



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037811 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610236318.9

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.04.15

A61B 8/06(2006.01)

(30)优先权数据

10-2015-0120538 2015.08.26 KR

10-2015-0139998 2015.10.05 KR

62/147,860 2015.04.15 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 李真镛 李奉宪 朴成昱 朴泰起

张赫在 郑南植 洪葛璐 沈知永

尹智炫 赵寅廷 许兰

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司

公司 11286

代理人 刘奕晴

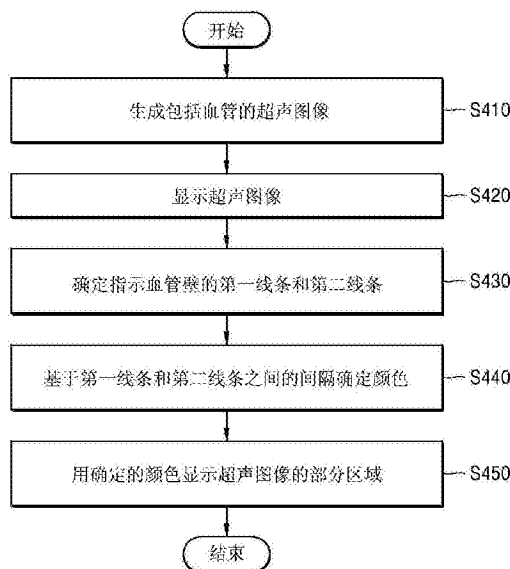
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

用于显示血管僵硬度的超声系统

(57)摘要

本发明提供一种用于显示血管僵硬度的超声系统,所述超声系统包括:控制器,控制超声图像的生成,所述超声图像基于从包括血管的对象获得的超声回波信号显示血管;显示器,显示所述超声图像,其中,所述控制器确定第一线条和第二线条,并基于关于所述第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息确定颜色,所述第一线条和第二线条被介于其间的血管的内部空间彼此分开并在所述超声图像中指示血管壁,所述显示器用确定的颜色显示所述超声图像的部分区域。



1. 一种超声系统,包括:

控制器,控制超声图像的生成,所述超声图像基于从包括血管的对象获得的超声回波信号示出血管;

显示器,显示所述超声图像,

其中,所述控制器在所述超声图像中确定第一线条和第二线条,并基于关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息确定颜色,其中,所述第一线条和第二线条被介于其间的血管的内部空间彼此分开并且指示血管壁,

其中,所述显示器用确定的颜色显示所述超声图像的部分区域。

2. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括用于输入感兴趣区域的用户界面,其中,所述控制器确定位于感兴趣区域中的第一线条和第二线条。

3. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述控制器通过在第一时间段内测量第一线条和第二线条之间的间隔来确定关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息,所述显示器使所述部分区域在第二时间段内保持显示有所述确定的颜色。

4. 根据权利要求3所述的超声系统,其中,第一时间段和第二时间段的每一个为一个心电图周期或更长时间。

5. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述控制器基于第一时间段内的第一线条和第二线条之间的最小间隔和最大间隔以及最小间隔和最大间隔之间的差值来确定血管的僵硬度,并从颜色图选择与确定的僵硬度对应的颜色。

6. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息基于成对的点之间的间隔的变化来确定,其中,成对的点中的一个点来自于包含在第一线条中的多个点,成对的点中的另一个点来自于包含在第二线条中的与第一线条的所述多个点对应的多个点。

7. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述部分区域的尺寸基于所述超声图像的第一帧的第一线条的位置与所述超声图像的第二帧的第一线条的位置的差值来确定。

8. 一种显示超声图像的方法,所述方法包括:

生成超声图像,所述超声图像基于从包括血管的对象获得的超声回波信号示出血管;

显示所述超声图像;

在所述超声图像中确定第一线条和第二线条,其中,所述第一线条和第二线条被介于其间的血管的内部空间彼此分开并且指示血管壁;

基于关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息确定颜色;

用确定的颜色显示超声图像的部分区域。

9. 根据权利要求8所述的方法,还包括接收用于输入感兴趣区域的用户输入,其中,第一线条和第二线条位于所述感兴趣区域中。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述确定颜色的步骤包括:通过在第一时间段内测量第一线条和第二线条之间的间隔来确定关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息,

用确定的颜色显示部分区域的步骤包括:使所述部分区域在第二时间段内保持显示有所述确定的颜色。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,第一时间段和第二时间段的每一个为一个心电

图周期或更长时间。

12. 根据权利要求8所述的方法, 其中, 所述确定颜色的步骤包括: 基于第一时间段内的第一线条和第二线条之间的最小间隔和最大间隔以及最小间隔和最大间隔之间的差值来确定血管的僵硬度;

从颜色图选择与确定的僵硬度对应的颜色。

13. 根据权利要求8所述的方法, 其中, 所述关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化信息基于关于成对的点之间的间隔的变化信息来确定, 其中, 成对的点中一个点来自于包含在第一线条中的多个点, 成对的点中的另一个点来自于包含在第二线条中的与第一线条的所述多个点对应的多个点。

14. 根据权利要求8所述的方法, 其中, 所述部分区域包括位于从第一线条到血管的外部的第一区域和位于从第二线条到血管的外部的第二区域。

15. 根据权利要求8所述的方法, 其中, 所述部分区域的尺寸基于所述超声图像的第一帧的第一线条的位置与所述超声图像的第二帧的第一线条的位置的差值来确定。

用于显示血管僵硬度的超声系统

[0001] 本申请要求于2015年8月26日提交到韩国知识产权局的第10-2015-0120538号韩国专利申请、2015年10月5日提交到韩国知识产权局的第10-2015-0139998号韩国专利申请以及2015年4月15日提交到美国专利商标局的第62/147,860号美国专利申请的权益,所述专利申请的公开内容通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 一个或多个示例性实施例涉及一种用于显示血管僵硬度的超声系统,更具体地,涉及一种通过利用特定的颜色显示血管周围的僵硬度以使血管的僵硬度可被直观地识别的超声系统。

背景技术

[0003] 超声诊断设备向对象发送由探头的换能器生成的超声信号并从对象接收反射的回波信号,从而获得对象(例如,软组织或血流)的内部的至少一个图像。具体地,超声诊断设备用于包括对对象内部的观察、对外来物质的检测和对对象的损伤的诊断的医疗用途。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(由于没有放射性曝露)。因此,超声诊断设备与包括诸如计算机断层扫描(CT)设备、核磁共振设备(MRI)的其他图像诊断设备一起被广泛使用。

发明内容

[0004] 其他方面将在下面的描述中部分地阐述,并将根据描述而部分地清楚,或可通过实施本示例性实施例而了解。

[0005] 根据一个或多个示例性实施例,提供一种超声系统,包括:控制器,控制超声图像的生成,所述超声图像基于从包括血管的对象获得的超声回波信号示出血管;显示器,显示所述超声图像,所述控制器在所述超声图像中确定第一线条和第二线条,并基于关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息确定颜色,其中,所述第一线条和第二线条被介于其间的血管的内部空间彼此分开并且指示血管壁,所述显示器用确定的颜色显示所述超声图像的部分区域。

[0006] 所述超声系统还可包括用于输入感兴趣区域的用户界面,其中,所述控制器确定位于感兴趣区域中的第一线条和第二线条。

[0007] 所述控制器可通过在第一时间段内测量第一线条和第二线条之间的间隔来确定关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息,并且所述显示器可以使所述部分区域在第二时间段内保持显示有所述确定的颜色。

