



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109965909 A
(43)申请公布日 2019.07.05

(21)申请号 201811619297.4

(22)申请日 2018.12.28

(30)优先权数据

10-2017-0182365 2017.12.28 KR

(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 李建雨 金世原 李锤贤 崔冲桓

(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 沈浩 王秀君

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54)发明名称

超声成像设备及其控制方法

(57)摘要

公开了一种超声成像设备及其控制方法,其可通过以下方式改善基于超声图像诊断脂肪肝时的诊断的可再现性和准确度:自动地构建出现在超声图像中的肝脏的感兴趣区以及将与肝脏比较的另一内脏器官的感兴趣区,自动地计算针对各个感兴趣区的诊断参数,并且向用户提供所述诊断参数。所述超声成像设备包括:图像处理器,被配置为基于超声回波信号生成超声图像;显示器;以及主控制器,被配置为:检测超声图像中的肝脏区域和肾脏区域,提取肝脏区域与肾脏区域之间的边界线,基于边界线自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区,获得针对肝脏的感兴趣区的诊断参数和针对肾脏的感兴趣区的诊断参数,并且控制所述显示器显示与所述诊断参数有关的信息。



1. 一种超声成像设备,包括:

图像处理器,被配置为基于超声回波信号生成超声图像;

显示器;以及

主控制器,被配置为:检测超声图像中的肝脏区域和肾脏区域,提取肝脏区域与肾脏区域之间的边界线,基于所述边界线自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区,获得针对肝脏的感兴趣区的诊断参数和针对肾脏的感兴趣区的诊断参数,并且控制所述显示器显示与针对肝脏的感兴趣区的诊断参数以及针对肾脏的感兴趣区的诊断参数有关的信息。

2. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:在与所述边界线分开预定距离的位置处构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区。

3. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:将肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区构建为具有比预定基准尺寸大的尺寸。

4. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:将肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区构建为具有比预定基准值小的尺寸差。

5. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,所述诊断参数包括代表性灰阶、后向散射的分布和RF信号频率的变化中的至少一种。

6. 根据权利要求5所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:计算肝脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶并计算肾脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶;计算肝脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶与肾脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶的比值。

7. 根据权利要求6所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:控制所述显示器在超声图像上显示按照深度的代表性灰阶的比值。

8. 根据权利要求6所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:控制所述显示器在超声图像上显示肝脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶。

9. 根据权利要求5所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:计算肝脏的整个感兴趣区的代表性灰阶,并且计算肾脏的整个感兴趣区的代表性灰阶。

10. 根据权利要求1所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:当肝脏区域或肾脏区域的检测失败时,控制所述显示器显示用于重新获取超声图像的通知。

11. 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装置,所述输入装置被配置为:从用户接收对自动设置模式或手动设置模式的选择,所述自动设置模式用于自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区,所述手动设置模式用于手动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区。

12. 根据权利要求11所述的超声成像设备,其中,所述主控制器被配置为:当选择手动设置模式时,控制所述显示器在超声图像上显示具有相同的尺寸和相同的形状的窗口,并且当从所述用户输入所述窗口的位置时,将所述窗口的位置设置到肝脏的感兴趣区或肾脏的感兴趣区;并且,当位于输入的位置处的窗口包含除了实际的肝脏区域以外的区域或除了实际的肾脏区域以外的区域时,改变所述窗口的位置、尺寸和形状中的至少一者,以排除了实际的肝脏区域以外的区域或除了实际的肾脏区域以外的区域。

13. 一种超声成像设备的控制方法,所述控制方法包括:

获得超声图像；
检测超声图像中的肝脏区域和肾脏区域；
提取肝脏区域与肾脏区域之间的边界线；
基于所述边界线，自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区；
获得针对肝脏的感兴趣区的诊断参数和针对肾脏的感兴趣区的诊断参数；以及
显示与针对肝脏的感兴趣区的诊断参数以及针对肾脏的感兴趣区的诊断参数有关的信息。

14. 根据权利要求13所述的控制方法，所述控制方法还包括：从用户接收对自动设置模式或手动设置模式的选择，所述自动设置模式用于自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区，所述手动设置模式用于手动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区。

15. 根据权利要求14所述的控制方法，所述控制方法还包括：
当选择手动设置模式时，显示具有相同的尺寸和相同的形状的窗口；以及
当从用户输入所述窗口的位置时，将所述窗口的位置设置到肝脏的感兴趣区或肾脏的感兴趣区。

超声成像设备及其控制方法

技术领域

[0001] 本公开涉及一种使用超声波来获取对象的内部的图像的超声成像设备及其控制方法。

背景技术

[0002] 超声成像设备通过将探头中的换能器产生的超声信号辐射到对象并且接收从对象反射的回波信号的信息来获取对象的内部的图像。

[0003] 超声成像设备由于其具有比X射线成像设备更高的稳定性、能够实时地显示图像、与核磁共振成像设备相比是便宜的并且是可移动的而被广泛用于医疗诊断应用。

发明内容

[0004] 本公开提供一种超声成像设备及其控制方法,所述超声成像设备及其控制方法可通过以下方式改善基于超声图像诊断脂肪肝时的诊断的可再现性和准确度:自动地构建出现在超声图像中的肝脏的感兴趣区以及将与肝脏比较的另一内脏器官的感兴趣区,自动地计算针对各个感兴趣区的诊断参数,并且向用户提供所述诊断参数。

[0005] 根据本公开的一方面,一种超声成像设备包括:图像处理器,被配置为基于超声回波信号生成超声图像;显示器;以及主控制器,被配置为:检测超声图像中的肝脏区域和肾脏区域,提取肝脏区域与肾脏区域之间的边界线,基于所述边界线自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区,获得针对肝脏的感兴趣区的诊断参数和针对肾脏的感兴趣区的诊断参数,并且控制所述显示器显示与针对肝脏的感兴趣区的诊断参数以及针对肾脏的感兴趣区的诊断参数有关的信息。

[0006] 所述主控制器可在与所述边界线分开预定距离的位置处构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区。

[0007] 所述主控制器可将肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区构建为具有比预定基准尺寸大的尺寸。

[0008] 所述主控制器可将肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区构建为具有比预定基准值小的尺寸差。

[0009] 所述诊断参数可包括代表性灰阶、后向散射的分布和RF信号频率的变化中的至少一种。

[0010] 所述主控制器可计算肝脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶并计算肾脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶。

[0011] 所述主控制器可计算肝脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶与肾脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶的比值。

[0012] 所述主控制器可控制所述显示器在超声图像上显示按照深度的代表性灰阶的比值。

[0013] 所述主控制器可控制所述显示器在超声图像上显示肝脏的感兴趣区的按照深度

的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区的按照深度的代表性灰阶。

[0014] 所述主控制器可计算肝脏的整个感兴趣区的代表性灰阶,并且计算肾脏的整个感兴趣区的代表性灰阶。

[0015] 所述主控制器可对肝脏的整个感兴趣区的代表性灰阶和肾脏的整个感兴趣区的代表性灰阶执行回归分析。

[0016] 所述主控制器可控制所述显示器显示肝脏的整个感兴趣区的代表性灰阶和肾脏的整个感兴趣区的代表性灰阶以及回归分析的结果。

[0017] 当肝脏区域或肾脏区域的检测失败时,所述主控制器可控制所述显示器显示用于重新获取超声图像的通知。

[0018] 所述超声成像设备还可包括输入装置,所述输入装置被配置为:从用户接收对自动设置模式或手动设置模式的选择,所述自动设置模式用于自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区,所述手动设置模式用于手动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区。

[0019] 当选择手动设置模式时,所述主控制器可控制所述显示器在超声图像上显示具有相同的尺寸和相同的形状的窗口,并且当从所述用户输入所述窗口的位置时,所述主控制器可将所述窗口的位置设置到肝脏的感兴趣区或肾脏的感兴趣区。

[0020] 当位于输入的位置处的窗口包含除了实际的肝脏区域以外的区域或除了实际的肾脏区域以外的区域时,所述主控制器可改变所述窗口的位置、尺寸和形状中的至少一者,以排除除了实际的肝脏区域以外的区域或除了实际的肾脏区域以外的区域。

[0021] 所述主控制器可控制所述显示器显示所述窗口的改变后的位置、尺寸和形状中的至少一者。

[0022] 所述超声成像设备还可包括输入装置,所述输入装置被配置为从用户接收用于改变肝脏的感兴趣区或肾脏的感兴趣区的位置和尺寸中的至少一者的命令。

[0023] 当从所述输入装置接收到用于改变肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区中的一个的尺寸的命令时,所述主控制器可改变肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区中的另一个的尺寸。

[0024] 根据本公开的另一方面,一种超声成像设备包括:图像处理器,被配置为基于超声回波信号生成超声图像;显示器;以及主控制器,被配置为:检测超声图像中的第一对象和第二对象,提取第一对象与第二对象之间的边界线,基于所述边界线自动地构建第一对象的感兴趣区和第二对象的感兴趣区,获得针对第一对象的感兴趣区的诊断参数和针对第二对象的感兴趣区的诊断参数,并且控制所述显示器显示与针对第一对象的感兴趣区的诊断参数以及针对第二对象的感兴趣区的诊断参数有关的信息。

[0025] 根据本公开的一方面,一种超声成像设备的控制方法包括:获得超声图像;检测超声图像中的肝脏区域和肾脏区域;提取肝脏区域与肾脏区域之间的边界线;基于所述边界线,自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区;获得针对肝脏的感兴趣区的诊断参数和针对肾脏的感兴趣区的诊断参数;以及显示与针对肝脏的感兴趣区的诊断参数以及针对肾脏的感兴趣区的诊断参数有关的信息。

[0026] 所述控制方法还可包括:从用户接收对自动设置模式或手动设置模式的选择,所述自动设置模式用于自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区,所述手动设置模式用于手动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区。

[0027] 所述控制方法还可包括:当选择手动设置模式时,在超声图像上显示具有相同的尺寸和相同的形状的窗口;以及当从用户输入所述窗口的位置时,将所述窗口的位置设置到肝脏的感兴趣区或肾脏的感兴趣区。

[0028] 所述控制方法还可包括:当位于输入的位置处的窗口包含除了实际的肝脏区域以外的区域或除了实际的肾脏区域以外的区域时,改变所述窗口的位置、尺寸和形状中的至少一者,以排除除了实际的肝脏区域以外的区域或除了实际的肾脏区域以外的区域。

[0029] 所述控制方法还可包括:显示所述窗口的改变后的位置、尺寸和形状中的至少一者。

[0030] 所述控制方法还可包括:从用户接收用于改变肝脏的感兴趣区或肾脏的感兴趣区的位置和尺寸中的至少一者的命令

[0031] 所述控制方法还可包括:当接收到用于改变肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区中的一个的尺寸的命令时,改变肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区中的另一个的尺寸。

附图说明

[0032] 通过参照附图对本公开的示例性实施例进行详细地描述,对本领域普通技术人员而言,本公开的以上和其它目的、特征和优点将变得更加明显,在附图中:

[0033] 图1是根据本公开的实施例的超声成像设备的控制框图;

[0034] 图2示出了根据本公开的实施例的超声成像设备的外观;

[0035] 图3是用于对发射超声波的过程进行解释的示图;

[0036] 图4是用于对接收超声波的过程进行解释的示图;

[0037] 图5示出了根据本公开的实施例的由超声成像设备生成的超声图像的示例;

[0038] 图6是用于对根据本公开的实施例的超声成像设备检测超声图像中的特定对象的操作进行解释的示图;

[0039] 图7示出了根据本公开的实施例的在超声成像设备中显示的通知屏幕的示例;

[0040] 图8是用于对根据本公开的实施例的超声成像设备提取特定对象之间的边界线的操作进行解释的示图;

