



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135570 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680061709.X

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

(22)申请日 2016.10.12

代理人 何巨 孙丽妍

(30)优先权数据

10-2015-0146212 2015.10.20 KR

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2018.04.20

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2016/011412 2016.10.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/069451 EN 2017.04.27

(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 申东国 高达权 金钟植 吴受荣

郭东旭 金建佑 金文暎 朴玄洙

薛贤周 崔世炅 洪焮硕 黄汉成

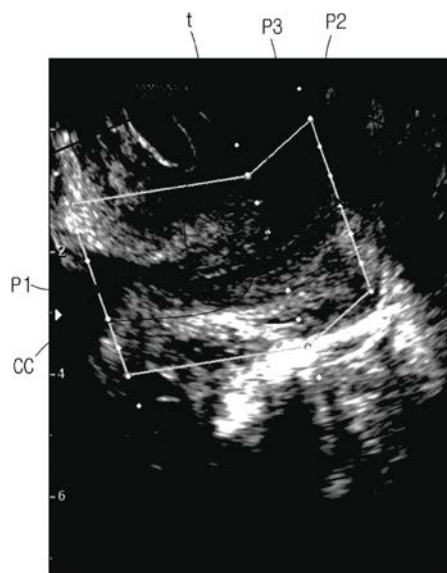
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

超声成像设备和超声成像设备的控制方法

(57)摘要

在此公开一种能够在子宫颈的弹性图像中设置具有与子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域并显示所述感兴趣区域的超声成像设备及其控制方法。所述超声成像设备包括：显示单元，被配置为显示超声弹性图像；以及控制器，被配置为在所述显示单元上显示的子宫颈的所述超声弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点，被配置为基于所述选择的点设置具有与所述子宫颈管的至少一部分的形状对应的形状的感兴趣区域，并且被配置为在所述显示单元上显示所述感兴趣区域。



1. 一种超声成像设备,包括:
显示单元,被配置为显示超声弹性图像;以及
控制器,被配置为在所述显示单元上显示的子宫颈的所述超声弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点,被配置为基于所述选择的点设置具有与所述子宫颈管的至少一部分的形状对应的形状的感兴趣区域,并且被配置为在所述显示单元上显示所述感兴趣区域。
2. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,
所述路径中包括的所述点包括所述子宫的外孔口、所述子宫的内孔口以及所述子宫颈管的特征点中的至少一个。
3. 根据权利要求2所述的超声成像设备,其中,
所述特征点包括与所述子宫颈的弯曲点对应的点。
4. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,
所述控制器设置包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。
5. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,
所述显示单元显示包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。
6. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,
所述控制器计算弹性信息,所述弹性信息包括在所述感兴趣区域中包括所述子宫颈管的第一区域的弹性值与所述第一区域外部的第二区域的弹性值的比。
7. 根据权利要求6所述的超声成像设备,其中,
所述控制器计算所述感兴趣区域中的包括所述子宫颈管的第一区域的弹性值。
8. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,
所述控制器计算所述子宫的外孔口的弹性值、所述子宫的内孔口的弹性值以及所述子宫的所述外孔口的所述弹性值与所述子宫的所述内孔口的所述弹性值的比。
9. 根据权利要求1所述的超声成像设备,所述超声成像设备还包括:
输入单元,被配置为接收输入的命令,以在所述显示单元上显示的所述子宫颈的所述弹性图像中选择与所述子宫颈管对应的路径中包括的点。
10. 一种超声成像设备的控制方法,所述控制方法包括:
接收命令的输入,以在显示单元上显示的子宫颈的弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点;
当选择与所述子宫颈管对应的路径中包括的点时,设置具有与所述子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域;以及
在所述显示单元上显示所述设置的感兴趣区域。
11. 根据权利要求10所述的控制方法,其中,
感兴趣区域的设置包括:设置包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。
12. 根据权利要求10所述的控制方法,其中,
在所述显示单元上显示所述感兴趣区域包括:显示包括与所述路径对应的形状并相对

于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

13. 根据权利要求10所述的控制方法,所述控制方法还包括:

计算弹性信息,所述弹性信息包括在所述感兴趣区域中包括所述子宫颈管的第一区域的弹性值与所述第一区域外部的第二区域的弹性值的比。

14. 根据权利要求10所述的控制方法,所述控制方法还包括:

计算所述感兴趣区域中的包括所述子宫颈管的第一区域的弹性值。

15. 根据权利要求10所述的控制方法,所述控制方法还包括:

计算所述子宫的外孔口的弹性值、所述子宫的内孔口的弹性值、所述子宫的所述外孔口的所述弹性值与所述子宫的所述内孔口的所述弹性值的比以及所述感兴趣区域中包括的特定弹性值分布区域的比例。

超声成像设备和超声成像设备的控制方法

技术领域

[0001] 本公开的实施例涉及一种被配置为通过使用超声波生成对象内部的图像的超声成像设备。

背景技术

[0002] 超声成像设备从对象的表面向对象内部的目标部分辐射超声信号,通过使用从对象反射的超声回波信号无创地获得关于对象的软组织的截面图像或关于对象的血管的图像。

[0003] 与例如X射线设备、计算机断层摄影扫描仪(CT)、磁共振图像(MRI)、诊断核医学设备等其他类型的诊断成像设备相比,超声成像设备紧凑、便宜且立即显示诊断图像。另外,因为没有辐射暴露的风险,所以超声波成像设备是安全的。因此,超声成像设备广泛用于心脏病学、腹部、泌尿科和产科诊所的医学检查。

[0004] 超声成像装置可包括:超声探头,被配置为向对象发送超声信号并接收从对象反射的超声回波信号,以获取对象的超声图像;以及主体,被配置为通过使用从超声波探头接收的超声回波信号生成对象内部的图像。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 因此,本公开的一方面在于提供一种能够在子宫颈的超声弹性图像中设置具有与子宫颈管的形状相对应的形状的感兴趣区(ROI)并且显示ROI的超声波图像装置。

[0007] 技术方案

[0008] 根据本公开的一方面,一种超声成像设备包括:显示单元,被配置为显示超声弹性图像;输入单元,被配置为接收命令的输入,以在所述显示单元上显示的子宫颈的所述弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点;以及控制器,被配置为当经由所述输入单元进行选择与所述子宫颈管对应的路径中包括的所述点时,设置具有与所述子宫颈管的至少一部分的形状对应的形状的感兴趣区域,并且被配置为在所述显示单元上显示所述感兴趣区域。

[0009] 所述路径中包括的所述点可包括所述子宫的外孔口、所述子宫的内孔口以及所述子宫颈管的特征点中的至少一个。

[0010] 所述特征点可包括与所述子宫颈的弯曲点对应的点。

[0011] 所述控制器可设置包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

[0012] 所述显示单元可显示包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

[0013] 所述控制器可计算所述感兴趣区域中的包括所述子宫颈管的第一区域的弹性值与所述第一区域外部的第二区域的弹性值的比。

[0014] 所述控制器可计算所述子宫的外孔口的弹性值、所述子宫的内孔口的弹性值以及所述子宫的所述外孔口的所述弹性值与所述子宫的所述内孔口的所述弹性值的比。

[0015] 根据本公开的另一方面,一种超声成像设备包括:显示单元,被配置为显示子宫颈的弹性图像以及在所述弹性图像中具有与子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域;以及控制器,被配置为计算所述感兴趣区域中的包括所述子宫颈管的第一区域的弹性值与所述第一区域外部的第二区域的弹性值的比。

