



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105380680 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 09

(21) 申请号 201510543841. 1

(22) 申请日 2015. 08. 28

(30) 优先权数据

10-2014-0177827 2014. 12. 10 KR

62/044, 374 2014. 09. 01 US

(71) 申请人 三星麦迪森株式会社

地址 韩国江原道洪川郡

(72) 发明人 金智汉 李载根 陈吉柱

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司
11286

代理人 韩明星

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

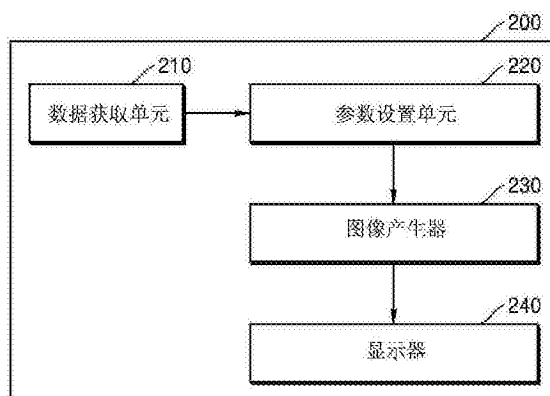
权利要求书1页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法

(57) 摘要

提供一种超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法,所述超声诊断设备包括:数据获取单元,被配置为从对象的感兴趣区域(ROI)实时获取血流数据;参数设置单元,被配置为基于实时获取的血流数据分析血流的变化并根据分析的血流的变化设置参数;图像产生器,被配置为通过将所设置的参数应用于血流数据来产生ROI的彩色血流图像;显示器,被配置为显示彩色血流图像。



1. 一种超声诊断设备,包括:
数据获取单元,被配置为从对象的感兴趣区域实时获取血流数据;
参数设置单元,被配置为基于实时获取的血流数据分析血流的变化,并根据分析的血流的变化设置参数;
图像产生器,被配置为通过将设置的参数应用于血流数据来产生感兴趣区域的彩色血流图像;
显示器,被配置为显示所述彩色血流图像。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述血流数据包括流过感兴趣区域的血液的动力数据、速度数据和方差数据中的至少一种。
3. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述参数包括动力阈值、动力上限、速度阈值、速度上限、标尺和基准线中的至少一个。
4. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述参数设置单元基于血流数据产生直方图并分析所述直方图,从而设置参数。
5. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述参数设置单元通过分析血流数据的空间分布来设置参数。
6. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述参数设置单元将动力阈值设置为随着流过感兴趣区域的血液的动力数据的值增大而增大,随着动力数据的值减小而减小。
7. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述图像产生器通过利用流过感兴趣区域的血液的动力数据中的具有大于或等于设置的动力阈值的值的动力数据,来产生彩色血流图像。
8. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述显示器通过将彩色血流图像重叠在对象的亮度模式图像上来显示彩色血流图像。
9. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,还包括:用户输入单元,被配置为接收用于选择自动设置参数的自动模式的用户输入。
10. 一种操作超声诊断设备的方法,所述方法包括:
从对象的感兴趣区域实时获取血流数据;
基于实时获取的血流数据分析血流的变化,并根据分析的血流的变化设置参数;
通过将设置的参数应用于血流数据来产生感兴趣区域的彩色血流图像;
显示所述彩色血流图像。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述血流数据包括流过感兴趣区域的血液的动力数据、速度数据和方差数据中的至少一种。
12. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述参数包括动力阈值、动力上限、速度阈值、速度上限、标尺和基准线中的至少一个。
13. 根据权利要求10所述的方法,其中,在设置所述参数时,基于血流数据产生直方图,通过分析直方图设置所述参数。
14. 根据权利要求10所述的方法,其中,在设置所述参数时,通过分析血流数据的空间分布设置所述参数。
15. 根据权利要求10所述的方法,其中,在设置所述参数时,动力阈值被设置为随着流过感兴趣区域的血液的动力数据的值的增大而增大,随着动力数据的值的减小而减小。

超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法

[0001] 本申请要求分别于 2014 年 9 月 1 日在美国专利局提交的第 62/044,374 号美国临时申请的权益以及于 2014 年 12 月 10 日在韩国知识产权局提交的第 10-2014-0177827 号韩国专利申请的权益,所述申请的公开通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 一个或更多个示例性实施例涉及一种超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法,更具体地讲,涉及一种能够提供最优化的彩色血流图像的超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法。

背景技术

[0003] 超声诊断设备向对象发射由探头的换能器产生的超声信号,并接收从对象反射的回波信号,从而获得对象的内部(例如,软组织或血流)的至少一幅图像。具体地讲,超声诊断设备用于医学目的(包括对对象的内部的观察、异物的检测以及对对象的损伤的诊断)。与 X-射线设备相比,这样的超声诊断设备提供高稳定性、实时显示图像和安全性(由于没有放射性暴露(radioactive exposure)),因此,超声诊断设备与包括计算机断层扫描(CT)设备、磁共振成像设备(MRI)等的其它图像诊断设备一起被广泛使用。

[0004] 超声诊断设备可按照亮度(B)模式、多普勒模式或弹性模式等进行操作。在 B 模式中,超声信号的反射系数被可视化为二维(2D)图像。在多普勒模式中,运动对象(尤其是血流)的速度通过利用多普勒效应而显示为图像。在弹性模式中,对象被施加压力与对象未被施加压力时的反应差异被可视化为图像。

发明内容

[0005] 一个或更多个示例性实施例包括一种超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法,所述超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法能够通过实时自动地设置产生彩色血流图像所需的参数,来提供最佳的彩色血流图像。

[0006] 附加的方面将在以下描述中部分地阐述,所阐述的部分根据所述描述将是明显的,或可通过对所描述的示例性实施例的实施而被了解。

[0007] 根据一个或更多个示例性实施例,一种超声诊断设备包括:数据获取单元,被配置为从对象的感兴趣区域(ROI)实时获取血流数据;参数设置单元,被配置为基于实时获取的血流数据分析血流的变化,并根据分析的血流的变化设置参数;图像产生器,被配置为通过将设置的参数应用于血流数据来产生 ROI 的彩色血流图像;显示器,被配置为显示所述彩色血流图像。