[0041] 图9是用于对根据本公开的实施例的超声成像设备基于提取的边界线构建感兴趣区的操作进行解释的示图;

[0042] 图10和图11示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何显示针对感兴趣区的诊断参数;

[0043] 图12示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何接收对用于构建感兴趣区的模式的选择;

[0044] 图13示出了据本公开的实施例的超声成像设备如何从用户接收对感兴趣区的设置;

[0045] 图14和图15示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何从用户接收对感兴趣区的改变;

[0046] 图16示出了根据本公开的实施例的对由超声成像设备接收的诊断参数的选择的示例;

[0047] 图17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;以及

[0048] 图18是示出根据本公开的实施例的超声成像设备在第一对象是肝脏并且第二对象是肾脏的情况下的控制方法的流程图。

具体实施方式

[0049] 在整个说明书中,相同的标号表示相同的元件。将不会描述本公开的实施例的所有元件,并且将省略对本领域公知的内容的描述或者对实施例中彼此重叠的内容的描述。整个说明书中使用的术语(诸如,“~部件”、“~模块”、“~构件”、“~块”等)可在软件和/或硬件中实现,并且多个“~部件”、“~模块”、“~构件”或“~块”可在单个元件中实现,或者单个“~部件”、“~模块”、“~构件”或“~块”可包括多个元件。

[0050] 将进一步理解的是,术语“连接”或其派生词表示直接连接和间接连接二者,并且间接连接包括通过无线通信网络的连接。

[0051] 除非另外提及,否则术语“包括”或“包含”是包含性的或开放式的,并且不排除其它未列举的元件或方法步骤。

[0052] 在整个说明书中,当提及组件向另一组件发送或传输信号时,除非另外提及,否则不排除在两个组件之间存在发送或传输信号所通过的中间组件的可能性。

[0053] 应理解的是,除非上下文另外清楚地指出,否则单数形式包括复数形式。

[0054] 用于方法步骤的附图标记仅用于标识相应的步骤,而不限制步骤的顺序。因此,除非上下文另外清楚地指出,否则,所记载的顺序可以以其它方式来实践。

[0055] 现将参照附图详细地描述超声成像设备及其控制方法的实施例。

[0056] 图1是根据本公开的实施例的超声成像设备的控制框图,并且图2示出了根据本公开的实施例的超声成像设备的外观。

[0057] 参照图1和图2二者,根据实施例的超声成像设备100包括:换能器模块110,用于在电信号和超声信号之间进行转换;波束成形器120,用于生成发射波束和接收波束;脉冲控制器130,用于生成用于脉冲发生的控制信号并向波束成形器120发送用于脉冲发生的控制信号;图像处理器140,用于使用从波束成形器120输出的回波信号生成超声图像;主控制器150,用于对超声成像设备100的一般操作进行控制;显示器160,用于显示生成的超声图像以及诊断所需的各种数据;以及输入装置170,用于从用户接收输入。

[0058] 换能器模块110可设置在超声探头P的内部,超声探头P可通过线缆106连接到超声成像设备100的主体101。

[0059] 为此,一个或多个母连接器102可安装在主体101的前下部上。母连接器102可以与形成在线缆106的一端处的公连接器104机械地结合。

[0060] 在主体101的下侧上可存在用于超声成像设备100的移动的多个脚轮103。用户可使用多个脚轮103来固定或移动超声成像设备100。这种超声成像设备100可被称为推车式超声设备。

[0061] 主体101可在正面处具有控制面板105。输入装置170可形成在控制面板105上以从用户接收输入。用户可通过输入装置170输入命令以开始诊断、选择要诊断的部分、选择诊断类型、选择超声图像的模式等。作为超声图像的模式示例,可存在幅度模式(A模式)、辉度模式(B模式)、彩色多普勒模式(C模式)、多普勒模式(D模式)、弹性成像模式(E模式)、运动模式(M模式)等。

[0062] 显示器160可设置在主体101的上部。显示器160可利用各种显示面板(诸如,液晶显示器(LCD)面板、发光二极管(LED)面板、有机发光二极管(OLED)面板等)中的至少一种实现。

[0063] 此外,显示器160可由能够同时显示不同图像的两个或更多个显示器组成。例如,显示器中的一个显示器可显示二维(2D)超声图像,并且另一显示器可显示三维(3D)超声图像。在另一示例中,显示器中的一个显示器可显示B模式图像,并且另一显示器可显示造影剂图像。

[0064] 在主体101的外表面上可存在一个或更多个探头支持件107,以支持超声探头P。因此,当不使用超声探头P时,用户可将探头P保持在支持件107中。

[0065] 波束成形器120可设置在主体101中或设置在探头P中。尽管在本实施例中波束成形器120被示出为与探头P分开并且设置在主体101中,但是超声成像设备100的实施例不限于此。

[0066] 主体101可包含脉冲控制器130、图像处理器140和主控制器150。脉冲控制器130、图像处理器140和主控制器150可包括用于存储用于执行操作(这将在稍后描述)的程序的至少一个存储器以及用于执行所述程序的至少一个处理器。脉冲控制器130、图像处理器140和主控制器150可使用各自的存储器和处理器,或者可共用一些存储器和处理器。

[0067] 与此同时,超声成像设备100的外观不限于图2中所示出的外观。例如,超声成像设备100可被实现为便携式。在超声成像设备100为便携式的这种情况下,主体101可成形为类似于膝上型计算机、便携式数字助理(PDA)、平板个人计算机(PC)等,并且可结合到超声探头P以生成超声图像。

[0068] 图3是用于对发射超声波的过程进行解释的示图,并且图4是用于对接收超声波的过程进行解释的示图。

[0069] 参照图3和图4,换能器模块110可包括具有多个换能器元件的换能器阵列111,并且还可包括用于对将在发射或接收超声信号时使用的换能器元件进行选择的开关(诸如,多工器(MUX))。

[0070] 为了便于解释,在下面的实施例中假设换能器阵列111具有五个换能器元件111a、111b、111c、111d和111e。

[0071] 换能器阵列111可将超声信号转换为电信号,并且反之亦然。例如,换能器阵列111可利用使用压电效应的压电超声换能器实现。为此,换能器元件111a至111e可包括压电材料或压电薄膜。当从内部充电器或外部电源向压电材料或压电薄膜施加交流(AC)电流时,压电材料或压电薄膜以特定频率振动,从而产生根据振动频率的特定频率的超声波。

[0072] 相反,当特定频率的超声回波到达压电材料或压电薄膜时,压电材料或压电薄膜根据超声回波的频率振动,并且输出与振动频率对应的频率的AC电流。

[0073] 换能器元件111a至111e还可利用其它类型的换能器(诸如,利用磁体的磁致伸缩效应的磁致伸缩超声换能器或利用数百或数千微机械薄膜发射或接收超声波的电容式微机械超声换能器(cMUT))实现。

[0074] 如图1所示,波束成形器120可包括发射波束成形器121和接收波束成形器122。

[0075] 发射波束成形器121执行发射波束成形。如图3所示,焦点F与多个换能器元件111a至111e之间的距离是不同的。因此,发射波束成形器121可通过应用时间延迟来生成发射波

束,使得从各个换能器元件111a至111e发射的超声信号同时到达发射扫描线上的焦点F。由于聚焦的超声信号使超声波束变窄,因此可提高横向方向上的分辨率。

[0076] 发射波束成形器121可包括脉冲发生器121a和第一延迟器121b。

[0077] 脉冲发生器121a根据脉冲控制器130的控制信号产生脉冲。例如,由脉冲发生器121a产生的脉冲可具有脉冲重复频率(PRF)。由脉冲发生器121a产生的脉冲被输入到第一延迟器121b。

[0078] 第一延迟器121b通过使从脉冲发生器121a输出的每个脉冲延迟预定义时间来输出从脉冲发生器121a输出的每个脉冲。第一延迟器121b可包括分别连接到多个换能器元件111a至111e的多个延迟元件d1至d5。

[0079] 每个延迟元件d1至d5的延迟时间基于相应的换能器元件111a至111e与焦点F之间的距离被确定。具体地,第二延迟元件d2至第四延迟元件d4中的每个延迟元件使输入脉冲延迟预定义时间,并且输出延迟后的脉冲,使得从第二换能器元件111b至第四换能器元件111d发射的超声信号在从距焦点F相对远的第一换能器元件111a和第五换能器元件111e发射的超声信号到达焦点F的同时到达焦点F。

[0080] 如上所述,通过换能器阵列111发射的超声波被对象反射并且返回进入到换能器阵列111中。当接收到从对象反射的超声回波时,换能器元件111a至111e中的每个换能器元件输出与接收到的超声回波对应的回波信号。回波信号被输入到接收波束成形器122中。

[0081] 参照图4,接收波束成形器122包括第二延迟器122a和组合器122b。尽管未示出,但是接收波束成形器122还可包括用于接收回波信号并且对回波信号执行放大和增益调整的接收器,或者接收波束成形器122还可包括当数字化地实现时用于将经过放大和增益调整的模拟回波信号转换为数字回波信号的模数转换器(ADC)。

[0082] 第二延迟器122a可包括分别连接到多个换能器元件111a至111e的多个延迟元件d1至d5。

[0083] 由于超声回波在不同的时间点到达换能器元件111a至111e,因此延迟元件d1至d5使输入的回波信号延迟以使它们聚焦。

[0084] 例如,回波信号首先到达的第三延迟元件d3使输入的回波信号延迟直到回波信号被输入到第一延迟元件d1和第五延迟元件为止。

[0085] 组合器122b将从各个延迟元件d1至d5输出的回波信号进行组合。在这种情况下,组合器122b可对各个回波信号应用权重并且将它们进行组合。

[0086] 图像处理器140基于从接收波束成形器122输出的回波信号生成超声图像。例如,图像处理器140可基于回波信号生成A模式图像、B模式图像、D模式图像、E模式图像和M模式图像中的至少一种。此外,图像处理器140可基于从回波信号获取的多个超声图像生成3D超声图像。

[0087] 主控制器150对超声图像中的彼此相邻的第一对象和第二对象进行检测并且提取第一对象与第二对象之间的边界线。主控制器150可基于提取的边界线构建感兴趣区(即,第一对象的第一感兴趣区和第二对象的第二感兴趣区),并且获得用于对所构建的感兴趣区中的每个的特定疾病进行诊断的诊断参数。关于这方面,为了通过使两个感兴趣区之间的由除了疾病以外的其它原因引起的诊断参数的偏差最小化来提高诊断结果的客观性、可靠性和可再现性,第一感兴趣区和第二感兴趣区可被构建为具有比特定基准尺寸大的尺寸

并且彼此尺寸相同或近似。这将在稍后更详细地描述。

[0088] 以各种形式为用户提供诊断参数,这将在稍后详细地描述。

[0089] 主控制器150控制显示器160显示由图像处理器140生成的超声图像以及相关联的诊断参数。

[0090] 图5示出了根据本公开的实施例的由超声成像设备产生的超声图像的示例,图6是用于对根据本公开的实施例的超声成像设备检测超声图像中的特定对象的操作进行解释的示意图,并且图7示出了根据本公开的实施例的在超声成像设备中显示的通知屏幕的示例。

[0091] 用户(诸如,医生)可使用显示在显示器160上的超声图像来诊断特定疾病,并且可根据要诊断的目标疾病改变要获得超声图像的部分。例如,可使用腹部超声图像诊断脂肪肝。

[0092] 脂肪肝是由肝脏中的脂肪沉积引起的疾病,并且已知将发展成脂肪性肝炎或肝纤维化,或者甚至发展成诸如肝硬化或肝细胞癌的末期肝脏疾病。此外,由于世界范围内已报道了脂肪肝疾病是非常普遍的并且尤其显示脂肪肝疾病与肥胖和代谢综合征紧密相关,因此认为在超声检查中对脂肪肝进行检测是非常重要的。