[0016] 所述控制器可计算所述子宫的外孔口的弹性值、所述子宫的内孔口的弹性值以及所述子宫的所述外孔口的所述弹性值与所述子宫的所述内孔口的所述弹性值的比。

[0017] 所述超声成像设备还可包括:输入单元,被配置为接收命令的输入,以在所述显示单元上显示的所述子宫颈的所述弹性图像中选择与所述子宫颈管对应的路径中包括的点。

[0018] 所述控制器可在经由所述输入单元进行选择与所述子宫颈管对应的路径中包括的所述点时,设置具有与所述子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域,并在所述显示单元上显示所述感兴趣区域。

[0019] 所述路径中包括的所述点可包括所述子宫的所述外孔口、所述子宫的所述内孔口以及所述子宫颈管的特征点中的至少一个。

[0020] 所述特征点可包括与所述子宫颈的弯曲点对应的点。

[0021] 所述控制器可设置包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

[0022] 所述显示单元可显示包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

[0023] 根据本公开的另一方面,一种超声成像设备的控制方法包括:接收命令的输入,以在显示单元上显示的子宫颈的弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点;当选择与所述子宫颈管对应的路径中包括的点时,设置具有与所述子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域;以及在所述显示单元上显示所述设置的感兴趣区域。

[0024] 感兴趣区域的设置可包括设置包括具有与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

[0025] 在所述显示单元上显示所述感兴趣区域可包括显示包括与所述路径对应的形状并相对于与所述子宫颈管对应的所述路径在彼此相反的方向上分开预定距离的边界的感兴趣区域。

[0026] 所述控制方法还可包括:计算所述感兴趣区域中的包括子宫颈管的第一区域的弹性值与所述第一区域外部的第二区域的弹性值的比。

[0027] 所述控制方法还可包括:计算所述子宫的外孔口的弹性值、所述子宫的内孔口的弹性值、所述子宫的所述外孔口的所述弹性值与所述子宫的所述内孔口的所述弹性值的比。

[0028] 发明的有益效果

[0029] 根据本公开的一方面,超声成像设备可通过设置具有与子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域(ROI)有效地获得子宫颈的弹性信息。

[0030] 根据本公开的另一方面,超声成像设备可提供有效信息以通过设置子宫颈周围的第一区域的弹性值与位于第一区域的相对于子宫颈管的外侧的第二区域的弹性值的比来

确定子宫颈的弹性。

附图说明

[0031] 通过下面结合附图对实施例的描述,本公开的这些和/或其他方面将变得显而易见且更容易领会,其中:

[0032] 图1是示出根据本公开的实施例的超声成像设备的外型的示图;

[0033] 图2是示出根据本公开的实施例的超声成像设备的控制框图;

[0034] 图3是详细地示出根据本公开的实施例的超声成像设备的主体的配置的控制框图;

[0035] 图4是示出根据本公开的实施例的作为用于设置感兴趣区域的基础并被包括在与超声弹性图像上显示的子宫颈管对应的路径中的点的示图;

[0036] 图5是示出根据本公开的实施例的具有与超声弹性图像上显示的子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域的示图;

[0037] 图6是示出根据本公开的实施例的设置为获得子宫颈的弹性信息的区域的示图;以及

[0038] 图7是示出根据本公开的实施例的超声成像设备的控制方法的流程图。

具体实施方式

[0039] 现将详细地参考本公开的实施例,其示例在附图中示出,其中,相同的标号始终指示相同的元件。

[0040] 图1是根据本公开的实施例的超声成像设备的外型,图2是示出根据本公开的实施例的超声成像设备的控制框图,以及图3是详细地示出根据本公开的实施例的超声成像设备的主体的配置的控制框图。

[0041] 参照图1,超声成像设备1可包括:超声探头(P),将超声波发送至对象,接收超声回波信号并将超声回波信号转换为电信号;以及主体(M),连接到探头(P),并通过包括输入单元540和显示单元550显示超声图像。探头(P)可经由电缆5被连接到超声成像设备的主体(M)来接收用于控制探头(P)所需的各种信号的输入,或者可将经由探头(P)接收的与超声回波信号对应的模拟信号或数字信号发送到主体(M)。然而,探头(P)的实施例不限于此,因此当通过无线探头实现探头(P)时,探头(P)可经由形成在其间的网络将信号发送到主体(M)/接收来自主体(M)的信号。

[0042] 电缆5的一端可连接到探头(P),5的另一端可连接到结合到主体(M)的狭槽7或从主体(M)的狭槽7拆卸的连接器6。主体(M)和探头(P)可经由电缆5彼此发送/接收控制命令或数据。例如,当用户输入关于焦点深度、孔径的大小和形状或转向角度的信息时,该信息可经由电缆(5)被发送到探头(P)并用于发送装置100的发送波束成形和接收装置200的接收波束成形。此外,如上所述,当通过无线探头实现探头(P)时,探头(P)可经由除了电缆5之外的无线网络连接到主体(M)。当探头(P)经由无线网络连接到主体(M)时,主体(M)可将以上提及的控制命令或数据发送到探头(P)/从探头(P)接收以上提及的控制命令或数据。如图2中所示,主体(M)可包括控制器500、图像处理器530、输入单元540和显示单元550。

[0043] 控制器500可控制超声成像设备1的全部操作。具体地,控制器500可生成控制信号

以控制超声成像设备1的每个组件(例如,如图2中所示的发送装置100、T/R开关10、接收装置200、图像处理器530和显示单元550),并控制上述组件中的每个的操作。根据图2和图3中示出的实施例,在超声成像设备中,发送和接收波束成形器可被包括在探头(P)而非主体中,但发送和接收波束成形器可被包括主体而非探头(P)中。

[0044] 控制器500可计算关于形成超声换能器阵列(TA)的多个超声换能器元件60的延迟分布(delay profile),并且可基于所计算的延迟分布根据对象的焦点和超声换能器阵列(TA)中包括的多个超声换能器元件60的距离差来计算时间延迟值,控制器500可允许通过控制发送和接收波束成形器发送和接收将要生成的信号。

[0045] 控制器500可通过根据经由输入单元540输入的用户指令或命令生成控制命令以控制超声成像设备1中的每个组件来控制超声成像设备1。根据实施例,控制器500可在超声弹性图像中将(ROI)感兴趣区域设置为与ROI对应的形状,而不在超声弹性图像中将ROI设置为包括ROI的圆形或方形形状。例如,控制器可在子宫颈的超声弹性图像中设置具有与作为感兴趣的对象的子宫颈的形状对应的形状ROI,并可在显示单元上显示超声弹性图像中的ROI。将描述其描述。

[0046] 图像处理器530可基于通过接收装置200集中的超声信号生成对象内部的目标部分的超声图像。

[0047] 参照图3,图像处理器530可包括图像生成器531、信号处理器533、扫描转换器535、存储单元537和体积绘制单元539。

[0048] 图像生成器531可基于通过接收装置200集中的超声信号生成相干二维图像或相干三维图像。

[0049] 信号处理器533可根据例如B-模式或多普勒模式的诊断模式将由图像生成器531产生的相干图像信息转换为超声图像信息。例如,当诊断模式设置为B模式时,信号处理器533可执行例如A/C转换的过程,并可实时生成针对B模式图像的超声图像信息。此外,当诊断模式设置为D模式时,信号处理器533可从超声信号中提取相位变化信息、计算信息,例如与截面图像中的每个点对应的血流的速度、能量和分布,并实时生成针对D模式图像的超声图像信息。