[0008] 第一时间段和第二时间段的每一个可以作为一个心电图(ECG)周期或更长时间。

[0009] 所述控制器可基于第一时间段内的第一线条和第二线条之间的最小间隔和最大间隔以及最小间隔和最大间隔之间的差值来确定血管的僵硬度,并从颜色图选择与确定的僵硬度对应的颜色。

[0010] 所述控制器可在当僵硬度相对高时选择位于相对靠近颜色图的一端的位置的颜色,而在僵硬度相对低时选择位于相对靠近颜色图的另一端的位置的颜色。

[0011] 所述关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息可基于关于成对的点之间的间隔的变化的信息来确定,其中,成对的点中的一个点来自于包含在第一线条中的多个点,成对的点中的另一个点来自于包含于第二线条中的与第一线条中的所述多个点对应的多个点。

[0012] 所述第一线条和第二线条的间隔可以是多个成对的点的间隔的平均值,且关于所述第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息可以是关于所述平均值的变化的信息。

[0013] 所述部分区域可包括位于从第一线条到血管的外部的第一区域和位于从第二线条到血管的外部的第二区域。

[0014] 所述部分区域的尺寸可基于所述超声图像的第一帧的第一线条的位置与所述超声图像的第二帧的第一线条的位置的差值来确定。

[0015] 所述部分区域可具有尺寸,所述尺寸基于包含于所述超声图像的第一帧的第一线条中的多个点与所述超声图像的第二帧的第一线条中的多个点的间隔来确定,且所述部分区域可位于从第一线条到血管的外部。

[0016] 第一线条可包括多个点(包含第一点),所述显示器可显示位移线,所述位移线指示关于超声图像的第一帧的第一点的位置和超声图像的第二帧的第一点的位置的差值的方向和大小(amount)。

[0017] 根据一个或多个示例性实施例,提供一种显示超声图像的方法,所述方法包括:生成超声图像,所述超声图像基于从包括血管的对象获得的超声回波信号示出血管;

[0018] 显示所述超声图像;在所述超声图像中确定第一线条和第二线条;基于关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息确定颜色;用确定的颜色显示超声图像的部分区域,其中,所述第一线条和第二线条被介于其间的血管的内部空间彼此分开并指示血管壁。

[0019] 所述方法还可包括接收用于输入感兴趣区域的用户输入,其中,第一线条和第二线条位于所述感兴趣区域中。

[0020] 所述确定颜色的步骤可包括:通过在第一时间段内测量第一线条和第二线条之间的间隔来确定关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息,用确定的颜色显示部分区域的步骤可包括:使所述部分区域在第二时间段内保持显示有所述确定的颜色。

[0021] 所述第一时间段和第二时间段的每一个可以为一个心电图(ECG)周期或更长时间。

[0022] 所述确定颜色的步骤可包括:基于第一时间段内的第一线条和第二线条之间的最小间隔和最大间隔以及最小间隔和最大间隔之间的差值来确定血管的僵硬度;从颜色图选择与确定的僵硬度对应的颜色。

[0023] 可在当僵硬度相对高时选择位于相对靠近颜色图的一端的位置的颜色,而在僵硬度相对低时选择位于相对靠近颜色图的另一端的位置的颜色。

[0024] 所述关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息可基于关于成对的点之间的间隔的变化的信息来确定,其中,成对的点中的一个点来自于包含于第一线条的多个点,成对的点中另一个点来自于包含于第二线条中的与第一线条的所述多个点对应的多个点。

[0025] 所述第一线条和第二线条的间隔可以是多个成对的点的间隔的平均值,且所述第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息可以是关于平均值的变化的信息。

[0026] 所述部分区域可包括位于从第一线条到血管的外部的第一区域和位于从第二线条到血管的外部的第二区域。

[0027] 所述部分区域的尺寸可基于所述超声图像的第一帧的第一线条的位置与所述超声图像的第二帧的第一线条的位置的差值来确定。

[0028] 所述部分区域可具有尺寸,所述尺寸基于包含于所述超声图像的第一帧的第一线条中的多个点与包含于所述超声图像的第二帧的第一线条中的多个点的间隔来确定,且所述部分区域可位于从所述第一线条到血管的外部。

[0029] 第一线条可包括多个点(包含第一点),用确定的颜色显示部分区域的步骤可包括显示位移线,所述位移线指示关于超声图像的第一帧的第一点的位置和超声图像的第二帧的第一点的位置的差值的方向和大小。

附图说明

[0030] 现在将参照标号指示结构元件的附图,在下文中更加充分地描述本发明的示例性实施例,附图中:

[0031] 图1是示出根据示例性实施例的超声诊断设备的构造的框图;

[0032] 图2是示出根据示例性实施例的无线探头的构造的框图;

[0033] 图3是示出根据示例性实施例的超声系统的构造的框图;

[0034] 图4是示出根据示例性实施例的显示超声图像的方法的流程图;

[0035] 图5示出了根据示例性实施例的用于测量血管的位移的测量方向;

[0036] 图6示出了根据示例性实施例的血管的位移和直径的测量;

[0037] 图7A、7B,图8和图9示出了根据示例性实施例的显示血管的僵硬性或血管的移动的超声图像。

具体实施方式

[0038] 考虑到关于本发明构思的功能,在本说明书中使用的术语是目前在本领域中广泛使用的那些一般术语,但是术语可根据本领域的普通技术人员的目的、先例或本领域的新技术而变化。另外,一些术语可能是申请人随意地选择的,在这种情况下,所选择的术语的意思将在本说明书的具体实施方式中详细描述。因此,必须基于所述术语的含义以及整个说明书的描述来限定在此使用的术语。

[0039] 在整个说明书中,还将理解当部件“包括”元件时,除非存在与其相反的另一描述,否则应理解该部件并不排除另一元件,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、软件或硬件和软件的组合。

[0040] 在整个说明书中,“超声图像”是指利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)、血管或它们的组合。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体的属性类似属性的球形人体模型。

[0041] 在整个说明书中，“用户”可以是(但不限于)医学专家，例如，医师、护士、医学实验室技术人员或医学成像专家或修理医疗设备的技术人员。

[0042] 在下文中，将参照附图更详细地描述示例性实施例。

[0043] 图1是示出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1，超声诊断设备1000可包括经由总线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400、存储器1500、输入装置1600和控制器1700。

[0044] 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)和平板个人电脑(PC)。

[0045] 探头20响应于由超声收发器1100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，并生成声能(即，超声波)。此外，探头20可有线地或无线地连接到超声诊断设备1000的主体，并且根据示例性实施例，超声诊断设备1000可包括多个探头20。

[0046] 发送器1110将驱动信号提供给探头20。发送器1110包括脉冲生成器1112、发送延迟单元1114和脉冲器1116。脉冲生成器1112基于脉冲重复频率(PRF)而生成用于形成发送超声波的脉冲，发送延迟单元1114将脉冲延迟确定发送方向性所必需的延迟时间。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。脉冲器1116基于与已被延迟了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。

[0047] 接收器1120通过处理从探头20接收的回波信号来生成超声数据。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对每个通道中的回波信号进行放大，ADC 1124针对放大后的回波信号执行模数转换。接收延迟单元1126将由ADC1124输出的数字回波信号延迟确定接收方向性所必需的延迟时间，求和单元1128通过对被接收延迟单元1126处理的回波信号进行求和来生成超声数据。在一些示例性实施例中，接收器1120可不包括放大器1122。换言之，如果提高探头20的灵敏度或ADC 1124的位处理能力，则可省略放大器1122。

[0048] 图像处理器1200通过对由超声收发器1100生成的超声数据进行扫描转换来生成超声图像。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液流动的血流多普勒图像(也称作彩色多普勒图像)、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。