[0093] 参照图5,由超声成像设备100生成的腹部超声图像 I_{US} 可具有肝脏区域L和相邻的肾脏区域K。在正常的肝脏的情况下,肝脏和肾皮质中的回波水平近似,但是在脂肪肝的情况下,由于脂肪使超声波束散射,因此回波水平增大。因此,对超声图像中的肝脏区域L和肾脏区域K之间的亮度的比较可被用于检测脂肪肝。例如,如果肝脏区域L比肾脏区域K更亮,则可将亮度差异诊断为脂肪肝。

[0094] 用户可通过查看显示在显示器160上的超声图像来利用其裸眼进行诊断,或者可通过以下方式进行诊断:通过输入装置170在超声图像中指定感兴趣区,并且如果显示特定诊断参数,则查看显示的针对指定的感兴趣区的特定诊断参数。

[0095] 在前一种情况下,诊断结果可能取决于用户的熟练程度,并且由于诊断结果受用户的主观判断的影响而难以校正。即使在用户亲自指定感兴趣区的后一种情况下,在没有针对感兴趣区的尺寸和位置的清楚的基准的情况下,指定的感兴趣区可能具有不同的尺寸和位置,并且因此,可能存在灰阶偏差。

[0096] 然而,根据实施例,超声成像设备100可通过基于两个对象之间的边界线自动地指定两个相邻对象的感兴趣区并且获得各个感兴趣区的诊断参数而具有提高的诊断的准确度和可再现性。

[0097] 在下面的描述中,为了更详细地解释实施例,将假设第一对象是肝脏并且第二对象是肾脏。然而,这仅是为了便于解释,该实施例将同样适用于其它各种器官。

[0098] 参照图6,主控制器150可对超声图像 I_{US} 中的肝脏区域L和肾脏区域K进行检测。例如,主控制器150可使用利用肝脏的解剖特性和肾脏的解剖特性的特征提取算法或轮廓提取算法对肝脏区域L和肾脏区域K进行检测。主控制器150还可在对肝脏区域L和肾脏区域K进行检测时使用机器学习,尤其是“深度学习”。

[0099] 与此同时,可能存在由于超声图像中包含太多噪声或者由于获取超声图像的过程中的错误而导致主控制器150无法适当地对肝脏区域或肾脏区域进行检测的情况。在这种情况下,主控制器150可控制显示器160显示如图7所示的通知屏幕160a来通知区域检测失败并且提示重新获取超声图像。因此,可降低基于劣质图像做出误诊的可能性。

[0100] 图8是用于对根据本公开的实施例的超声成像设备提取特定对象之间的边界线的操作进行解释的示图,并且图9是用于对根据本公开的实施例的超声成像设备基于提取的边界构建感兴趣区的操作进行解释的示图。

[0101] 主控制器150可提取检测到的肝脏区域L和肾脏区域K之间的边界线BL(如图8所示),并且可基于提取的边界线BL在肝脏区域L中构建感兴趣区RL并在肾脏区域K中构建感兴趣区RK(如图9所示)。肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK可共享边界或者可分开特定距离。例如,感兴趣区RL和感兴趣区RK可与边界线BL分开预定义距离,所述预定义距离具有特定范围。

[0102] 此外,主控制器150可将肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK构建为具有比预定基准尺寸大的尺寸。

[0103] 此外,主控制器150可将肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK构建为具有相同的尺寸。可选地,两个感兴趣区的尺寸的差可小于预定基准值。

[0104] 通过将两个感兴趣区构建为具有近似或大的尺寸,可减小两个区域之间的由除了疾病以外的其它原因引起的诊断参数的偏差。

[0105] 一旦肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK被构建,则主控制器150可获得针对各个感兴趣区RL和RK的诊断参数。

[0106] 在获得诊断参数之前,主控制器150可将除了实际的肝脏区域和实际的肾脏区域以外的其它区域从感兴趣区中去除。例如,主控制器150可基于实际的肝脏区域和实际的肾脏区域的亮度、形态或位置的特征来去除包括在感兴趣区中的非实际区域。由主控制器150执行的对包括在感兴趣区中的非实际区域的去除可提高诊断参数的可靠性(将在稍后描述)。

[0107] 图10和图11示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何显示感兴趣区的诊断参数。

[0108] 在该实施例中,诊断参数指的是用于诊断脂肪肝的参数,并且可基于超声图像的亮度值来获得。例如,主控制器150可计算肝脏的感兴趣区在超声图像的不同深度处的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区在超声图像的不同深度处的代表性灰阶。代表性灰阶可采用平均值或中间值。

[0109] 可选地,主控制器150可计算肝脏在不同深度处的后向散射的分布和肾脏在不同深度处的后向散射的分布,或者可计算不同深度处的肝脏区域的灰阶与肾脏区域的灰阶的比值,甚至可获得它们的可靠性。

[0110] 可选地,主控制器150可计算肝脏的整个感兴趣区的代表性灰阶和肾脏的整个感兴趣区的代表性灰阶,并且然后计算两个感兴趣区的代表性灰阶的比值。

[0111] 可选地,主控制器150可计算肝脏的整个感兴趣区的后向散射的分布和肾脏的整个感兴趣区的后向散射的分布,或者可计算肝脏的整个感兴趣区的RF频率的变化和肾脏的整个感兴趣区的RF频率的变化。还可计算它们的比值。

[0112] 主控制器150可以以各种方式为用户提供诊断参数。例如,如图10所示,主控制器150可控制显示器160在超声图像 I_{US} 中显示不同深度处的肝脏区域的代表性灰阶与肾脏区域的代表性灰阶的比值,并且还可随着代表性灰阶的比值一起显示可靠性。在诊断脂肪肝时,用户可检查并使用显示在显示器160上的代表性灰阶的比值和可靠性。

[0113] 还可分别显示肝脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶,或者显示后向散射的分布,或者显示整个感兴趣区的代表性灰阶、后向散射的分布或RF频率的变化及比值。

[0114] 在另一示例中,如图11所示,主控制器150可控制显示器160在图表上分别呈现肝脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶,并且还显示针对它们的关系的回归分析的结果。例如,还可显示通过线性回归分析获得的直线、回归公式或斜率。

[0115] 在实施例例中,超声成像设备100可允许用户选择如何构建感兴趣区、如何获得或显示诊断参数等。这将结合图12至图15详细地描述。

[0116] 图12示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何接收对用于构建感兴趣区的模式的选择,并且图13示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何从用户接收对感兴趣区的设置。

[0117] 参照图12,主控制器150可控制显示器160显示模式选择屏幕160b。模式选择屏幕160b可包括用于选择自动设置模式的自动设置按钮160b-1和用于选择手动设置模式的手动设置按钮160b-2。当用户通过输入装置170将模式选择输入到模式选择屏幕160b时,可根据选择的模式构建感兴趣区。

[0118] 例如,当用户选择手动设置按钮160b-2时,用户可通过亲自操纵输入装置170来构建其想要的感兴趣区。例如,当显示器160上显示超声图像时,可在超声图像上显示用于构建感兴趣区的工具,以使用户构建感兴趣区。

[0119] 用于构建感兴趣区的工具可提供如图13所示的具有与感兴趣区对应的形状的窗口(例如, W_L 和 W_K),在这种情况下,用户可通过将显示在超声图像上的窗口移动到用户打算构建感兴趣区的区域来输入对感兴趣区的选择。

[0120] 关于这方面,主控制器150可在肝脏区域和肾脏区域中显示具有相同或近似尺寸的窗口(例如, W_L 和 W_K),从而引导用户如在主控制器150自动地构建感兴趣区时的情况一样以客观和可再现的方式构建感兴趣区。

[0121] 此外,一旦用户构建感兴趣区,则主控制器150可确定感兴趣区是否包含任何非实际区域。如图13所示,当由用户构建的感兴趣区包含非实际区域时,可通过改变感兴趣区的形状、尺寸或位置从感兴趣区中排除非实际区域。

[0122] 在改变感兴趣区的形状或尺寸来从感兴趣区中排除非实际区域的情况下,可相应地改变另一感兴趣区的形状或尺寸。

[0123] 图14和图15示出了根据本公开的实施例的超声成像设备如何从用户接收对感兴趣区的改变。

[0124] 当用户选择图12的实施例中的自动设置按钮160b-1时,如上所述,主控制器150可检测超声图像中的肝脏区域L和肾脏区域K,提取两个区域之间的边界线并且基于提取的边界线自动地构建感兴趣区。

[0125] 如图14所示,当显示器160显示由主控制器150自动地构建的肝脏的感兴趣区 RL 和肾脏的感兴趣区 RK 时,用户可通过输入装置170输入用于改变感兴趣区中的一个感兴趣区的位置的命令。

[0126] 例如,如果输入装置170包括鼠标,则用户可操纵鼠标来将显示在显示器160上的

光标移动到用户打算改变位置的感兴趣区(例如,RL)上并且点击鼠标并将鼠标拖动到期望位置。如果输入装置170包括触控面板,则用户可直接触摸显示在显示器160上的感兴趣区RL并将感兴趣区RL拖动到期望位置。

[0127] 此外,如图15所示,用户还可通过操纵输入装置170输入用于改变感兴趣区RL的尺寸的命令。如果用户改变两个感兴趣区RL和RK中的一个感兴趣区(例如,RL)的尺寸,则主控制器150可测量感兴趣区RL的改变后的尺寸并将另一感兴趣区RK设置为具有与感兴趣区RL的改变后的尺寸相同或近似的尺寸。

[0128] 图16示出了根据本公开的实施例的对由超声成像设备接收的诊断参数的选择的示例。

[0129] 如上所述,一旦构建感兴趣区,则主控制器150获得所构建的感兴趣区的诊断参数。可按照默认方式设置和获得诊断参数。可选地,如图16所示,显示器160可显示用于选择诊断参数的诊断参数选择屏幕160c,并且可允许用户输入对将通过主控制器150获得的诊断参数或将通过显示器160显示的诊断参数的选择。

[0130] 例如,诊断参数选择屏幕160c可包括用于选择诊断参数的类型的多个按钮、用于选择提供诊断参数的方法的多个按钮以及用于选择获得诊断参数的区域的多个按钮。

[0131] 用于选择诊断参数的类型的多个按钮可包括分别与代表性灰阶、后向散射的分布、RF频率的变化对应的按钮160c-1、160c-2和160c-3,并且用于选择提供诊断参数的方法的多个按钮可包括分别与计算值、比值和回归对应的按钮160c-4、160c-5和160c-6。此外,用于选择获得诊断参数的区域的多个按钮可包括分别与按照深度获得诊断参数和针对整个区域获得诊断参数对应的按钮160c-7和160c-8。

[0132] 如果用户选择代表性灰阶按钮160c-1、比值按钮160c-5和深度按钮160c-7,则主控制器150可计算肝脏的感兴趣区RL的按照深度的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区RK的按照深度的代表性灰阶,并且计算肝脏的感兴趣区的代表性灰阶与肾脏的感兴趣区的代表性灰阶之间的比值。主控制器150可控制显示器160显示计算的灰阶的比值并且还显示计算的比值的可靠性(在计算了可靠性的情况下)。

[0133] 如果用户选择代表性灰阶按钮160c-1、计算值按钮160c-4和深度按钮160c-7,则主控制器150可计算肝脏的感兴趣区RL的按照深度的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区RK的按照深度的代表性灰阶,并且控制显示器160按照深度显示计算的灰阶。

[0134] 现将详细地描述根据实施例的超声成像设备的控制方法。超声成像设备的控制方法可由根据先前的实施例的超声成像设备100来执行。因此,在没有特别提及的情况下,以上参照图1至图16描述的内容也可应用于超声设备成像的控制方法。