[0008] 血流数据可包括流过 ROI 的血液的动力数据、速度数据和方差(variance)数据中的至少一种。

[0009] 所述参数可包括动力阈值、动力上限、速度阈值、速度上限、标尺和基准线中的至少一个。

- [0010] 参数设置单元可基于血流数据产生直方图并分析所述直方图,从而设置参数。
- [0011] 参数设置单元可通过分析血流数据的空间分布来设置参数。
- [0012] 参数设置单元可将动力阈值设置为随着流过 ROI 的血液的动力数据的值增大而增大,随着动力数据的值减小而减小。
- [0013] 图像产生器可通过利用流过 ROI 的血液的动力数据中的具有大于或等于设置的动力阈值的值的动力数据,来产生彩色血流图像。
- [0014] 显示器可通过将彩色血流图像重叠在对象的亮度 (B) 模式图像上来显示彩色血流图像。
- [0015] 超声诊断设备还可包括:用户输入单元,被配置为接收用于选择自动设置参数的自动模式的用户输入。
- [0016] 根据一个或更多个示例性实施例,一种操作超声诊断设备的方法包括:从对象的 ROI 实时获取血流数据;基于实时获取的血流数据分析血流的变化,并根据分析的血流的变化设置参数;通过将设置的参数应用于血流数据来产生 ROI 的彩色血流图像;显示所述彩色血流图像。
- [0017] 在设置参数时,可基于血流数据产生直方图,通过分析直方图设置参数。
- [0018] 在设置参数时,可通过分析血流数据的空间分布设置参数。
- [0019] 在设置参数时,动力阈值可被设置为随着流过 ROI 的血液的动力数据的值的增大而增大,随着动力数据的值的减小而减小。
- [0020] 在产生彩色血流图像的过程中,可通过利用流过 ROI 的血流的动力数据中具有大于或等于设置的动力阈值的值的功力数据,来产生彩色血流图像。
- [0021] 在显示彩色血流图像的过程中,可通过将彩色血流图像叠置在对象的亮度 (B) 模式图像上,来显示彩色血流图像。
- [0022] 根据示例性实施例,可通过实时自动设置用于产生彩色血流图像所需的参数,来产生优化的彩色血流图像。
- [0023] 此外,用户不需要根据对正被测量的血流的观察来通过预定按钮直接设置参数或输入参数,从而提高用户便利。
- [0024] 此外,基于血流数据设置参数,从而提高彩色血流图像的准确性。

附图说明

- [0025] 从以下结合附图对示例性实施例进行的描述,这些和 / 或其它方面将变得明显且更易于理解,附图中:
- [0026] 图 1 是根据示例性实施例的超声诊断设备的结构的框图;
- [0027] 图 2 是根据示例性实施例的超声诊断设备的结构的框图;
- [0028] 图 3 和图 4 是根据示例性实施例的用于解释产生彩色血流图像的方法的参考图;
- [0029] 图 5A 至图 5D 是根据示例性实施例的用于解释产生彩色血流图像的方法的其它参考图;
- [0030] 图 6A 和图 6B 是根据示例性实施例的用于解释产生彩色血流图像的方法的其它参考图;
- [0031] 图 7 示出了根据示例性实施例的用于设置自动模式和手动模式的屏幕被显示在

显示器上的示例；

[0032] 图 8 是根据示例性实施例的操作超声诊断设备的方法的流程图。

具体实施方式

[0033] 说明书中使用的术语是在考虑了关于发明构思的功能的情况下而采用的当前在本领域中被广泛使用的那些常用术语,但是这些术语可根据本领域的普通技术人员的意图、本领域的先例或新技术而进行各种变化。此外,一些术语可能是申请人任意选择的,在这种情况下,将在本说明书的具体实施方式中详细描述所选择的术语的含义。因此,应该基于术语的含义以及整个发明的描述来理解说明书中使用的术语而不应将其理解为简单的名称。

[0034] 在整个说明书中,还应该理解,当一个部件“包括”或“包含”一个元件时,除非存在与其相反的描述,否则应该理解为该部件并不排除其它元件的存在,而是还可以包括其它元件。此外,诸如“…单元”、“…模块”等的术语指的是执行至少一个功能或操作的单元,并且所述单元可被实施为硬件、软件或被实施为硬件和软件的组合。

[0035] 在整个说明书中,“超声图像”指的是使用超声波获得的对象的图像。此外,“对象”可以是人、动物或人或动物的一部分。例如,对象可以是器官(例如,肝脏、心脏、子宫、脑、胸部或腹部)、血管或其组合。此外,对象可以是人体模型(phantom)。人体模型是指具有与器官的密度、有效原子序数和体积近似相同的密度、有效原子序数和体积的物质。例如,人体模型可以是具有与人的身体相似的特性的球形模型。

[0036] 此外,超声图像可具有不同的形式。例如,超声图像可以是振幅(A)模式图像、亮度(B)模式图像、颜色(C)模式图像和多普勒(D)模式图像中选择出的至少一种。此外,根据示例性实施例,超声图像可以是二维(2D)或三维(3D)图像。

[0037] 在整个说明书中,“用户”可以是(但不限于)医学专业人员,例如,医生、护士、医学实验室技术人员、医学成像专业人员或修理医学设备的技术人员。

[0038] 现在将详细地描述示例性实施例,示例性实施例的示例在附图中示出,其中,相同的标号始终指示相同的元件。就此而言,本示例性实施例可具有不同的形式,并且不应被解释为局限于在此阐述的描述。因此,通过参照附图,仅对示例性实施例进行如下描述,以解释本描述的多个方面。诸如“中的至少一个”的表述,当位于列出的元素之后时,修饰列出的整个元素而非修饰列出的个别元素。

[0039] 图 1 是根据示例性实施例的超声诊断设备 100 的构造的框图。

[0040] 参照图 1,超声诊断设备 100 可包括可经由总线 185 相互连接的探头 20、超声收发器 115、图像处理器 150、通信模块 170、存储器 180、用户输入单元 190 和控制器 195。此外,图像处理器 150 可包括数据处理器 140、图像产生器 155 和显示器 160。

[0041] 超声诊断设备 100 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但不限于图像存档和通信系统(PACS)查看器、智能电话、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)和平板 PC。

[0042] 探头 20 响应于由超声收发器 115 施加的驱动信号而将超声波发送到对象 10 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而振荡,并产生声能(即,超声波)。此外,探头 20 可有线或无线地连接到超声诊断设备 100

的主体。

[0043] 发送器 110 将驱动信号供应给探头 20。发送器 110 包括脉冲产生器 112、发送延迟单元 114 和脉冲发生器 116。脉冲产生器 112 基于预定脉冲重复频率 (PRF) 而产生用于形成发送超声波的脉冲,发送延迟单元 114 将脉冲延迟确定发送方向性所需的延迟时间。已被延迟的脉冲分别对应于包括在探头 20 中的多个压电振动器。脉冲发生器 116 基于与已被延迟的每个脉冲对应的时序而将驱动信号 (或驱动脉冲) 施加到探头 20。

[0044] 接收器 120 通过处理从探头 20 接收的回波信号来产生超声数据。接收器 120 可包括放大器 122、模数转换器 (ADC) 124、接收延迟单元 126 和求和单元 128。放大器 122 对每个通道中的回波信号进行放大,ADC 124 对放大后的回波信号执行模数转换。接收延迟单元 126 将由 ADC 124 输出的数字回波信号延迟确定接收方向所需的延迟时间,求和单元 128 通过对由接收延迟单元 126 处理的回波信号进行求和来产生超声数据。在一些实施例中,接收器 120 可不包括放大器 122。换言之,如果提高探头 20 的灵敏度或 ADC 124 处理位的能力,则可省略放大器 122。

[0045] 图像处理器 150 通过对由超声收发器 115 产生的超声数据进行扫描转换来产生超声图像,并显示该超声图像。

[0046] 超声图像不仅可以是通过以幅度 (A) 模式、亮度 (B) 模式和运动 (M) 模式扫描对象获得的灰阶超声图像,还可以是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 (也称作彩色血流图像)、示出组织的运动的组织多普勒图像、或以波形示出对象的运动速度的光谱多普勒图像。

[0047] B 模式处理器 141 从超声数据提取 B 模式分量,并处理 B 模式分量。图像产生器 155 可基于提取的 B 模式分量而产生以亮度指示信号强度的超声图像。

[0048] 相似地,多普勒处理器 142 可从超声数据提取多普勒分量,图像产生器 155 可基于提取的多普勒分量而产生以颜色或波形指示对象的运动的多普勒图像 (例如,彩色血流图像等)。