[0049] 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模式分量而生成以亮度显示信号强度的超声图像。

[0050] 相似地，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而生成以颜色或波形显示对象的运动的多普勒图像。

[0051] 根据示例性实施例，图像生成器1220可通过针对体数据进行体渲染来生成三维(3D)超声图像，并还可通过对对象因压力而生成的形变进行成像来生成弹性图像。此外，图像生成器1220可通过使用文本和图形来显示超声图像中的各种附加信息。此外，可将生成的超声图像存储在存储器1500中。

[0052] 显示器1400显示生成的超声图像。显示器1400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1000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1000可包括两个或更多个显示器1400。

[0053] 通信模块1300有线或无线地连接到网络30,以与外部装置或服务器通信。通信模块1300可通过PACS来与连接到该通信模块1300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1300可根据医学数字成像和通信(DICOM)标准来执行数据通信。

[0054] 通信模块1300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1300可从服务器接收关于病人的诊断历史或医疗日程的信息,并利用接收到的信息来诊断病人。此外,通信模块1300不仅可以执行与服务器或医院的医学设备的数据通信,还可执行与医师或病人的便携式终端的数据通信。

[0055] 通信模块1300有线地或无线地连接到网络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。

[0056] 局域通信模块1310指的是用于在一定距离内进行局域通信的模块。根据示例性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)。

[0057] 有线通信模块1320指的是用于使用电信号或光信号通信的模块。根据示例性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。

[0058] 移动通信模块1330将无线信号发送到从移动通信网络上的基站、外部终端和服务器中选择的至少一个,或从移动通信网络上的基站、外部终端和服务器中选择的至少一个接收无线信号。无线信号可以是语音通话信号、视频通话信号或用于发送和接收文本/多媒体消息的各种类型的数据。

[0059] 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),并还可存储将在超声诊断设备1000中执行的算法或程序。

[0060] 存储器1500可以是各种存储介质(例如,闪存、硬盘驱动器、电可擦可编程只读存储器(EEPROM))中的任意存储介质。此外,超声诊断设备1000可利用在线执行存储器1500的存储功能的web存储器或云服务器。

[0061] 输入装置1600是指用户借以输入用于控制超声诊断设备1000的数据的装置。输入装置1600可包括诸如键盘、鼠标、触摸板、触摸屏和滚轮开关的硬件组件。然而,示例性实施例不限于此,输入装置1600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。

[0062] 控制器1700可控制超声诊断设备1000的所有操作。换言之,控制器1700可控制图1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、输入装置1600的操作。

[0063] 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的全部或部分可被实施为软件模块。此外,超声收发器1100、图像处理器1200和通信模块1300中的至少一个可包括在控制器1700中;然而,本发明构思不限于此。

[0064] 图2是示出根据示例性实施例的无线探头2000的构造的框图。如以上参照图1所述,无线探头2000可包括多个换能器,并且根据示例性实施例,无线探头2000可包括图1中示出的超声收发器1100的部件中的一些或全部。

[0065] 根据图2中示出的示例性实施例的无线探头2000包括发送器2100、换能器2200和接收器2300。由于上面参照图1给出其描述,因此这里将省略其详细描述。此外,根据示例性实施例,无线探头2000可选择性地包括接收延迟单元2330和求和单元2340。

[0066] 无线探头2000可将超声信号发送到对象10、从对象10接收回波信号、生成超声图像并无线地将超声数据发送到图1中示出的超声诊断设备1000。

[0067] 图3是示出根据示例性实施例的超声系统300的构造的框图。根据本示例性实施例的超声系统300可包括在图1的超声诊断设备1000中。因此,图1的超声诊断设备1000可执行超声系统300执行的显示超声图像的方法。

[0068] 根据本示例性实施例,超声系统300可包括控制器310和显示器320。在一些示例性实施例中,超声系统300还可包括用户界面330。超声系统300可执行由图1的超声诊断设备1000执行的部分或全部功能。例如,超声系统300的显示器320可对应图1中的显示器1400,控制器310可包括图1的图像处理器1200和控制器1700的部分结构或功能。在一些示例性实施例中,控制器310可被分成多个处理器以执行图1的图像处理器1200和控制器1700的功能,或者图1的图像处理器1200和控制器1700的所有功能可被一个处理器执行。

[0069] 控制器310基于从对象(包括血管)获得的超声回波信号生成显示血管的超声图像。超声回波信号可通过连接到超声系统300的超声收发器(未示出)接收,或从超声系统300的存储器(未示出)中读取。血管可以为颈动脉,血管超声图像可以为B超声图像,但本公开不限于此。控制器310控制显示器320显示生成的超声图像。

[0070] 控制器310生成的显示血管的超声图像可被用于测量血管的相关参数。血管的相关参数可包括血管的尺寸、长度和位移、血管的直径、血管的僵硬度、血管的松弛率、血管壁的运动速度中的至少一个。

[0071] 图4是根据示例性实施例的显示超声图像的方法的流程图。

[0072] 在步骤S410中,超声系统300基于从对象(包括血管)获得的超声回波信号生成显示血管的超声图像。

[0073] 在步骤S420中,超声系统300显示生成的超声图像。

[0074] 在步骤S430中,超声系统300确定指示血管壁的第一线条和第二线条,介于血管壁之间的血管具有内部空间。第一线条和第二线条可被确定为指示被显示在超声图像中的整个血管壁或仅指示位于特定感兴趣区域(ROI)内的血管壁。另外,第一线条和第二线条可以在超声系统300对超声图像执行图像处理时自动确定的,或者第一线条和第二线条可以是被用户直接输入的直线或曲线。在一些示例性实施例中,用户可以通过用户输入仅设置ROI,超声系统300可在设置的ROI中自动地确定第一线条和第二线条。

[0075] 在步骤S440中,超声系统300基于关于第一线条和第二线条之间的间隔的变化的

信息确定特定的颜色。

[0076] 在步骤S450中,超声系统300用确定的颜色显示超声图像的部分区域。

[0077] 参照图5,在一些示例性实施例中,血管的相关参数可关于血管的以下方面在血管超声图像中测量或确定:长度方向(b)、径向方向(a)和圆周方向(c)。显示血管的超声图像可通过以下方式测量或确定:利用在其长度方向上显示血管的长轴示图,或者在其径向方向或圆周方向上显示血管的短轴示图,血管的相关参数可利用长轴示图或短轴示图测量或确定。

[0078] 参照图6,控制器310可确定第一线611(621)和第二线612(622),第一线611(621)和第二线612(622)在长轴示图中显示血管的超声图像中指示血管壁。在超声系统300中,可通过图像处理自动地确定指示血管壁的第一线611(621)和第二线612(622),或者通过用户直接输入确定。根据示例性实施例,超声系统300可这样确定第一线611(621)和第二线612(622):接收用户通过用户界面330输入的测量区域或ROI,并对位于输入的测量区域或ROI的血管壁执行图像处理。可选地,第一线611(621)和第二线612(622)可通过用户界面330直接从用户接收。另外,尽管在图6的示例性实施例中,第一线611(621)和第二线612(622)被确定为指示超声图像(a)和(b)中显示的血管的一部分,但第一线611(621)和第二线612(622)可被确定为指示超声图像(a)和(b)中显示的整个血管。

[0079] 显示在显示器320上的血管的图像根据血管中血液的移动而动态地变化。例如,当通过血管的血压相对较高时,血管的直径相较于通过血管的血压相对较低时血管的直径大。由超声图像所见,显示在图6的超声图像(b)中的血管的直径大于显示在超声图像(a)中的血管的直径。