[0135] 图17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。

[0136] 在310,超声成像设备的控制方法以获得超声图像开始。可根据要诊断的目标改变获得超声图像的部分。可以以具有不同特性的A模式、B模式、D模式、E模式和M模式中的任意模式来生成超声图像,但是在下面的描述中,假设超声图像被生成为B模式图像。

[0137] 在311,检测超声图像中的彼此相邻的第一对象和第二对象,并且在312,提取第一对象与第二对象之间的边界线。第一对象和第二对象是包括在检查目标内部的物质。例如,如果检查目标是人体,则第一对象和第二对象可以是人体中的一些器官。例如,主控制器150可使用利用第一对象的解剖特性和第二对象的解剖特性的特征提取算法或轮廓提取算

法对第一对象和第二对象进行检测。

[0138] 在313,基于边界线构建第一感兴趣区和第二感兴趣区。关于这方面,为了通过使两个感兴趣区之间的由除了疾病以外的其它原因导致的偏差最小化来提高诊断结果的客观性、可靠性和可再现性,可将第一感兴趣区和第二感兴趣区构建为具有比特定基准尺寸大的尺寸并且在尺寸上彼此相同或近似。

[0139] 在314,计算第一感兴趣区的诊断参数和第二感兴趣区的诊断参数,并且在315,向用户提供关于所计算的诊断参数的信息。诊断参数可包括代表性灰阶、后向散射的分布、RF频率的变化等,并且主控制器150可计算各种诊断参数中的至少一种。可通过在显示器160上显示来为用户提供所计算的诊断参数,在这种情况下,可在超声图像上显示计算值、计算值的比值或回归分析的结果。

[0140] 图18是示出根据本公开的实施例的超声成像设备在第一对象是肝脏并且第二对象是肾脏的情况下的控制方法的流程图。

[0141] 在320,超声成像设备的控制方法以获得超声图像开始。如上所述,可使用包括肝脏和肾脏的腹部超声图像来诊断脂肪肝。换句话说,为了诊断脂肪肝,可获取包括肝脏和肾脏的腹部超声图像。

[0142] 在321,检测来自于超声图像的彼此相邻的肝脏区域和肾脏区域,并且在322,提取肝脏区域和肾脏区域之间的边界线。在正常肝脏的情况下,肝脏中的回波水平和肾皮质中的回波水平近似,但是在脂肪肝的情况下,由于脂肪使超声波束散射,因此回波水平增大。因此,可使用肝脏区域L和肾脏区域K之间的亮度的比较来检测脂肪肝。

[0143] 主控制器150可通过使用肝脏的解剖特性和肾脏的解剖特性来检测肝脏区域和肾脏区域。然而,可能存在由于超声图像中包含太多噪声或者由于获取图像的过程中的错误而导致主控制器150无法适当地对肝脏区域或肾脏区域进行检测的情况。在这种情况下,主控制器150可通过控制显示器160显示通知区域检测失败并且提示重新获取超声图像的通知屏幕来引导重拍。

[0144] 在323,基于边界线构建肝脏和肾脏中的每者的感兴趣区。肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK可共享边界或者可分开特定距离。

[0145] 此外,主控制器150可将肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK构建为比预定的基准尺寸大。此外,主控制器150可将肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK构建为具有相同的尺寸。可选地,两个感兴趣区的尺寸的差可小于预定基准值。通过将两个感兴趣区构建为具有近似的尺寸或大的尺寸,可减小两个感兴趣区之间的由除了疾病以外的其它原因引起的诊断参数的偏差。

[0146] 显示器160可显示由主控制器150自动地构建的肝脏的感兴趣区RL和肾脏的感兴趣区RK,以允许用户输入对感兴趣区的位置或尺寸的改变。此外,如果用户改变两个感兴趣区RL和RK中的一个感兴趣区(例如,RL)的尺寸,则主控制器150可测量感兴趣区RL的改变后的尺寸并将另一感兴趣区RK设置为具有与感兴趣区RL的改变后的尺寸相同或近似的尺寸。

[0147] 在324,计算肝脏的感兴趣区的诊断参数和肾脏的感兴趣区的诊断参数。在该实施例中,诊断参数指的是用于诊断脂肪肝的参数,并且可基于超声图像亮度值来获得。例如,主控制器150可计算肝脏的感兴趣区在超声图像的不同深度处的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区在超声图像的不同深度处的代表性灰阶。代表性灰阶可采用平均值或中间值。

[0148] 可选地,主控制器150可计算肝脏在不同深度处的后向散射的分布和肾脏在不同深度处的后向散射的分布,或者可计算不同深度处的肝脏区域的灰阶和肾脏区域的灰阶的比值,甚至可获得它们的可靠性。

[0149] 可选地,主控制器150可计算肝脏的整个感兴趣区的代表性灰阶和肾脏的整个感兴趣区的代表性灰阶,并且然后计算两个感兴趣区的代表性灰阶的比值。

[0150] 可选地,主控制器150可计算肝脏的整个感兴趣区的后向散射的分布和肾脏的整个感兴趣区的后向散射的分布,或者可计算肝脏的整个感兴趣区的RF频率的变化和肾脏的整个感兴趣区的RF频率的变化。还可计算它们的比值。

[0151] 可按照默认方式设置和获得诊断参数。可选地,如图16所示,显示器160可显示用于选择诊断参数的诊断参数选择屏幕160c,并且可允许用户输入对将通过主控制器150获得的诊断参数或将通过显示器160显示的诊断参数的选择。

[0152] 在325,向用户提供关于所获得的诊断参数的信息。主控制器150可以以各种方式向用户提供由主控制器150获得的诊断参数。例如,如以上参照图10描述的,主控制器150可控制显示器160显示超声图像 I_{US} 中的不同深度处的肝脏区域的代表性灰阶和肾脏区域的代表性灰阶的比值,并且还可随着代表性灰阶的比值一起显示可靠性。在诊断脂肪肝时,用户可检查并使用显示在显示器160上的代表性灰阶的比值和可靠性。

[0153] 还可分别显示肝脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶,或者显示后向散射的分布,或者显示整个感兴趣区的代表性灰阶、后向散射的分布或RF频率的变化以及比值。

[0154] 在另一示例中,如图11所示,主控制器150可控制显示器160在图表上分别呈现肝脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶和肾脏的感兴趣区在不同深度处的代表性灰阶,并且还显示针对它们的关系的回归分析的结果。

[0155] 如上所述,用户还可选择用于提供诊断参数的方法。

[0156] 在超声成像设备的控制方法的实施例中,用户可输入对自动设置模式或手动设置模式的选择。

[0157] 如上所述,当选择自动设置模式时,自动地构建感兴趣区并且自动地获得诊断参数,并且当选择手动设置模式时,用户可通过将显示在超声图像上的窗口移动到用户打算构建感兴趣区的区域来输入对感兴趣区的选择。

[0158] 关于这方面,利用肝脏区域和肾脏区域中显示的具有相同或近似的尺寸的窗口(例如, W_L 和 W_R),可引导用户如主控制器150自动地构建感兴趣区的情况一样以客观和可再现的方式构建感兴趣区。

[0159] 此外,一旦用户构建感兴趣区,则主控制器150可确定感兴趣区是否包含任何非实际区域。当由用户构建的感兴趣区包含非实际区域时,可通过改变感兴趣区的形状、尺寸或位置来从感兴趣区中排除非实际区域。

[0160] 在改变感兴趣区的形状或尺寸来从感兴趣区中排除非实际区域的情况下,可相应地改变另一感兴趣区的形状或尺寸。

[0161] 根据本公开的实施例,超声成像设备及其控制方法可通过以下方式改善基于超声图像诊断脂肪肝时的诊断的可再现性和准确度:自动地构建出现在超声图像中的肝脏的感兴趣区以及将与肝脏比较的另一内脏器官的感兴趣区,自动地计算针对各个感兴趣区的诊

断参数并且向用户提供诊断参数。

[0162] 此外,在构建感兴趣区时,可将两个感兴趣区的尺寸设置为相同或近似或者比特定基准尺寸大,使得两个感兴趣区之间的由除了疾病以外的其它原因引起的诊断参数的偏差可被最小化,以提高客观性、可靠性和可再现性。

[0163] 此外,为用户提供各种用户界面(UI)以选择自动设置模式或手动设置模式。当选择自动设置模式时,UI可允许用户改变自动构建的感兴趣区,从而反映用户的请求,并且当选择手动设置模式时,可自动地校正手动构建的感兴趣区的误差,从而提高诊断的客观性和准确度。

[0164] 尽管上面已经描述了多个实施例,但本领域普通技术人员将理解和领会的是,在不脱离本公开的范围的情况下,可进行各种修改。因此,对本领域普通技术人员而言将明显的是,真实的技术保护的范围仅由权利要求限定。