[0049] 根据示例性实施例,多普勒处理器 142 可基于超声数据中的血流数据设置参数。血流数据可包括从表示血流动力 (power) 的动力数据、表示血液流动速度的速度数据和表示血流变化 (variance) 的方差 (variance) 数据中选择的至少一个。

[0050] 此外,为了产生彩色血流图像,所述参数可包括应用于彩色血流数据的参数。例如,所述参数可包括应用于血流动力数据的动力阈值或动力上限、应用于血流速度数据的速度阈值或速度上限、彩色血流图像的尺度和基准线。

[0051] 多普勒处理器 142 可分析血流动力数据来设置应用于血流动力数据的动力阈值或动力上限。多普勒处理器 142 还可分析血流速度以设置应用于血流速度数据的速度阈值或速度上限。然而,示例性实施例不限于此,多普勒处理器 142 可设置用于基于从血流动力数据、血流速度数据和血流方差 (variance) 数据中选择的至少一个产生彩色血流图像所需的参数。

[0052] 根据实施例,图像产生器 155 可通过对体数据进行体渲染来产生三维 (3D) 超声图像,并还可通过对对象 10 因压力而产生的形变进行成像来产生弹性图像。

[0053] 图像产生器 155 还可通过将由多普勒处理器 142 设置的参数应用于血流数据来产生彩色血流图像。彩色血流图像可以以色彩示出关于诸如血流的对象的运动的信息。

[0054] 此外,图像产生器 155 可通过利用文本和图形来显示超声图像中的各种附加信息。此外,可将产生的超声图像存储在存储器 180 中。

[0055] 显示器 160 显示产生的超声图像。显示器 160 经由图形用户界面 (GUI), 不仅可将超声图像显示在屏幕图像上, 还可将由超声诊断设备 100 处理的各种信息显示在屏幕图像上。此外,根据实施例,超声诊断设备 100 可包括两个或更多个显示器 160。

[0056] 显示器 160 可包括液晶显示器 (LCD)、薄膜晶体管 LCD (TFT-LCD)、有机发光二极管 (OLED) 显示器、柔性显示器、3D 显示器和电泳显示器。

[0057] 此外,当显示器 160 和用户输入单元形成层结构以形成触摸屏时,显示器 160 可用作输入装置和输出装置,用户通过触摸输入装置输入信息。

[0058] 触摸屏可被配置为检测触摸输入的位置、触摸的区域以及触摸的压力。触摸屏还可被配置为检测真正触摸和接近触摸。

[0059] 在本说明书中,“实际触摸”表示指向器实际触摸屏幕,术语“接近触摸”表示触摸笔实际上不接触屏幕而是靠近屏幕但与屏幕分开预定距离。在此使用的“指向器”表示用于触摸显示屏上或显示屏附近的特定部分的工具。指示器的示例可包括手写笔或诸如手指的身体部分。

[0060] 尽管未示出,但是可在触摸屏内或触摸屏附近设置多个传感器,以感测触摸屏上的实际触摸或接近触摸。触觉传感器是用于在触摸屏上感测触摸的传感器的示例。

[0061] 触觉传感器用于以与人类所能感测的触摸的程度相同的程度或更大程度感测特定对象的触摸。触觉传感器可检测包括接触表面的粗糙度、将被触摸的对象的硬度、将被触摸的点的温度等的各种信息。

[0062] 接近传感器是用于感测触摸的传感器的另一示例。接近传感器是指通过不使用机械接触而使用电磁场的力或红外线来感测接近预定检测表面或位于预定检测表面附近的对象的存在传感器的。

[0063] 接近传感器的示例包括透射式光电传感器、直接反射式光电传感器、镜反射光电传感器、高频率振荡接近传感器、电容式接近传感器、磁接近传感器和红外接近传感器等。

[0064] 通信模块 170 以有线或无线方式连接到网络 30, 以与外部装置或服务器通信。通信模块 170 可以与通过 PACS 与其连接的医院服务器或医院中的其它医学设备交换数据。此外,通信模块 170 可根据医学数字成像和通信 (DICOM) 标准来执行数据通信。

[0065] 通信模块 170 可通过网络 30 发送或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), 并且还可发送或接收由其它医学设备 (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) 捕获的医学图像。此外,通信模块 170 可从服务器接收关于病人的诊断历史或医疗计划的信息, 并利用接收到的信息来诊断病人。此外,通信模块 170 不仅可以与医院的服务器或医学设备执行数据通信, 还可以与医生或病人的便携式终端执行数据通信。

[0066] 通信模块 170 有线或无线地连接到网络 30, 以与服务器 32、医学设备 34 或便携式终端 36 交换数据。通信模块 170 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 170 可包括局域通信模块 171、有线通信模块 172 和移动通信模块 173。

[0067] 局域通信模块 171 是指用于在预定距离内进行局域通信的模块。根据实施例的局域通信技术的示例可包括但不限于无线 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)。

[0068] 有线通信模块 172 是指用于利用电信号或光信号通信的模块。根据实施例的有线通信技术的示例可包括通过一对双绞线缆、同轴线缆、光纤线缆和以太网线缆的通信。

[0069] 移动通信模块 173 从移动通信网络上的基站、外部终端和服务端中选择的至少一个来接收无线信号,或将无线信号发送到移动通信网络上的基站、外部终端和服务端中选择的至少一个。无线信号可以是语音通话信号、视频通话信号或用于发送和接收文本 / 多媒体消息的各种类型的数据。

[0070] 存储器 180 存储由超声诊断设备 100 处理的各种数据。例如,存储器 180 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),并还可存储将在超声诊断设备 100 中执行的算法或程序。

[0071] 存储器 180 可以是各种存储介质 (例如,闪速存储器、硬盘驱动器、EEPROM 等) 中的任意存储介质。此外,超声诊断设备 100 可利用在线执行存储器 180 的存储功能的 web 存储器或云服务器。

[0072] 用户输入单元 190 产生接收用于控制超声诊断设备 100 的操作的输入数据。用户输入单元 190 可包括硬件组件 (诸如键盘、鼠标、触摸板和滚轮开关)。然而,示例性实施例不限于此,用户输入单元 190 还可包括各种其它输入单元 (包括心电图 (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) 中的任意其它输入单元。具体地讲,用户输入单元 190 还可包括触摸屏,在触摸屏中触摸板与显示器 160 形成层结构。

[0073] 在这种情况下,根据示例性实施例,超声诊断设备 100 可以在触摸屏幕上以预定模式显示超声图像以及针对所述超声图像的控制面板。超声诊断设备 100 可通过触摸屏感测用户在超声图像上执行的触摸手势。超声诊断设备 100 可包括物理按钮,物理按钮中被用户频繁使用的一些按钮包括在普通超声设备的控制面板中,其余按钮通过触摸屏以 GUI 的形式提供。

[0074] 根据示例性实施例,用户输入单元 190 可包括用于选择自动模式和手动模式中的一种的按钮,所述自动模式用于自动地选择参数 (产生彩色血流图像所需的参数),所述手动模式用于基于用户输入来手动地设置参数。然而,示例性实施例不限于此,用户输入单元 190 可以以诸如开关、键等的多种其它形式实施。

[0075] 控制器 195 可控制超声诊断设备 100 的所有操作。换言之,控制器 195 可控制图 1 中示出的探头 20、超声收发器 115、图像处理器 150、通信模块 170、存储器 180 和用户输入单元 190 中的操作。