[0080] 血管的直径可利用多种方法确定。例如,超声系统300可将图6中第一线611和第二线612之间的间隔确定为血管的直径。根据示例性实施例,超声系统300可以用超声图像的特定帧将包含于第一线611中的特定点和包含于第二线612中的特定点之间的距离确定为第一线611和第二线612之间的距离。根据另一示例性实施例,在第一线611上的点和第二线612上的与第一线611上的点对应的点中,测量多个成对的点之间的间隔,并计算测量的多个间隔的平均值。可将计算的平均值确定为第一线611和第二线612之间的间隔。对此而言,包含于第一线611中的一些或全部的点与包含于第二线612中的一些或全部的点可相互一一匹配。在一些示例性实施例中,第一线611和第二线612可包括相同数量的点。然而,在一些示例性实施例中,第一线611和第二线612还可包括除匹配的点之外的点。

[0081] 可选地,当血管的直径根据流经血管的血液的移动变化时,血管直径的变化程度可根据血管的状态变化。例如,相较于健康的血管,不健康的血管可能具有较高的僵硬性。具有较高的僵硬性会意味着较硬或具有更低的柔韧性。在此情况下,具有相对较高僵硬性的血管的直径的变化程度会低于具有相对较低僵硬性的血管的直径的变化程度。例如,当图6的超声图像(a)为血管最大程度地收缩时的图像,而超声图像(b)为血管最大程度舒张时的图像,当血管的僵硬性增大时,超声图像(a)与超声图像(b)之间的直径差值会相应地减小。

[0082] 相应地,用户可通过直接识别血管直径的变化程度确定血管的僵硬性。然而,上述

通过直接识别血管直径的变化程度确定僵硬度的方法的准确性可能较低且可能不方便。

[0083] 图7A和图7B示出了根据示例性实施例的可促进血管僵硬度的识别的超声图像。

[0084] 图7A的超声图像(a)和超声图像(b)分别为包括血管的超声图像的第一帧(a)和第二帧(b)。为便于说明,将合适的血管称为目标血管。第二帧(b)可以是仅次于第一帧(a)显示的帧或在数个帧之后显示的帧。

[0085] 超声系统300在超声图像的第一帧(a)确定位于目标血管内部空间的第一线条711和第二线条712,并用第一帧(a)在显示器320上显示第一线条711和第二线条712。就此而言,第一线条711和第二线条712之间的间隔根据血管中的血液流动变化。为便于说明,第一线条711和第二线条712之间的间隔可被称为感兴趣的目标血管的直径。感兴趣的直径可利用以上参照图6描述的多种方法确定。通常,当流经血管的血压根据心跳周期性地变化时,目标血管的感兴趣的直径可重复地增大或减小。

[0086] 超声系统300在第一帧测量第一线条711和第二线条712之间的间隔,获得关于第一线条711和第二线条712之间的间隔的变化的信息,并根据所述变化信息确定血管的僵硬程度。根据示例性实施例,超声系统300在一段时间内测量第一线条711和第二线条712之间的最大间隔和最小间隔,并确定最大间隔与最小间隔的差值相对于最小间隔的比率。为便于说明,所述比率被称为松弛率,所述时间可以为一个ECG周期或更长时间。

[0087] 例如,假设一段时间之内的超声图像的第一帧(a)为感兴趣的直径处于最小值(例如,5mm)时的帧,并且一段时间之内的超声图像的第二帧(b)为感兴趣的直径处于最大值(例如,5.4mm)时的帧。超声系统300可根据以下公式确定松弛率为8%。

[0088] 松弛率 $= (5.4 - 5.0) / 5.0 = 8\%$

[0089] 然而,除上述公式之外,松弛率可利用多种方法确定。超声系统300可使用任意方法,只要在血管的僵硬程度低且柔性高(使松弛容易地发生)时确定高松弛率即可。

[0090] 可以说松弛率越高,则僵硬程度越低,松弛率越低,则僵硬程度越高。僵硬程度可通过利用松弛率或直接利用直径的变化值的多种方法中的一种来定义。例如,僵硬程度可被如下定义:

[0091] 僵硬程度 $= 100\% - \text{松弛率}$

[0092] 当僵硬程度被如上定义时,上述示例的僵硬程度大约是92%。

[0093] 在一些示例性实施例中,超声系统300可基于确定的僵硬程度或松弛率从图7A的颜色图(c)确定合适的颜色。基于确定的僵硬程度从颜色图(c)确定颜色可以与基于确定的松弛率从颜色图(c)确定颜色本质上相同。例如,当对应于10%的松弛率的颜色位于颜色图(c)下侧的一端而对应于5%的松弛率的颜色位于颜色图(c)的另一端时,在上述示例中,超声系统300可选择对应于8%的松弛率的颜色731(位于颜色图(c)两端之间的某位置)。

[0094] 接下来,超声系统300用确定的颜色显示超声图像的部分区域,例如,区域713和714。确定的颜色可被显示为局部透明,以与超声图像的部分区域重叠。

[0095] 与图7A的示例性实施例相比,在图7B中,超声图像的第一帧(d)和超声图像的第二帧(e)示出具有高僵硬程度的血管。例如,在图7B的血管中,假设第一帧(d)是感兴趣的直径最小时的帧,例如,为5mm,而第二帧(e)是感兴趣的直径最大时的帧,例如,5.3mm。当使用上述等式时,超声系统300可确定松弛率为6%,僵硬程度为94%。

[0096] 松弛率 $= (5.3 - 5.0) / 5.0 = 6\%$

[0097] 僵硬度=100%-松弛率

[0098] 在这种情况下,超声系统300可从颜色图(f)确定对应于图7B的松弛率或僵硬度的颜色。例如,当对应于10%的松弛率的颜色位于颜色图(f)下侧的一端,而对应于5%的松弛率的颜色位于颜色图(f)的另一端时,在上述示例中,超声系统300可选择对应于6%的松弛率的颜色781(位于颜色图(f)两端之间的某位置)。

[0099] 相应地,在图7A和7B的情况下,用户可通过在血管周围的部分区域显示的颜色直观地识别目标血管的僵硬度和松弛率有多高。为方便用户,如图7A和7B的情况所示,颜色图(c)和(f)可与超声图像(a)、(b)、(d)和(e)一起显示。

[0100] 在一些示例性实施例中,超声系统300可使用确定的颜色显示合适的部分区域,并将所述显示保持一段时间。所述时间可以为一个ECG循环或更长时间。当用户识别在合适的区域被保持显示一段时间的颜色时,与合适的颜色不断变化的情况相比,可容易地确定目标血管的僵硬度。

[0101] 在一些示例性实施例中,显示有确定的颜色的部分区域可包括与第一线条对应的第一区域和与第二线条对应的第二区域中的至少一个。第一区域可显示在第一线条上方。例如,当参照图7A中的超声图像的第一帧(a)时,第一区域可以是区域713,区域713包括从第一线条711到(向血管的外部)与第一线条711分开一段距离的位置的区域。类似地,第二区域可以是区域714,区域714包括从第二线条712到(向血管的外部)与第二线条712分开一段距离的位置的区域。

[0102] 可选地,当超声图像根据血管的移动变化时(即,指示血管壁的第一线条和第二线条的位置变化),第一区域和第二区域可对应于第一线条和第二线条的位置的变化而变化。例如,在超声图像的第一帧(a)中,在血管收缩的状态下,第一区域713可显示在起始于第一线条711的位置的区域中,在超声图像的第二帧(b)中,在血管舒张的状态下,第一区域723可显示在起始于第一线条721的位置的区域中。