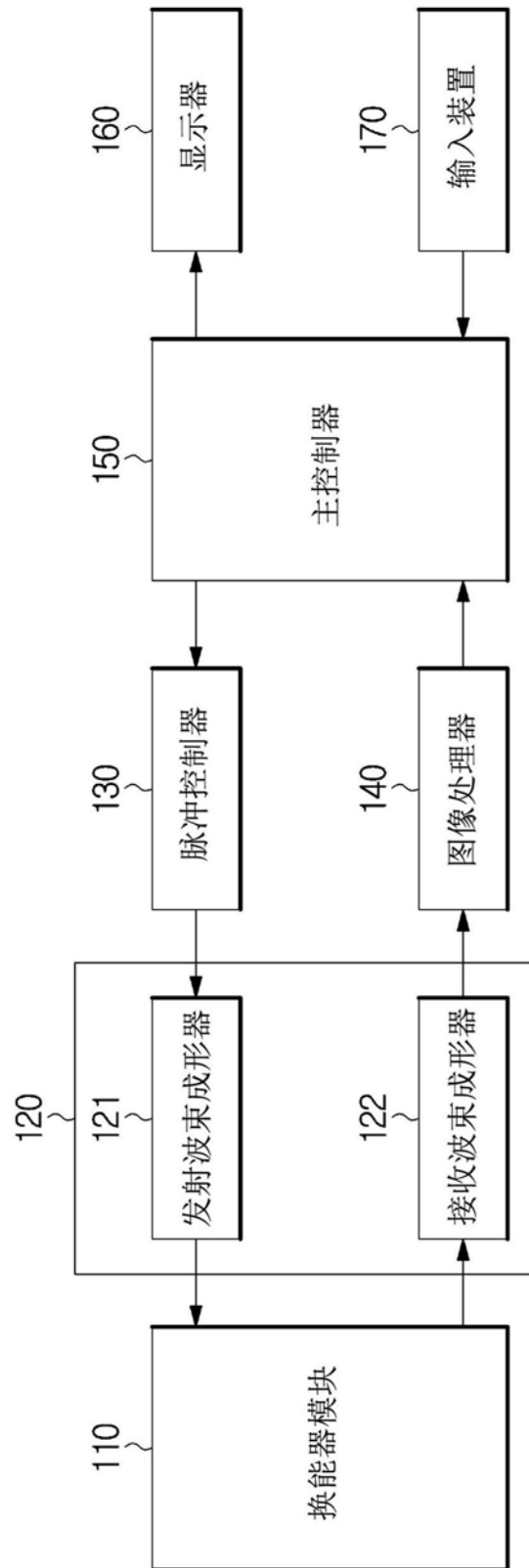


图1

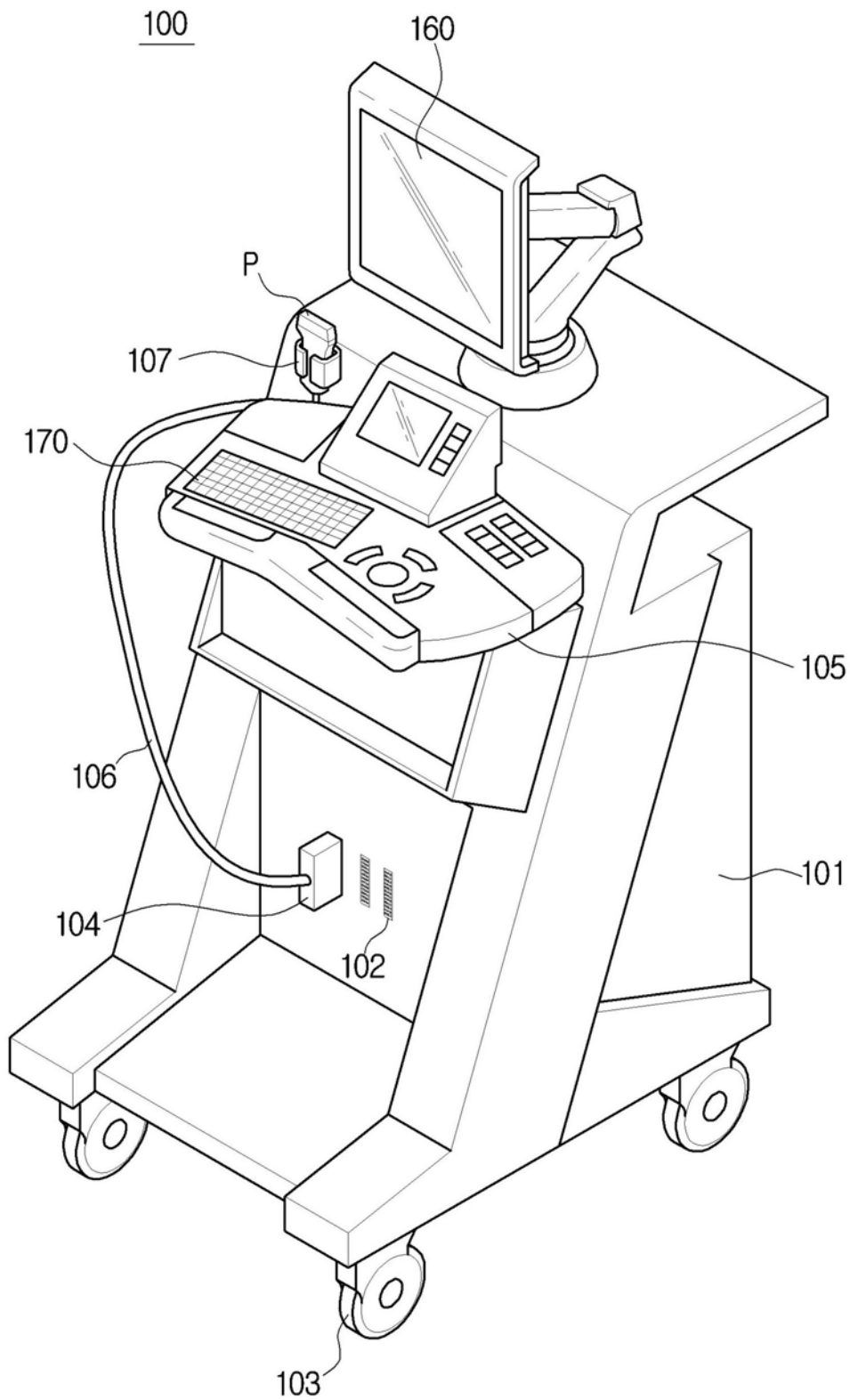


图2

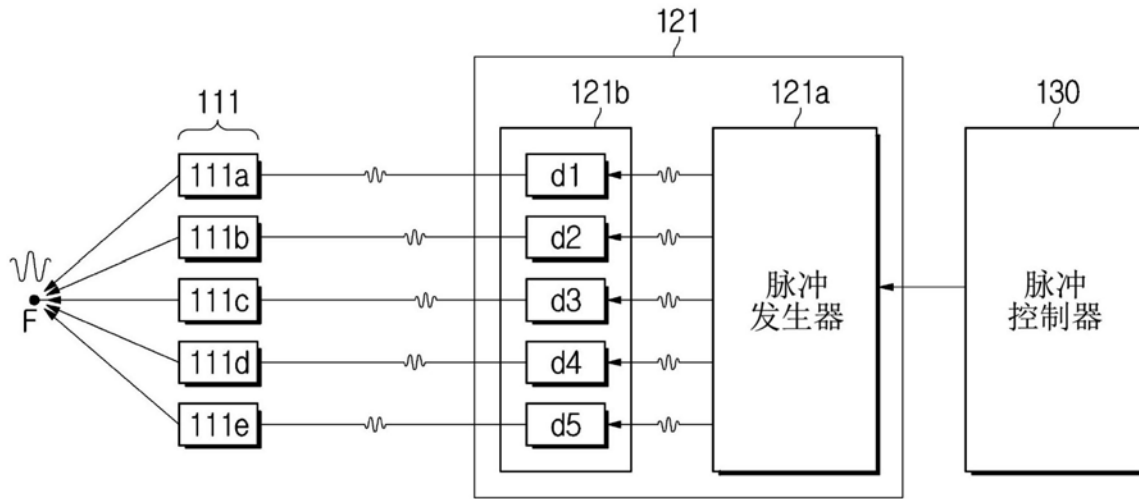


图3

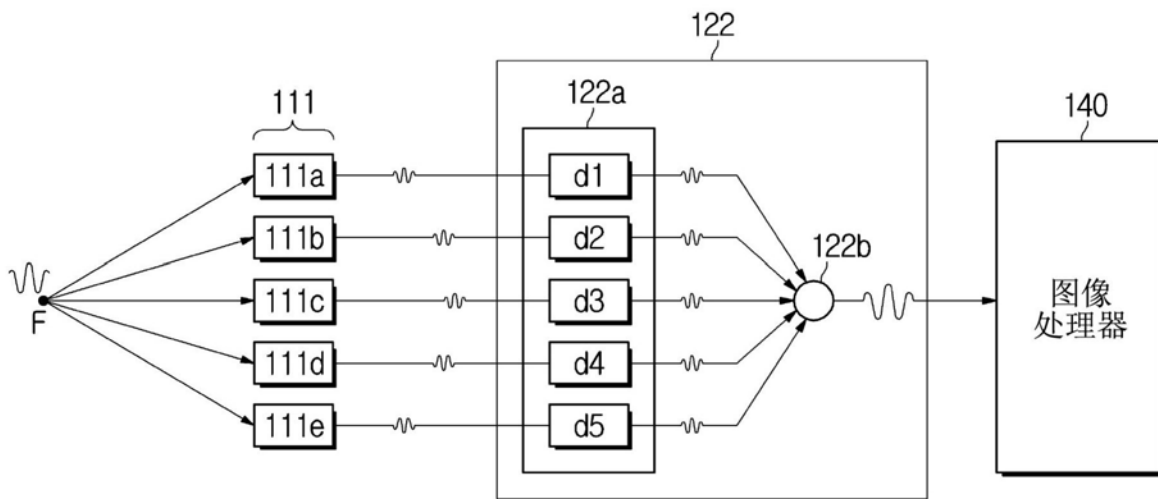


图4

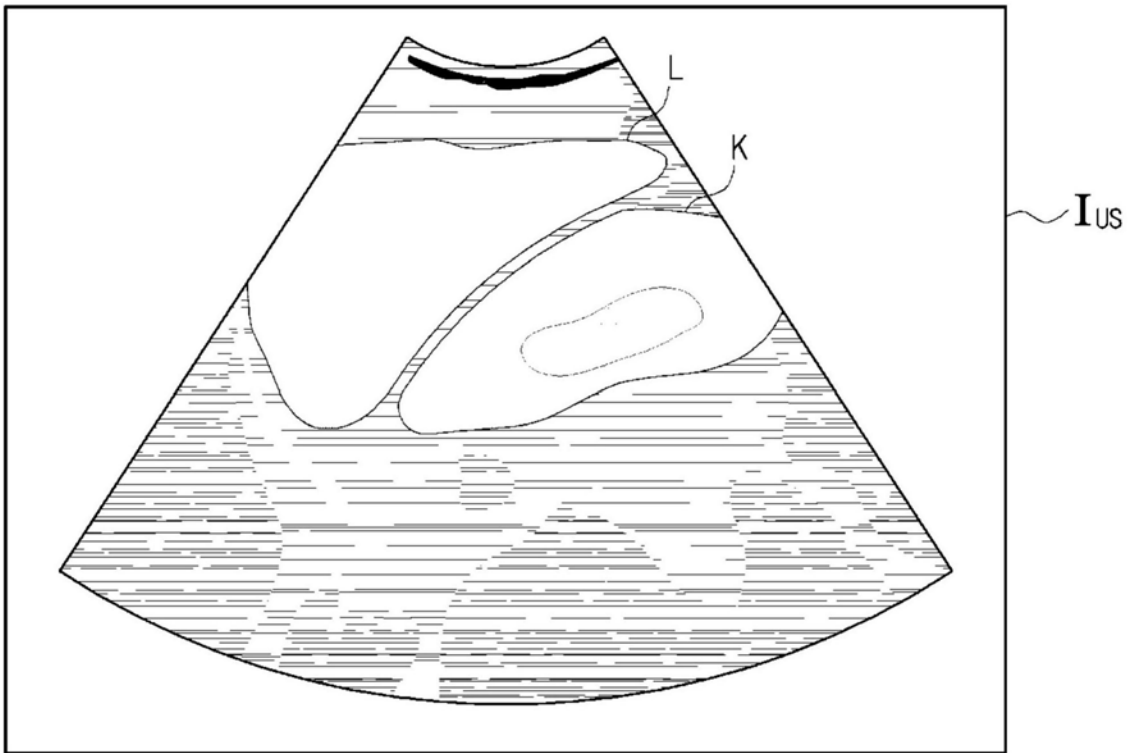


图5

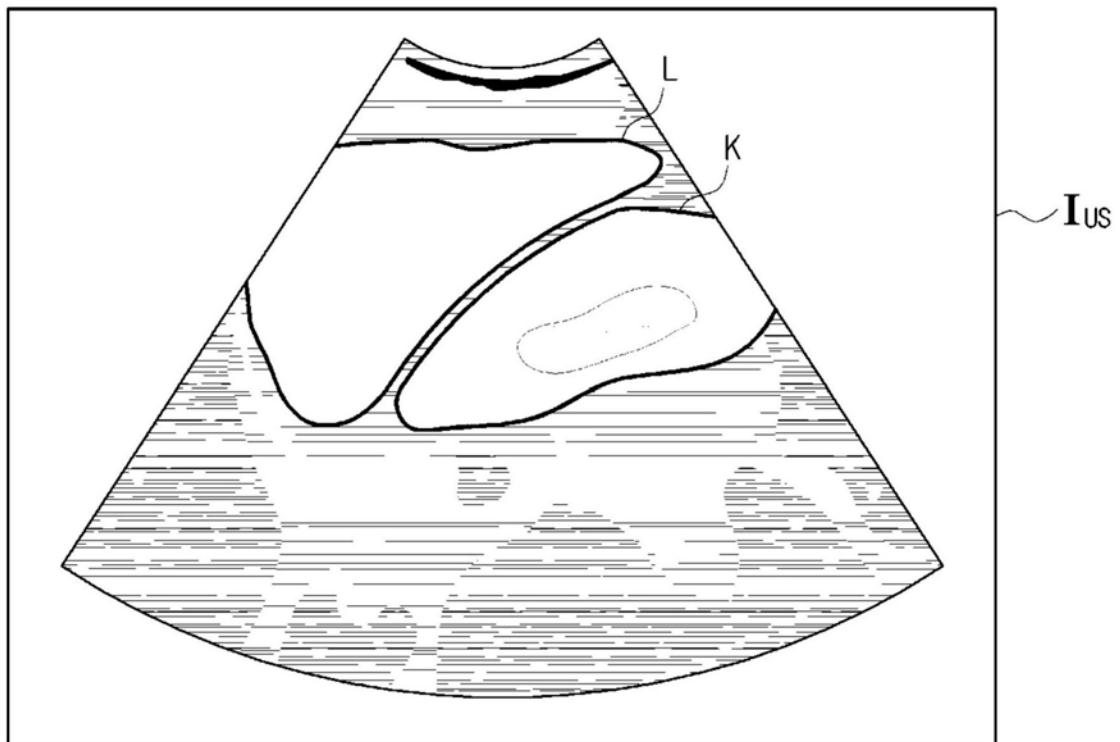


图6

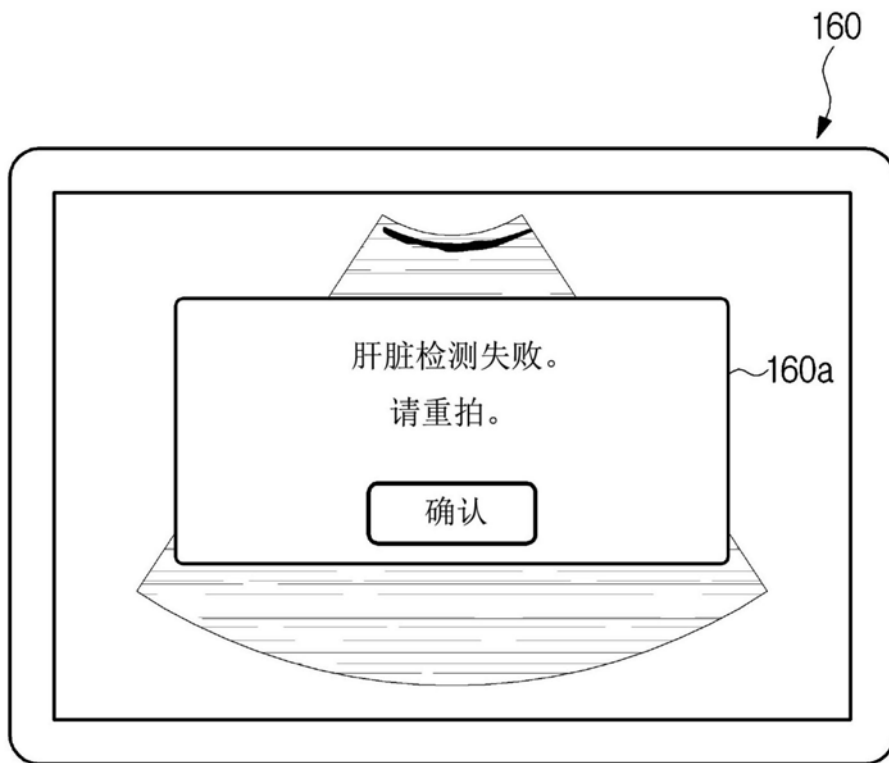


图7

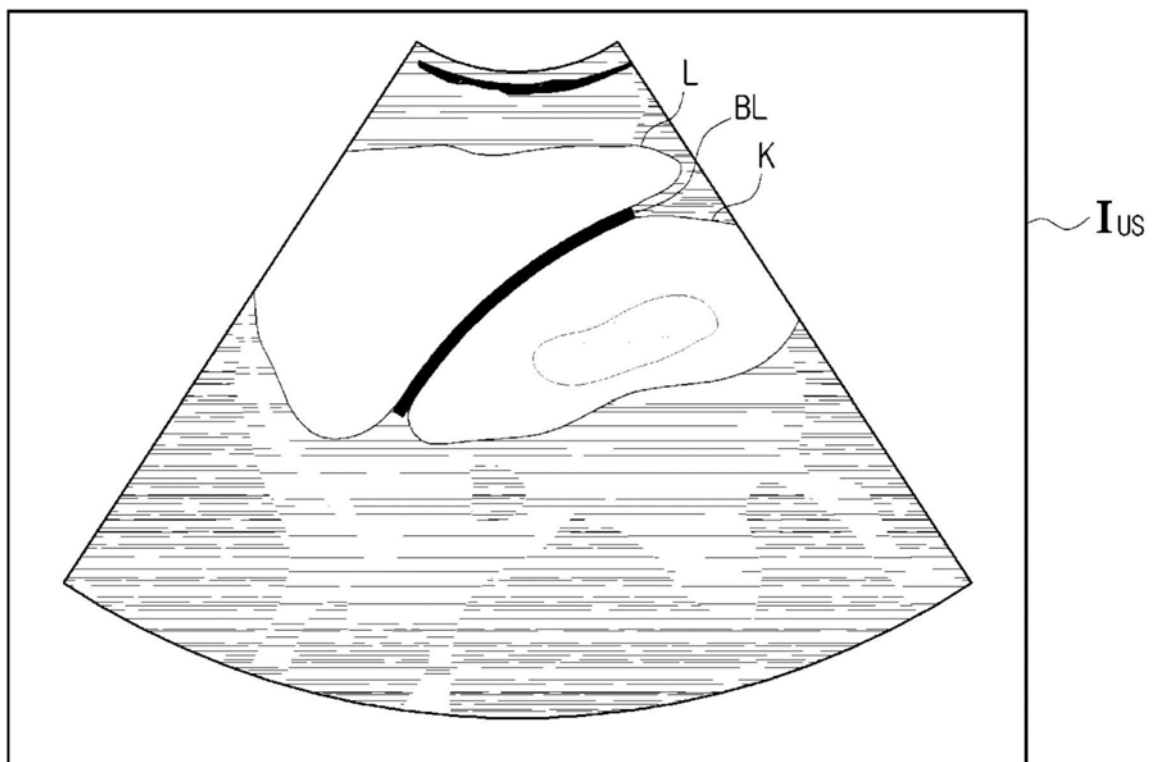


图8

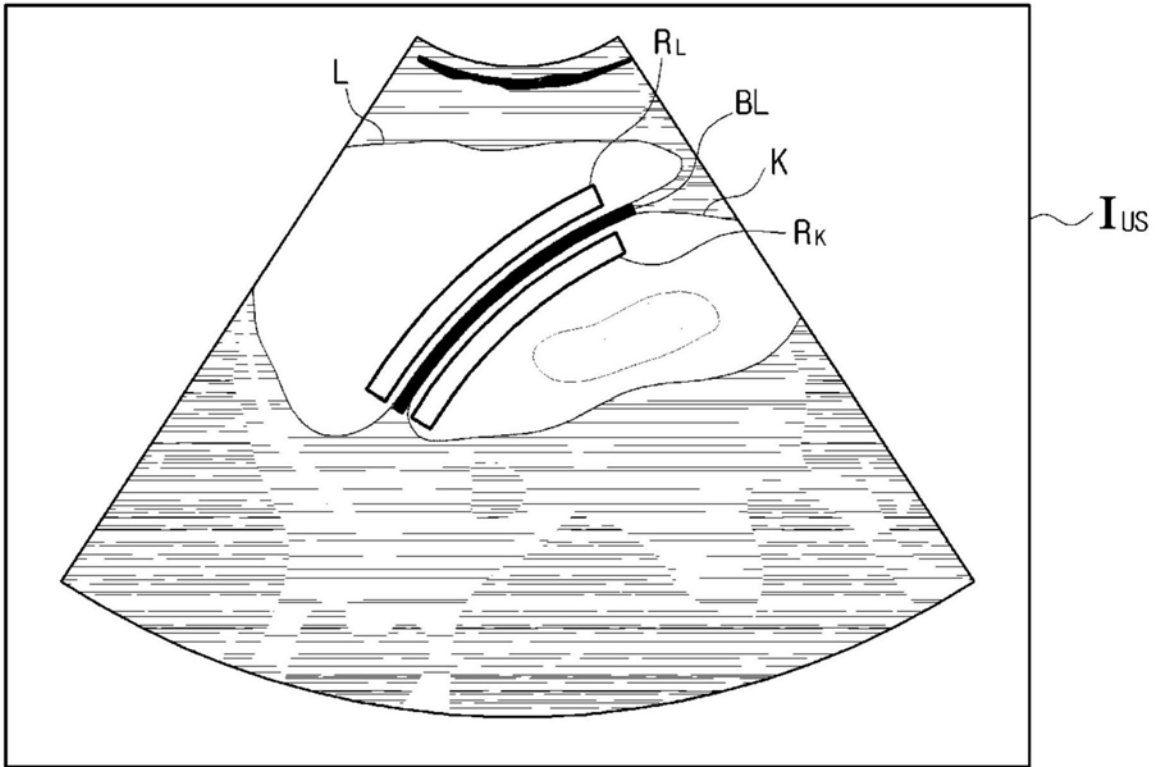


图9

