形状和尺寸。

[0136] 此外,图像处理器120可产生通过根据等高线401映射不同的颜色而显示的第一图像。也就是说,通过根据斑块的高度以不同的颜色区别地显示第一图像400,图像处理器120可产生第一图像400,以便直观地检查斑块的高度和斑块出现的程度。

[0137] 此外,图像处理器120可基于从斑块区域的高度与血管直径的比、斑块区域的弹性值和斑块区域中的图像的亮度值中选择的至少一个使至少一种颜色映射到斑块区域来产生斑块图像。

[0138] 图4a是根据示例性实施例的用于描述产生第一图像的方法的示意图。在图4a中,通过相同的标号指示与图3a的元件相同的元件。因此,在描述图4a时,不再重复关于图3a提供的相同的描述。

[0139] 在图3a中,作为示例示出了向内突出到管状组织中的组织(例如,斑块)。

[0140] 在图4a中,除了如图3a中的斑块向内突出到管状组织中的情况之外,作为示例还示出了多个斑块从管状组织向外突出多个斑块414和415的情况。

[0141] 参照图4a(c),在第二体数据320中示出了向内突出到血管中的多个斑块412和413以及从血管向外突出的多个斑块414和415。

[0142] 参照图4a(d),向内突出到血管中的多个斑块412和413以及从血管向外突出的多个斑块414和415示出在更清晰地标记了斑块的第一图像330中。

[0143] 图4b示出了根据示例性实施例的显示标记了等高线的斑块图像的屏幕的示例。示出在图4b中的第一图像450可与示出在图3b(d)中的超声图像330相对应。

[0144] 与图3b中的第一图像400类似,在图4b的第一图像450中,可基于斑块区域的高度

产生标记了等高线401的斑块图像。用户参照等高线401容易地检查多个区域410、420、430和440中每个的形状和尺寸。

[0145] 图像处理器120可产生斑块图像,以便区别地标记参照参考平面向内突出到组织中的斑块以及参照参考平面从管状组织向外突出的斑块。

[0146] 详细地,参照图4b,形成为向内突出到血管中的斑块区域410和420中的每个可示出为实线,形成为从血管向外突出的斑块区域430和440中的每个可示出为虚线。此外,图像处理器120可通过使用不同的颜色、不同的纹理、不同的形状和不同的符号来产生第一图像450,以便容易地区分形成为向内突出到血管中的斑块区域410和420中的每个以及形成为从血管向外突出的斑块区域430和440中的每个。此外,如图5所示,超声图像显示设备100可基于用户输入产生以不同的角度观察的图像。也就是说,超声图像显示设备100可基于用户的输入产生通过旋转第一图像获取的图像。

[0147] 通过旋转图3b的第一图像400,如图5(a)所示,超声图像显示设备100可产生旋转的图像以在平行于与血管的内壁相对应的平面422的方向观察斑块。根据图5(a),用户容易地检查斑块区域410和420的高度。

[0148] 详细地,除了从第一图像400的旋转和转化中选择的至少一种之外,用户界面140还可接收请求第一图像400运动的用户输入。然后,图像处理器120可产生并输出根据用户输入转化的第一图像。

[0149] 此外,通过旋转图3b的第一图像400,如图5(b)所示,超声图像显示设备100可产生旋转的图像以在垂直于与血管的内壁相对应的平面的422的方向观察斑块。根据图5(b),用户容易地检查斑块区域410和420的形状。

[0150] 图6a示出了根据示例性实施例的显示映射了至少一种颜色的斑块图像的屏幕的示例。图6a中示出的斑块图像600是与图3a(d)或图3b中示出的第一图像或斑块图像相对应的图像。

[0151] 如图6a所示,超声图像显示设备100可基于斑块区域410和420的高度产生映射了至少一种颜色的斑块图像600。用户参照映射的颜色容易地检查斑块区域410和420的形状和尺寸。包括通过超声图像显示设备100产生的斑块区域600的屏幕可包括包含与斑块区域有关的信息的映射620。详细地,映射620可包括使斑块的高度映射为多种颜色的颜色映射。这里,颜色映射620是表示根据斑块区域的高度与血管直径的比而改变的颜色映射。如图所示,斑块区域可以根据上述高度与直径的比显示为多种颜色。

[0152] 如图6所示,斑块区域可通过使用与斑块区域的顶点的高度对应的一种颜色标记在斑块图像600上。作为另一示例,斑块区域可通过使用与包括在斑块区域中的各个点的高度相对应的颜色标记在斑块图像600上,因此,一个斑块区域标记为多种颜色。

[0153] 此外,超声图像显示设备100可检测多个斑块区域410和420,并产生包括分别与多个斑块区域410和420相对应的多个标识符615的斑块图像600。例如,多个标识符615可包括分配到每个斑块区域的编号。例如,超声图像显示设备100可基于从检测的斑块区域410和420中的每个的高度、长度、面积和体积中选择的至少一个来分配优先次序,并在斑块图像600上标记与分配的优先次序相对应的编号。

[0154] 在操作S260中,超声图像显示设备100可显示在操作S250中产生的第一图像。详细地,第一图像可通过显示器130显示在屏幕上。

[0155] 如图3b所示,超声图像显示设备100还可显示方向信息,以便用户容易地检查血管的哪部分与血管的内壁相对应的平面422相对应。例如,平面422的方向信息可标记为远、近、左和右。用户可基于图3b中示出的方向信息而知晓远近方向是血管的长度。此外,用户可知晓远近方向是与血液流动所沿方向平行的方向,并且可知晓左右方向是与血液流动所沿方向垂直的方向。

[0156] 此外,超声图像显示设备100可基于从斑块区域的高度、长度、面积和体积中选择的至少一个确定并显示血管狭窄的严重性。超声图像显示设备100可基于指南来确定因血管狭窄导致的疾病(例如,动脉硬化等)的风险程度,并通过使用颜色、标识、数字或字母等显示疾病的风险程度。

[0157] 图6b示出了根据示例性实施例的显示映射了至少一种颜色的斑块图像的屏幕的示例。图6b中示出的斑块图像650是与图4a(d)或图4b中示出的第一图像或斑块图像相对应的图像。

[0158] 图6b的斑块图像650包括向内突出到血管中的斑块区域(通过615指示的斑块区域)以及从血管向外突出的斑块区域(通过651指示的区域)。此外,包括斑块区域650的屏幕可包括表示与斑块区域650有关的信息的映射620。图6b的映射620与图6a的映射620相同,因此,不再提供它的详细描述。

[0159] 此外,在斑块区域中,形成为向内突出到血管中的斑块区域以及形成为从血管向外突出的斑块区域可标记为具有不同符号的标记。详细地,(+)标记符可标记在形成为向内突出到血管中的斑块区域中,(-)标记符可标记在形成为从血管向外突出的斑块区域。

[0160] 此外,在映射620中,-100%指示在形成为从血管向外突出的斑块区域中的高度与直径的比,+100%指示在形成为向内突出到血管中的斑块区域中的高度与直径的比。

[0161] 如图7所示,超声图像显示设备100可从第一体数据检测的血管区域715设置截面表面701,并基于截面表面701产生第三体数据。超声图像显示设备100可自动地或手动地设置截面表面701。

