



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102056548 B

(45) 授权公告日 2013.02.13

(21) 申请号 200980121271.X

(22) 申请日 2009.06.10

(30) 优先权数据

2008-155105 2008.06.13 JP

2009-089092 2009.04.01 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.12.08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/060972 2009.06.10

(87) PCT申请的公布数据

W02009/151142 EN 2009.12.17

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 立山二郎

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 康建忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2005-296658 A, 2005.10.27, 全文.

CN 1192883 A, 1998.09.16, 全文.

WO 2004/054447 A1, 2004.07.01, 全文.

US 6106466 A, 2000.08.22, 全文.

EP 0190979 A2, 1986.08.13, 全文.

审查员 陈昭阳

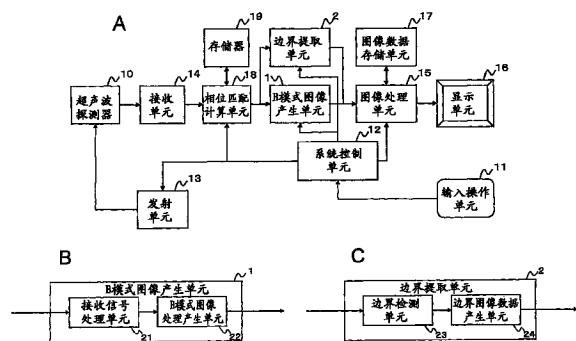
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波装置及其控制方法

(57) 摘要

超声波诊断装置具有基于每个接收信号的强度提取在超声波图像中出现的介质之间的边界的边界提取单元 (2)。边界提取单元对于操作超声波探测器移动的同时顺序产生的各个时间序列超声波图像中的每一个执行边界提取处理,从在正被处理的超声波图像之前的超声波图像中提取的边界,在正被处理的超声波图像中设定与超声波探测器的移动操作相匹配的目标区域 (边缘区域),并且通过使用相应于在这样设置的目标区域内侧处反射的反射波的接收信号,在正被处理的超声波图像中执行提取边界的处理。



CN 102056548 B

1. 一种超声波装置,包括:

超声波探测器,所述超声波探测器向被检查物内部发射超声波并且接收其反射波;

接收单元,所述接收单元输出基于超声波探测器接收到的反射波的接收信号;

图像产生单元,所述图像产生单元从接收信号产生超声波图像;边界提取单元,所述边界提取单元基于接收信号中的每一个的强度,提取在超声波图像的每一个中出现的介质之间的边界;以及

显示单元;

其中边界提取单元对于在超声波探测器移动的同时顺序产生的各个时间序列超声波图像执行边界提取处理,并且

其中边界提取单元

在正被处理的超声波图像的一部分中设定目标区域以便包括在正被处理的超声波图像之前的超声波图像中被提取的边界,并且

通过使用相应于在这样设定的目标区域的内侧反射的反射波的接收信号,在正被处理的超声波图像中执行边界提取处理。

2. 如权利要求1所述的超声波装置,其中

在被检查物上超声波探测器的各个位置处分别产生时间序列超声波图像;以及

基于超声波探测器的位置之间的移动的信息,在正被处理的超声波图像的一部分中设定目标区域。

3. 如权利要求1所述的超声波装置,还包括:

初始边界设定单元,所述初始边界设定单元为时间序列超声波图像中的第一超声波图像设定初始边界。

4. 如权利要求3所述的超声波装置,其中,所述显示单元被配置用于显示由图像产生单元产生的超声波图像,

其中,初始边界设定单元基于在显示单元上显示的第一超声波图像上标记的边界候选点,或通过使用在显示单元上显示的第一超声波图像上选择的所关心的区域,检测初始边界。

5. 如权利要求1所述的超声波装置,还包括:

声速设定单元,所述声速设定单元设定由边界界定的区域的每一个中的声速的值。

6. 如权利要求5所述的超声波装置,其中:

声速设定单元根据在由边界界定的区域的每一个中设定的组织名称,决定每个区域中的声速的值。

7. 如权利要求5所述的超声波装置,还包括:

图像处理单元,所述图像处理单元通过使用由声速设定单元设定的每个区域中的声速的值,校正超声波图像。

8. 如权利要求5所述的超声波装置,其中:

超声波探测器具有多个超声波换能器;

所述装置包括相位匹配计算单元,在分别向从所述接收单元输出的相应于各个超声波换能器的接收信号给予相应于焦点位置的延迟之后,相位匹配计算单元将经延迟的从所述接收单元输出的相应于各个超声波换能器的接收信号相加在一起;和

通过使用由声速设定单元设定的每个区域中的声速的值,相位匹配计算单元计算每个超声波换能器的延迟时间。

9. 一种用于超声波装置的控制方法,该装置包括超声波探测器,所述超声波探测器向被检查物内部发射超声波,并且接收其反射波;接收单元,所述接收单元输出基于超声波探测器接收到的反射波的接收信号;图像产生单元,所述图像产生单元从接收信号产生超声波图像;边界提取单元,所述边界提取单元基于接收信号中的每一个的强度,提取在超声波图像的每一个中出现的介质之间的边界,以及显示单元,

所述用于超声波装置的控制方法包括:

在超声波探测器移动的同时从接收信号顺序产生时间序列超声波图像的步骤;以及相对于这样产生的超声波图像顺序提取边界的步骤;

其中所述提取边界的步骤包括以下步骤:

在正被处理的超声波图像的一部分中设定目标区域以便包括在正被处理的超声波图像之前的超声波图像中被提取的边界,以及

通过使用相应于在这样设定的目标区域的内侧反射的反射波的接收信号,在正被处理的超声波图像中执行边界提取处理。

10. 如权利要求 9 所述的控制方法,其中

在被检查物上超声波探测器的各个位置处分别产生时间序列超声波图像;和

基于超声波探测器的位置之间的移动的信息,在正被处理的超声波图像的一部分中设定目标区域。

超声波装置及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过使用超声波对被检查物内部成像的技术。

背景技术

[0002] 作为用于通过使用超声波对被检查物（被检体）内部成像的超声波装置，例如，已知用于医疗诊断的超声波诊断装置。在该超声波装置中，使用一种超声波探测器，该超声波探测器包括具有发射和接收超声波的功能的多个超声波换能器。当以多个超声波的组合形成的超声波束被从超声波探测器发射到被检体时，该超声波束在被检体内部的不同声阻抗区域（即，组织的边界）被反射。可以通过接收以这种方式产生的超声波回波，并且基于该超声波回波的强度或幅值构造图像，在屏幕上再现被检体内部的外观。

[0003] 在这种超声波图像中，常规地试图以准确的方式提取组织的轮廓（边界）。这是由于可以使用这样提取的轮廓进行三维图像处理或诊断（诸如区分肿瘤的良性和恶性等）。

[0004] 作为相关技术，日本专利申请公开 No. H07(1995)-194597 描述了作为自动提取所希望的被检体区域的外形或轮廓的方法的使用阈值处理的方法。沿着接收到的声波线搜索超声波图像的亮度值，并且当连续搜索到均等于或高于阈值的预定数目或更多的亮度值时，对接收到的声线上的像素执行带有预定阈值的处理或边界位置提取。另外，作为另一个相关技术，存在日本专利申请公开 No. 2004-181240 中公开的方法。

发明内容

[0005] 在操作者（检查者）（诸如检查技师等）使用超声波诊断装置执行图像诊断的情况下，该装置的一般使用是操作者将搜索单元应用于被检体的诊断区域并同时观看超声波图像，并且移动搜索单元的位置和角度，以便寻找表现为被检查物的形式的内部器官。在此时的超声波图像中，被检查物的位置和形状动态地改变。为了从这种时变或动态图像中实时地获得准确的轮廓信息，需要针对每一帧执行边界提取处理。