[0103] 此外,超声系统300可基于第一线条的位移确定第一区域的尺寸。换言之,当第一线条的位移相对较大时,第一区域的尺寸可被确定为相对较大。例如,在图7A中,超声系统300可确定第二帧(b)的第一区域的尺寸,以使第一区域的尺寸与超声图像的第一帧图像(a)的第一线条和第二帧(b)的第一线条之间的位移成正比。对比图7A的情况与图7B的情况,图7A的情况的第一线条的位移大于图7B的情况的位移。相应地,图7A的第二帧(b)的第一区域723的尺寸大于图7B的第二帧(e)的第一区域773的尺寸。

[0104] 在一些示例性实施例中,在第一线条的位移的测量中,超声系统300可通过比较目标血管的直径处于最小值时的帧中第一线条的位置和目标血管的直径处于最大值时的帧中第一线条的位置,来确定第一线条的位移。超声系统300可根据确定的第一线条的位移确定第一区域的尺寸。

[0105] 在另一示例性实施例中,在超声图像的当前帧上显示的第一区域的尺寸的确定中,超声系统300可比较当前帧中的第一线条的位置和先前帧中的第一线条的位置,并根据位移(如比较的结果)确定第一区域的尺寸。在这种情况下,超声图像中的第一区域的尺寸根据血管壁的移动而动态地变化。详细地,当目标血管的僵硬度较低时,第一区域的尺寸的动态变化的程度或速度进一步增大。用户可通过示出第一区域的尺寸的动态变化的程度或速度相对较大的视觉效应来识别目标血管的僵硬度相对较低或松弛率相对较高。

[0106] 在另一示例性实施例中,在超声图像的当前图像帧中显示的第一区域的尺寸的确定的确定中,超声系统300可基于包含于第一线内的多个点的位移确定第一区域的尺寸。为便于说明,合适的多个点被称为多个跟踪(tracking)点。换言之,当包含于第一线中的特定的跟踪点的位移相对较大时,对应于特定的跟踪点的第一区域的一部分可被确定为位于远离特定跟踪点的位置。例如,假设:在图7A中,跟踪点715、725和跟踪点716、726包含于第一线之中,且第一帧与第二帧被彼此比较,若跟踪点716和726之间的位移大于跟踪点715和725之间的位移,则可确定第一区域713和723的尺寸,使得对应于追踪点716和726的部分位于比对应于跟踪点715和725的部分远的位置。

[0107] 图8示出了根据示例性实施例的显示血管臂的移动的超声图像。

[0108] 在图8中,当比较超声图像的第一帧(a)和第二帧(b)时,在第一帧(a)中,包含于第一线中的四个跟踪点813、814、815和816移动到第二帧(b)中的四个其他点823、824、825和826。除四个跟踪点813、814、815和816之外,第一帧(a)中的第一线可包括更多跟踪点。超声系统300可通过使用特定点或线在第二帧(b)中显示每个点的位置的改变方向和变化量。例如,位移线833、834、835和836分别相对于第一线上的点823、824、825和826显示。位移线表示将点823、824、825和826与第一帧中的跟踪点比较时变化的距离和方向。当位移线被显示为相对较长时,表示距离的变化相对较大。

[0109] 在一些示例性实施例中,考虑到跟踪点的变化量相对较小,将跟踪点的位置的变化量放大若干倍,并沿合适的方向显示放大的位移线,因此用户可容易地识别跟踪点的位移的方向和量。

[0110] 此外,在一些示例性实施例中,图8中的位移可以与部分区域一起显示,例如,图7A和7B中的第一区域和第二区域。

[0111] 图9示出了根据示例性实施例的用血管壁的移动显示血管的位移图的图像。

[0112] 在图9的图像的下端示出的曲线图的虚线曲线图(即,平均线)指示包含于设置在图像上部的血管超声图中的第一线和第二线中的多个点之间的间隔在一段时间之内的平均值。为便于说明,包含于第一线和第二线中的多个点之间的间隔的平均值被称为目标血管的直径。由于确定包含于第一线和第二线的多个彼此对应的点之间的间隔的平均值的过程已被参照图6描述,此处省略关于此方法的描述。

[0113] 在虚线曲线图中,当起始点处的位移值为0时(即,该点处的直径为参考直径值),若位移值沿正方向(+)变化,即表示目标血管收缩,因此目标血管的直径变得小于参考直径值。相反,若位移值沿负方向(-)变化,即表示目标血管舒张,因此目标血管的直径变得大于参考直径值。具体地,目标血管的最小直径大约比参考直径值小0.05毫米,最大直径大约比参考直径值大0.25毫米。相应地,目标血管的最小直径和目标血管的最大直径之间的差值可以为0.3mm。

[0114] 超声系统300可通过利用上述获得的最小直径和最大直径之间的差值确定显示在与目标血管的第一线和第二线对应的区域中的颜色。详细地,超声系统300可确定最大间隔与最小间隔的差值相对于目标血管的参考直径值的比率,并根据确定的比率从颜色图确定特定的颜色。

[0115] 根据示例性实施例的超声系统和显示超声图像的方法还可被实施为非暂时性计算机可读记录介质上的计算机可读代码。非暂时性计算机可读记录介质是能够存储随后可

被计算机系统读取的数据的任何数据存储设备。非暂时性计算机可读记录介质的示例包括只读存储器(ROM)、随机存储器(RAM)、CD-ROM、磁带、软盘、光学数据存储设备等。非暂时性计算机可读记录介质还可分布在联网的计算机系统上,以便通过分散的形式存储和执行计算机可读代码。

[0116] 将被理解的是,这里所描述的示例性实施例应当仅仅被视为描述性的含义,而非出于限制的目的。对每个示例性实施例中的特征或方面的描述通常应当被视为可用于其他示例性实施例中的其他相似特征或方面。

[0117] 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,可在不脱离由以上权利要求限定的精神和范围的情况下,做出形式和细节上的各种改变。