[0076] 可通过软件模块实施探头 20、超声收发器 115、图像处理器 150、通信模块 170、存储器 180、用户输入单元 190 和控制器 195 的全部或部分。然而,示例性实施例不限于此,可通过硬件模块实施上述组件中的部分组件。此外,从超声收发器 115、图像处理器 150、通信模块 170 中选择的至少一个可包括在控制器 195 中。然而,示例性实施例不限于此。

[0077] 图 2 是根据示例性实施例的超声诊断设备 200 的构造的框图。参照图 2,根据本示例性实施例的超声诊断设备 200 可包括数据获取单元 210、参数设置单元 220、图像产生器 230 和显示器 240。

[0078] 图 2 中示出的数据获取单元 210 可对应于图 1 中示出的探头 20 或超声收发器 115。

图 2 中示出的参数设置单元 220、图像产生器 230 和显示器 240 可分别对应于图 1 中示出的多普勒处理器 142、图像产生器 150 和显示器 160。

[0079] 数据获取单元 210 可获取感兴趣区域 (ROI) 的血流数据。

[0080] 例如,如果 ROI 为血管,则数据获取单元 210 可获取从表示流过血管的血液的动力数据、表示血流速度的速度数据和表示血流变化的方差数据中选择的至少一种。

[0081] 数据获取单元 210 可通过将超声信号发送到 ROI 来获取 ROI 的血流数据,并接收从 ROI 反射的回波信号。可选地,数据获取单元 210 可从外部装置接收血流数据。在这种情况下,数据获取单元 210 可通过通信模块从外部装置接收血流数据。此外,数据获取单元 210 可实时获取血流数据。

[0082] 参数设置单元 220 可基于 ROI 的血流数据实时分析血流的变化,并根据分析的血流的变化设置参数。例如,血流的变化可包括血流量(动力)、血流速度和血流分布的变化。

[0083] 为了产生 ROI 的彩色血流图像,所述参数可包括应用于血流数据的参数。例如,应用于血流数据的所述参数可包括应用于血流动力数据的动力阈值或动力上限,应用于血流速度数据的速度阈值、彩色血流图像的标尺和基准线。

[0084] 参数设置单元 220 可分析实时获取的血流的动力数据,以设置应用于所述动力数据的动力阈值或动力上限。此外,参数设置单元 220 可分析实时获取的血流的速度数据,以设置应用于速度数据的速度阈值或速度上限。然而,示例性实施例不限于此,参数设置单元 220 可基于从实时获取的动力数据、速度数据和方差数据中选择的至少一种,来设置用于产生彩色血液图像所需的参数。

[0085] 动力阈值和动力上限可以是用于分别确定动力数据的下限和上限的参数。相似地,速度阈值和速度上限可以是用于分别确定速度数据的下限和上限的参数。彩色血流图像的标尺可以是用于确定在彩色血流图像上指示的值的范围的参数。基准线可以是用于确定在彩色血流图像上指示的值的参考值的参数。

[0086] 图像产生器 230 可通过使用应用了所述参数的血流数据来产生 ROI 的彩色血流图像。例如,图像产生器 230 可通过使用对应于 ROI 的血流的动力数据中的具有大于或等于设置的动力阈值或小于设置的动力上限的值的动力数据,来产生彩色血流图像。可选地,图像产生器 230 可通过使用对应于 ROI 的血流的速度数据中的具有大于或等于设置的速度阈值或小于速度的上限的值的速度数据,来产生彩色血流数据。

[0087] 显示器 240 可显示 ROI 的彩色血流图像。例如,显示器 240 可将设置为 ROI 的对象的区域的彩色血流图像叠加在对象的 B 模式图像上进行显示。然而,示例性实施例不限于此。

[0088] 图 3 和图 4 是根据示例性实施例的用于解释产生彩色血流图像的方法的参考图。

[0089] 图 3 示出了对应于 ROI 的血流的动力数据的直方图。如图 3 中所示,图 1 的超声诊断设备 100(图 2 的 200) 可获取对应于 ROI 的血流的动力数据,并针对所获取的动力数据产生直方图。直方图的横坐标和纵坐标分别指示动力值和每个动力值的发生频率。

[0090] 参数设置单元 220 可通过分析实时获取的动力数据的直方图根据血流量的变化实时设置动力阈值。例如,参数设置单元 220 可通过分析动力数据的空间分布来设置动力阈值。如图 4A 和图 4B 中所示,参数设置单元 220 不仅可通过分析血管的动力数据来设置动力阈值,还可通过分析对应于血管外部的区域 310 的动力数据来设置动力阈值。

[0091] 因此,如图 3 中所示,参数设置单元 220 可将第一动力值设置为动力阈值,并基于第一动力值(动力阈值)将噪声与信号区分开。例如,超声诊断设备 100(200) 可将小于第一动力值的动力值确定为噪声,大于或等于第一动力值的动力值确定为有效信号。然而,示例性实施例不限于此。

[0092] 图 4A 示出了使用由数据获取单元 210 获取的血流的动力数据产生的彩色血流图像。在这种情况下,可使用在不设置参照图 3 描述的阈值的情况下获取的动力数据来产生图 4A 中示出的彩色血流图像。

[0093] 另一方面,图 4B 示出了基于动力值中具有大于或等于动力阈值的值的动力数据(例如,不含有噪声的有效信号)而产生的彩色血流图像。如图 4A 和图 4B 上所示,图 4A 的彩色血流图像不仅描绘血管中的血流,还描绘血管外部的区域 310 中的血流,而图 4B 的彩色血流图像仅显示血管内的区域 320 中的血流。

[0094] 尽管已经参照图 3 和图 4 描述通过设置血流的动力数据来产生彩色血流图像,但是示例性实施例不限于此。上述方法还可以以相同方式应用于血流速度数据、血流方差数据等。

[0095] 图 5A 至图 5D 是根据示例性实施例的用于解释产生彩色血流图像的方法的其它参考图。图 5A 和图 5C 是血流动力相对于时间以及血流动力的阈值相对于时间的曲线图。

[0096] 图 5A 的曲线示出了不管血流如何变化均以相同的值设置血流动力的阈值。

[0097] 图 5B 示出了当如图 5A 中所示将阈值设置为相同时分别对应于心脏的收缩阶段和舒张阶段的彩色血流图像 410 和 420(第一图像和第二图像)。

[0098] 参照图 5B,由于当心脏处于收缩阶段时(血流量大),血流的动力数据具有大于血流动力阈值的值,因此第一图像 410 甚至描绘了血管外部的区域 415 中的血流。另一方面,由于当心脏处于舒张阶段时(血流量小),血流的动力数据具有小于血流动力的阈值的值,因此第二图像 420 未能显示血管内的区域 425 中的血流,因此,血流看上去在区域 425 处不连续。

[0099] 图 5C 的曲线示出了根据血流的变化而不同地设置血流动力的阈值。

[0100] 参照图 5C,根据示例性实施例,参数设置单元 220 可基于实时获取的血流的动力数据来不同地设置血流动力的阈值。在这种情况下,血流动力的阈值随时间的波形可以与血流动力(血流量)随时间的波形相似。此外,血流动力的阈值可根据血流量的变化而被不同地设置,并且可以与心脏的收缩和舒张的变化同步变化。图 5D 示出了当如图 5C 中所示不同地设置血流动力的阈值时分别对应于心脏的收缩阶段和舒张阶段的彩色血流图像 430 和 440(第三图像和第四图像)。