[0006] 然而，常规的边界提取技术涉及难以实现这种实时处理的问题。例如，第一个专利文献的技术是通过将声线（sound ray）数据和阈值进行比较并且确定边界位置，以详尽的方式对全部声线数据执行阈值处理，来提取被检查物的外形或轮廓。在这种技术中，计算量变得巨大（虽然它取决于装置的处理能力），实时地处理所有帧是不现实的。因此，将这种常规技术应用于动态图像处理不能帮助减小动态图像的帧率。

[0007] 鉴于上述情况做出本发明，并且本发明的目的是提供一种使得能够从运动中的超声波动态图像实时提取准确轮廓（边界）的技术。

[0008] 为了实现上面的目的，本发明采用下列构造。

[0009] 本发明提供了一种超声波装置，包括：超声波探测器，所述超声波探测器向被检查物内部发射超声波并且接收其反射波；接收单元，所述接收单元输出基于超声波探测器接收到的反射波的接收信号；图像产生单元，所述图像产生单元从接收信号产生超声波图像；边界提取单元，所述边界提取单元基于接收信号中的每一个的强度，提取在超声波图像的

每一个中出现的介质之间的边界；以及显示单元；其中边界提取单元对于顺序产生的各个时间序列超声波图像执行边界提取处理，并且其中边界提取单元在正被处理的超声波图像的一部分中设定目标区域以便包括在所述正被处理的超声波图像之前的超声波图像中被提取的边界，并且通过使用相应于在这样设定的目标区域内侧反射的反射波接收信号，在正被处理的超声波图像内执行边界提取处理。

[0010] 本发明提供了一种用于超声波装置的控制方法，该装置包括超声波探测器，所述超声波探测器向被检查物内部发射超声波并且接收其反射波；接收单元，所述接收单元输出基于超声波探测器接收到的反射波的接收信号；图像产生单元，所述图像产生单元从接收信号产生超声波图像；边界提取单元，所述边界提取单元基于接收信号中的每一个的强度，提取在超声波图像的每一个中出现的介质之间的边界；以及显示单元；所述用于超声波装置的控制方法包括：从接收信号顺序产生时间序列超声波图像的步骤；和相对于这样产生的超声波图像顺序提取边界的步骤；其中提取边界的步骤包括以下步骤：在正被处理的超声波图像的一部分中设定目标区域以便包括在所述正被处理的超声波图像之前的超声波图像中被提取的边界，并且通过使用相应于在这样设定的目标区域内侧反射的反射波的接收信号，在正被处理的超声波图像中执行边界提取处理。

[0011] 根据本发明，可以从运动中的超声动态图像实时提取准确的轮廓（边界）。因此，可以在移动超声波探测器的同时，动态地提取和观察诊断区域的边界。

[0012] 从下文参考附图对示例性实施例的描述中，本发明的其它特征将变得清晰。

附图说明

[0013] 图 1A 到图 1C 是示出了超声波诊断装置的构造的框图。

[0014] 图 2A 是示出了超声波束的扫描的视图。

[0015] 图 2B 是示出了接收到的超声波回波的波形的视图。

[0016] 图 3A 到图 3C 是边界提取处理的流程图。

[0017] 图 4A 和图 4B 是说明设定搜索区域的方法的视图。

[0018] 图 5A 到图 5D 是说明追踪边界线的处理的视图。

[0019] 图 6A 到图 6C 是说明第二实施例的视图。

具体实施方式

[0020] 此后，将参考附图以示例方式详细描述本发明的优选实施例。此处应当注意，虽然此处作为超声波装置的例子示出医疗超声波诊断装置，但是本发明优选地可应用于其中将活体之外的物体作为被检查物的多种超声波检查装置。

[0021] < 第一实施例 >

[0022] 图 1A 是示出了根据本发明的第一实施例的超声波诊断装置的构造的框图。除了一般超声波诊断装置所拥有的 B 模式图像产生功能（B 模式图像产生单元 1）之外，根据这个实施例的超声波诊断装置还具有提取不同组织之间（介质之间）的边界的功能（边界提取单元 2）。

[0023] 如图 1A 所示，根据这个实施例的超声波诊断装置包括超声波探测器 10、输入操作单元 11、系统控制单元 12、发射单元 13、接收单元 14、图像处理单元 15、显示单元 16 和图像

数据存储单元 17。另外,该超声波诊断装置还具有相位匹配计算单元 18 和存储器 19。

[0024] (超声波探测器)

[0025] 超声波探测器 10 被使用以便被放置为接触被检体,从而向着被检体发射超声波束并且从被检体接收超声波束。超声波探测器 10 具有多个超声波换能器(超声波振子)。超声波换能器是这样的元件,该元件基于施加在其上的驱动信号发射超声波束,接收超声波回波(反射波),并且输出相应于其反射强度的电信号。这些超声波换能器被以一维或二维方式布置以便由此形成换能器阵列。

[0026] 每个超声波换能器由这样的换能器构成,该换能器具有在具有压电性的材料(压电材料)的相对端处形成的电极。作为这种压电材料,使用例如由 PZT(锆钛酸铅)表示的压电陶瓷、由 PVDF(聚偏氟乙烯)表示的聚合物压电元件等。当脉冲电信号或连续波电信号被发送到这种换能器的电极以由此向其施加电压时,使得压电材料伸展和收缩。根据该伸展和收缩,从每个换能器产生脉冲状的超声波或连续波超声波,从而由这些超声波的组合形成超声波束。另外,通过接收发射的超声波,分别使各个换能器伸展和收缩以产生电信号。输出这些电信号作为用于相应的超声波的检测信号。

[0027] 可替换地,可使用不同换能方式的多种元件作为超声波换能器。例如,使用上述的换能器作为用于发射超声波的元件,并且使用光电检测类型的超声波换能器作为用于接收超声波的元件。光电检测类型的超声波换能器是通过将超声波束转换为光信号来进行检测的换能器,并且由例如 Fabry-Perot 谐振器或 Fiber Bragg 光栅构成。

[0028] (驱动单元)

[0029] 发射单元 13 是向各个超声波换能器提供驱动信号以便从超声波探测器 10 发射超声波的电路。发射单元 13 由分别相应于各个超声波换能器的多个驱动电路构成。

[0030] 接收单元 14 是处理由超声波探测器 10 接收的超声波(反射波)的电路。接收单元 14 也由分别相应于各个超声波换能器的多个接收电路构成。接收电路通过分别使用前置放大器和 TGC(时间增益补偿)放大器来对从超声波换能器输出的检测信号应用模拟放大处理。通过模拟放大处理将检测信号的电平分别调整为 A/D 转换器的输入信号电平。利用 A/D 转换器将从 TGC 放大器输出的模拟信号转换为数字信号形式的检测数据。从接收单元 14 输出分别相应于各个超声波换能器的多段检测数据(接收信号)。

[0031] (该装置的其它构造)

[0032] 存储器 19 包括分别相应于多个接收电路的多个线存储器,并且以时间序列的方式存储从各个接收电路输出的检测数据。

[0033] 相位匹配计算单元 18 执行计算处理,即接收聚焦处理,以便调整检测数据的相位。相位匹配计算单元 18 分别向存储在存储器 19 中的多段检测数据提供相应于焦点位置的延迟,并且此后将它们彼此相加。结果,产生了代表沿所希望的扫描线的超声波信息的声线数据。相位匹配计算单元 18 由移位寄存器延迟线、数字微小延迟机(digital minute delay machine)、具有软件的 CPU(中央处理单元)或这些部件的任意组合构成。