[0162] 在图7中,作为示例将描述使平面ABCD设置为截面表面的情况。如图7(b)和图7(c)所示,超声图像显示设备100可通过使包括在血管区域715中的体数据映射到与平面ABCD相对应的平面A'C'C'A''B''D''B'来产生第三体数据720。

[0163] 如图3a(c)所示,超声图像显示设备100可从第三体数据720检测与斑块相对应的多个斑块区域731和732,并产生表示斑块区域731和732的3D图像730。

[0164] 如以上所示,根据示例性实施例的超声图像显示设备100可获取血管的内部的3D图像,以提取准确的斑块区域,从而显示血管钙化或石化(petrolization)的严重性。因此,提高了疾病诊断的速度和准确性。

[0165] 图8示出了根据示例性实施例的包括显示的第一图像的屏幕的示例。详细地,图8(a)和图8(b)示出了通过显示器130显示的屏幕的示例。

[0166] 参照图8(a),屏幕810可包括第一图像820。第一图像820可包括从图3a(c)的图像和图3b的图像400中选择的至少一个。在图8(a)中,作为示例示出了第一图像820与图3b的图像400相对应的情况。

[0167] 此外,用户可通过使用运动指针835而使第一图像820运动。这里,运动可包括从第一图像820的平移和旋转中选择的至少一种。

[0168] 此外,图像处理器120可通过使用超声数据产生表示包括管状组织的对象的一部分的第二图像815。详细地,第二图像815可以是基于第一体数据(基于超声数据获取的)产生并表示管状组织的3D超声图像。详细地,第二图像815可包括从图3a(a)的图像和图3a(b)的图像中选择至少一个。也就是说,第二图像815可以是表示包括管状组织的对象的3D超声图像。此外,第二图像815可以是仅仅表示从对象提取的管状组织的3D超声图像。

[0169] 此外,屏幕810可包括第一图像820和第二图像815。

[0170] 此外,当根据用户输入基于运动指针835运动并显示第一图像820时,第二图像815还可运动并显示为与第一图像820相对应。

[0171] 此外,用户可通过使用运动指针835使第二图像815运动。此外,当根据用户输入基于运动指针835运动并显示第二图像815时,第一图像820也可运动并显示为与第二图像815相对应。

[0172] 参照图8(b),包括在屏幕850中的第一图像870可包括用于显示剖切线的多个标记符871和872。在描述图8(b)中示出的屏幕850时,不再重复关于图8(a)的屏幕810提供的相同的描述。

[0173] 此外,在描述第二图像860时,多个标记符861和862可包括在与第一图像870的剖切线相对应的部分中。也就是说,标记符861和871中的每个是用于标记在血管的圆周中存在剖切线的点的标记符。此外,标记符862和872中每个是指示剖切线的标记符。

[0174] 当观察标记在第一图像870和第二图像860的与彼此对应的位置处的标记符时,用户容易检查展开的管状组织与折叠的管状组织之间的位置关系。

[0175] 图9示出了根据示例性实施例的包括显示的第一图像的屏幕的示例。详细地,图9(a)和图9(b)示出了通过显示器130显示的屏幕的示例。

[0176] 参照图9(a),屏幕910可包括第一图像920。在图9(a)中,作为示例示出了第一图像920与图3a(c)的图像相对应的情况。此外,屏幕910还可包括第二图像915。在描述图9(a)中示出的屏幕910时,不再重复与关于图8(a)的屏幕810提供的相同的描述。

[0177] 参照图9(b),屏幕950可包括第一图像970。在图9(b)中,作为示例示出了第一图像970与图3a(c)的图像相对应的情况。此外,屏幕950还可包括第二图像960。

[0178] 此外,用于标记剖切线的多个标记符971和972可包括在第一图像970中。此外,在第二图像960中,多个标记符961和962可包括在与第一图像970的剖切线相对应的部分中。

[0179] 在描述图9(b)中示出的屏幕950时,不再重复关于图8(b)的屏幕850提供的相同的描述。

[0180] 此外,包括第一图像(例如,810或910)的屏幕(未示出)可另外显示与从在管状组织中感测到的特定组织和特定部分中选择的至少一个(在下文中被称为感测组织)(例如,血管中的斑块)的尺寸、高度、亮度或严重性有关的信息。例如,屏幕(未示出)可显示用数字标记的从感测的组织的尺寸、高度和体积中选择的至少一个的信息。

[0181] 如以上所述,根据示例性实施例的超声图像显示设备和方法产生并显示展开管状组织三维地表示在参考平面上的超声图像,从而使用户能够容易地诊断管状组织的内部和外部。因此,提高了疾病诊断的准确性。

[0182] 图10是根据示例性实施例的应用了超声图像显示设备的超声系统1000的框图。

[0183] 可通过图10的超声系统1000执行根据示例性实施例的超声图像显示方法,根据示

例性实施例的超声图像显示设备可包括在图10的超声系统1000中。

[0184] 图1的超声图像显示设备100可执行通过图10的超声系统1000执行的全部功能或一些功能。图1的探头110和图像处理器120可与图10的探头1020、超声收发器1100和图像处理器1200相对应。图1的显示器130可与图10的显示器1700相对应。图1的用户界面140可与图10的输出装置1500相对应。

[0185] 图1是根据示例性实施例的超声诊断设备1000的构造的框图。参照图10, 超声诊断设备1000可包括可通过总线1800彼此连接的探头20、超声收发器1100、图像处理器1200、通信模块1300、显示器1400、存储器1500、输入装置1600和控制器1700。

[0186] 超声诊断设备1000可以是推车式设备或便携式设备。便携式超声诊断设备的示例可包括图片存档和通信系统 (PACS) 查看器、智能手机、膝上型计算机、个人数字助理 (PDA) 和台式PC, 但不限于此。

[0187] 探头20响应于由超声收发器1100施加的驱动信号向对象10发送超声波, 并接收由对象10反射的回波信号。探头20包括多个换能器, 所述多个换能器响应于电信号进行振荡并产生声能 (即, 超声波)。此外, 探头20可通过有线或无线地连接到超声诊断设备1000的主体, 并且, 根据实施例, 超声诊断设备1000可包括多个探头20。

[0188] 发送器1110将驱动信号施加到探头20。发送器1110包括脉冲发生器1112、发送延迟单元1114和脉冲器1116。脉冲发生器1112基于预定的脉冲重复频率 (PRF) 产生用于形成发送超声波的脉冲, 发送延迟单元1114使脉冲延迟用于确定发送方向性所必要的延迟时间。已经被延迟的脉冲分别与包括在探头20中的多个压电振子相对应。脉冲器1116基于与已经延迟的多个脉冲中的每个相对应的时序向探头20施加驱动信号 (或驱动脉冲)。

[0189] 接收器1120通过处理从探头20接收的回波信号而产生超声数据。接收器1120可包括放大器1122、模数转换器 (ADC) 1124、接收延迟单元1126和求和单元1128。放大器1122使每个通道中的回波信号放大, ADC 1124执行关于放大的回波信号的数模转换。接收延迟单元1126将由ADC 1124输出的数字回波信号延迟用于确定接收方向性所必需的延迟时间, 求和单元1128通过对由接收延迟单元1126处理的回波信号求和来产生超声数据。在一些实施例中, 接收器1120可不包括放大器1122。话句话说, 如果探头20的灵敏度和ADC 1124处理位的能力增强, 则可省略放大器1122。