[0101] 参照图 5C 和 5D,由于基于血流的动力数据来设置血流动力的阈值,因此血流动力的阈值随时间的变化类似于血流的动力值随时间的变化。例如,如果血流的动力值增大,则血流动力的阈值可增大。如果血流的动力值减小,则血流的阈值可减小。因此,第三图像 430 和第四图像 440 可显示不管心脏是处于收缩阶段(血流量大)或舒张阶段(血流量小)血管内的血流是恒定的。

[0102] 图 6A 和图 6B 是根据示例性实施例的用于解释产生彩色血流图像的方法的其它参考图。

[0103] 图 6A 示出了获取对应于颈总动脉(CCA)的血流数据、然后使探头(图 1 中的 20)

移动以获取对应于颈外动脉 (ECA) 的血流数据的示例。图 6B 是血流动力相对于时间以及血流动力的阈值相对于时间的曲线图。在图 6B 的曲线图中,第一血流动力波形 510 和第一阈值波形 520 分别表示获取对应于 CCA 的血流的动力数据时的血流动力和血流动力的阈值。第二血流动力波形 530 和第二阈值波形 540 分别表示获取对应于 ECA 的血流的动力数据时的血流动力和血流动力的阈值。

[0104] 参照图 6A 和图 6B, CCA 被划分为 ECA 和颈内动脉 (ICA), 来自 ECA 的血流的强度低于来自 CCA 的血流的强度,这是由于 ECA 比 CCA 更细。因此,ECA 中的平均血流动力小于 CCA 中的平均血流动力。

[0105] 参数设置单元 220 可基于获取的血流数据的平均值来设置参数。例如,参数设置单元 220 可基于获取的血流的动力数据来设置血流动力的阈值。参照图 6B,ECA 中的平均血流动力小于 CCA 中的平均血流动力,因此,ECA 中的血流动力的平均阈值被设置为小于 CCA 中的血流动力的平均阈值。

[0106] 如上所述,即使当 ROI 中的血流的强度变化时,也可通过考虑动力数据的平均值来设置参数。因此,图像产生器 230 可产生优化的彩色血流图像。

[0107] 图 7 示出了根据示例性实施例的在显示器 (图 2 的 240) 上显示用于设置自动模式和手动模式的屏幕的示例。

[0108] 参照图 2 和图 7,超声图像 (例如,彩色血流图像) 可显示在显示器 240 的第一区域上,用于选择自动模式和手动模式中的一个的用户界面 640 可显示在显示器 240 的第二区域上。

[0109] 显示在第一区域中的超声图像可通过使 ROI 的 B 模式图像和彩色血流图像彼此重叠而获得。显示在第二区域中的用户界面 640 可包括分别选择自动模式和手动模式的按钮 620 和 630。例如,在自动模式中,可基于由数据获取单元 210 获取的血流数据来自动设置用于产生 ROI 的彩色血流图像所需的参数。另一方面,在手动模式中,可基于用户输入来设置用于产生 ROI 的彩色血流图像的参数。

[0110] 例如,如果用户选择自动模式 (触摸按钮 620),则参数设置单元 220 可基于血流数据自动设置参数。在这种情况下,参数设置单元 220 可分析血流的动力数据,以设置应用于动力数据的动力阈值或动力上限。参数设置单元 220 还可分析血流的速度阈值,以设置应用于速度数据的速度阈值或速度上限。

[0111] 此外,根据示例性实施例,当处于自动模式时,参数设置单元 220 可基于血流数据实时地自动设置参数。

[0112] 如果用户选择手动模式 (触摸按钮 630),则用户可通过使用用于调节参数值的用户界面 640 来设置参数。例如,用户界面 640 可包括用于分别设置多个参数的多个控制杆 645。

[0113] 用户可通过沿直线移动控制杆 645 来设置参数的值。例如,如果设置动力数据的阈值,则可通过将用于设置所述阈值的控制杆 645 靠右设置来设置较大的阈值。可通过将控制杆 645 靠左设置来设置较小的阈值。

[0114] 当选择了自动模式时,用户界面 640 会失去作用。

[0115] 图 7 中所示的用户界面 640 仅仅是示例,超声诊断设备 100 (200) 可提供用于设置参数的各种其它用户界面。

[0116] 图 8 是根据示例性实施例的操作超声诊断设备 100(200) 的方法的流程图。

[0117] 参照图 1、图 2 和图 8, 超声诊断设备 100(200) 可获取 ROI 的血流数据 (S710)。

[0118] 超声诊断设备 100(200) 可通过将超声信号发送到 ROI 而获取 ROI 的血流数据, 并从 ROI 接收反射的回波信号。可选地, 数据获取单元 210 可从外部装置接收血流数据。在这种情况下, 血流数据可以是从外部装置接收的。此外, 数据获取单元 210 可实时获取血流数据。

[0119] 例如, 如果 ROI 为血管, 则超声诊断设备 100(200) 可获取从表示流过血管的血液的动力的动力数据、表示血流的速度数据以及表示血流的变化方差数据中选择的至少一种。

[0120] 超声诊断设备 100(200) 可基于血流数据实时分析血流的变化并根据分析的血流的变化设置对应于 ROI 的参数 (S720)。

[0121] 例如, 血流的变化可包括血流量 (动力) 的变化、血流速率的变化以及血流分布的变化。此外, 为了产生 ROI 的彩色血流图像, 所述参数可包括应用于血流数据的参数。例如, 应用于血流数据的参数可包括应用于血流动力数据的动力阈值或动力上限、应用于血流速度数据的速度阈值和速度上限、彩色血流图像的尺度和基准线。

[0122] 动力阈值和动力上限可以是用于分别确定动力数据的下限和上限的参数。类似地, 速度阈值和速度上限可以是用于分别确定速度数据的下限和上限的参数。彩色血流图像的标尺可以是用于确定在彩色血流图像上标示的值的范围的参数。基准线可以是用于确定在彩色血流图像上标示的值的参考值的参数。

[0123] 超声诊断设备 100(200) 可分析实时获取的血流的动力数据, 以设置应用于动力数据的动力阈值或动力上限。此外, 超声诊断设备 100(200) 可分析实时获取的血流的速度数据, 以设置应用于速度数据的速度阈值和速度上限。然而, 示例性实施例不限于此, 超声诊断设备 100(200) 可基于从实时获取的血流的动力数据、速度数据和方差数据中选择的至少一个来设置用于产生彩色血流图像所需的参数。

[0124] 例如, 超声诊断设备 100(200) 可获取对应于 ROI 的血流的动力数据, 并针对获取的动力数据产生直方图, 其中, 直方图的横坐标和纵坐标分别表示血流动力和每个血流动力的发生频率。超声诊断设备 100(200) 可通过分析动力数据的直方图来提取动力阈值。然而, 示例性实施例不限于此, 相同的方法可应用于血流速度数据、血流方差数据等。

[0125] 此外, 每当获取的血流数据变化时, 超声诊断设备 100(200) 可基于变化的血流数据实时分析血流的变化, 并根据分析的血流的变化来设置参数。所述参数随时间的波形可以与表示血流的变化波形相似。例如, 血流动力的阈值随时间的波形可以与血流动力数据随时间的波形相似, 并可与心脏的收缩和舒张的变化同步进行变化。

