



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102670249 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 19

(21) 申请号 201210052888. 4

(22) 申请日 2012. 02. 29

(30) 优先权数据

2011-059175 2011. 03. 17 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田代理香

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

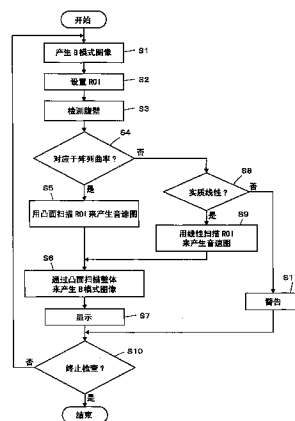
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像产生方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置和超声波图像产生方法。所述超声波诊断装置包括：凸面型超声波探头，包括具有曲率的换能器阵列；图像产生器，用于基于接收数据产生 B 模式图像；腹壁检测器，用于在 B 模式图像上检测所述对象的腹壁；控制器，用于在所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状实质上对应于所述换能器阵列的曲率时，利用凸面扫描，通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束，来获得用于声速图的接收数据，以及在所述腹壁的形状实质上是线性时，利用线性扫描，通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束，来获得用于声速图的接收数据；以及声速图产生器，用于基于所获得的用于声速图的接收数据，产生声速图。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

凸面型超声波探头,包括具有曲率的换能器阵列;

发送电路,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

接收电路,用于处理从所述换能器阵列输出的接收信号,以获得接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

图像产生器,用于基于由所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像;

腹壁检测器,用于在由所述图像产生器产生的 B 模式图像上,检测所述对象的腹壁;

控制器,用于控制所述发送电路和所述接收电路,以获得用于声速图的接收数据,所述发送电路和所述接收电路在所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状实质上对应于所述换能器阵列的曲率时,利用凸面扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据,以及所述发送电路和所述接收电路在所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状实质上是线性时,利用线性扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据;以及

声速图产生器,用于基于所获得的用于声速图的接收数据,产生声速图。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

还包括关注区域设置单元,用于在所述图像产生器产生的 B 模式图像中设置关注区域,

所述腹壁检测器检测所述对象的、位于由所述关注区域设置单元设置的关注区域之上的腹壁。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,使得所述发送电路和所述接收电路不在由所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状并非对应于所述换能器阵列的曲率且实质上并非线性时,执行用于声速图的超声波束的发送和接收。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

其中,当由所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状具有介于所述换能器阵列的曲率和实质线性之间的中间曲率时,所述控制器计算与所述腹壁的曲率相对应的延迟,并控制所述发送电路和所述接收电路,以计算出的延迟,利用凸面扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据。

5. 一种产生超声波图像的方法,包括以下步骤:

基于接收数据产生 B 模式图像,所述接收数据是通过以下方式获得的:通过凸面型超声波探头的具有曲率的换能器阵列向对象发送超声波束和接收来自所述对象的超声波束,并对从所述换能器阵列输出的接收信号进行处理,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

在所述 B 模式图像上检测所述对象的腹壁;

当检测到的腹壁的形状实质上对应于所述换能器阵列的曲率时,利用凸面扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据,以及当检测到的腹壁的形状实质上是线性时,利用线性扫描,通过从所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据;以及

基于所获得的用于声速图的接收数据,产生声速图。

超声波诊断装置和超声波图像产生方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和超声波图像产生方法,且具体地涉及通过超声波探头的换能器阵列发送和接收超声波来同时产生 B 模式图像和声速图的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 常规上,在医疗领域中采用使用超声波图像的超声波诊断装置。大体上,该类型的超声波诊断装置包括具有内置换能器阵列的超声波探头和连接到超声波探头的装置本体。超声波探头向对象体内部发送超声波束,接收来自对象的超声回波,以及装置本体电子处理接收信号,以产生超声波图像。

[0003] 近些年来,测量位于被检查区域中的声速,以实现对象体内的区域的更准确的诊断。

[0004] 例如,JP 2010-99452A 提出了一种超声波诊断装置,其中,在被检查部位周围设置多个格点,且向格点发送超声波束并从格点接收超声波束,以获得接收数据,并基于该接收数据来计算局部声速。

[0005] JP 2010-99452A 描述了一种具有超声波探头的设备,超声波探头向对象体内部发送超声波束并从对象体内部接收超声波束,以获得在被检查部位处的局部声速,从而使得能够显示例如在其上叠加了局部声速的 B 模式图像。此外,产生表示局部声速在给定区域中相应点处的分布的声速图,并将其与 B 模式图像一起显示,有效地支持了对被检查部位处的诊断。

[0006] 根据扫描方法,已知的超声波探头包括凸面型、扇面型以及线性类型之一。在筛查(screening)中,一般使用例如凸面型超声波探头,其使得能够容易获得宽角度的观察区域。凸面型超声波束具有多个超声波换能器,该多个超声波换能器构成了以扇形形式排列的换能器阵列,使得通过凸面扫面从换能器阵列放射状发送多个超声波束。