[0050] 当诊断模式设置为弹性模式时,信号处理器533可从连续的超声图像估计出变化图像,提取发生组织变化的点,并计算该变化的移动速度。在这种情况下,可通过利用计算散播的变化程度来比较连续的超声图像检测出组织的变化。信号处理器533可从每个变化图像识别图像中的横向波的位置,估计横向波的传播速度,并基于横向波的传播速度计算剪切模量。可通过将介质的密度乘以横向波的传播速度的平方来计算剪切模量。信号处理器533可将剪切模量计算为弹性,并可基于计算的弹性生成超声弹性信息。超声弹性图像可包括根据ROI的弹性预先确定的颜色,并可通过以三维图像或波显示的光谱图像来实现超声弹性图像。根据实施例,可通过使用外部压力或者通过使用例如由子宫颈附近的血管产生的压力的内部压力生成弹性图像。

[0051] 扫描转换器535可将从信号处理器533输入或存储在存储单元537上的转换后的超声图像信息转换为用于显示单元550的通常的视频信号,并可将通常的视频信号发送到体积绘制单元539。

[0052] 存储单元537可暂时或非暂时性地存储由信号处理器533转换的超声图像信息。

[0053] 体积绘制单元539可基于从扫描转换器535发送的视频信号执行绘制,通过校正绘制的图像信息生成最终的结果图像,并将生成的结果图像发送到显示单元550。

[0054] 输入单元540可设置为允许用户输入关于超声成像设备1的操作的命令。用户可输入或设置超声诊断开始命令、诊断模式选择命令(例如亮度模式(B模式)、运动模式(M模式)、多普勒模式(D模式)、弹性模式和三维模式)以及包括ROI的大小和位置的ROI设置信息。

[0055] B模式可显示对象内部的截面图像,并可利用亮度差异显示回声强的部分和回声弱的部分。可基于从几十至几百个扫描线获得的信息形成B模式图像。

[0056] M模式可利用图像显示关于对象的截面图像(B模式图像)中的特定部分(M线)的生物信息(例如,亮度信息)如何随着时间流逝而改变,通常,B模式图像和M模式图像可同时显示在单个屏幕上,以使用户通过比较和分析两个数据来进行正确的诊断。

[0057] D模式可通过使用多普勒效应来显示图像,多普勒效应为从运动对象发出的声的频率的变化。使用多普勒效应的D模式可分为功率多普勒成像模式(PDI模式)、色流模式(S模式)和DPDI模式。

[0058] PDI模式可利用图像显示多普勒信号的强度或结构的数量(血液中的红细胞),并且由于对入射角度不太敏感,PDI模式可具有无混叠效应,并且由噪声导致的图像衰减较少。此外,由于PDI模式记录反射的多普勒能量,PDI模式可能非常敏感,以便检测小血管和具有低速度的血流。

[0059] 色流模式(S流)可提供指示二维分布中的多普勒信号的功率的PDI以及指示呈二维分布的多普勒信号的速度的速度图像。S流图像除了可实时显示血流之外,S流图像可显示包括从大血管中的高速血流到小血管中的低速血流的血流的综合状况。

[0060] DPDI可显示指示呈二维分布的多普勒信号的方向信息的方向图像。因此,在DPDI模式中,检测关于血流的信息的效果可比PDI模式更准确。此外,可生成关于D模式图像的M模式图像。

[0061] 弹性模式可表示通过使用弹性成像获得对象的超声弹性图像的方法。由于作为例如恶性肿瘤较硬的组织,结构的弹性降低,因此弹性成像可被配置为分析变性的组织的差异减小。超声弹性图像可表示指示组织在数量上的刚度的图像。具体地,弹性模式可广泛地用于例如子宫颈检查、乳腺癌检查或前列腺癌检查的检查中。

[0062] 三维模式可表示指示包括表示深度、面积和高度的X、Y和Z值的几何实体或空间的图像,并可指示三维感觉或三维效果的一系列图像表示为三维形状。例如,通过使用三维模式的三维效果,用户可显示胎儿的面部形状,并可指示胎儿的面部提供给父母。

[0063] 输入单元540可包括被配置为允许用户输入数据、指令和命令的各种工具,例如,键盘、鼠标、轨迹球、平板或触摸屏模块。

[0064] 显示单元550可显示超声诊断所需的菜单和指导以及在超声诊断过程中获得的超声图像。显示单元550可显示在图像处理器530中生成的对象内部中的目标部分的超声图像。显示单元550中显示的超声图像可以是B模式的、弹性模式或三维模式的超声图像。显示单元550可根据上述模式显示各种超声图像。当显示超声弹性图像时,显示单元550可显示根据ROI中的每个点的弹性(例如,剪切模量)预定的颜色。例如,显示单元550可在超声弹性图像中将弹性低的例如肿瘤的点指示为红色,将弹性高的点指示为绿色。预定的颜色不限

于红色和绿色,而是可根据用户的设置将预定的颜色设置为各种颜色。此外,显示单元550可将数字化的ROI中的每个点的弹性显示给用户。

[0065] 显示单元550可通过例如阴极射线管(CRT)和液晶显示器(LCD)的各种显示方法来实现。

[0066] 根据实施例,如图2中所示,探头(P)可包括换能阵列(TA)、T/R开关10、发送装置100和接收装置200。换能阵列(TA)可设置在探头(P)的端部中。超声换能阵列(TA)可表示以一维阵列或二维阵列设置的多个超声换能元件60。超声换能阵列(TA)可利用通过施加脉冲信号或A.C的振动生成超声。超声换能器阵列(TA)中生成的超声可作为点被发送到对象内部中的多个目标部分。也就是说,生成的超声可通过多聚焦被发送到多个目标部分。

[0067] 超声换能器阵列(TA)中生成的超声可被对象内部中的目标部分反射,然后返回到超声换能阵列(TA)。超声换能阵列(TA)可接收被目标部分反射之后返回的超声回波信号。当超声回波信号到达时,超声换能阵列(TA)可以以与超声回波信号的频率对应的特定的频率振动,并输出与振动频率对应的A.C。因此,超声换能阵列(TA)可将接收的超声回波信号转换为特定的电信号。由于每个元件60接收超声回波信号并输出电信号,因此超声换能器阵列(TA)可在多个频道中输出电信号。

[0068] 超声换能器可通过使用磁性材料的磁致伸缩效应的磁致伸缩超声换能器、使用压电材料的压电效应的压电超声换能器或使用几百或几千的微机械薄膜的振动来发送并接收超声波的电容式微机械超声换能器(cMUT)中的任意一个来实现。此外,可采用被配置为根据电信号生成超声或被配置为根据超声生成电信号的换能器作为超声换能器的示例。

[0069] 例如,根据实施例,超声换能元件60可包括压电谐振器或薄膜。当从电源施加A.C时,压电谐振器或薄膜可根据施加的A.C以特定频率振动并根据振动频率生成具有特定频率的超声。相反地,当具有特定频率的超声回波信号被接收到压电谐振器或薄膜时,压电谐振器或薄膜可根据超声回波信号而振动,并输出具有与振动频率对应的频率的A.C。

[0070] 发送装置100可将发送脉冲施加到超声换能器阵列(TA),并使超声换能器阵列(TA)将超声信号发送到对象内部的目标部分。发送装置可包括发送波束成形器和脉冲发生器。

[0071] 发送波束成形器110可根据控制器500的主体(M)的控制信号形成发送信号模式,并将发送信号模式输出到脉冲发生器120。发送波束成形器110可基于关于形成超声换能器阵列(TA)的超声换能器元件60中的每个的通过控制器500计算的时间延迟值形成发送信号模式,并形成的发送信号模式发送到脉冲发生器120。