[0126] 超声诊断设备 100(200) 可使用应用了所述参数的血流数据来产生 ROI 的彩色血流图像 (S730)。

[0127] 例如, 超声诊断设备 100(200) 可通过使用对应于 ROI 的血流的动力数据中具有大于或等于设置的动力阈值或小于设置的动力上限的值的动力数据, 来产生彩色血流图像。可选地, 超声诊断设备 100(200) 可通过使用对应于 ROI 的血流的速度数据中的具有大于或等于设置的速度阈值或小于设置的速度上限的速度数据, 来产生彩色血流图像。

[0128] 超声诊断设备 100(200) 可显示 ROI 的彩色血流图像 (S740)。

[0129] 例如,超声诊断设备 100 (200) 可使设置为 ROI 的对象的 B 模式图像和对象区域的彩色血流图像彼此重叠来显示。然而,示例性实施例不限于此。

[0130] 根据示例性实施例的操作超声诊断设备的方法可被实施为计算机可读记录介质上的计算机可读代码。计算机可读记录介质是可存储之后可由计算机系统读取的数据的任意数据存储装置。计算机可读记录介质的示例包括只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光数据存储装置、诸如互联网传输介质的传输介质。计算机可读记录介质还可分布在联网的计算机系统上,使得计算机可读代码可以以分散的方式被存储和执行。

[0131] 虽然已参照附图描述了一个或更多个示例性实施例,但本领域的普通技术人员将理解,可在不脱离由权利要求限定的本发明构思的精神和范围的情况下,做出形式和细节上的各种改变。即,权利要求及其等同物的范围内的所有改变和变形将被解释为包括在本发明构思内。