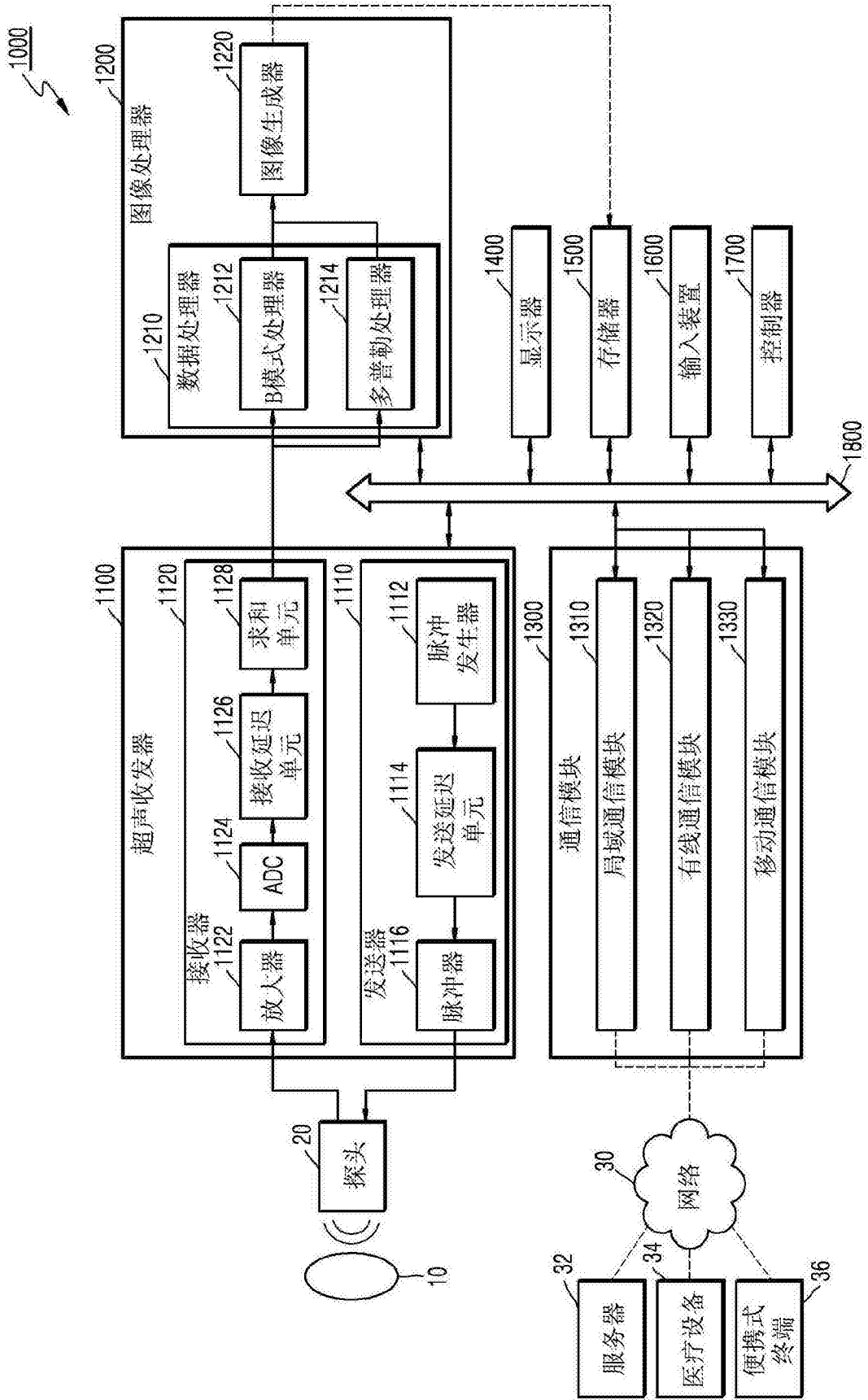


图1

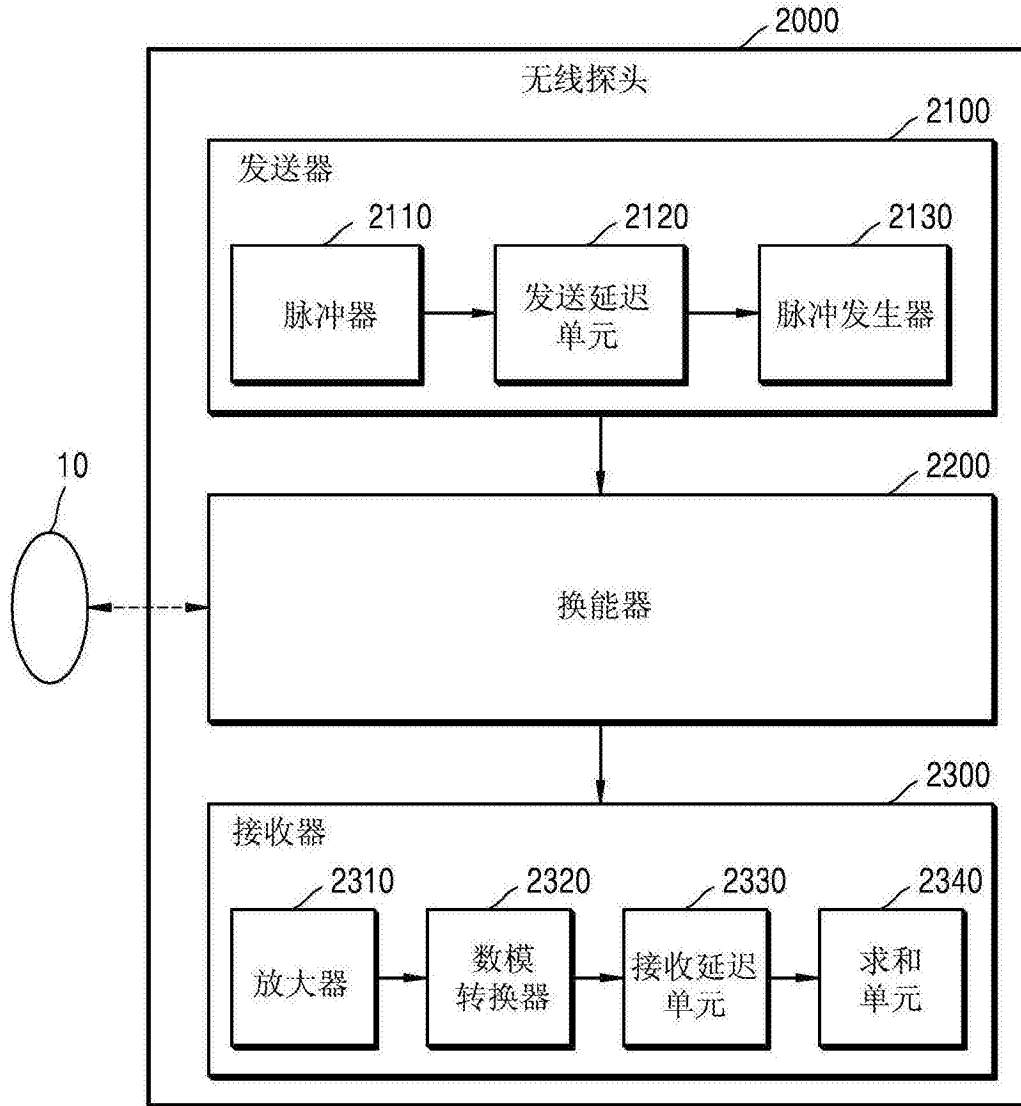


图2

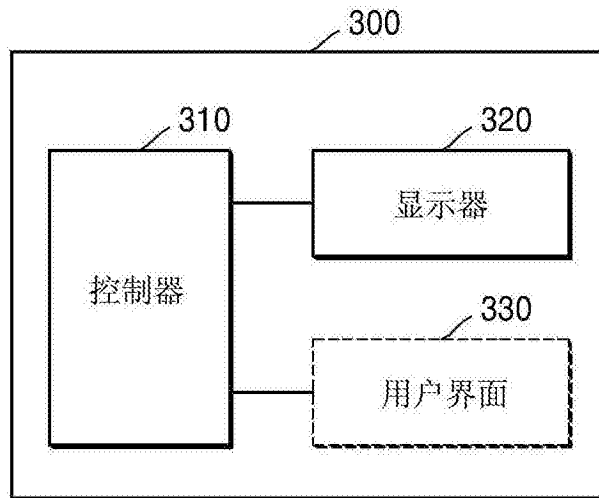


图3

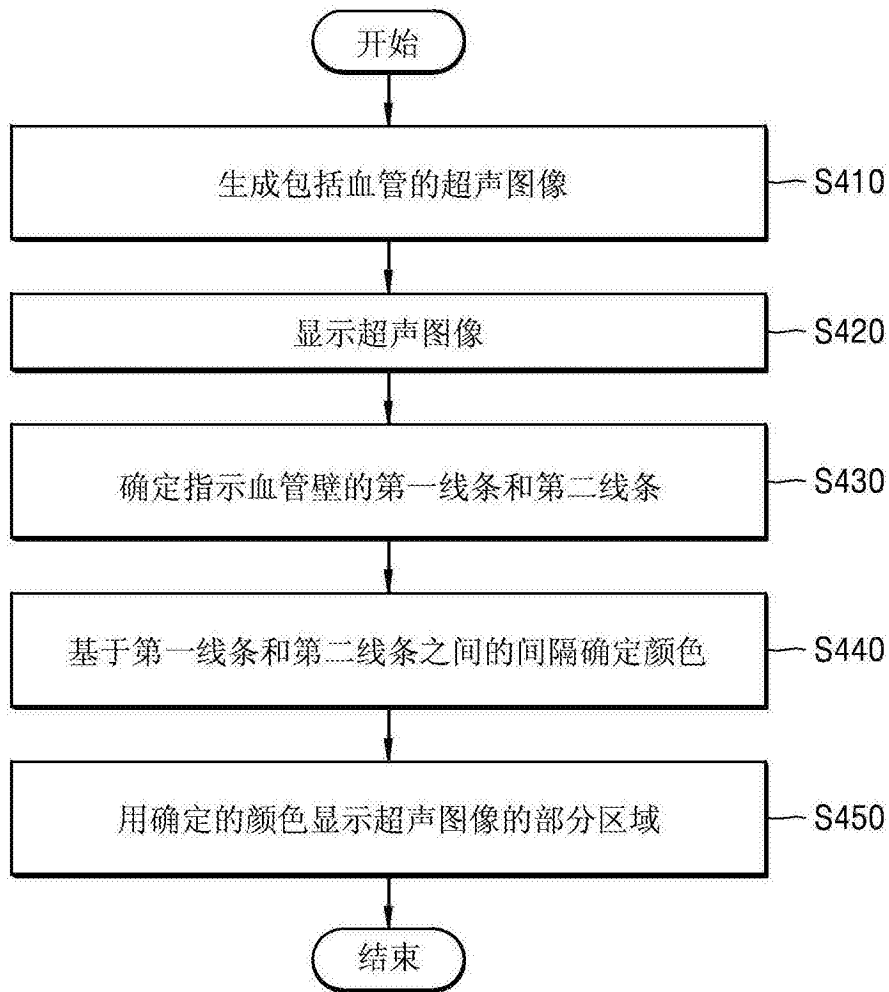


图4

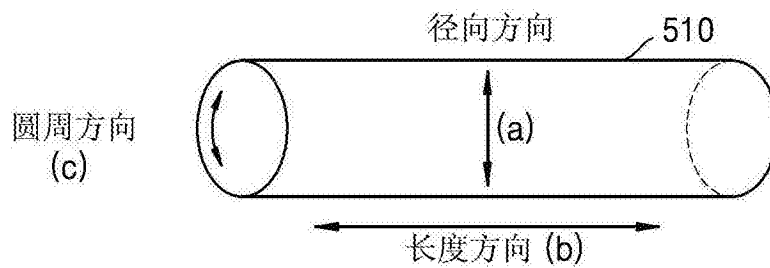


图5

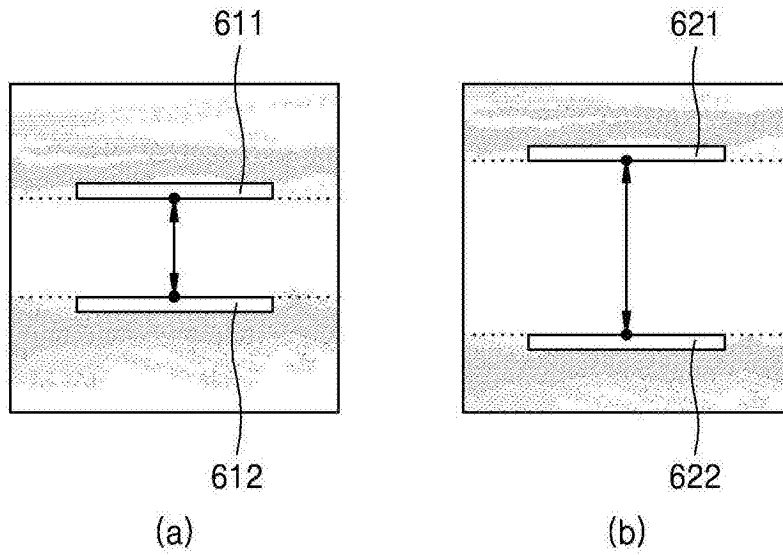


图6

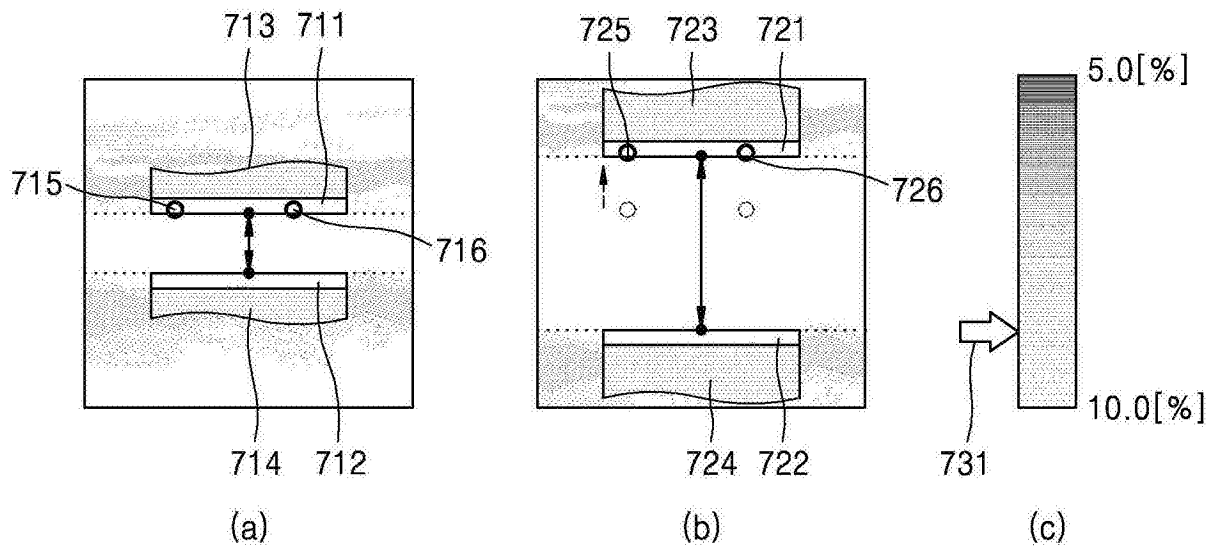


图7A

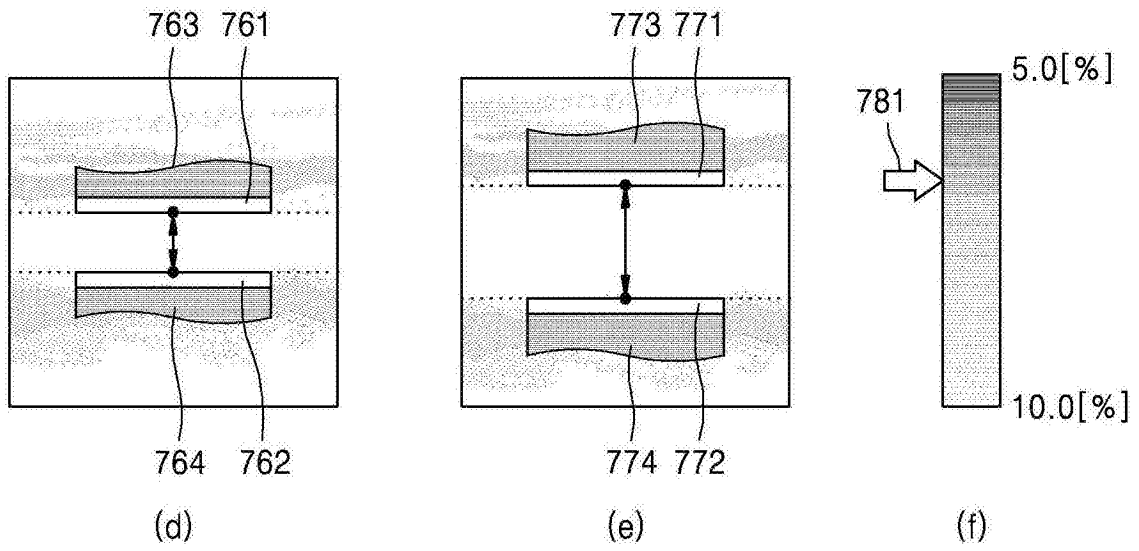


图7B

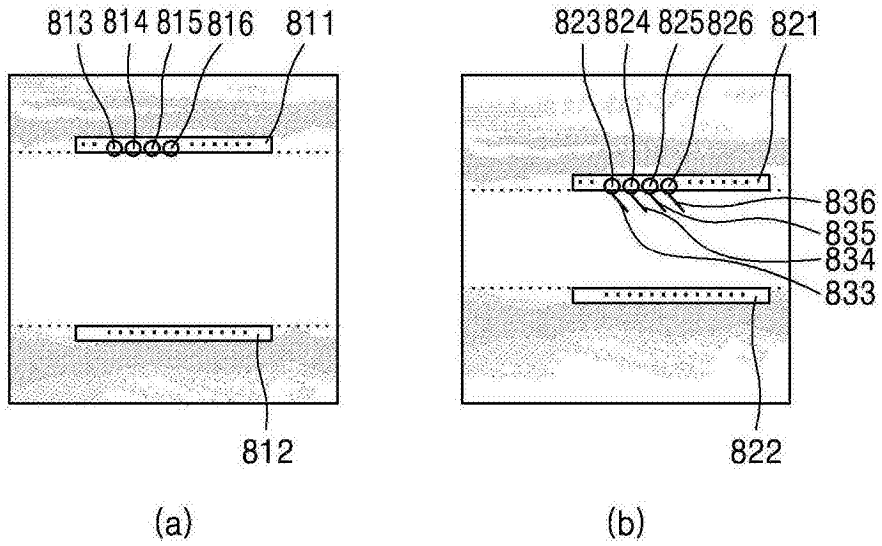


图8