[0072] 接收装置可执行关于通过超声换能器阵列(TA)接收的超声回波信号的特定过程并执行发送波束成形。接收装置200可包括接收信号处理器和接收波束成形器。在超声换能器阵列(TA)中转换后的电信号可被输入到接收信号处理器。接收信号处理器可在执行信号处理或时间延迟处理之前放大从超声回波信号转换的电信号,根据深度调节增益或补偿衰减。具体地,接收信号处理器可包括:低噪音放大器(LNA),被配置为减小从超声换能器阵列(TA)输入的电信号中的噪声;以及可变增益放大器(VGA),被配置为根据输入信号控制增益值。VGA可采用被配置为根据与焦点的距离补偿增益的时间增益补偿(TGC),但不限于此。

[0073] 接收波束成形器可对从接收信号处理器输入的电信号执行波束成形。接收波束成形器可通过叠加从接收信号处理器输入的电信号的方法加强信号的强度。接收波束成形器

的波束成形信号可通过穿过模拟/数字转换器而被转换为数字信号,并被发送到主体(M)的图像处理器530。当模拟/数字转换器设置在主体(M)中时,通过接收波束成形器执行波束成形的模拟信号可被发送到主体(M)并在主体(M)中转换为数字信号。接收波束成形器可以是数字波束成形器。数字波束成形器可包括:存储单元,被配置为对模拟信号进行采样并存储模拟信号;采样周期控制器,被配置为控制采样周期;放大器,被配置为调整采样的大小;抗混叠低通滤波器,被配置为防止采样之前的混叠;带通滤波器,被配置为选择期望的频带;内插滤波器,被配置为在执行波束成形时增加采样速率;以及高通滤波器,被配置为去除DC分量或低频带中的信号。

[0074] 如上所述,根据实施例,超声成像设备可在超声弹性图像中将ROI设置为与感兴趣的对象的形状对应的形状,而不是简单地将ROI设置为包括感兴趣的对象的圆形或方形形状。例如,在子宫颈的超声弹性图像中,超声成像设备可设置具有与作为子宫颈的感兴趣的对象的形状对应的形状的ROI,并可在显示单元上显示的超声弹性图像中显示ROI。图4是示出根据本公开的实施例的作为用于设置感兴趣区域的基础并被包括在与超声弹性图像上显示的子宫颈管对应的路径中的点的示图,图5是示出根据本公开的实施例的具有与超声弹性图像上显示的子宫颈管的形状对应的形状的兴趣区域的示图。

[0075] 图4的超声弹性图像是子宫颈的弹性图像,可设置包括子宫颈的ROI以获得子宫颈的弹性信息。

[0076] 根据实施例,超声成像设备可经由输入单元接收作为设置ROI的基础的命令的输入。此外,当显示单元设置有触摸面板时,可通过触摸经由显示单元输入命令。

[0077] 如图4中所示,超声弹性图像上显示的子宫颈管可具有弯曲的形状。当在不考虑感兴趣的对象(例如,子宫颈)的形状的情况下以传统方式设置ROI时,ROI可被设置为与感兴趣的对象的形状不对应的圆形形状或方形形状。当ROI被设置为具有与感兴趣的对象的形状不同的形状时,可能难以获得子宫颈的更准确的弹性信息。根据实施例,可通过输入单元接收命令以设置与超声弹性图像中显示的子宫颈管的形状对应的ROI。也就是说,如图4中所示,可通过输入单元接收用于选择穿过与子宫颈管的形状对应的路径的多个点的命令。

[0078] 在解剖学上,子宫颈的起始和结束分别与子宫的外孔口和子宫的内孔口对应。因此,在超声弹性图像中,当接收选择与子宫的内孔口对应的点(P1)以及与子宫的外孔口对应的点(P2)的命令时,控制器可通过使用所选择的点计算子宫颈管的路径。例如,控制器可计算将子宫颈的外孔口连接到子宫颈的内孔口的线作为子宫颈管的路径。当子宫颈如上所述弯曲时,可接收另外地选择弯曲点(P3)的命令,以计算与子宫颈管的形状对应的路径。也就是说,当接收选择与子宫的外孔口对应的点(P2)、与子宫的内孔口对应的点(P1)以及弯曲点(P3)的命令时,控制器可确定与具有弯曲形状的子宫颈管对应的路径(t)。

[0079] 如上所述,选择子宫颈的外孔口、子宫颈的内孔口以及弯曲点以确定与子宫颈管对应的路径,但是选择的点不限于此。

[0080] 控制器可通过确定合适的点以生成与子宫颈管对应的路径,并将该点显示在显示单元上来帮助用户的选择。在这种情况下,控制器可至少确定包括确定为子宫颈管的形状的特征点的点(例如,上述弯曲点),并将该点显示在显示单元上。用户可选择显示单元上显示的点或另一点。此外,控制器可自动地生成与子宫颈管对应的路径而无需经由输入单元进行输入,并且基于路径选择ROI。

[0081] 如上所述,当经由输入单元选择子宫颈管的多个点时,控制器可通过使用选择的点生成与子宫颈管的形状对应的路径,并通过使用生成的路径设置ROI。可根据用户的设置将生成的路径显示在超声弹性图像上或可不显示生成的路径。

[0082] 如图5中所示,控制器可生成如下边界并可通过连接生成的边界生成ROI:该边界具有与该路径对应的形状,并相对于与子宫颈管对应的路径在彼此相反的方向上分开预定距离。可基于子宫颈的解剖信息预先确定路径和边界之间的距离。参照图5上显示的图像,ROI可在显示单元上显示为具有多边形形状,该多边形形状通过具有与路径相同的形状的上边界(R1)、具有与路径相同的形状的下边界(R2),将上边界连接到下边界的左边界(R3)和右边界(R4)形成。上述设置ROI的方法可应用于三维超声图像。用户可通过经由输入单元输入的命令或通过经由显示单元利用触摸输入的命令来调整在显示单元上显示的ROI的形状和尺寸。

[0083] 如图5中所示,当设置与子宫颈的形状对应的ROI时,可计算子宫颈的具有更高可靠性的弹性信息。

[0084] 图6是示出根据本公开的实施例的设置为获得子宫颈的弹性信息的区域的示图。

[0085] 图6示意性地示出了子宫颈(c)的形状。在图6中,子宫颈管称为“cc”,子宫颈管的外部可表示子宫颈管周围的组织。

[0086] 当设置ROI时,控制器可计算包括子宫颈管和子宫颈管的周围组织的部分的第一区域(d1)的弹性值以及第一区域的外部的第二区域(d2)的弹性值,然后可计算第一区域的弹性值与第二区域的弹性值的比。可通过使用子宫颈的弹性信息确定早产的风险,根据图6中所示的方法计算的弹性信息可用作确定早产风险的更准确的指标。

[0087] 控制器可计算子宫的外孔口的弹性值、子宫的内孔口的弹性值以及子宫的外孔口的弹性值与子宫的内孔口的弹性值的比,并可计算ROI中包括的特定区域的比例和弹性值,或弹性值分布区域的比例以及上述弹性信息。信息可被显示在显示单元上。

[0088] 图7是示出根据本公开的实施例的超声成像设备的控制方法的流程图。

[0089] 参照图7,在子宫颈的超声弹性图像(800)显示于显示单元上的状态下,当接收在弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点的命令(810)时,控制器可设置具有与子宫颈管的形状对应的形状的ROI(820),并可在子宫颈的超声弹性图像中显示ROI(830)。

[0090] 如图4中所示,超声弹性图像上显示的子宫颈管可具有弯曲的形状。当在不考虑感兴趣的对象(例如,子宫颈)的形状的情况下以传统方式设置ROI时,ROI可被设置为与感兴趣的对象形状不对应的圆形形状或方形形状。当ROI设置为具有与感兴趣的对象形状不同的形状时,可能难以获得子宫颈的更准确的弹性信息。根据实施例,可通过输入单元接收命令以设置与超声弹性图像中显示的子宫颈的形状对应的ROI。也就是说,如图4中所示,可通过输入单元接收用于选择穿过与子宫颈管的形状对应的路径的多个点的命令。