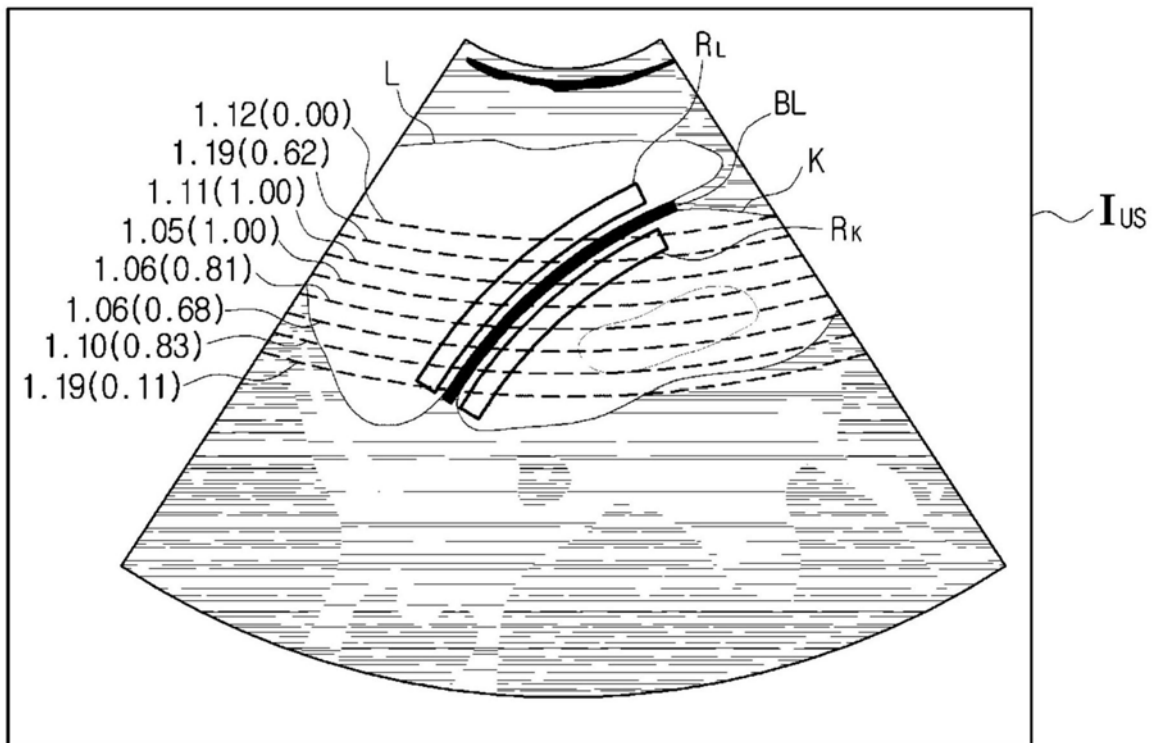


图10

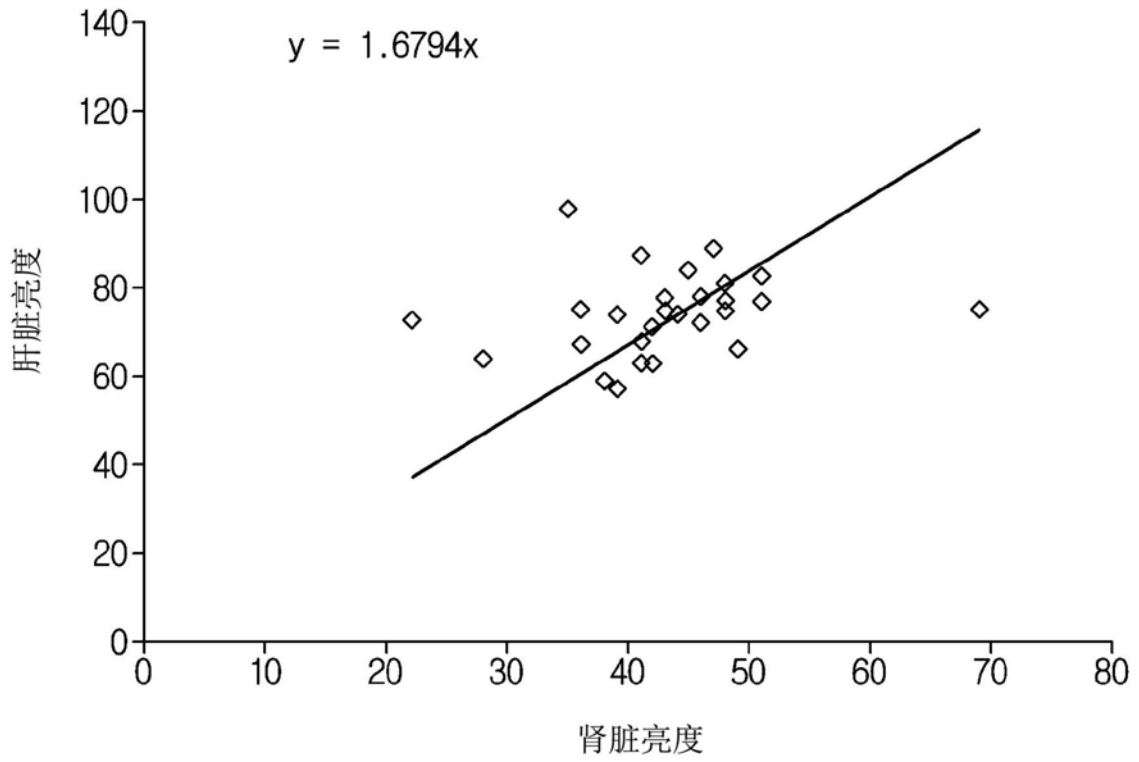


图11

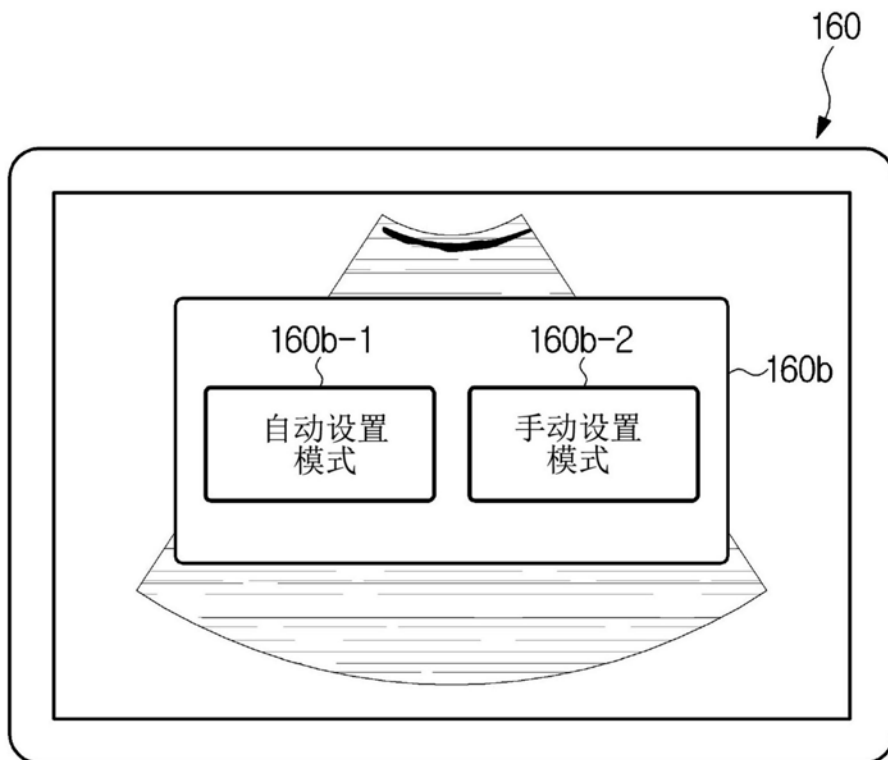


图12

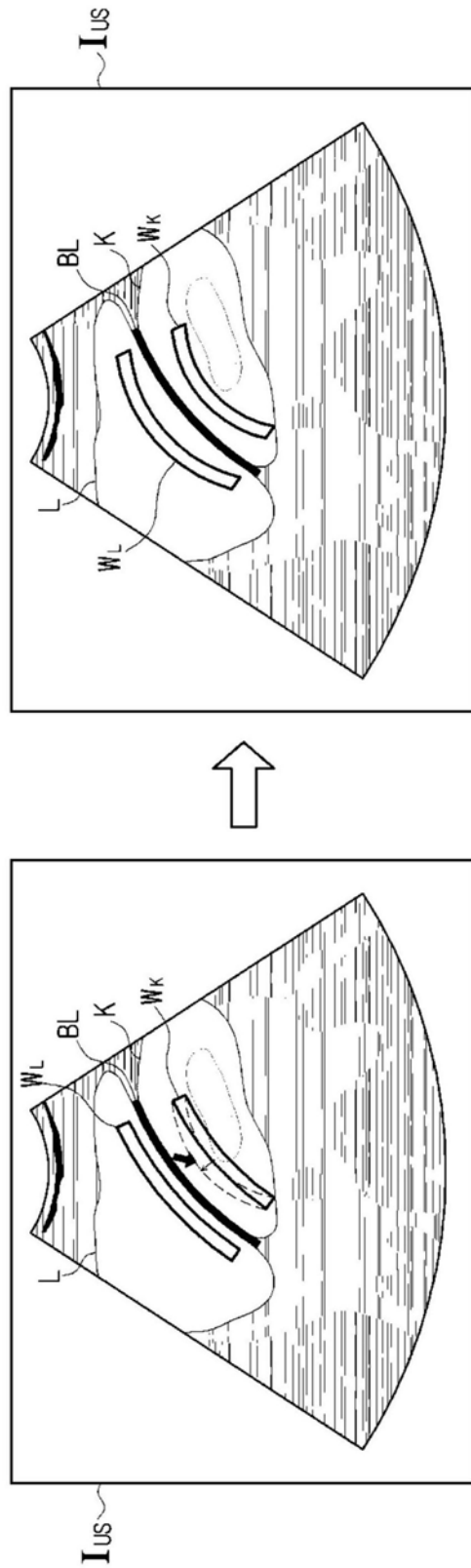


图13

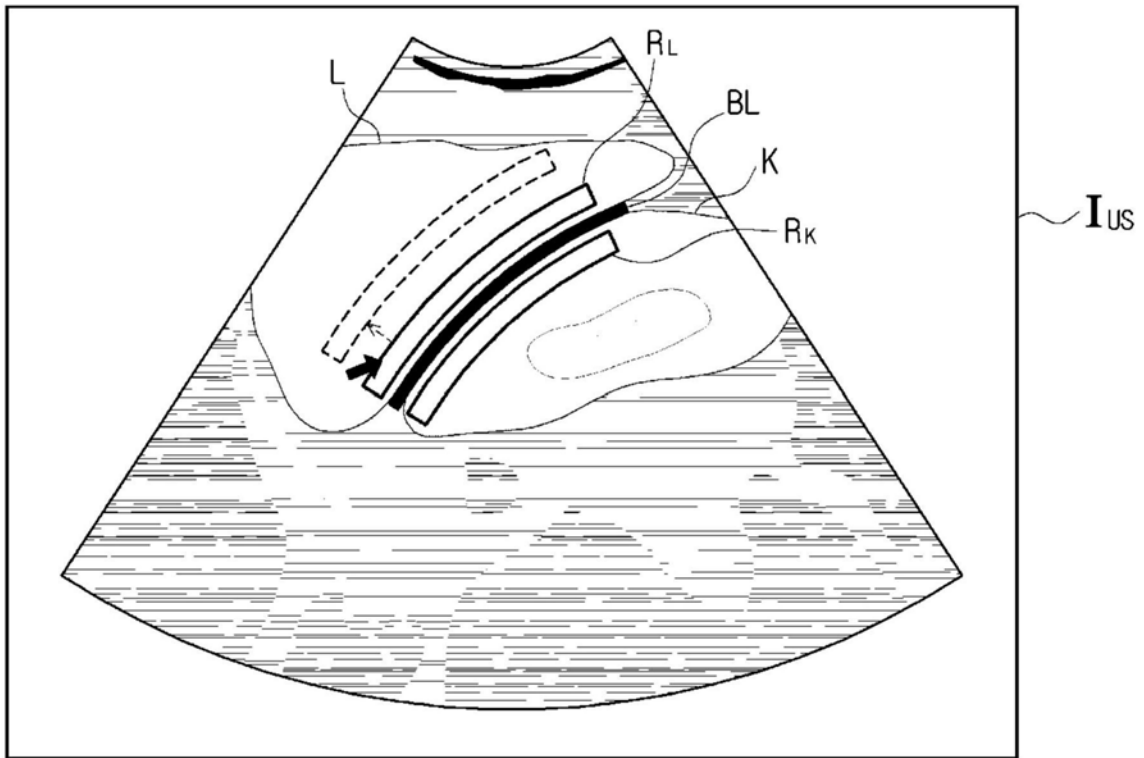


图14

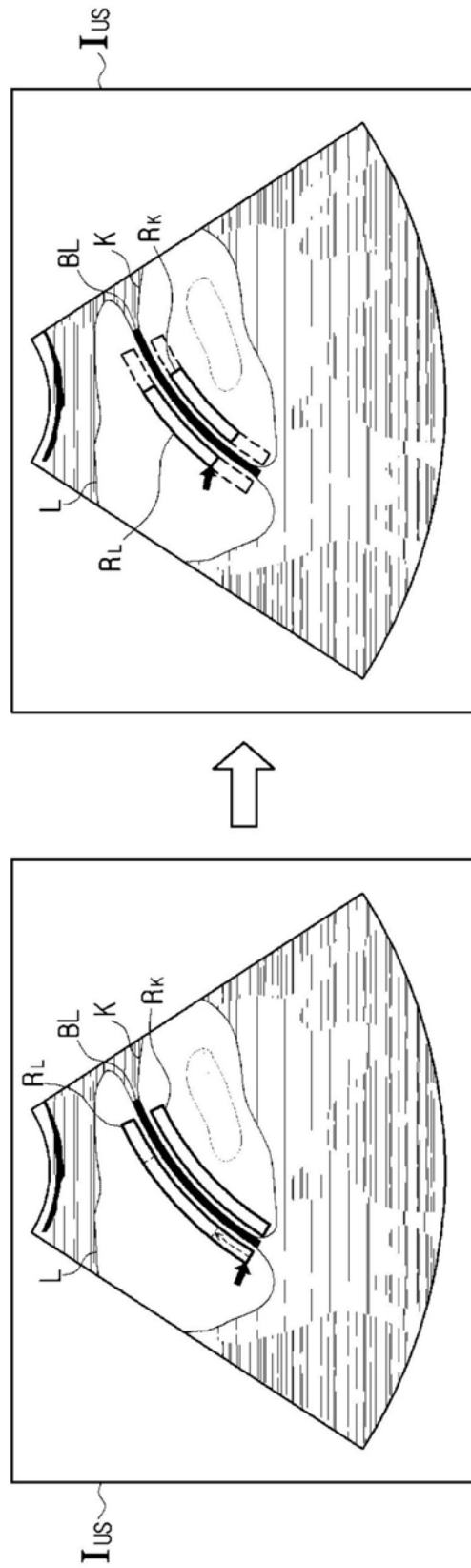


图15

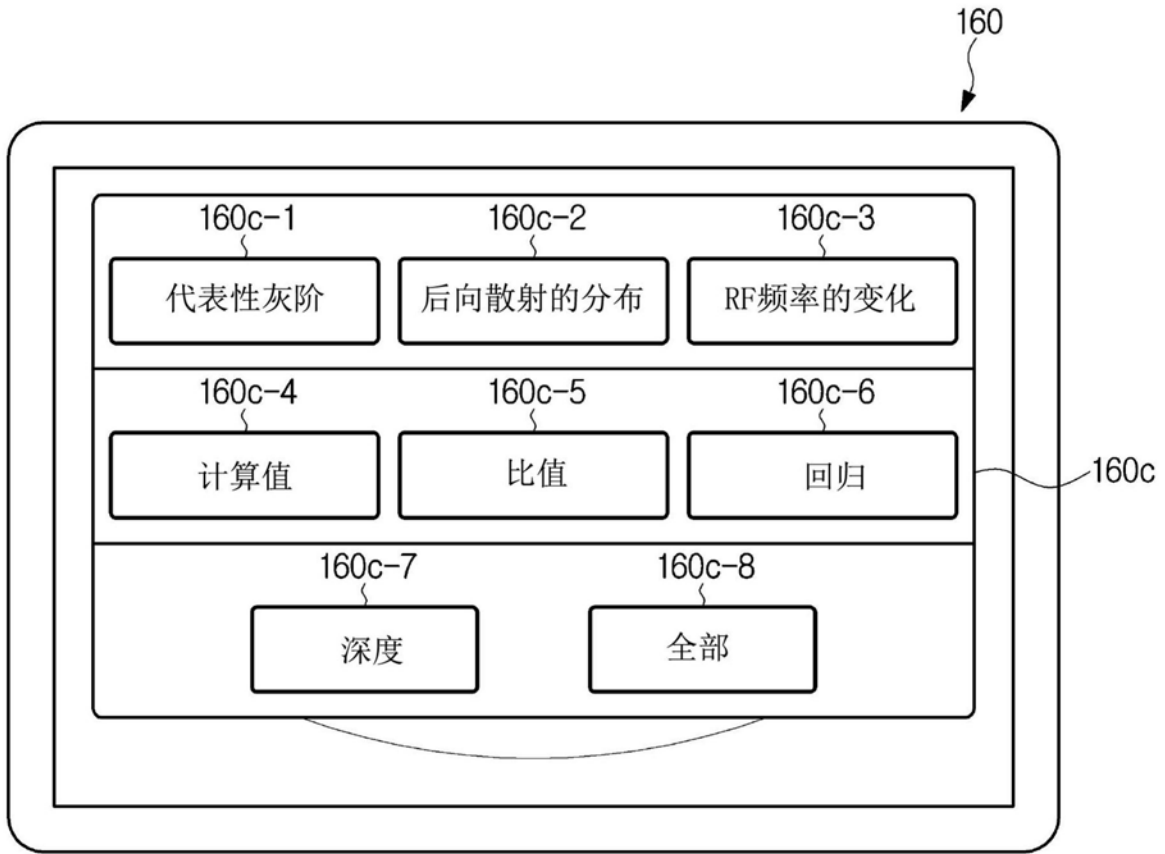


图16

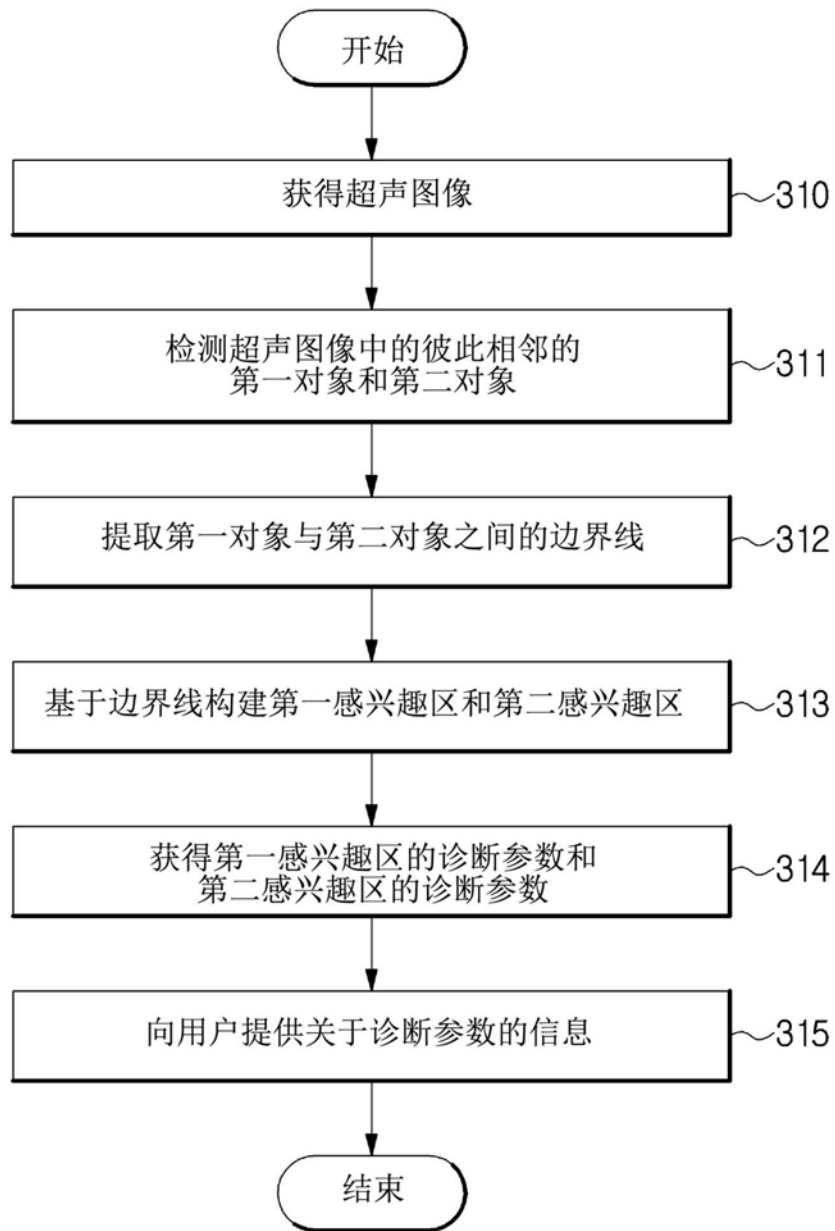


图17

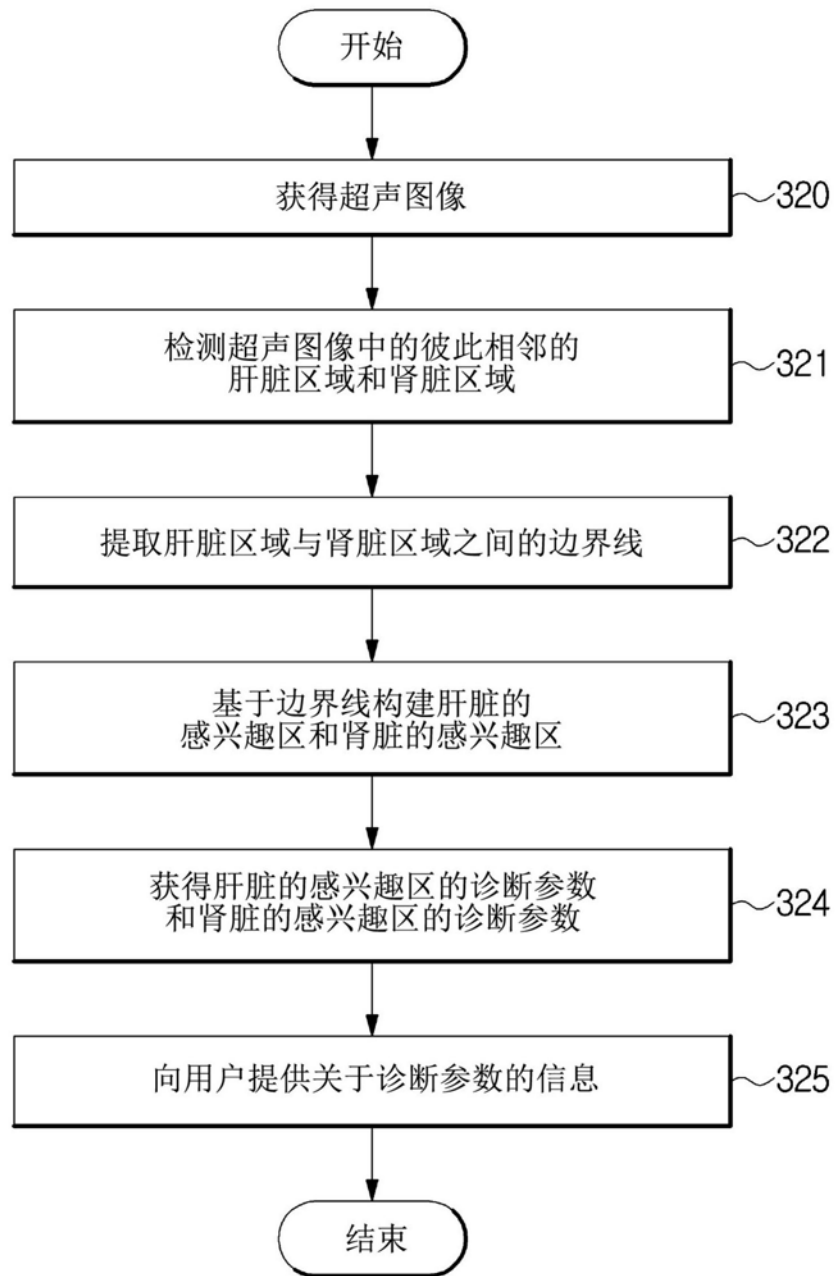


图18

专利名称(译)	超声成像设备及其控制方法		