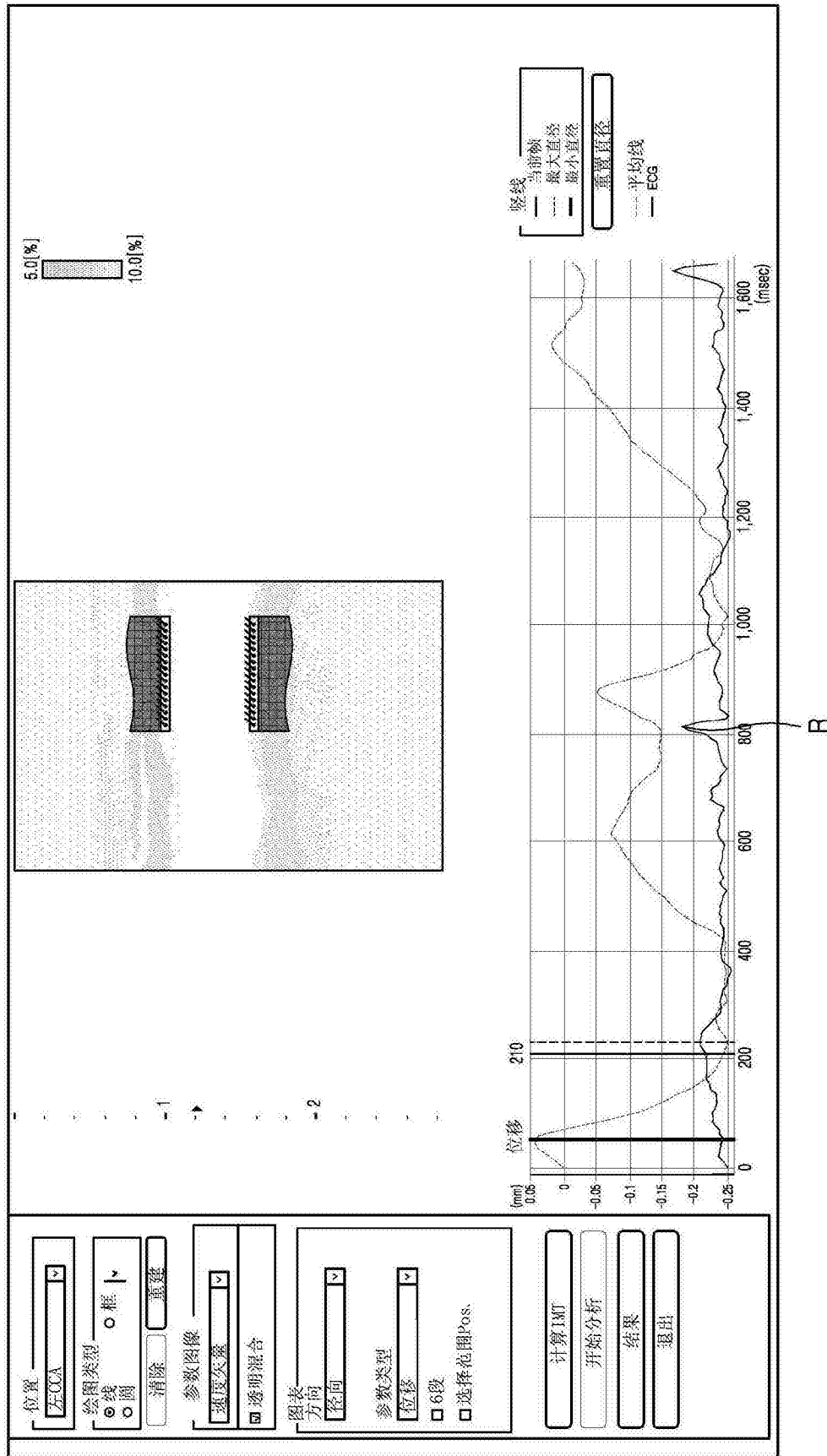


图9

专利名称(译)	用于显示血管僵硬度的超声系统		
公开(公告)号	CN106037811A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610236318.9	申请日	2016-04-15
[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	李真镛 李奉宪 朴成昱 朴秦起 张赫在 郑南植 洪葛璐 沈知永 尹智炫 赵寅廷 许兰		
发明人	李真镛 李奉宪 朴成昱 朴秦起 张赫在 郑南植 洪葛璐 沈知永 尹智炫 赵寅廷 许兰		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B5/02007 A61B8/14 A61B8/4427 A61B8/4472 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5284 A61B8/54 A61B8/06 A61B8 /44 A61B8/4444		
优先权	62/147860 2015-04-15 US 1020150139998 2015-10-05 KR 1020150120538 2015-08-26 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于显示血管僵硬度的超声系统，所述超声系统包括：控制器，控制超声图像的生成，所述超声图像基于从包括血管的对象获得的超声回波信号显示血管；显示器，显示所述超声图像，其中，所述控制器确定第一线条和第二线条，并基于关于所述第一线条和第二线条之间的间隔的变化的信息确定颜色，所述第一线条和第二线条被介于其间的血管的内部空间彼此分开并在所述超声图像中指示血管壁，所述显示器用确定的颜色显示所述超声图像的部分区域。