[0034] 当操作者向超声波诊断装置输入指令和信息时,使用输入操作单元 11。输入操作单元 11 包括键盘、调整旋钮和诸如鼠标的指向设备等。

[0035] 系统控制单元 12 由处理器和软件构成,并且基于从输入操作单元 11 输入的指令和信息控制超声波诊断装置的各个部分。

[0036] (超声波 B 模式图像)

[0037] 图 1B 是示出了 B 模式图像产生单元 1 的内部配置的视图。B 模式图像产生单元 1 是从接收信号产生超声波图像的功能件,并且由接收信号处理单元 21 和 B 模式图像数据产生单元 22 构成。接收信号处理单元 21 对由相位匹配计算单元 18 产生的声线数据应用包络检波处理和 STC(灵敏度时间增益控制),并且 B 模式图像数据产生单元 22 产生并且输出 B 模式图像数据。

[0038] 图 2A 是这样的视图,其中当通过使用包括超声波换能器的超声波探测器 10 朝反射体 101 顺序地发送并且扫描扫描线 10a 到 10e 时,接收在反射体 101 的表面上反射的超声波回波。在将扇形类型的搜索单元用于超声波探测器 10 的情况下,可以任意控制波束转向,从而可以自由转变超声波束被扫描的方向。另外,在凸面搜索单元的情况下,换能器阵列被布置为扇形形状,从而超声波束将被以由换能器阵列的构造决定的扇形形状扫描。此时,在反射体 101 的表面上,即,在成为被检体中存在的介质的边界(轮廓)的位置处,强超声波回声被返回。

[0039] 图 2B 示出了各个扫描线 10a 到 10e 中的超声波回波的接收波形。横坐标轴指示时间,并且纵坐标轴指示接收信号的电压。如图 2A 所示,从该处返回强超声波回波的反射体 101 的表面上的一些位置分别是扫描线 10b 上的边界位置 b1 和边界位置 b2、扫描线 10c 上的边界位置 c1 和边界位置 c2、以及扫描线 10d 上的边界位置 d1 和边界位置 d2。此时,如图 2B 所示,在反射体 101 的边界上反射的信号作为扫描线 10b 到 10d 的接收波形被观察到。具体地,分别在扫描线 10b 上的位置 b1 和 b2 处出现高振幅点,并且分别在扫描线 10c 上的位置 c1 和 c2 以及分别在扫描线 10d 上的位置 d1 和 d2 处出现这种点。因此,可以通过将这些高振幅的点彼此连接以提取反射体 101 的边界。此处应当注意,在实际装置中,必须使得超声波束的扫描角(分辨能力)非常精细以便提取更平滑的边界形状。

[0040] 图 1C 是示出了边界提取单元 2 的内部构造的视图。边界提取单元 2 由边界检测单元 23 和边界图像数据产生单元 24 构成。边界检测单元 23 基于相位匹配计算单元 18 产生的声线数据的信号强度或幅值,检测存在于被检体中的介质的边界(轮廓)。边界图像数据产生单元 24 通过给显示屏上的相应于边界检测单元 23 检测到的边界的区域(显示区域)分配预定颜色,产生边界图像数据。下面将更详细地描述在边界提取单元 2 中执行的边界提取的原理和操作。

[0041] 图像处理单元 15 基于 B 模式图像数据产生单元 22 产生的 B 模式图像数据和边界图像数据产生单元 24 产生的边界图像数据产生合成图像数据,其中边界图像被叠加在 B 模式图像的区域上。叠加边界图像的 B 模式图像的区域可由图像处理单元 15 自动决定,或可由操作者通过使用输入操作单元 11 手动指定。

[0042] 图像数据存储单元 17 存储这样产生的合成图像数据。另外,通过对合成图像数据应用包括扫描转换、灰度(gradation)处理等的预定图像处理,图像处理单元 15 产生用于屏幕显示的图像数据。显示单元 16 包括显示单元(诸如 CRT、LCD 等),并且基于已被图像处理单元 15 进行图像处理的图像数据显示超声波图像。

[0043] (边界提取处理)

[0044] 接着,将说明这个实施例中的边界提取的原理和操作的处理流程。然而,此处将描述的处理仅是一个具体例子,并且本发明的范围不限于此。

[0045] 一般地,难以从超声波图像中仅准确地提取目标边界线(轮廓)。另外,如上所述,如果以详尽的方式对于图像中的所有声线数据应用边界检测处理,将要计算的数据量变得巨大,因此它的实时处理也变得困难。因此,在这个实施例中,如下解决上述问题。即,(1)在通过使用操作者的教导或指示决定第一次的边界线(初始边界线)之后,(2)对表现为包括边界线的附近区域的形式的目标区域执行搜索和追踪边界线的处理。

[0046] 现在,通过使用图 3A、图 3B 和图 3C 的流程图说明边界提取处理的流程。图 3A 示出了边界提取处理的主要流程,图 3B 示出了初始边界线的检测处理的流程,并且图 3C 示出了边界线追踪处理的流程。此处应当注意,图 3A 图 3C 中所示的处理主要由边界提取单元 2 执行,但是还包括通过其与 B 模式图像产生单元 1、系统控制单元 12、输入操作单元 11、图像处理单元 15、显示单元 16 等协作而实现的处理。

[0047] 如图 3A 所示,当边界线提取处理开始时,在显示单元 16 上显示 B 模式图像(S100),并且执行初始边界线的检测处理(S200)。此处应当注意,当操作者移动超声波探测器时,以预定的周期(在被检查物中超声波探测器的每个位置处)顺序地产生 B 模式图像(超声波图像),从而获得时间序列超声波图像。对这样的时间序列超声波图像中的第一超声波图像执行初始边界线检测处理。

[0048] (初始边界线的检测)

[0049] 如图 3B 所示,首先,操作者设定对于初始边界线的搜索区域(S201)。在这个实施例中,设定搜索区域的方法可从如下两种方法中选择:方法 1(图 4A:组织边界标记法)和方法 2(图 4B:ROI 设定法)。

[0050] 如图 4A 所示,根据方法 1 的组织边界标记法是操作者教导或指示边界线的位置的技术。操作者通过使用输入操作单元 11(例如,指向设备)在显示单元 16 上显示的 B 模式图像上标记边界候选点(S202)。在图 4A 的例子中,在层状组织边界的部分中标记点 P11 到 P13,并且在圆形组织边界的部分中标记点 P21 到 P26。例如,脂肪层和软组织之间的边界等被假定为是层状组织边界。另外,例如,内部器官、肿瘤等的轮廓被假定为是圆形组织边界。当以这种方式输入边界候选点时,基于这些点序列执行初始边界线的检测。具体地,将这些边界候选点中的每一个周围的预定范围的区域或在点序列之间连接的线周围的预定宽度的区域被设定为初始边界线的搜索区域(S204)。

[0051] 如图 4B 所示,根据方法 2 的 ROI 设定法是操作者教导或指示其中存在边界线的区域作为 ROI(所关心的区域)的技术。操作者可通过使用输入操作单元 11 指定作为一个区域的在显示单元 16 上显示的图像的一部分来设定 ROI(S203)。在图 4B 的例子中,在层状组织边界的部分中指定 ROI-1,并且在圆形组织边界的部分中指定 ROI-2。这些 ROI 被设定为初始边界线的搜索区域(S204)。

[0052] 在已经固定地设定了搜索区域之后,边界提取单元 2 从相位匹配计算单元 18 获取当前帧的接收信号(声线数据)(S205),并且仅从相应于搜索区域的那些接收信号检测边界线(S206)。结果,与在接收信号的全部区域上执行边界检测处理时相比,可以在更短的时间段内检测到边界线。另外,由于已经教导了存在边界的区域,可以减少边界的误检测,并且可以用准确的方式决定初始边界线。