公开(公告)号	CN109965909A	公开(公告)日	2019-07-05
申请号	CN201811619297.4	申请日	2018-12-28
[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	李建雨 金世原 李锺贤 崔冲桓		
发明人	李建雨 金世原 李锺贤 崔冲桓		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/469 A61B8/54 A61B8/463 A61B8/5223 G06T7/0012 G06T7/12 G06T2207/10132 G06T2207/30056 G06T2207/30084 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/4427 A61B8/4461 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 G01S15/8979 G01S15/8993		
代理人(译)	沈浩 王秀君		
优先权	1020170182365 2017-12-28 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声成像设备及其控制方法，其可通过以下方式改善基于超声图像诊断脂肪肝时的诊断的可再现性和准确度：自动地构建出现在超声图像中的肝脏的感兴趣区以及将与肝脏比较的另一内脏器官的感兴趣区，自动地计算针对各个感兴趣区的诊断参数，并且向用户提供所述诊断参数。所述超声成像设备包括：图像处理器，被配置为基于超声回波信号生成超声图像；显示器；以及主控制器，被配置为：检测超声图像中的肝脏区域和肾脏区域，提取肝脏区域与肾脏区域之间的边界线，基于边界线自动地构建肝脏的感兴趣区和肾脏的感兴趣区，获得针对肝脏的感兴趣区的诊断参数和针对肾脏的感兴趣区的诊断参数，并且控制所述显示器显示与所述诊断参数有关的信息。