[0190] 图像处理器1200通过对由超声收发器1100产生的超声数据进行扫描转换来产生超声图像。超声图像可不仅仅是通过以幅度 (A) 模式、亮度 (B) 模式和运动 (M) 模式扫描对象而获得的灰阶超声图像 (grayscale ultrasound image), 而且可以通过多普勒效应示出对象的运动的多普勒图像。多普勒图像可以是示出血流的血流多普勒图像 (还被称为彩色多普勒图像)、示出组织的运动的组织多普勒图像或者将对象的运动速度示出为波形的频谱多普勒图像。

[0191] 包括在数据处理器1210中的B模式处理器1212从超声数据提取B模式分量并处理B模式分量。图像生成器1220可基于提取的B模式分量1212产生将信号强度指示为亮度的超声图像。

[0192] 类似地, 包括在数据处理器1210中的多普勒处理器1214可从超声数据提取多普勒分量, 图像生成器1220可基于提取的多普勒分量产生使对象的运动指示为颜色或波形的多普勒图像。

[0193] 根据实施例,图像生成器1220可通过执行与体数据有关的体渲染来产生三维(3D)超声图像,并且还可通过使对象10的由于压力导致的变形成像来产生弹性图像。此外,图像生成器1220可通过使用文本或图形显示超声图像中的各种附加信息。此外,产生的超声图像可存储在存储器1500中。

[0194] 显示器1400显示产生的超声图像,显示器1400不仅可显示超声图像,而且还可通过图形用户界面(GUI)在屏幕上显示由超声诊断设备1000处理的各种信息。此外,超声诊断设备1000可根据实施例包括两个或更多个显示器1400。

[0195] 通信模块1300通过有线或无线连接到网络30,以与外部装置或服务器进行通信。通信模块1300可与医院里的通过PACS连接到其的医院服务器或另一医疗设备交换数据。此外,通信模块1300可根据医学数字成像和通信(DICOM)标准执行数据通信。

[0196] 通信模块1300可通过网络30发送和接收与对象的诊断有关的数据,例如,对象的超声图像、超声数据和多普勒数据,并且还可发送和接收由例如计算机断层扫描(CT)设备、磁共振成像(MRI)设备或X射线设备的另一医疗设备捕获的医学图像。此外,通信模块1300可从服务器接收与患者的诊断历史或者医疗处理方案有关的信息,并利用接收的信息对患者进行诊断。此外,通信模块1300不仅可执行与医院里的服务器或医疗设备的数据通信,而且还可执行与医生或患者的便携式终端的通信。

[0197] 通信模块1300通过有线或无线连接到网络30,以与服务器32、医疗设备34或便携式终端36交换数据。通信模块1300可包括用于与外部装置通信的一个或更多个组件。例如,通信模块1300可包括局域通信模块1310、有线通信模块1320和移动通信模块1330。

[0198] 局域通信模块1310指用于在预定距离内的局域通信的模块。根据实施例的局域通信技术的示例可包括无线LAN、Wi-Fi、蓝牙、ZigBee、Wi-Fi直连(WFD)、超宽带(UWB)、红外数据协会(IrDA)、蓝牙低功耗(BLE)和近场通信(NFC),但不限于此。

[0199] 有线通信模块1320指用于使用电信号和光信号通信的模块。根据实施例的有线通信技术的示例可包括通过双绞电缆、同轴电缆、光纤电缆和以太网电缆的通信。

[0200] 移动通信模块1330向从移动通信网络上的基站、外部终端和服务器的至少一个发送无线信号或从其中的至少一个接收无线信号。无线信号可以是语音通话信号、视频通话信号或者是用于文本/多媒体消息的发送和接收的各种形式的的形式的数据。

[0201] 存储器1500存储由超声诊断设备1000处理的各种数据。例如,存储器1500可存储与对象的诊断有关的医学数据,诸如输入或输出的超声数据和超声图像,并且还可存储将在超声诊断设备1000中执行的算法或程序。

[0202] 存储器1500可以是例如闪存存储器、硬盘驱动器、EEPROM等的各种存储介质中的任何存储介质。此外,超声诊断设备1000可运用在线执行存储器1500的存储功能的网页存储器或云服务器。

[0203] 输入装置1600指用户通过其来输入用于控制超声诊断设备1000的数据的装置。例如,输入装置1600可包括诸如键盘、鼠标、触摸板、触摸屏幕和滚轮开关的硬件组件。然而,实施例不限于此,输入装置1600还可包括具有以下模块的各种其它输入单元中的任何输入单元:心电图(ECG)测量模块、呼吸测量模块、语音识别传感器、手势识别传感器、指纹识别传感器、虹膜识别传感器、深度传感器、距离传感器等。

[0204] 控制器1700可控制超声诊断设备1000的全部操作。换句话说,控制器1700可控制

图10中示出的探头20、超声收发器1100、图像处理器1200、通信模块1300、显示器1400、存储器1500和输入装置1600中的操作。

[0205] 探头20、超声收发器1100、图像处理器1200、通信模块1300、显示器1400、存储器1500、输入装置1600和控制器1700中的全部或一些操作可实现为软件模块。此外,从超声收发器1100、图像处理器1200和通信模块1300中选择的至少一个可包括在控制器1600中。然而,本发明的实施例不限于此。

[0206] 示例性实施例可实现为包括通过计算机执行的诸如程序模块的计算机可执行指令的存储介质的形式。计算机可读介质可以是可通过计算机存取的任何可用介质,并且可包括易失和非易失介质、可移动和非可移动介质二者。此外,计算机可读介质可包括计算机存储介质和通信介质。计算机存储介质包括实现为用于诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据的信息的存储的任意方法或技术的易失和非易失、可移动和非可移动介质二者。通信介质是典型的计算机可读指令以及诸如数据结构或程序模块的调制数据信号或者其他传输机构中的其他数据,并且包括任意信息传递介质。

[0207] 应当理解的是,这里所描述的示例性实施例应当被理解为仅仅是描述性的含义而非出于限制的目的。在各个示例性实施例制备的特征或方面的描述应当代表性地被理解为可用于其他示例性实施例中的其他类似的特征或方面。

[0208] 虽然已经参照附图描述了一个或更多个示例性实施例,但本领域普通技术人员将理解的是,在不脱离权利要求所限定的精神和范围的情况下,可在这里作出形式和细节上的各种改变。