[0053] 上文提及的利用边界提取单元 2 的初始边界线的检测处理相应于用于对于时间序列超声波图像中的第一超声波图像设定初始边界的本发明的初始边界设定单元。时间序

列超声波图像指的是以预定周期（帧率）顺序产生的一组时间连续的超声波图像。当操作者移动超声波探测器时，在被检查物中超声波探测器的每个位置处顺序产生超声波图像。这里，应当注意，希望在初始边界线检测处理期间固定超声波探测器 10 的位置以便防止边界位置改变。

[0054] （边界线的追踪）

[0055] 当如上所述决定初始边界线时，控制流转移到边界线追踪处理（S300）。此处应当注意，在追踪处理已经开始之后，可以在移动超声波探测器 10 的位置和角度的同时观察被检体。因此，以预定的帧率顺序产生时间序列超声波图像（超声波动态图像），并且利用下文将要描述的方法对于每一帧的超声波图像顺序执行边界提取。

[0056] 如图 3C 所示，边界提取单元 2 首先基于初始边界线设定边缘（margin）区域（目标区域）（S301）。具体地，如图 5A 所示，将与边界线的距离为 L 并且围绕边界线的范围设置为边缘区域。对于图 5A 所示的诸如脂肪层的层状边界线 1 设定围绕层状边界线 1 的具有宽度 $2L$ 的矩形边缘区域 1。另外，对于诸如肾的轮廓的圆形边界线 2 设定围绕圆形边界线 2 的具有宽度 $2L$ 的环状边缘区域 2。

[0057] 随后，边界提取单元 2 从相位匹配计算单元 18 获取当前帧（正被处理的帧）的接收信号（S302）。图 5B 中示出了当前帧的图像的例子。如图 5B 所示，当超声波探测器 10 的位置和角度在改变时，边界线 $1'$ 和 $2'$ 的位置与前一帧的图像的位置相比也改变。然而，搜索单元在一帧时间段期间的移动量有限，并且这些帧之间存在一定程度的相关性，从而当前帧的边界 $1'$ 和 $2'$ 被包含在前一帧的边界的边缘区域中的可能性高。

[0058] 因此，边界提取单元 2 仅对于相应于在每个边缘区域的内侧反射的反射波的那些接收信号执行边界线检测处理（S303）。结果，与当对于接收信号的全部区域执行边界检测处理时相比，可在极短的时间段内检测到边界线。

[0059] 每一帧地重复执行步骤 S301 到 S303 的处理。在随后帧的处理中，如图 5C 所示，以这种方式再次设定（更新）边缘区域 $1'$ 和 $2'$ 以便包含在前一帧中提取的边界线 $1'$ 和 $2'$ （S301），并且这样设定的这些边缘区域被用于随后帧的边界检测处理（S302、S303）。

[0060] 每个边缘区域的大小 L 的值可以是固定的，或可以被改变，或可被使得动态地改变。希望的是，在考虑操作者驱动搜索单元的移动的速度和方向的情况下（基于超声波探测器的位置之间的移动的信息）决定每个边缘区域的大小（ L 的值）和位置。也就是说，当使得搜索单元快速移动的操作者使用搜索单元时，通过使得 L 的值更大来增大边缘区域。然而， L 的值越大，搜索区域变得越大，从而边界检测的处理时间相应地增加。因此，应当为 L 的值设定上限。当操作者缓慢移动搜索单元时，可以通过减小 L 的值来缩窄搜索区域。如果检测处理可被缩短，则将存在如下的好处或优点，即由于进一步提高的帧率而可实现高质量影片（运动图像）显示。另外，对于边缘区域的大小 L 的设定，操作者可以根据初始设定手动设定大小 L 。或者，该装置可通过学习搜索单元的移动操作状态并且估计每帧的移动量自动设定每一帧的大小 L 。还希望的是，根据搜索单元的移动方向的历史记录或追踪处理历史记录等，估计（预测）图像中的每个边界线的移动方向，并且基于估计结果决定每个边缘区域的位置。图 5D 是示出了在估计边界线向右侧移动的情况下的边缘区域的设定位置的视图。例如，当估计边界线向右侧移动时，在从当前边界线向右偏移的位置处布置具有 $2L$ 的大小或宽度的边缘区域。通过这种布置，即使与图 5B 所示的边缘区域具有相

同面积,也可以覆盖多至两倍于图 5B 情况的搜索单元的移动范围。另外,通过给搜索单元提供加速度传感器、速度传感器、位置传感器等,可以检测搜索单元的移动方向和操作速度(上述的超声波探测器的位置之间的移动的信息),并且可以根据检测结果动态改变 L 的方向和大小。如果更进一步,通过根据安装在搜索单元上的传感器的信息估计(学习)移动操作的模式,可将边缘区域 L 设为更有效的范围。

[0061] 如上所述,在这个实施例中,通过限制边界线的搜索范围,可以从运动中的超声波动态图像中实时提取准确的轮廓(边界)。因此,例如,可以在移动超声波探测器的同时,动态提取和观察诊断区域的边界。

[0062] <第二实施例>

[0063] 接着,将说明根据本发明的第二实施例的超声波诊断装置。第二实施例的超声波诊断装置与第一实施例的不同之处在于,它具有为由边界界定的每个区域设定声速的值的声速设定功能。第二实施例的其它构造类似于第一实施例,并且因此下面将主要描述与第一实施例的不同之处。

[0064] 在常规的超声波诊断装置中,基于在活体内的声速是特定值的假设(一般地,如 JIS 中规定的 1,530m/sec 或 1,540m/sec),计算电子聚焦的延迟时间。然而,实际上,根据组织(介质)的类型,声速是不同的。一般地,声速在骨骼中为大约 3,000m/sec,在肌肉中为大约 1,590m/sec,并且在脂肪中为大约 1,470m/sec。

[0065] 当被检查物具有其中声速照这样不同的区域时,即使各接收信号已经被分别给予基于声速是均匀的假设而决定的各延迟时间,各接收信号的到达时间点彼此不一致。因此,即使所有这些接收信号被加在一起,也不能获得聚焦的信号,从而导致模糊的断层图像。在每种组织中的实际声速与设定的参考声速(1,530m/sec)之间的差异越大,焦点偏移量越大。另外,每种组织的层厚越大,上述焦点偏移量越大。

[0066] 例如,在通过颅骨(transcranial skull)检查大脑的情况下或在检查肝脏的情况下或在检查甲状腺的情况下,实际被聚焦的位置从聚焦位置(当假设活体是声速为 1,530m/sec 的具有匀速声速的超声波传输介质时的聚焦位置)向短距离方向偏移。另外,在检查乳腺的情况下,实际被聚焦的位置从聚焦位置向长距离方向偏移。具体地,当执行腹部中的肝脏声学诊断时,在身体表层附近存在声速为大约 1,470m/sec 的脂肪层,并且在脂肪层之下存在声速为大约 1,540m/sec 的肌肉层,另外,肌肉层下类似地存在声速为大约 1,540m/sec 的肝脏。脂肪层的厚度因人而异,所以对于各接收信号在各延迟量不能被均匀地校正。另外,脂肪层有时堆积在肌肉或肝脏内。

[0067] 这里,应当注意,声速的值不仅被用于确定接收的焦点的延迟时间,而且还用于超声波图像的产生、关于超声波图像的各种测量等。当声音在各组织中的实际速度和设定的参考声速之间存在差异时,在超声波图像中产生失真,从超声波图像获得的测量的误差变大,从而这是不希望的。