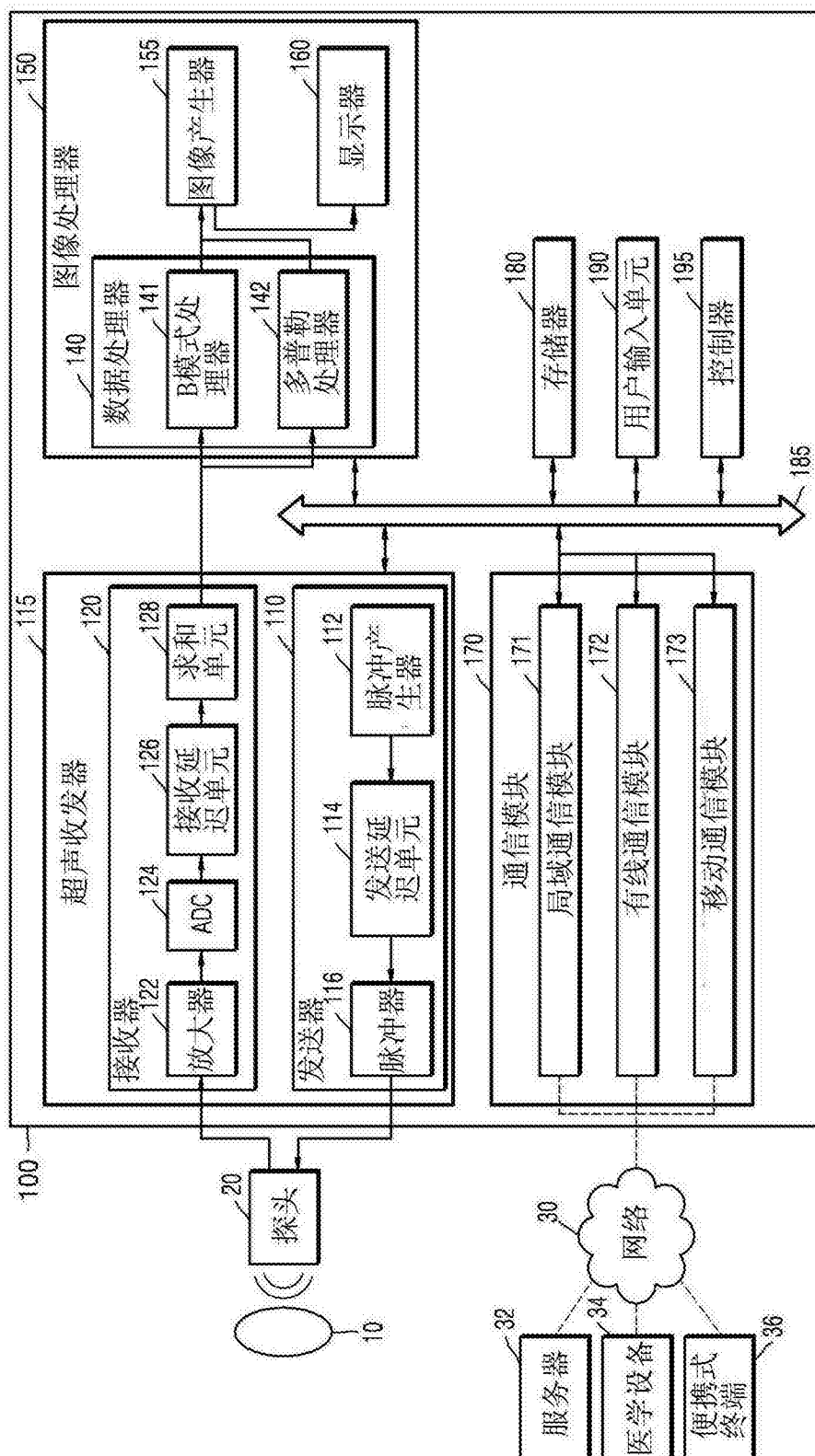


图 1

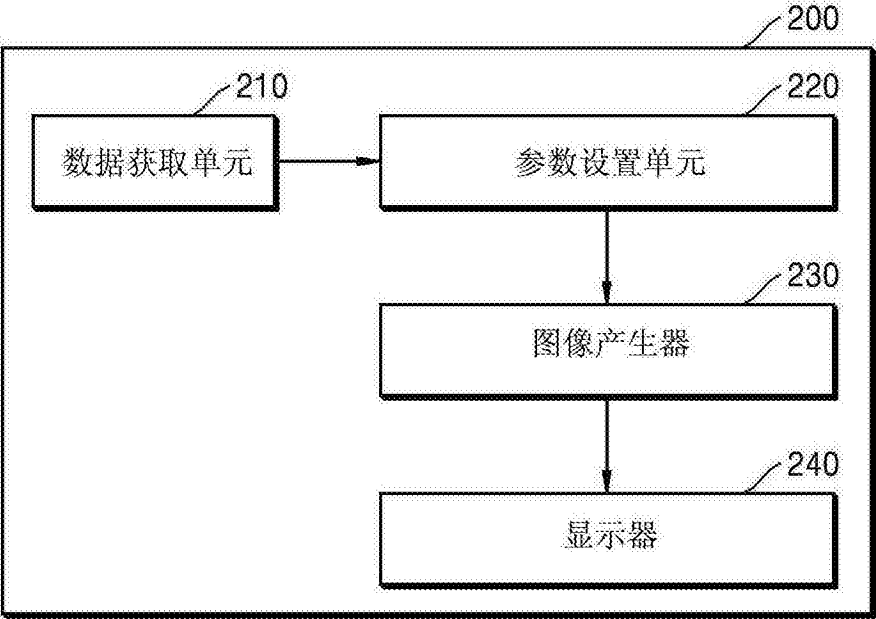


图 2

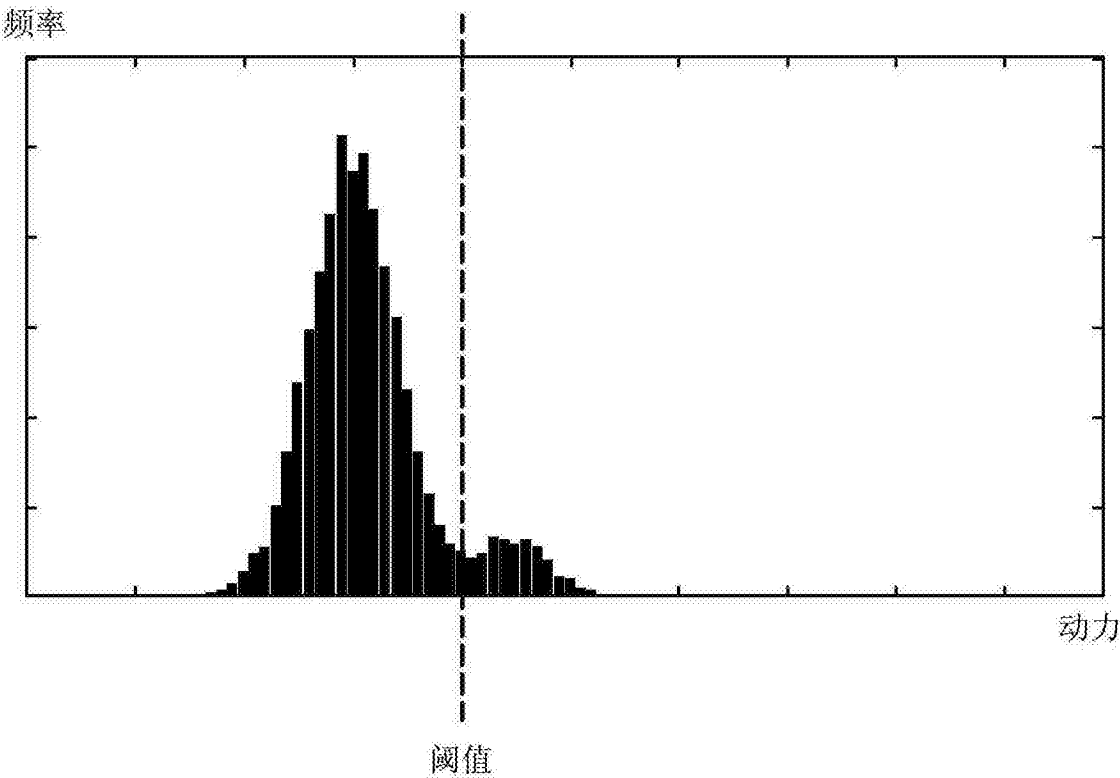


图 3

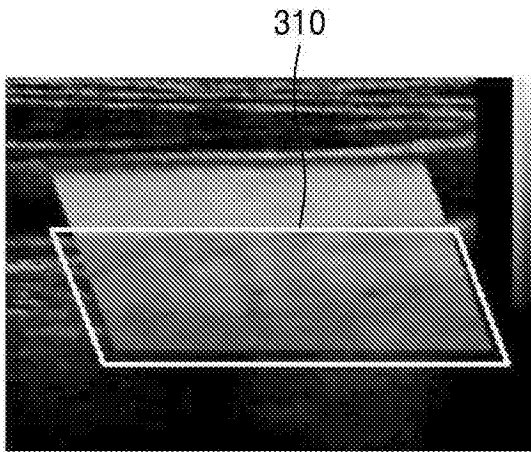


图 4A

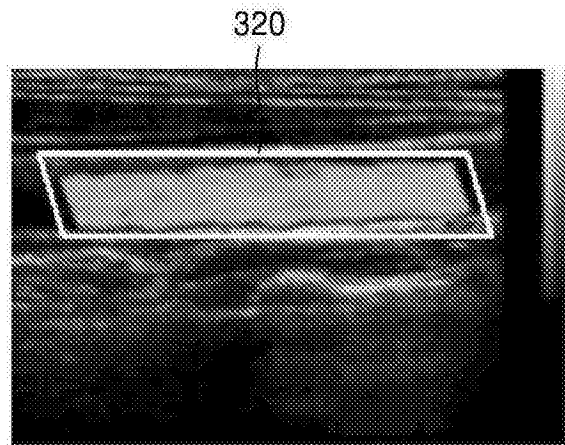


图 4B

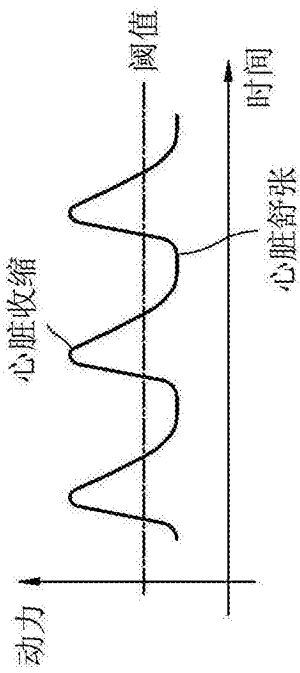


图 5A

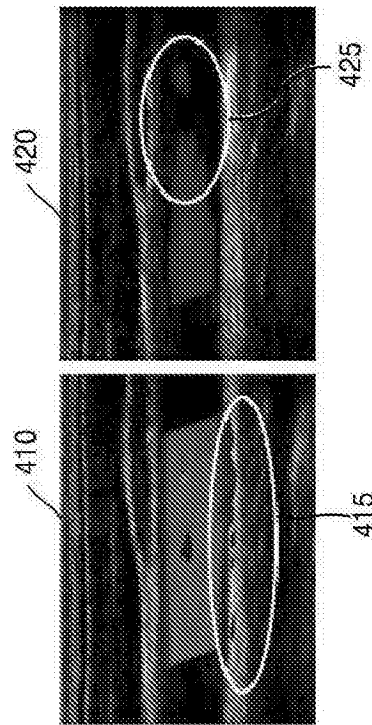


图 5B

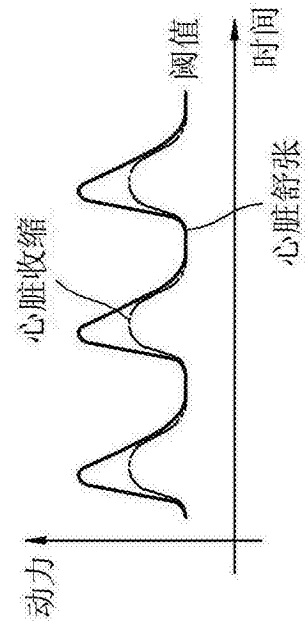


图 5C

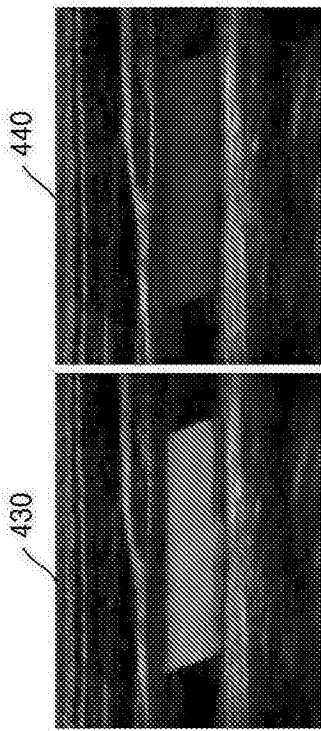


图 5D

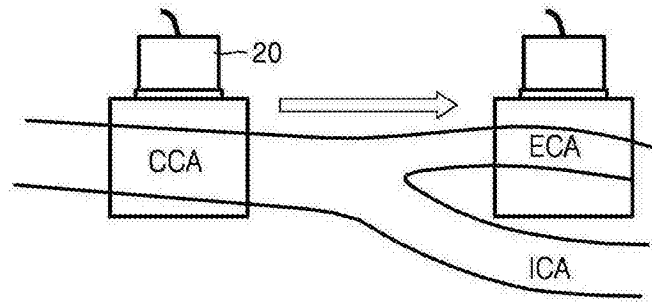


图 6A

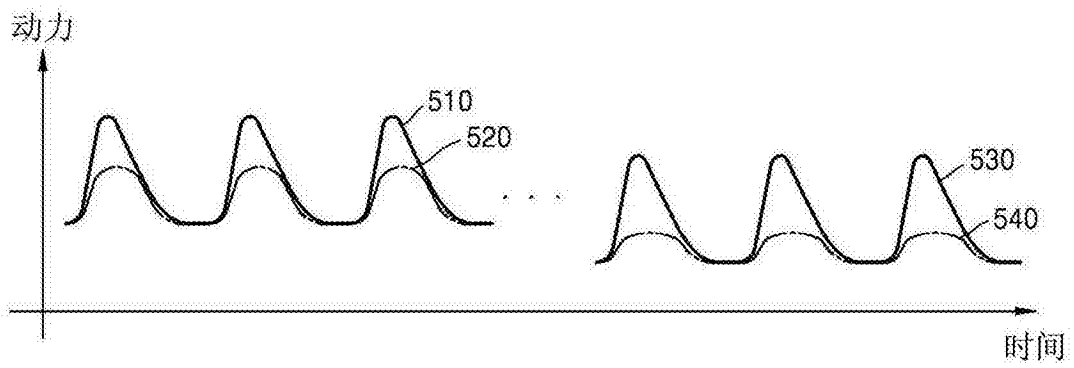


图 6B

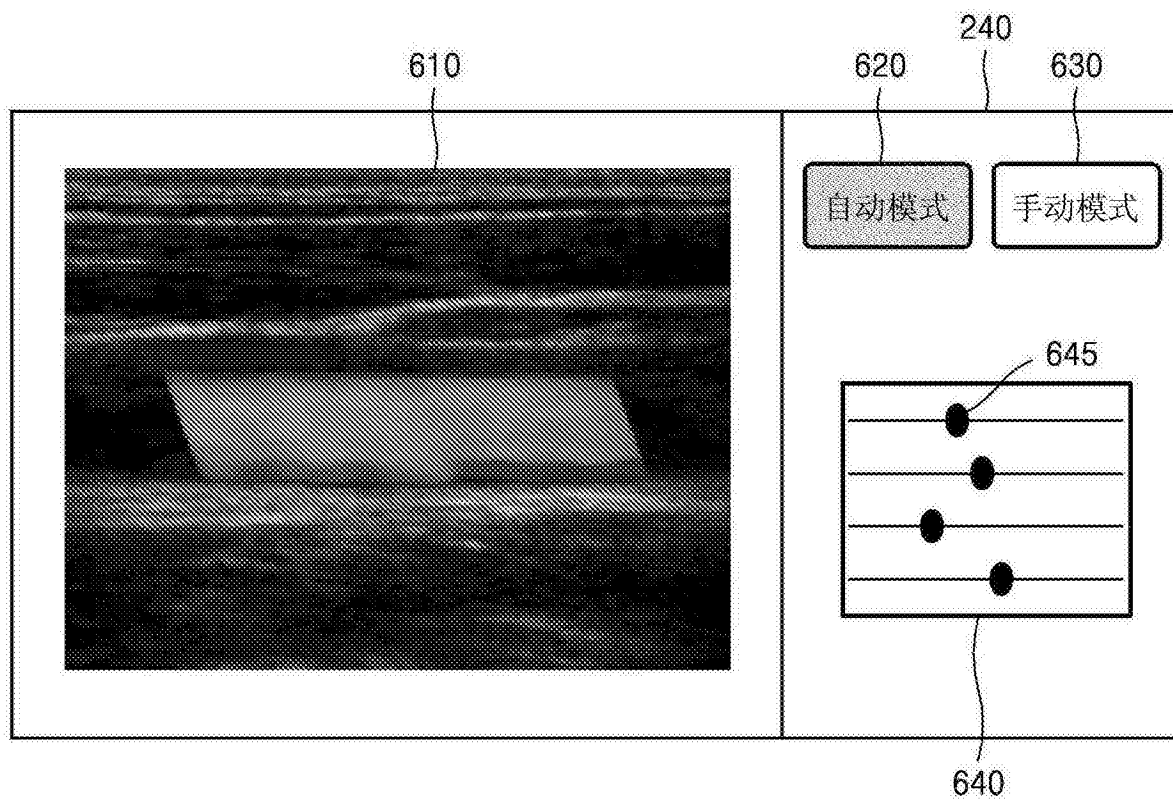


图 7