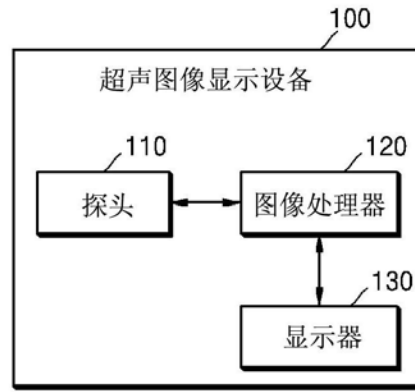


图1a

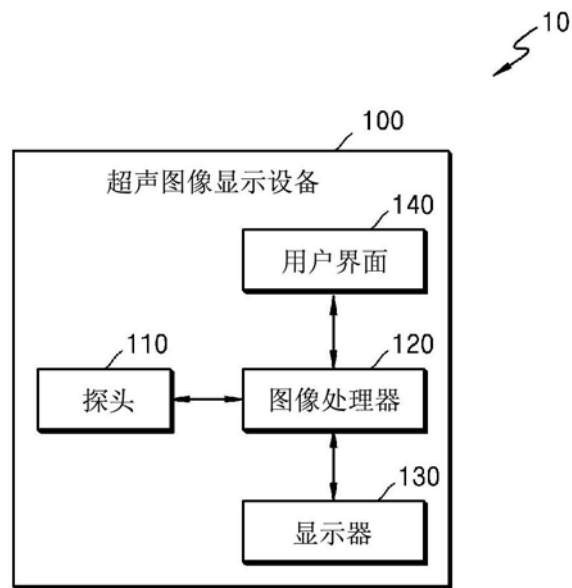


图1b

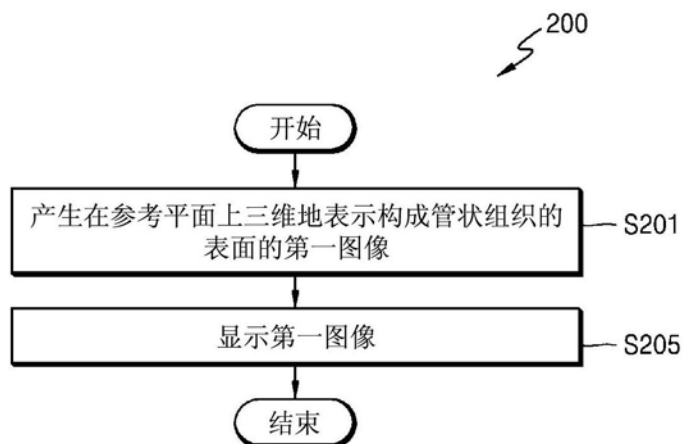


图2a

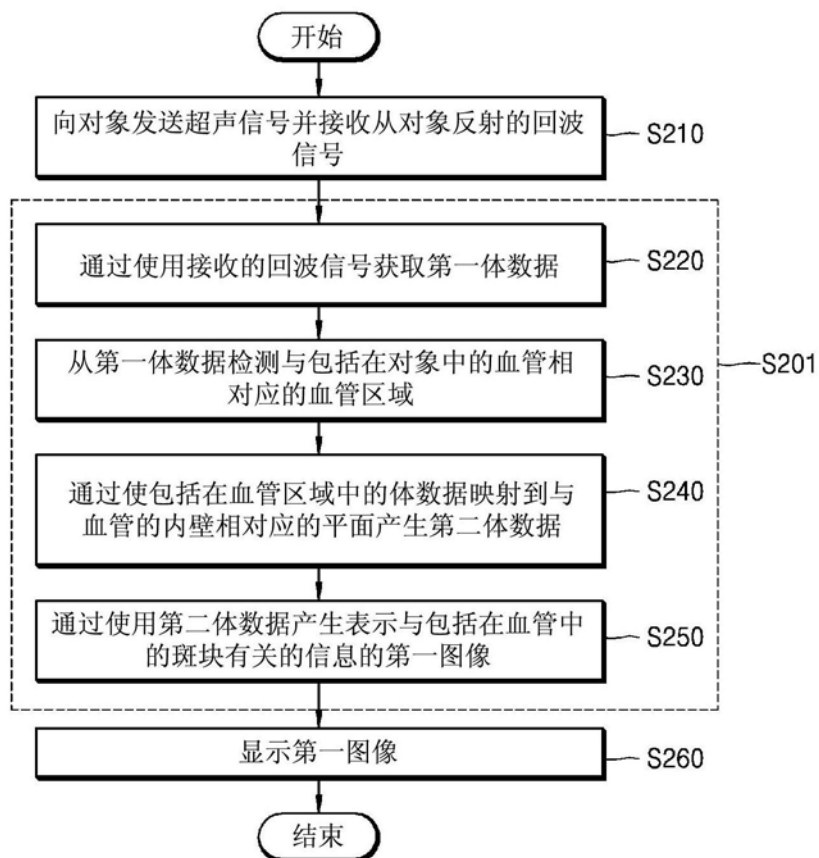


图2b

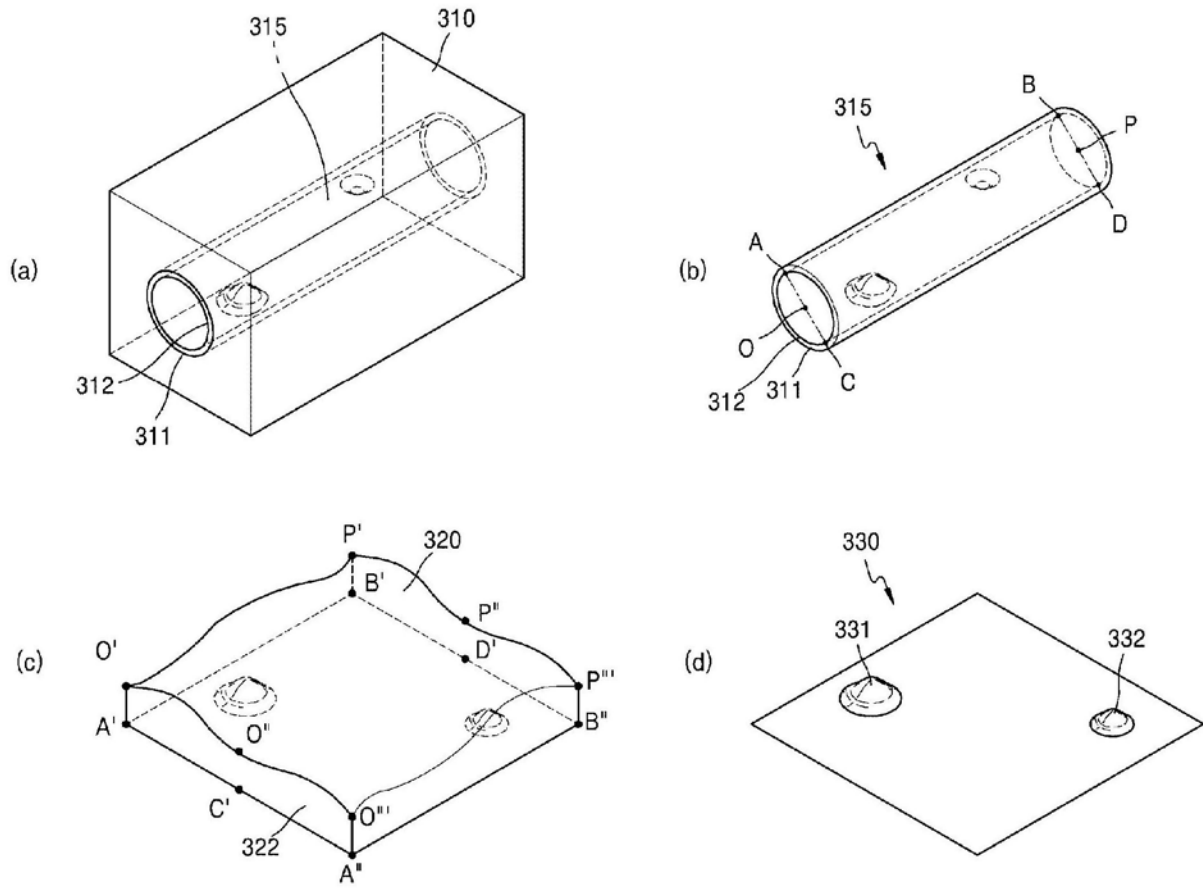


图3a

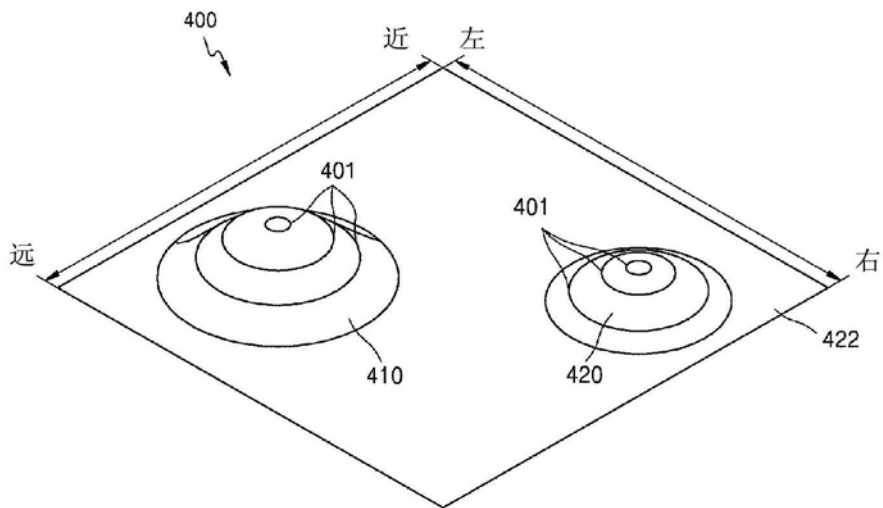


图3b