[0068] 为了解决这种问题,此实施例的超声波诊断装置具有声速设定功能,该声速设定功能设置相应于由边界界定的各区域中的组织的声学特性的声速的适当值。

[0069] (声速设定处理)

[0070] 图 6A 是示出了声速设定处理的流程的流程图。声速设定处理主要由系统控制单元 12 执行,但是还包括其与边界提取单元 2、B 模式图像产生单元 1、输入操作单元 11、图像

处理单元 15、显示单元 16、相位匹配计算单元 18 等协作而实现的处理。这里,应当注意,根据系统控制单元 12 等的声速设定处理相应于本发明的声速设定单元。

[0071] 如图 6A 所示,首先,在显示单元 16 上显示基于通过边界提取处理(图 3A 到图 3C)获得的边界线信息的图像,该图像具有叠加在 B 模式图像上的边界线(S401)。

[0072] 然后,操作者通过使用输入操作单元 11,选择并且设定由边界界定的各区域中的组织名称(S402)。图 6B 是示出了用于组织名称的选择屏幕的一个示例的视图。在由边界线界定的各区域中显示将分别在其中输入名称的框 1401。另外,在组织列表 1402 中显示组织名称列表。通过使用输入操作单元 11(诸如指向设备),操作者可以从组织列表 1402 中选择组织名称,并且分别将它们设置在各个框 1401 内。这里,应当注意,作为手动设定组织名称的替代,可提供以自动方式确定和设置组织名称的功能。作为自动设定技术,可以考虑比对和匹配组织名称与 MRI 或 X 射线的图像的方法、通过对于换能器阵列的每个元件进行自相关来检测每种组织的超声波回波的声速的方法等。

[0073] 随后,根据这样设定的组织名称,分别决定各个区域内的声速的值(S403)。图 6C 示出了声速设定屏幕的一个例子。选择的组织名称和相应于该组织的声速值被分别显示在各个区域的框内。在图 6C 的例子中,以下列方式从上到下顺序设定“脂肪 :1, 450m/sec”、“软组织 :1, 540m/sec”和“肾 :1, 560m/sec”。

[0074] 此后,各个区域内的声速的值被从系统控制单元 12 传递到各部件(诸如,相位匹配计算单元 18、图像处理单元 15 等),从而它们被反映在超声波图像的处理中(S404)。具体地,相位匹配计算单元 18 通过使用各个区域内的声速的值,分别计算(校正)各个超声波换能器的延迟时间。结果,改进了电子聚焦的位置偏移或偏差,从而抑制了图像的模糊或散焦以及信号电平的降低。另外,图像处理单元 15 通过使用各个区域内的声速值校正超声波图像的失真。通过在各个区域内分别采用合适的声速值,由于活体内的声速的不均匀性导致的图像质量劣化可被以这种方式适当地校正。

[0075] 此实施例的技术对于普通诊断中频繁出现的、其中存在大量具有不同声速的组织的被检查物的诊断是有效的。此实施例的技术还可以改进这种情况下的图像质量劣化和超声波图像的图像失真,并且减少图像上的测量误差。

[0076] 虽然已经参考示例实施例描述了本发明,应当理解,本发明不限于公开的示例实施例。下列权利要求的范围应被给予最宽泛的解释以便包含所有这样的修改以及等同结构和功能。

[0077] 本申请要求提交于 2008 年 6 月 13 日的日本专利申请 No. 2008-155105 的权益,该专利申请通过引用被完整结合在此。本申请还要求提交于 2009 年 4 月 1 日的日本专利申请 No. 2009-089092 的权益,该专利申请通过引用被完整结合在此。