[0091] 在解剖学上,子宫颈的起始和结束分别与子宫的外孔口和子宫的内孔口对应。因此,在超声弹性图像中,当接收选择与子宫的内孔口对应的点(P1)以及与子宫的外孔口对应的点(P2)的命令时,控制器可通过使用所选择的点计算子宫颈管的路径。例如,控制器可计算子宫的外孔口连接到子宫的内孔口的线作为子宫颈管的路径。当子宫颈如上所述弯曲时,可接收另外地选择弯曲点(P3)的命令,以计算与子宫颈管的形状对应的路径。也就是说,当接收选择与子宫的外孔口对应的点(P2)、与子宫的内孔口对应的点(P1)以及弯曲

点(P3)的命令时,控制器可确定与具有弯曲形状的子宫颈管对应的路径(t)。

[0092] 如上所述,选择子宫颈的外孔口、子宫颈的内孔口以及弯曲点以确定与子宫颈管对应的路径,但是选择的点不限于此。

[0093] 控制器可通过确定合适的点以生成与子宫颈管对应的路径,并将该点显示在显示单元上来帮助用户的选择。在这种情况下,控制器可至少确定包括确定为子宫颈管的形状的特征点的点(例如,上述弯曲点),并将该点显示在显示单元上。用户可选择显示单元上显示的点或另一点。此外,控制器可自动地生成与子宫颈管对应的路径而无需经由输入单元进行输入,并且基于路径选择ROI。

[0094] 如上所述,当经由输入单元选择子宫颈管的多个点时,控制器可通过使用选择的点生成与子宫颈管的形状对应的路径,并通过使用生成的路径设置ROI。可根据用户的设置将生成的路径显示在超声弹性图像上或可不显示生成的路径。

[0095] 如图5中所示,控制器可生成如下边界并可通过连接生成的边界生成ROI:该边界具有与该路径对应的形状,并相对于与子宫颈管对应的路径在彼此相反的方向上分开预定距离。可基于解剖信息预先确定路径和边界之间的距离。参照图5上显示的图像,ROI可在显示单元上显示为具有多边形形状,该多边形形状通过具有与路径相同的形状的上边界(R1)、具有与路径相同的形状的下边界(R2),将上边界连接到下边界的左边界(R3)和右边界(R4)形成。上述设置ROI的方法可应用于三维超声图像。用户可通过经由输入单元输入的命令或通过经由显示单元利用触摸输入的命令来调整在显示单元上显示的ROI的形状和尺寸。

[0096] 当设置ROI时,控制器可计算子宫颈的第一区域的弹性值与子宫颈的第二区域的弹性值的比(840)。

[0097] 图6示意性地示出了子宫颈的形状。在图6中,子宫颈管称为“cc”,子宫颈管的外部可表示子宫颈管周围的组织。

[0098] 当设置ROI时,控制器可计算包括子宫颈管和子宫颈管的周围组织的部分的第一区域(d1)的弹性值以及第一区域的外部的第二区域(d2)的弹性值,然后可计算第一区域的弹性值与第二区域的弹性值的比。可通过使用子宫颈管的弹性信息确定早产的风险,根据图6中所示的方法计算的弹性信息可用作确定早产风险的更准确的指标。

[0099] 控制器可计算子宫的外孔口的弹性值、子宫的内孔口的弹性值以及子宫的外孔口的弹性值与子宫的内孔口的弹性值的比,并可计算ROI中包括的特定区域的弹性值和比例,以及上述弹性信息。信息可被显示在显示单元上。

[0100] 虽然以上示出并描述了本公开的一些实施例,但将领会的是,在不脱离由权利要求和其等同物所限定范围的本公开的原理和精神的情况下,本领域的技术人员可在这些实施例中做出变化。