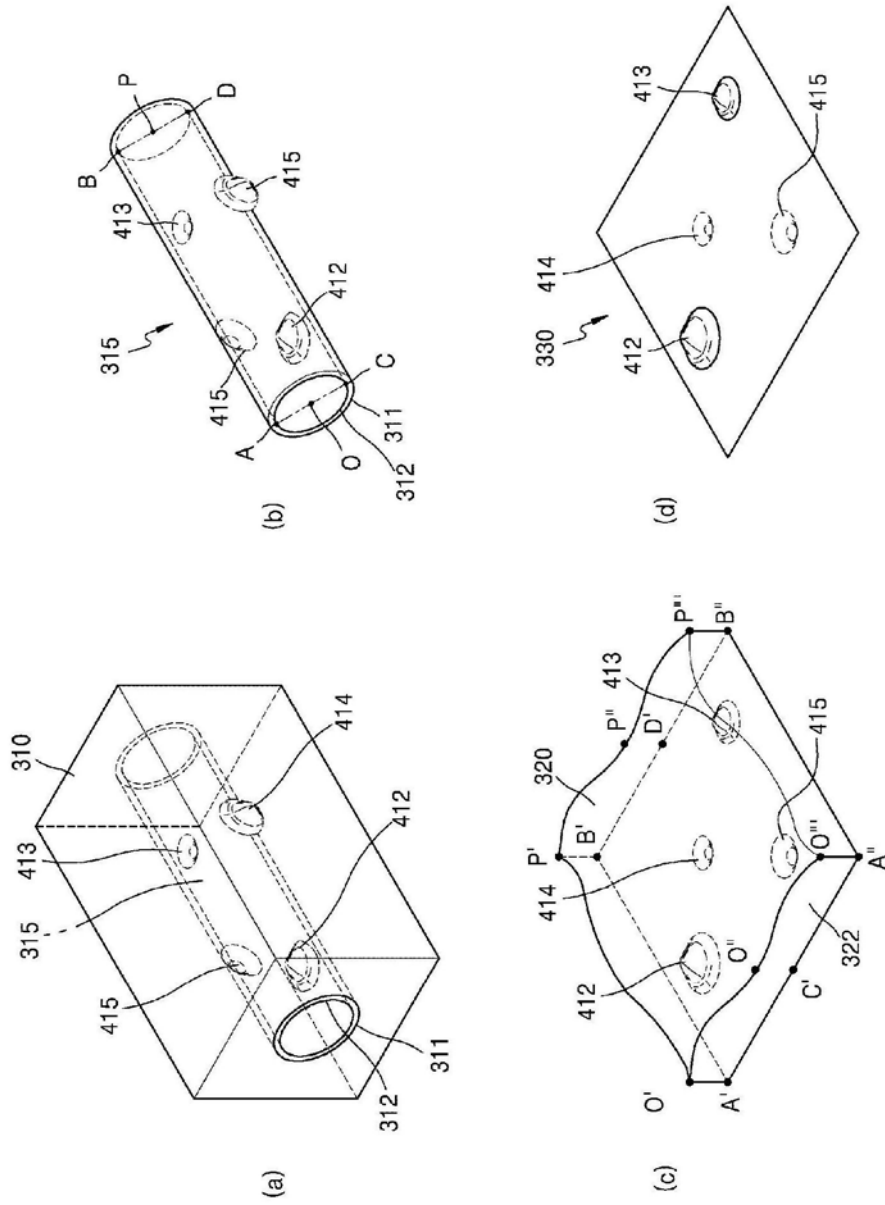


图4a

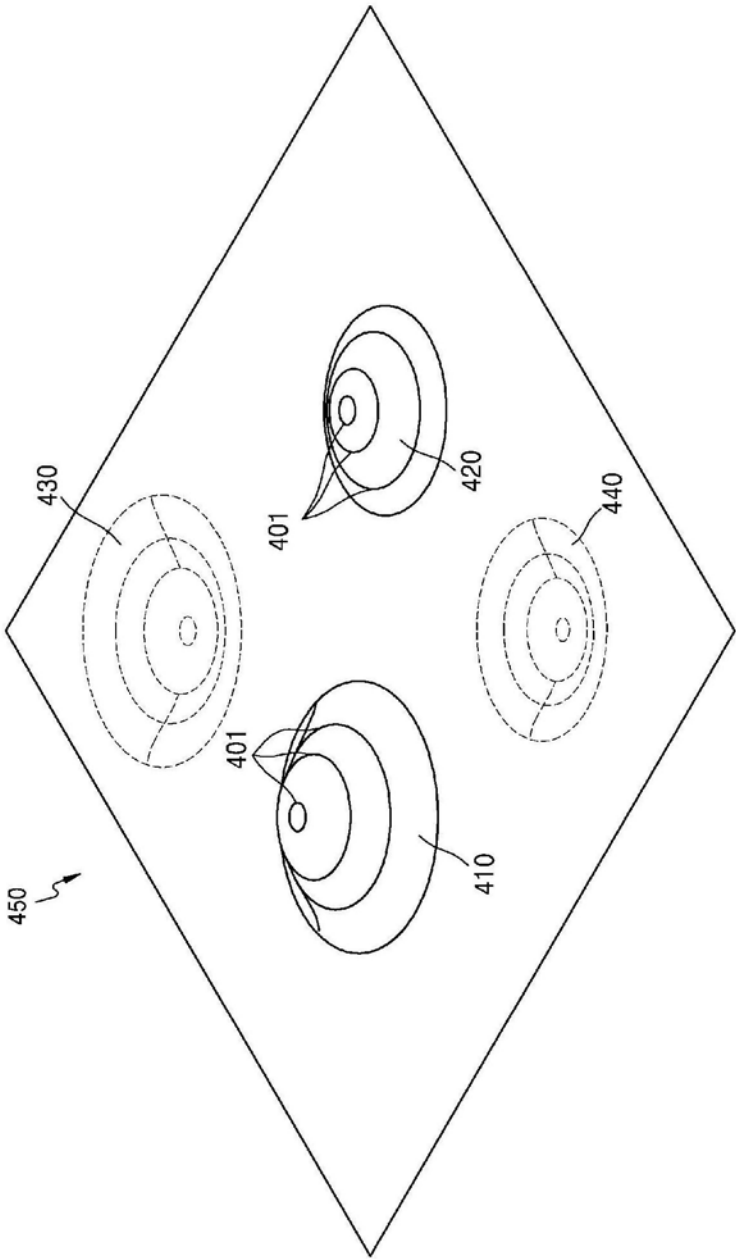


图4b

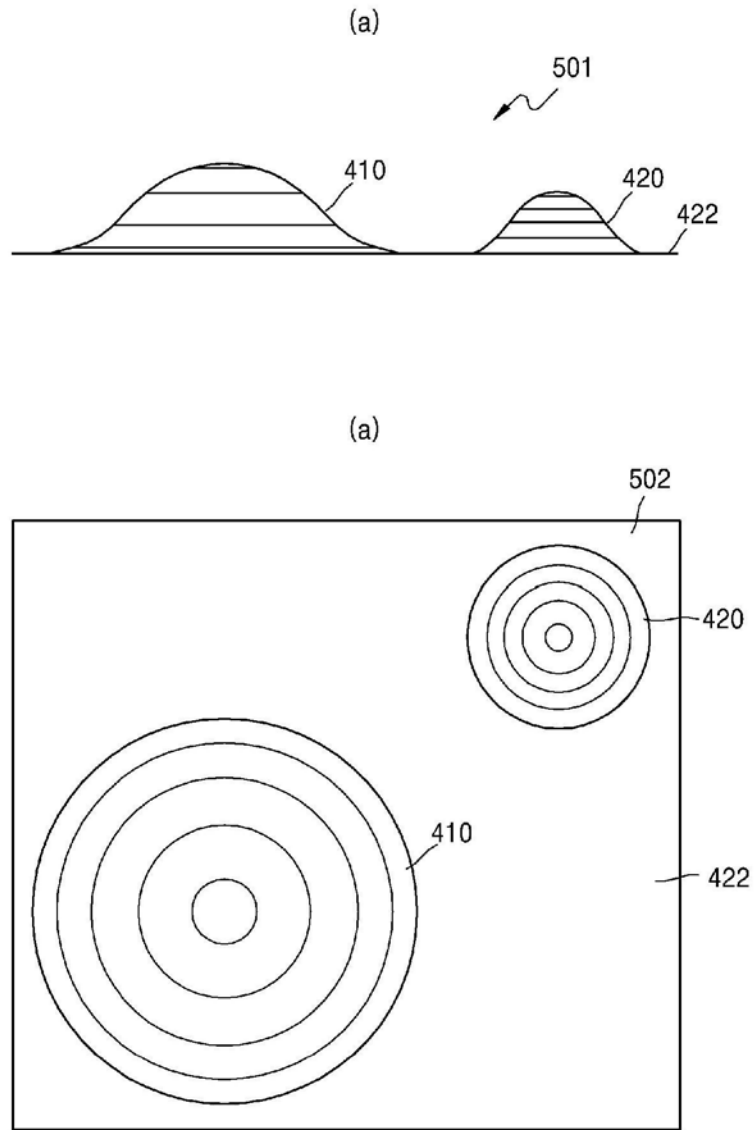


图5

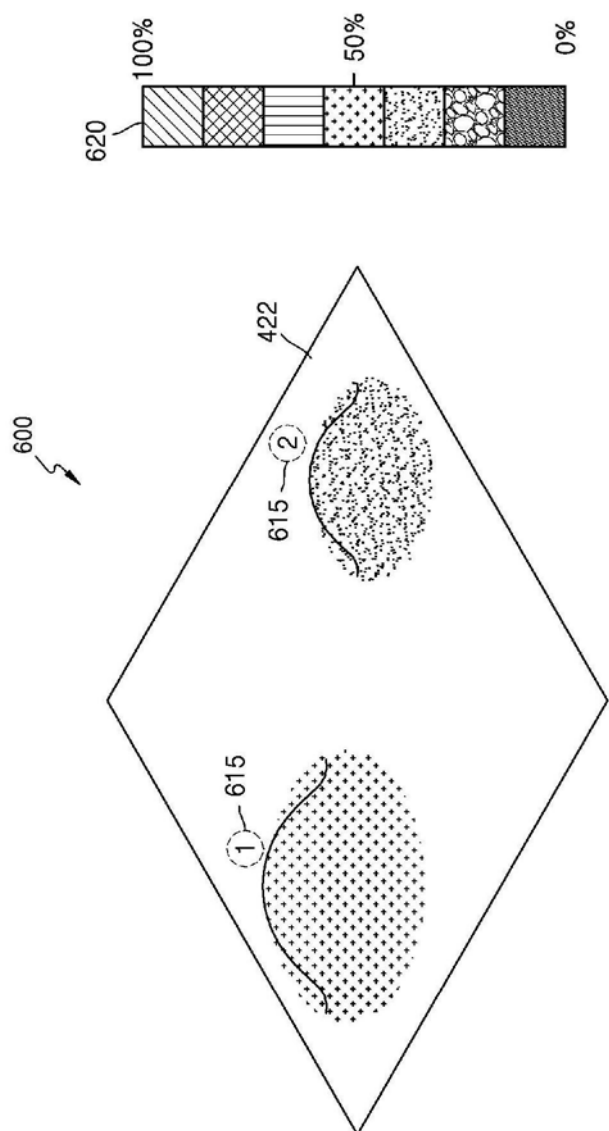


图6a

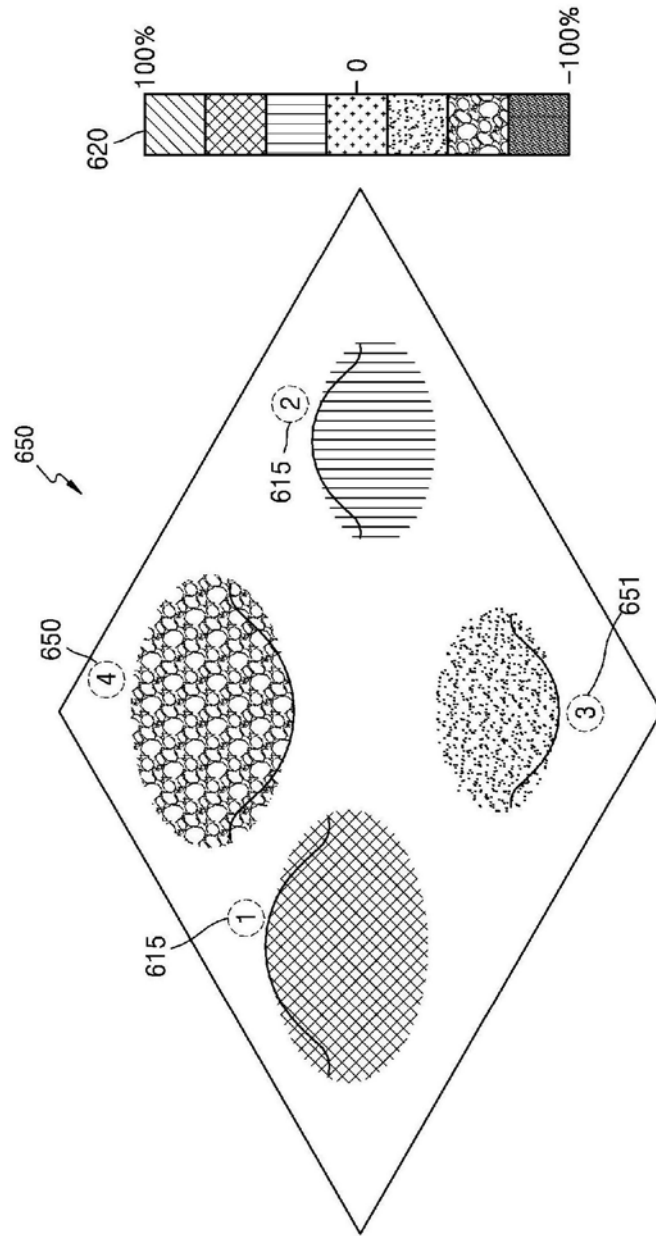


图6b

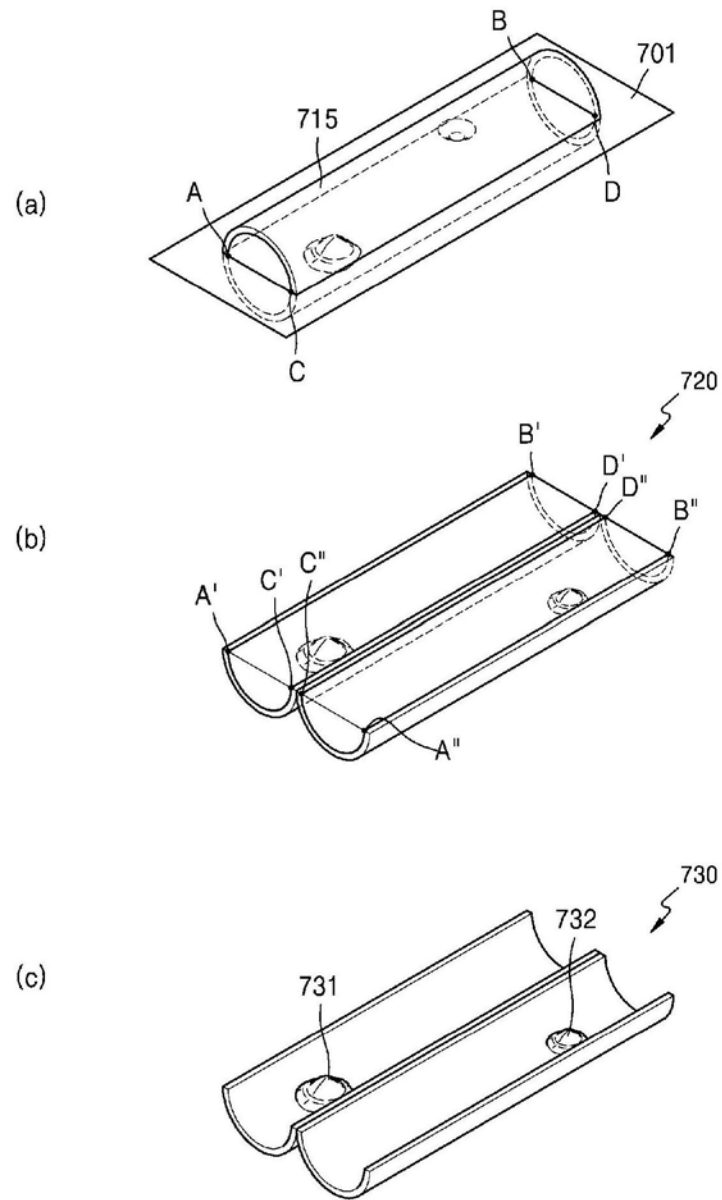


图7