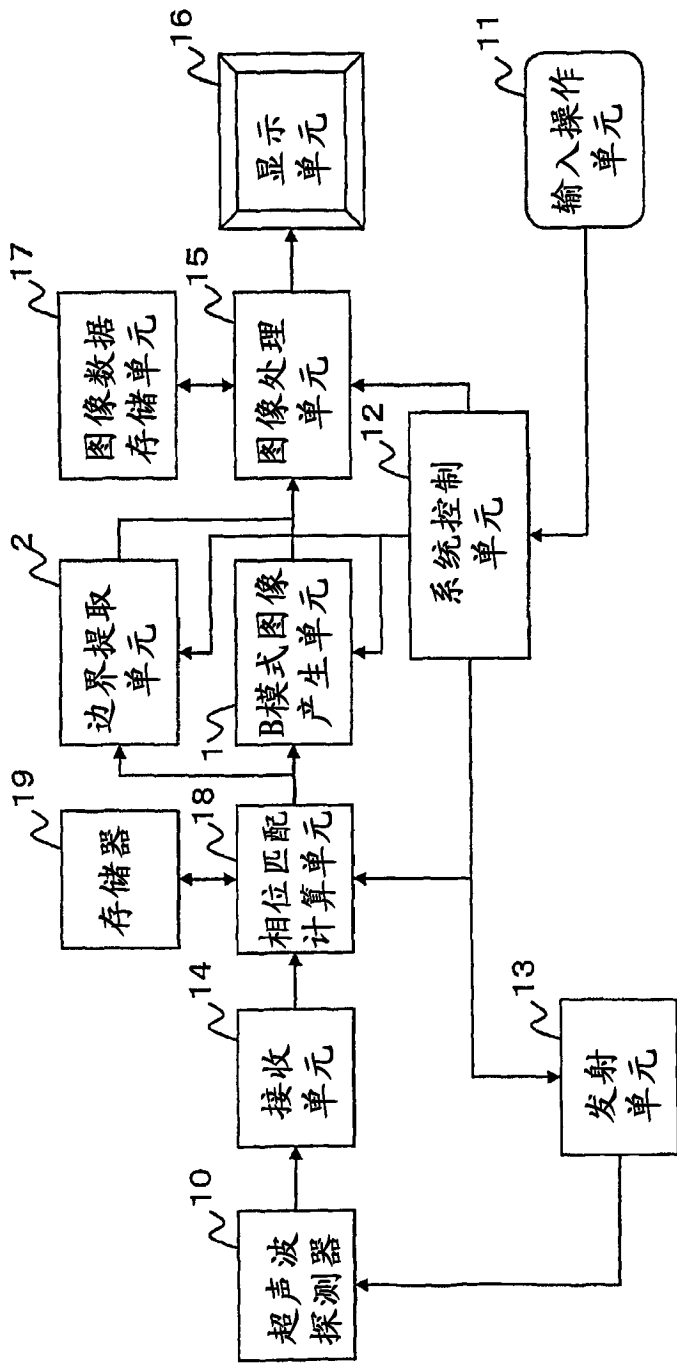


图 1A

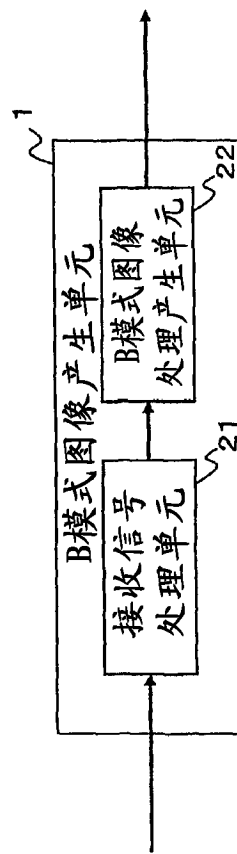


图 1B

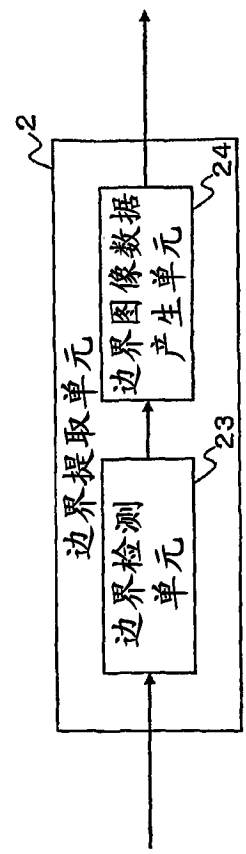


图 1C

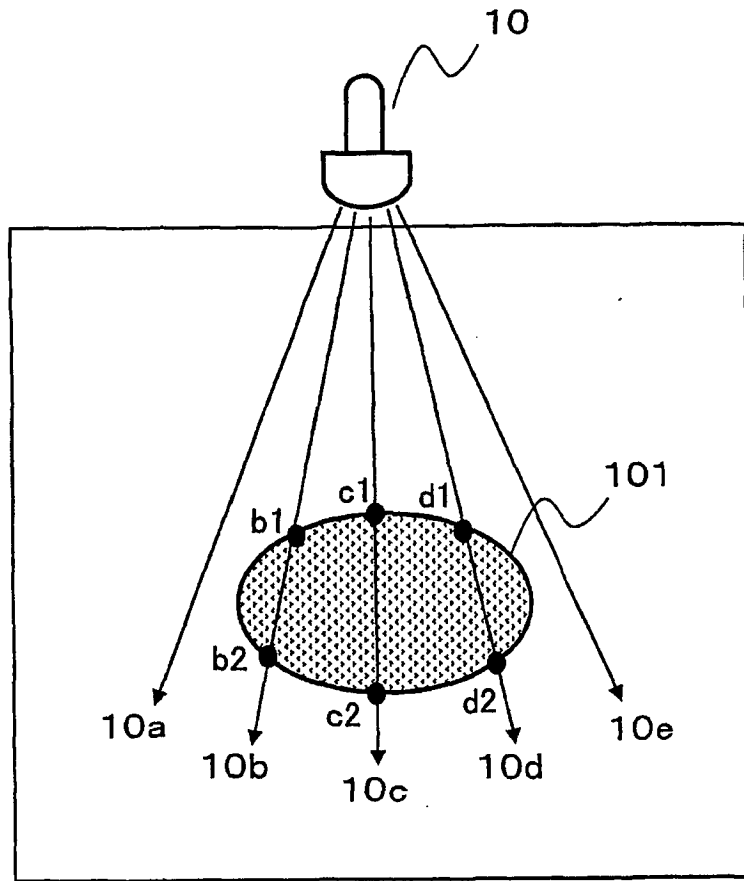


图 2A

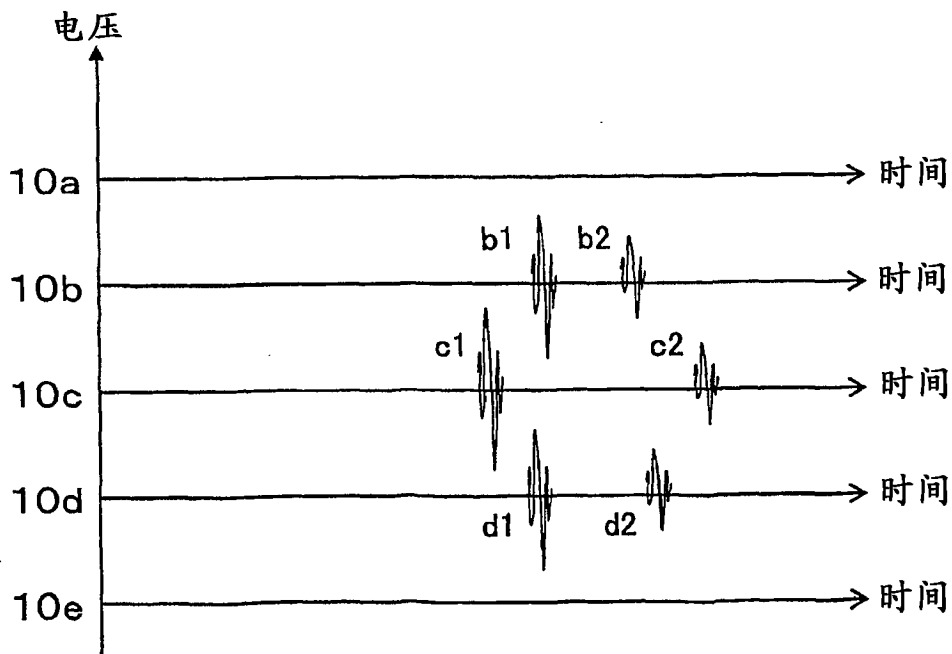


图 2B

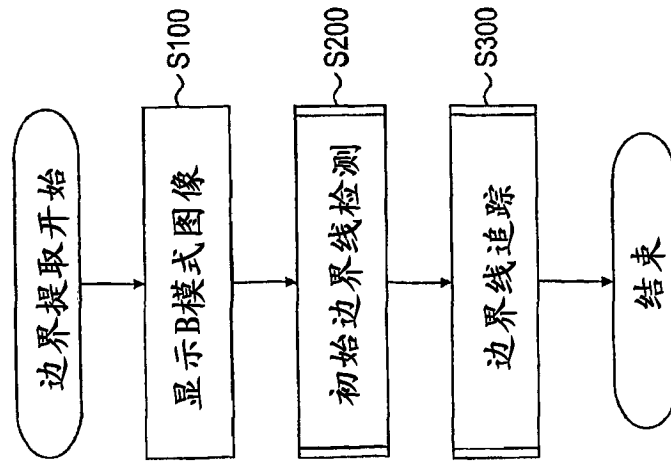


图 3A

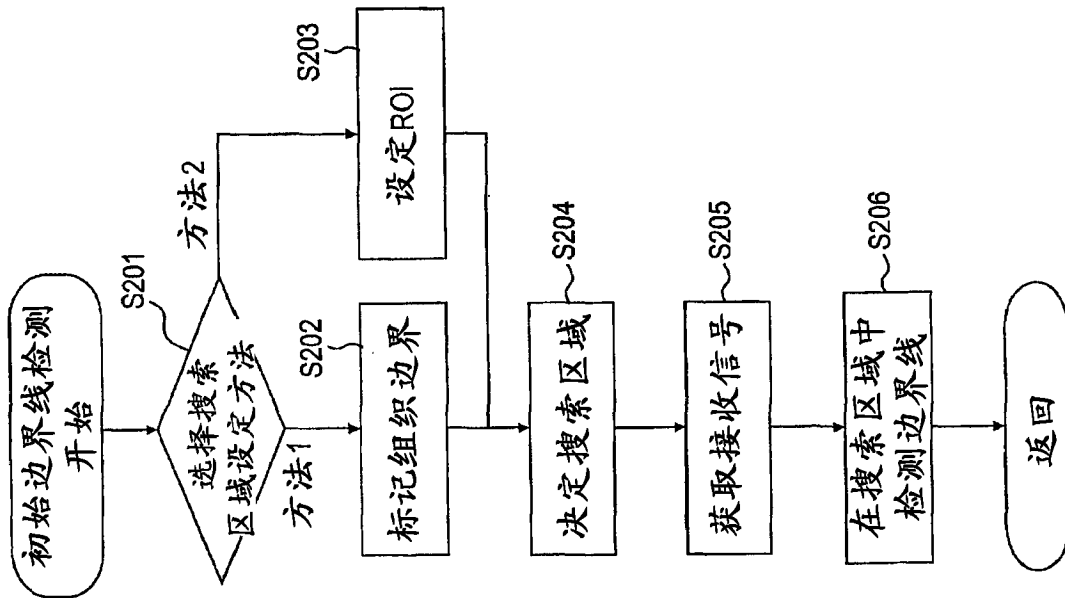


图 3B

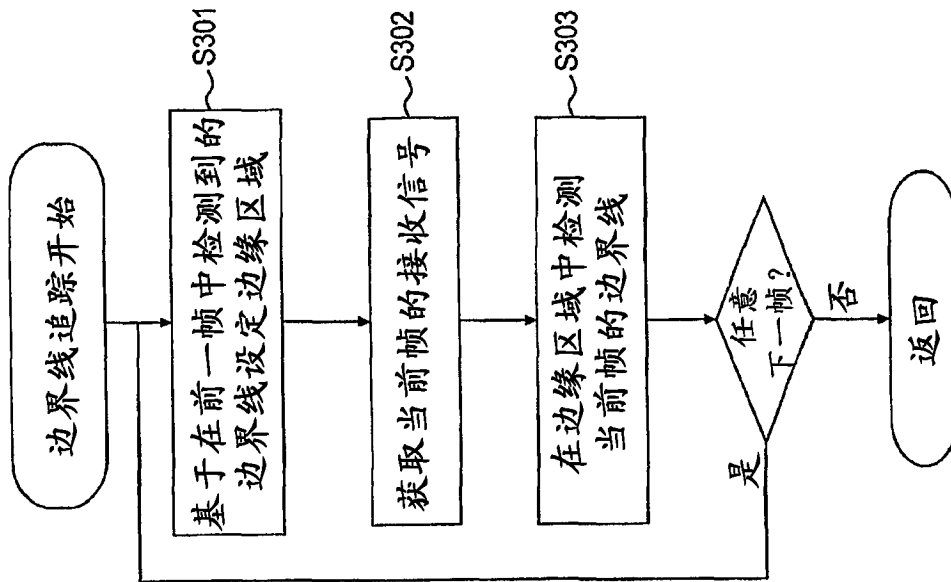


图 3C

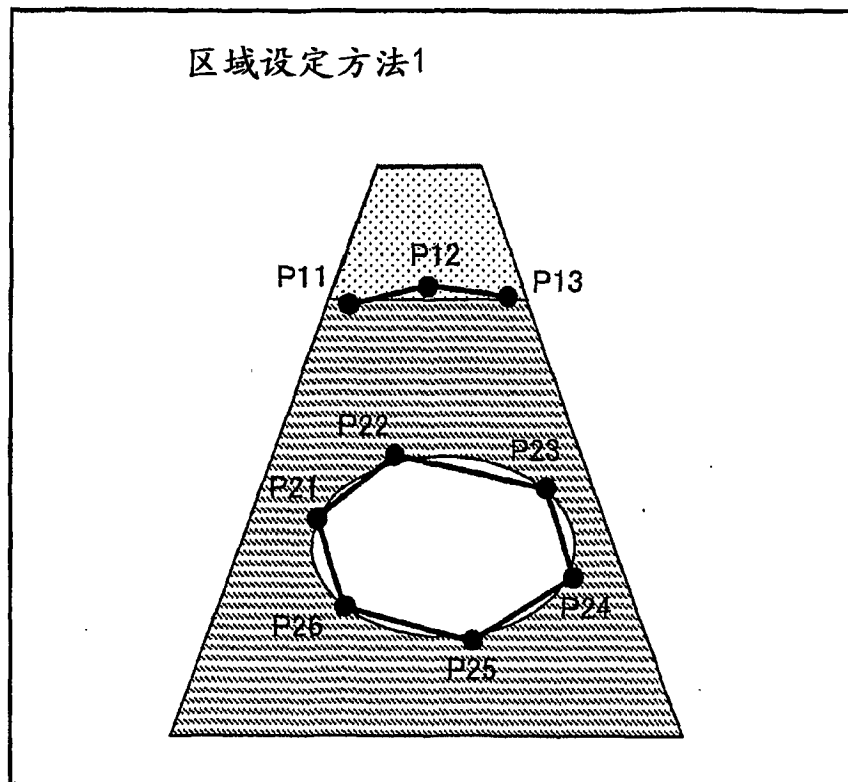


图 4A

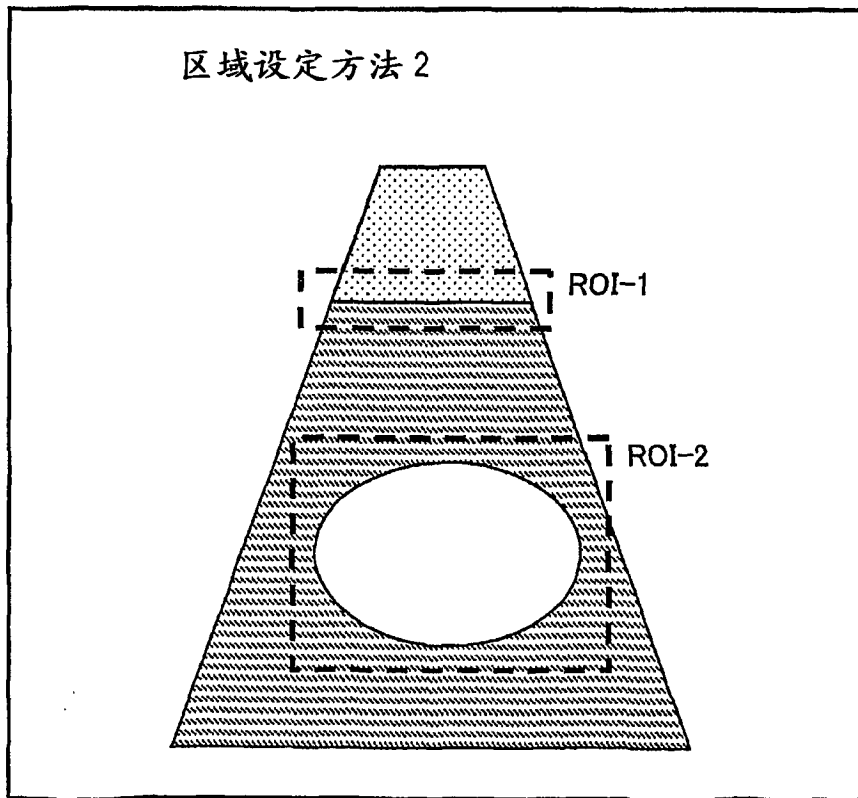


图 4B

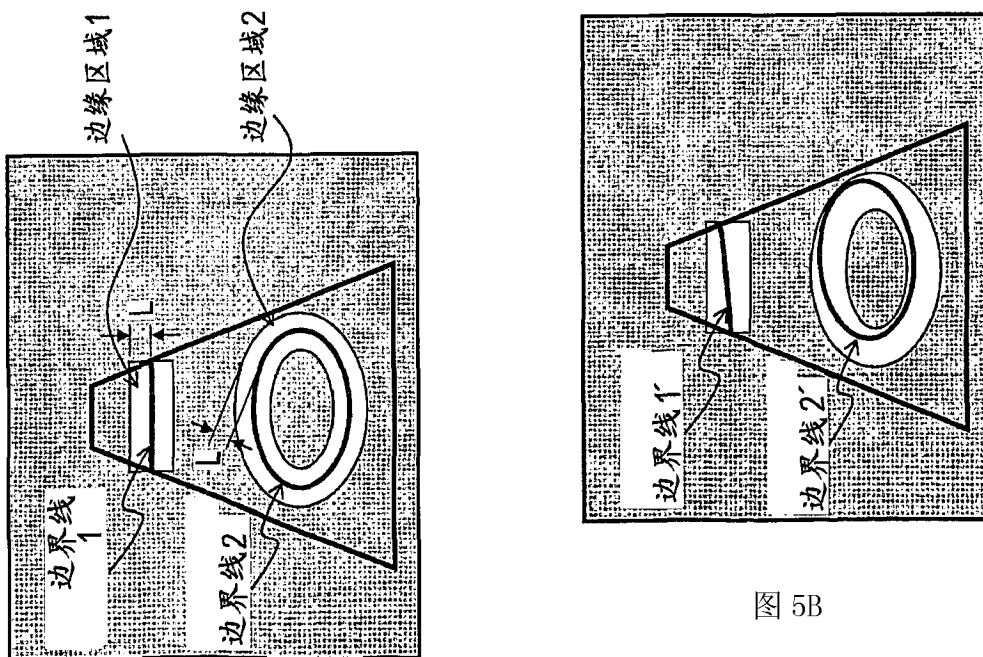