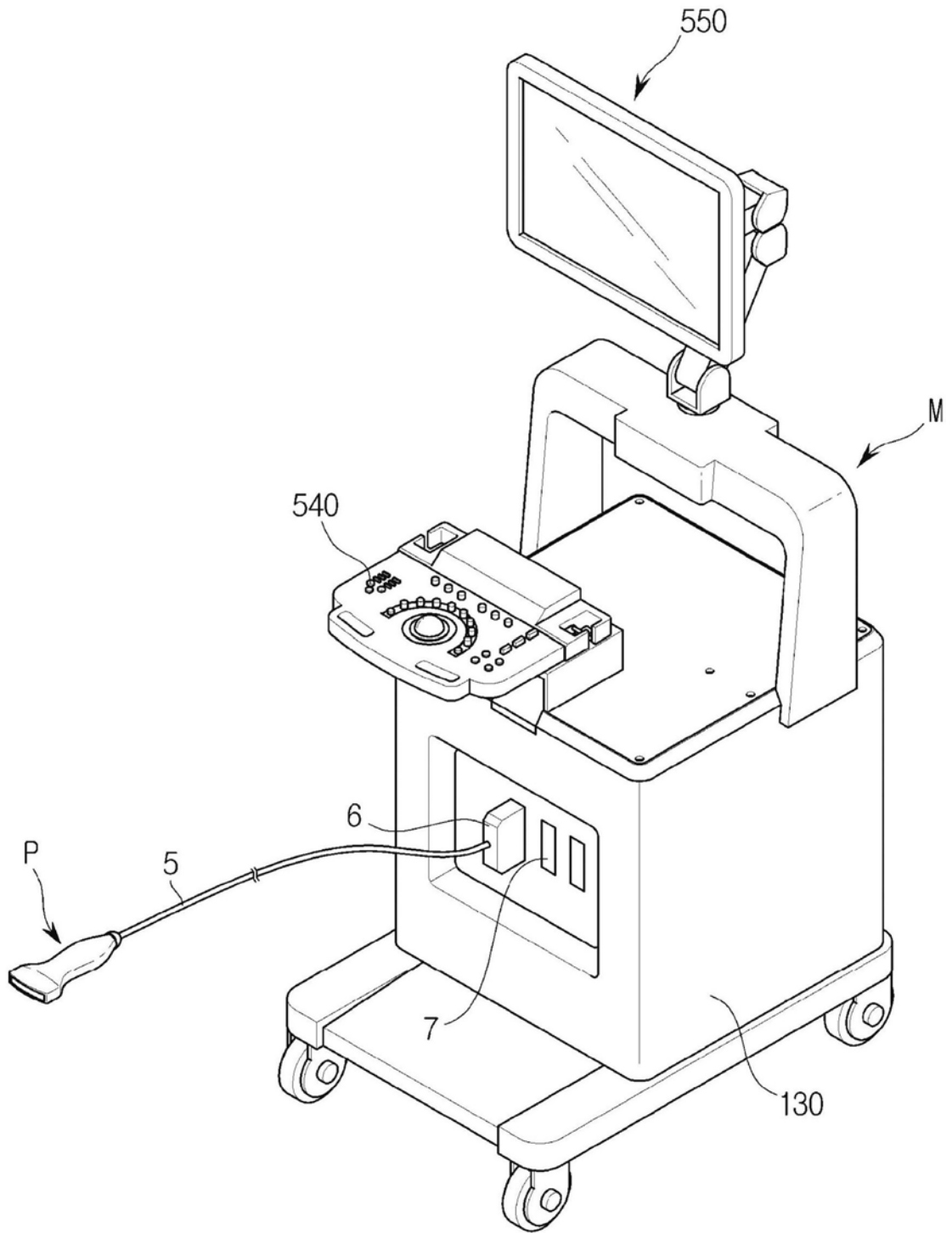


图1

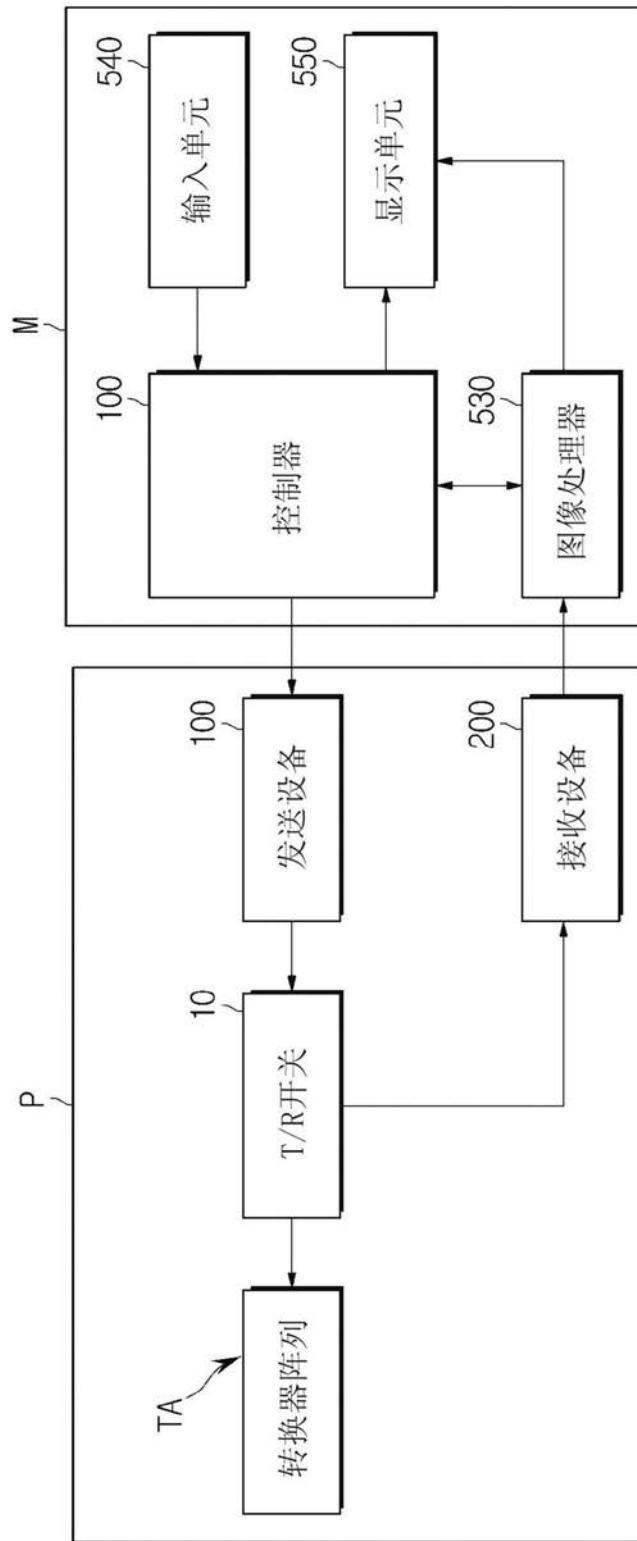


图2

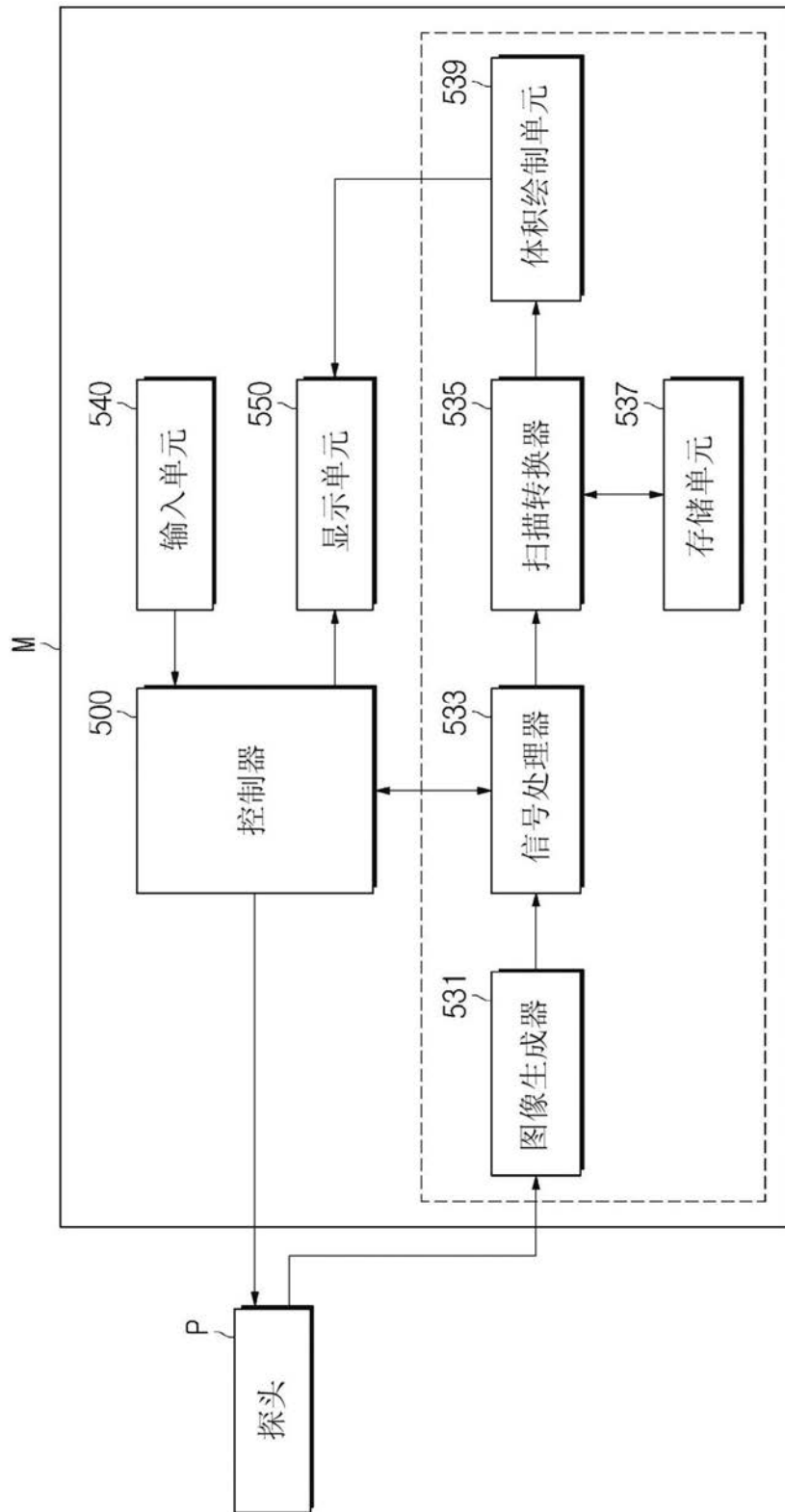


图3

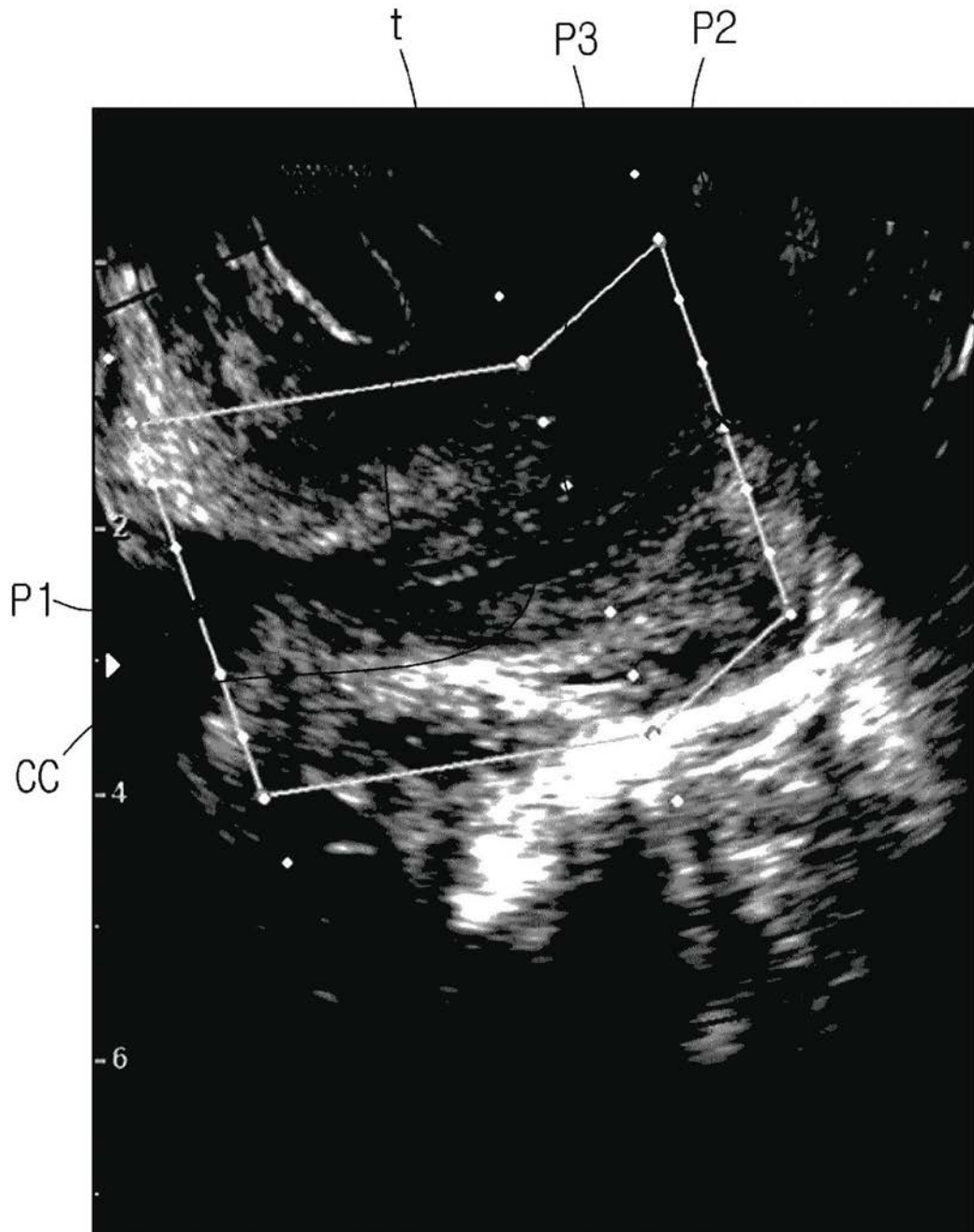


图4

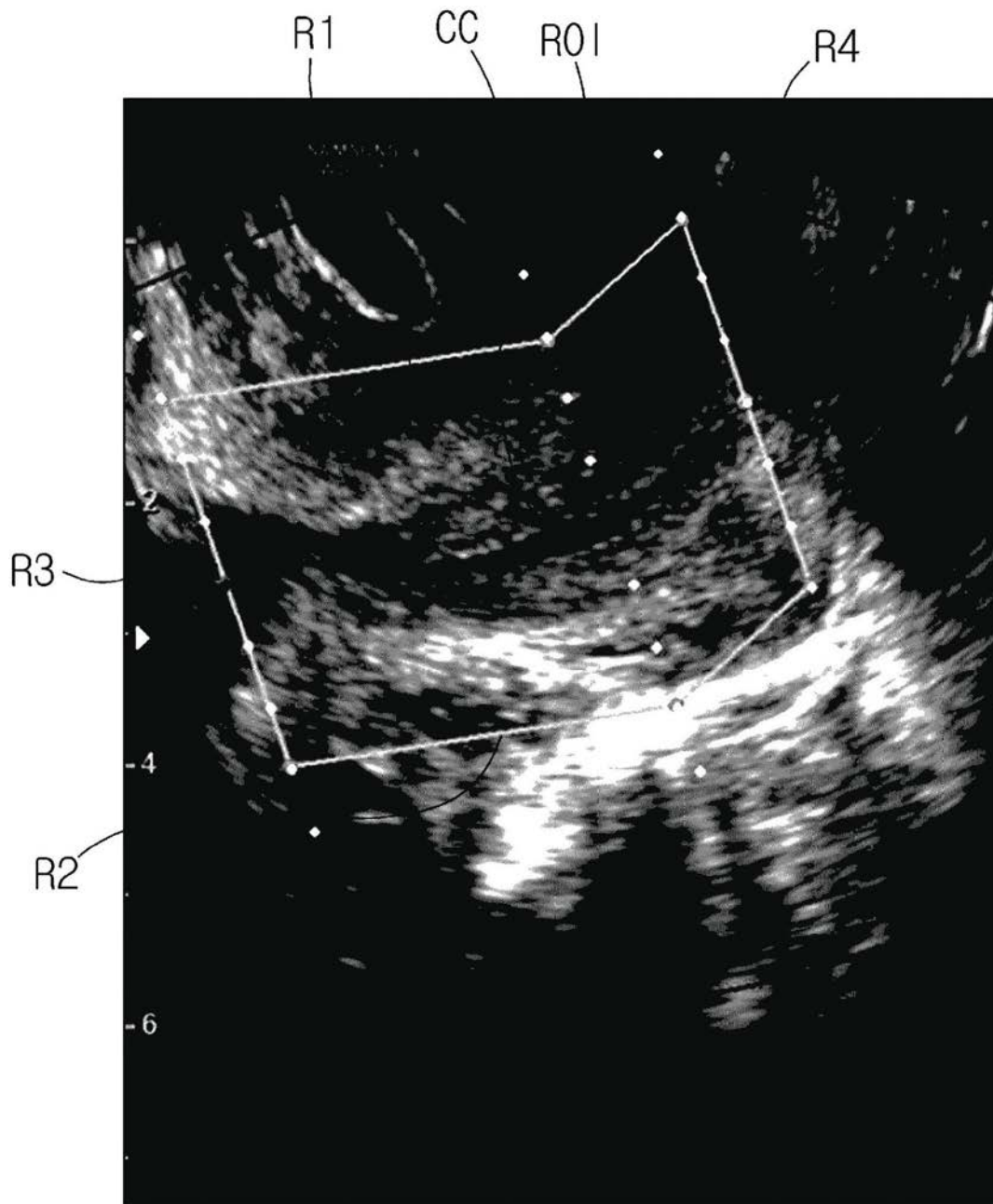


图5

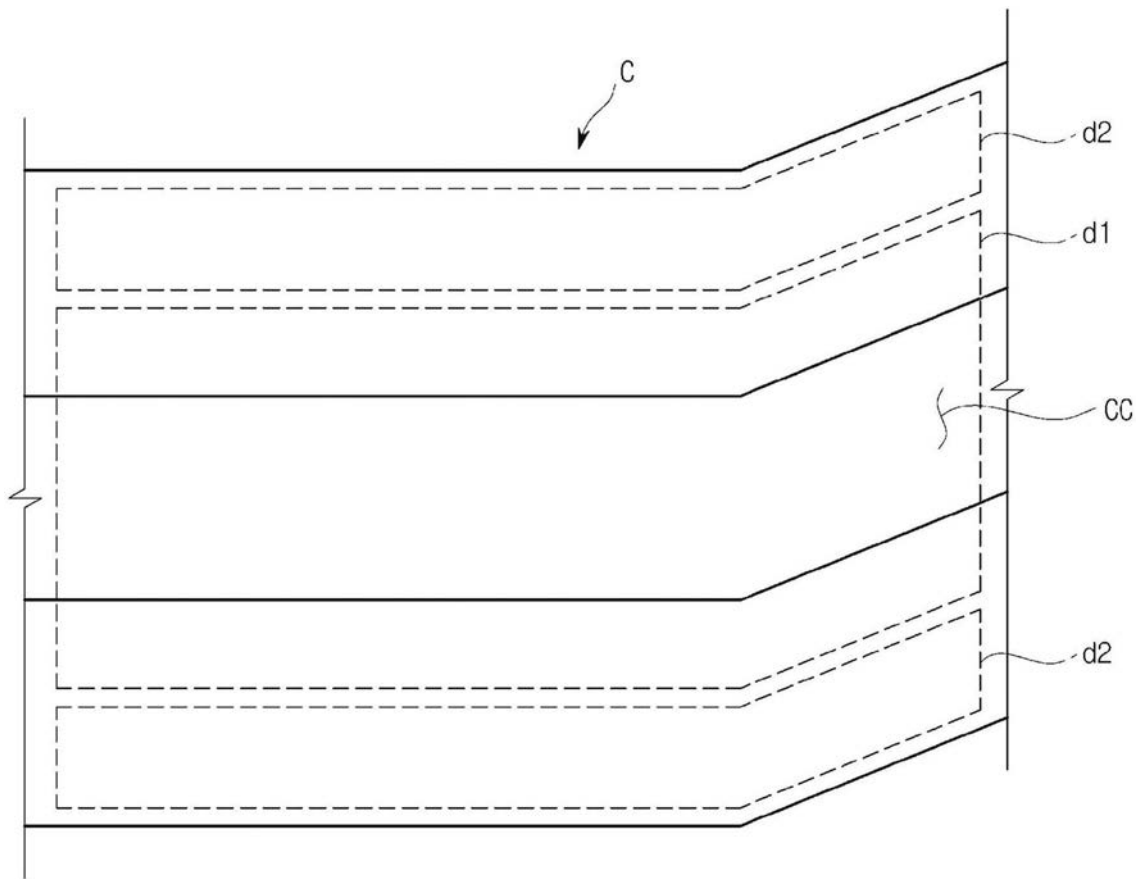


图6

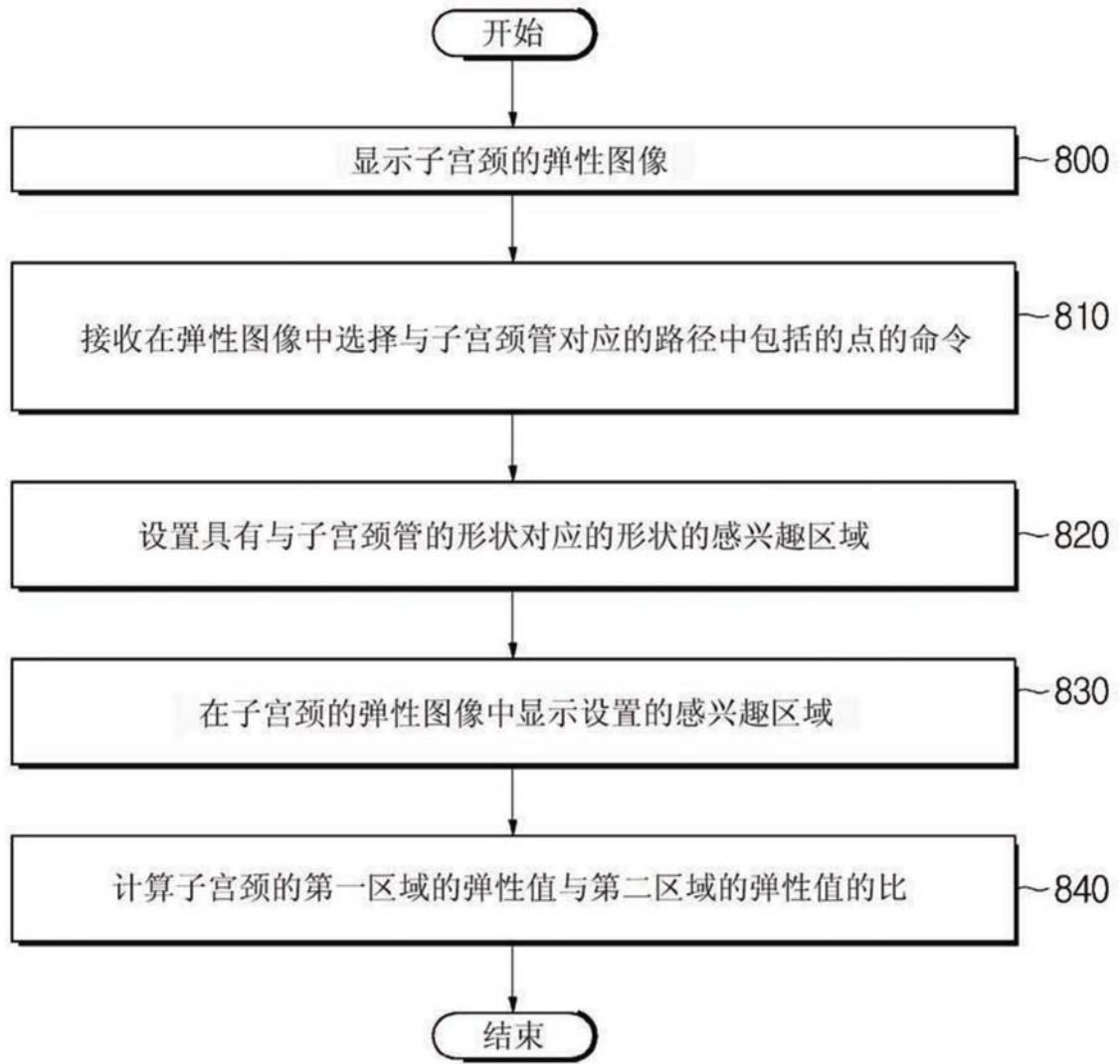


图7

专利名称(译)	超声成像设备和超声成像设备的控制方法		
公开(公告)号	CN108135570A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680061709.X	申请日	2016-10-12
[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	申东国 高达权 金钟植 吴受荣 郭东旭 金建佑 金文暎 朴玄洙 薛贤周 崔世灵 洪竣硕 黄汉成		
发明人	申东国 高达权 金钟植 吴受荣 郭东旭 金建佑 金文暎 朴玄洙 薛贤周 崔世灵 洪竣硕 黄汉成		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/0866 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/085 A61B8/4245 A61B8/463		
优先权	1020150146212 2015-10-20 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在此公开一种能够在子宫颈的弹性图像中设置具有与子宫颈管的形状对应的形状的感兴趣区域并显示所述感兴趣区域的超声成像设备及其控制方法。所述超声成像设备包括：显示单元，被配置为显示超声弹性图像；以及控制器，被配置为在所述显示单元上显示的子宫颈的所述超声弹性图像中选择与子宫颈管对应的路径中包括的点，被配置为基于所述选择的点设置具有与所述子宫颈管的至少一部分的形状对应的形状的感兴趣区域，并且被配置为在所述显示单元上显示所述感兴趣区域。