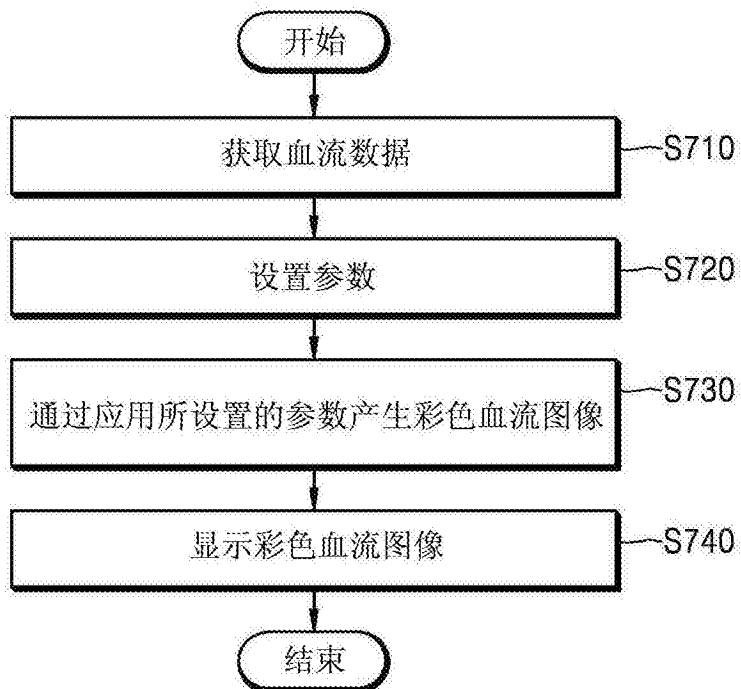


图 8

专利名称(译)	超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法		
公开(公告)号	CN105380680A	公开(公告)日	2016-03-09
申请号	CN201510543841.1	申请日	2015-08-28
[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	金智汉 李载根 陈吉柱		
发明人	金智汉 李载根 陈吉柱		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	韩明星		
优先权	1020140177827 2014-12-10 KR 62/044374 2014-09-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声诊断设备和操作该超声诊断设备的方法，所述超声诊断设备包括：数据获取单元，被配置为从对象的感兴趣区域(ROI)实时获取血流数据；参数设置单元，被配置为基于实时获取的血流数据分析血流的变化并根据分析的血流的变化设置参数；图像产生器，被配置为通过将所设置的参数应用于血流数据来产生ROI的彩色血流图像；显示器，被配置为显示彩色血流图像。