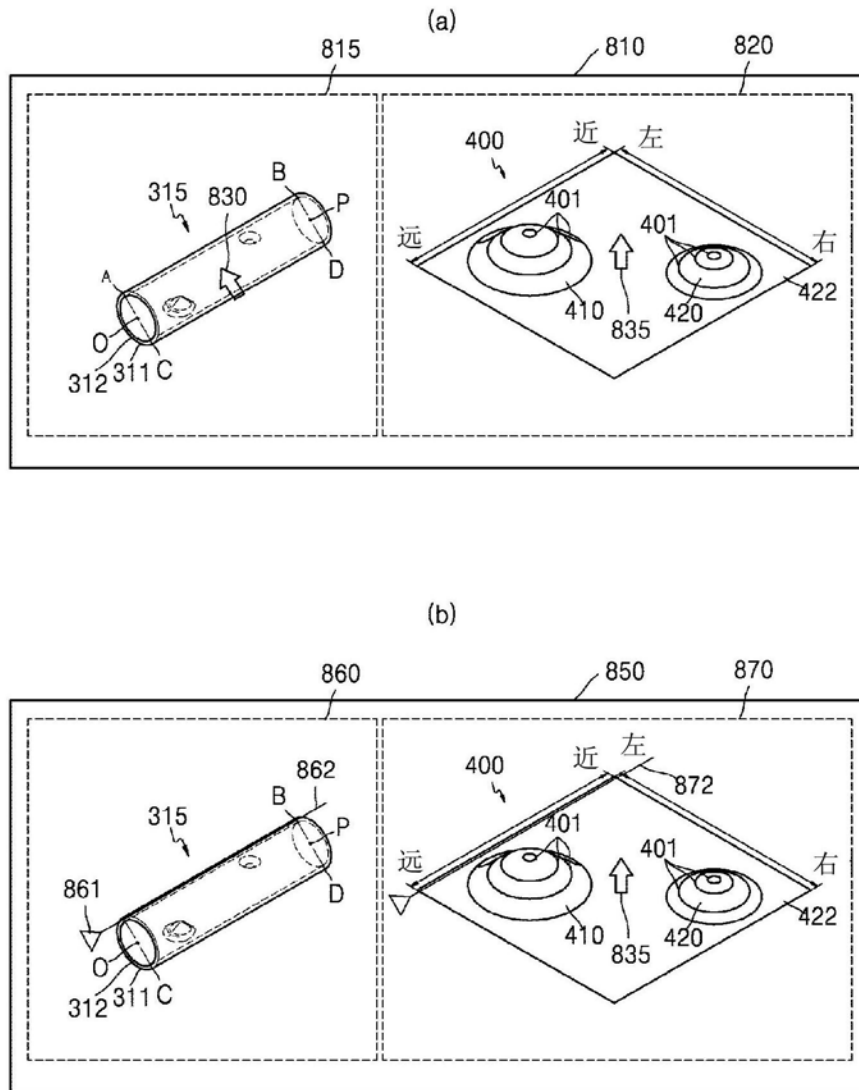


图8

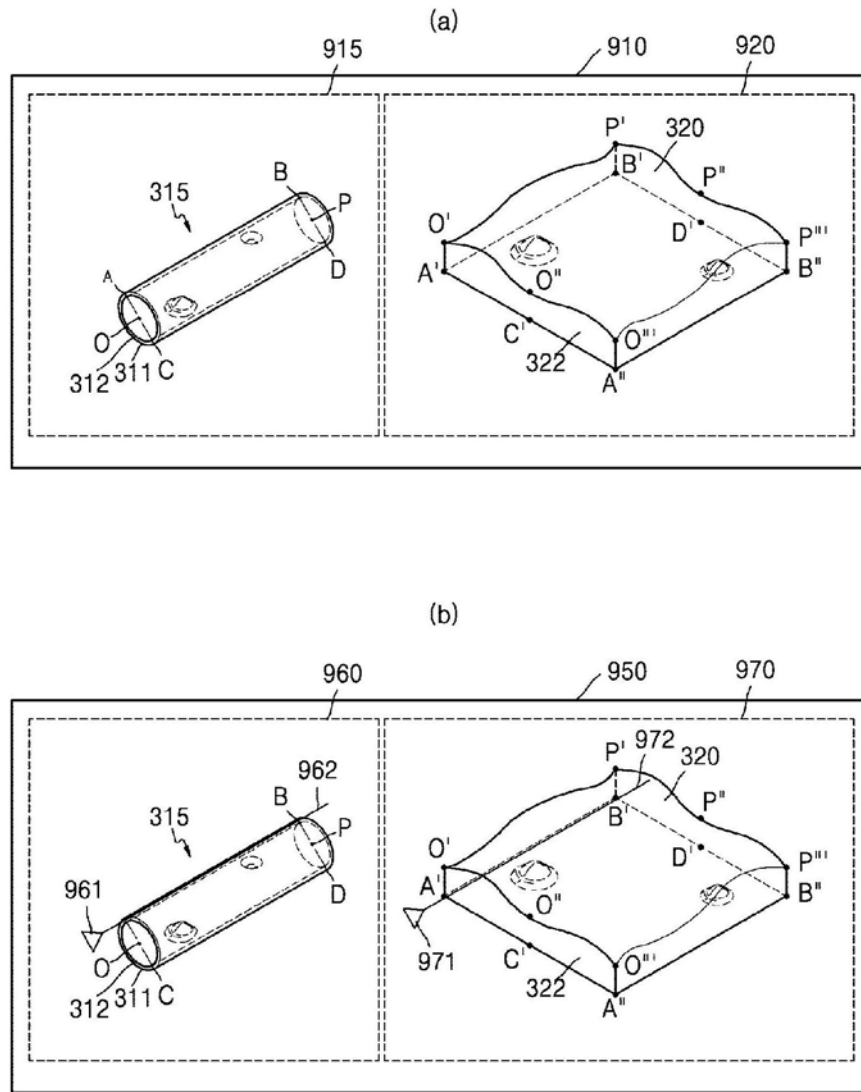


图9

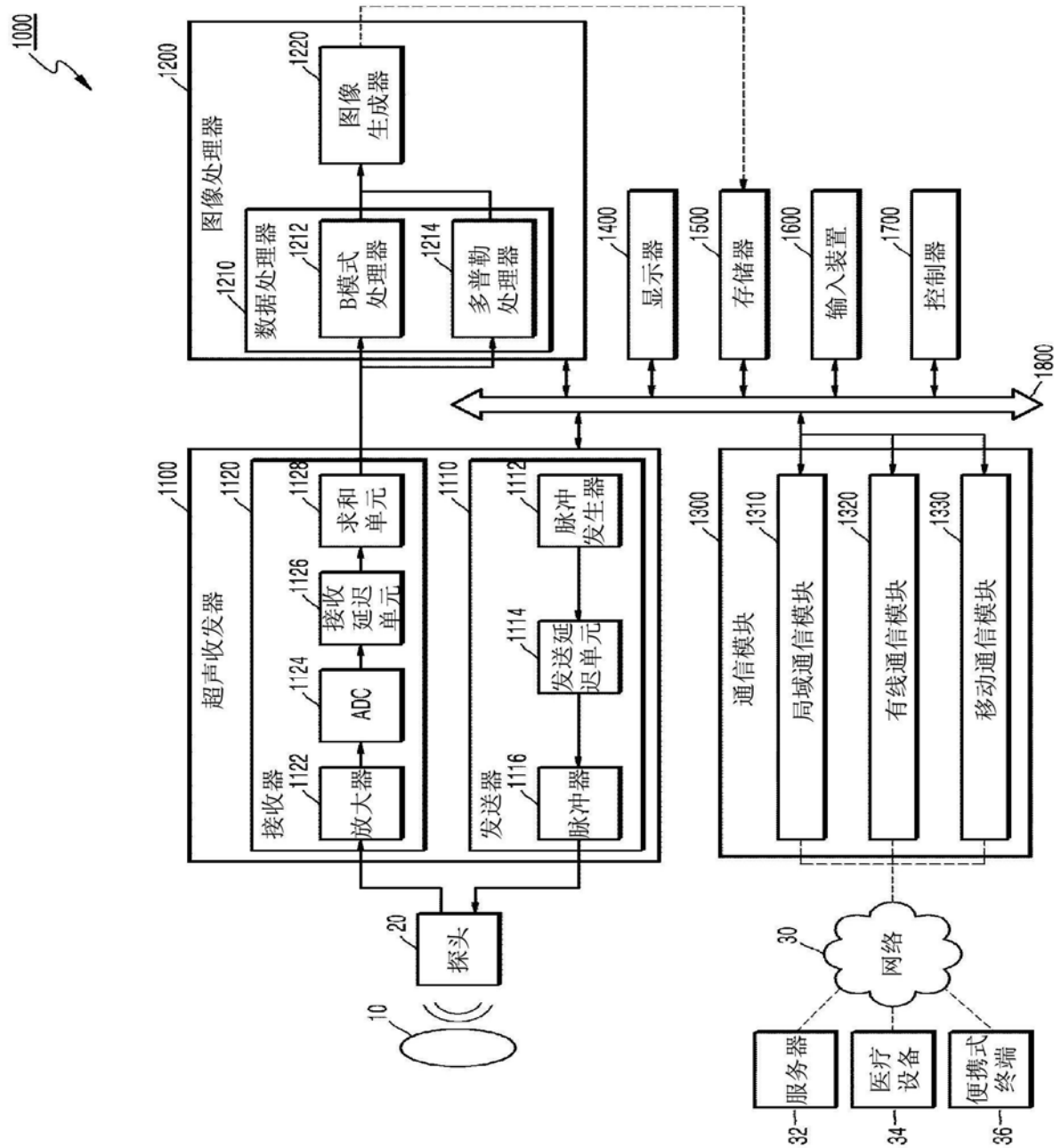


图10

专利名称(译)	显示超声图像的设备和方法		
公开(公告)号	CN106028950B	公开(公告)日	2020-03-31
申请号	CN201480075482.5	申请日	2014-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
[标]发明人	李奉宪		
发明人	李奉宪		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 G06T15/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/4427 A61B8/462 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/485 A61B8/5215 A61B8/523 A61B8/543 G16H50/20 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5223		
审查员(译)	王婷婷		
优先权	1020130154899 2013-12-12 KR		
其他公开文献	CN106028950A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声图像显示设备和方法，所述设备和方法为用户提供了能够容易地诊断管状组织的3D图像，从而容易地诊断管状组织中是否发生病变。所述超声图像显示设备包括：图像处理器，基于与包括管状组织的对象相对应的超声数据产生在参考平面上三维地表示构成管状组织的表面的第一图像；显示器，显示第一图像。