图 5B

图 5A

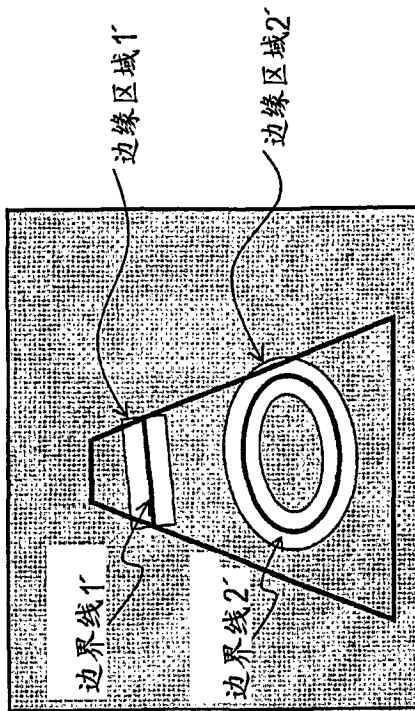


图 5C

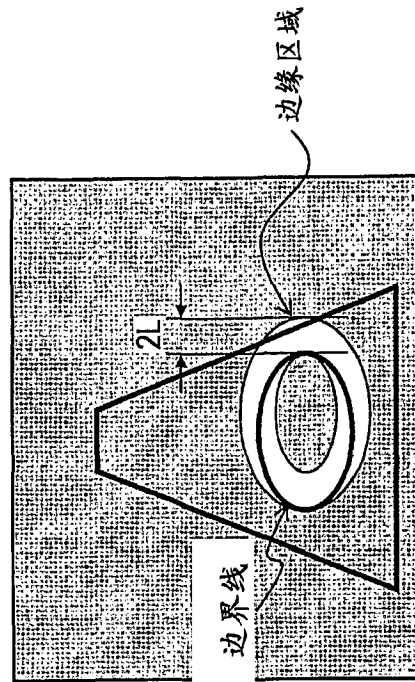


图 5D

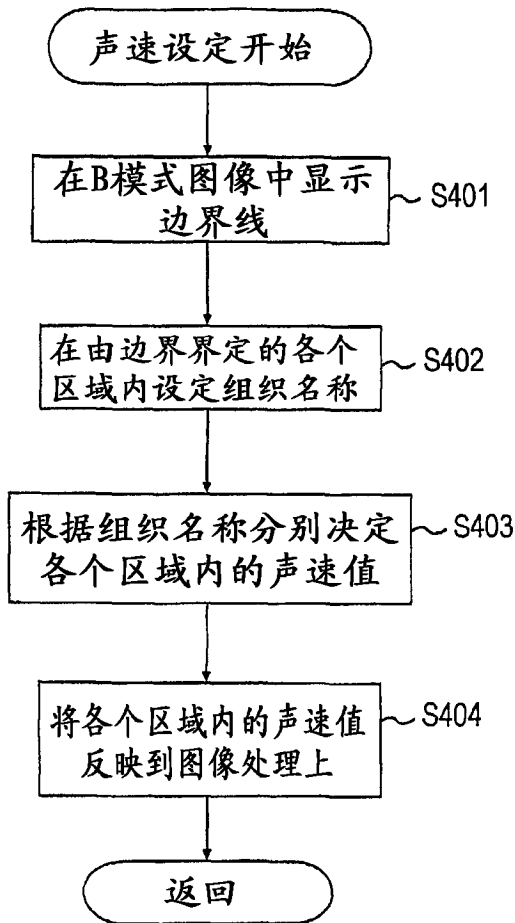


图 6A

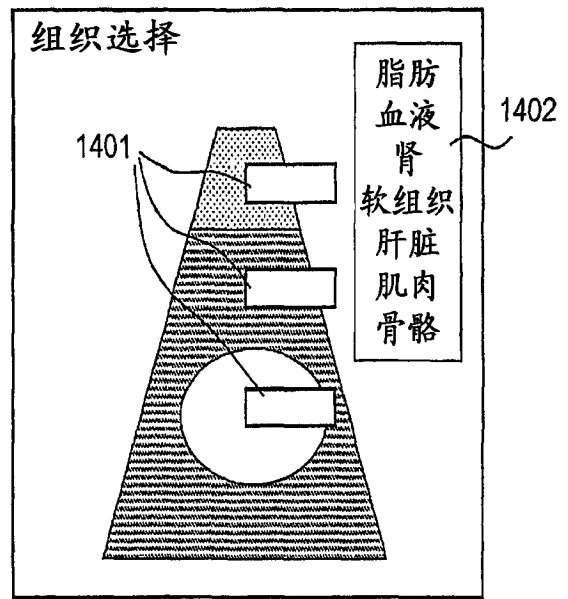


图 6B

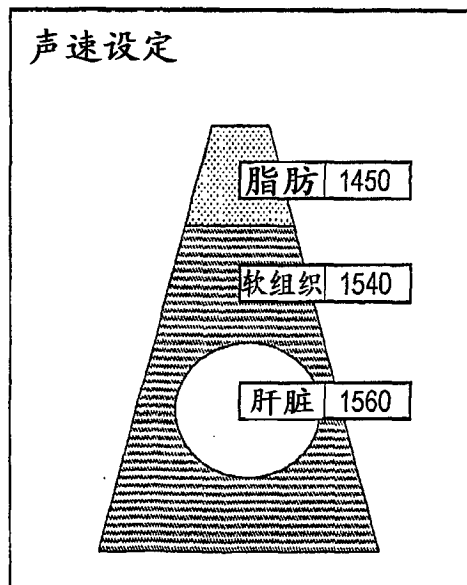


图 6C

专利名称(译)	超声波装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN102056548B	公开(公告)日	2013-02-13
申请号	CN200980121271.X	申请日	2009-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	立山二郎		
发明人	立山二郎		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/0858 G06T7/0083 G01S7/52063 G06T2207/10132 G06T2207/30096 A61B8/483 G01S7/52046 A61B8/0833 G06T7/12		
代理人(译)	康建忠		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2008155105 2008-06-13 JP 2009089092 2009-04-01 JP		
其他公开文献	CN102056548A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具有基于每个接收信号的强度提取在超声波图像中出现的介质之间的边界的边界提取单元(2)。边界提取单元对于操作超声波探测器移动的同时顺序产生的各个时间序列超声波图像中的每一个执行边界提取处理，从在正被处理的超声波图像之前的超声波图像中提取的边界，在正被处理的超声波图像中设定与超声波探测器的移动操作相匹配的目标区域(边缘区域)，并且通过使用相应于在这样设置的目标区域内侧处反射的反射波的接收信号，在正被处理的超声波图像中执行提取边界的处理。