[0007] 然而,由于脂肪等的存在而导致在覆盖器官的腹壁附近点处的声速与在其它点的声速不同,在尝试获得被检查部位的局部声速中,从凸面型超声波探头的换能器阵列放射状发送的超声波束增加了在超声波束通过腹壁时由腹壁引起的折射效果,有可能不能产生准确的声速图。

[0008] 此外,出现的另一问题是超声波束的放射状发送引起了随着测量深度的增加而导致的测量准确度的下降。

发明内容

[0009] 本发明的目的是消除与现有技术相关联的这种问题,并提供一种能够用凸面型超声波探头来产生 B 模式图像和产生准确的声速的超声波诊断装置和超声波图像产生方法,且减少由腹壁引起的超声波束的折射的效果。

[0010] 根据本发明的一种超声波诊断装置,包括:

[0011] 凸面型超声波探头,包括具有曲率的换能器阵列;

- [0012] 发送电路,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;
- [0013] 接收电路,用于处理从所述换能器阵列输出的接收信号,以获得接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;
- [0014] 图像产生器,用于基于由所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像;
- [0015] 腹壁检测器,用于在由所述图像产生器产生的 B 模式图像上,检测所述对象的腹壁;
- [0016] 控制器,用于控制所述发送电路和所述接收电路,以获得用于声速图的接收数据,所述发送电路和所述接收电路在所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状实质上对应于所述换能器阵列的曲率时,利用凸面扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据,以及所述发送电路和所述接收电路在所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状实质上是线性时,利用线性扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据;以及
- [0017] 声速图产生器,用于基于所获得的用于声速图的接收数据,产生声速图。
- [0018] 根据本发明的一种产生超声波图像的方法,包括以下步骤:
- [0019] 基于接收数据产生 B 模式图像,所述接收数据是通过以下方式获得的:通过凸面型超声波探头的具有曲率的换能器阵列向对象发送超声波束和接收来自所述对象的超声波束,并对从所述换能器阵列输出的接收信号进行处理,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;
- [0020] 在所述 B 模式图像上检测所述对象的腹壁;
- [0021] 当检测到的腹壁的形状实质上对应于所述换能器阵列的曲率时,利用凸面扫描,通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据,以及当检测到的腹壁的形状实质上是线性时,利用线性扫描,通过从所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束,来获得用于声速图的接收数据;以及
- [0022] 基于所获得的用于声速图的接收数据,产生声速图。

附图说明

- [0023] 图 1 是示出了根据本发明的实施例的超声波诊断装置的配置的框图。
- [0024] 图 2 示意性地示出了 B 模式图像。
- [0025] 图 3A 和 3B 示意性地示出了根据实施例的声速计算的原理。
- [0026] 图 4 是示出了实施例的操作的流程图。
- [0027] 图 5 示出了在凸面扫描中的用于声速图的超声波束。
- [0028] 图 6 示出了在线性扫描中的用于声速图的超声波束。

具体实施方式

- [0029] 现在,下面将基于附图来描述本发明的实施例。
- [0030] 图 1 示出了根据本发明的实施例的超声波诊断装置的配置。超声波诊断装置包括超声波探头 1 和连接到超声波探头 1 的诊断装置本体 2。
- [0031] 超声波探头 1 是所谓的凸面型探头,其中,换能器阵列 3 连接到发送电路 4 和接收电路 5,发送电路 4 和接收电路 5 进而连接到探头控制器 6。

[0032] 诊断装置本体 2 包括连接到超声波探头 1 的接收电路 5 的信号处理器 11。信号处理器 11 顺序连接到 DSC(数字扫描转换器)12、图像处理器 13、显示控制器 14 以及监视器 15。图像处理器 13 连接到图像存储器 16 和腹壁检测器 17。诊断装置本体 2 还包括连接到超声波探头 1 的接收电路 5 的存储器 18 和声速图产生器 19。信号处理器 11、DSC 12、显示控制器 14、腹壁检测器 17、存储器 18 和声速图产生器 19 连接到装置本体控制器 20。装置本体控制器 20 连接到操作单元 21 和存储单元 22。

[0033] 超声波探头 1 的探头控制器 6 和诊断装置本体 2 的装置本体控制器 20 彼此相连。

[0034] 超声波探头 1 的换能器阵列 3 包括以扇形形式排列的多个超声波换能器,且具有向外弯曲的形状,该形状具有给定曲率。换能器阵列 3 的超声波换能器均根据从发送电路 4 供应的致动信号来发送超声波,且接收来自对象的超声回波,以输出接收信号。每个超声波换能器包括振荡器,该振荡器由压电体和在压电体的两端上分别提供的电极构成。压电体由例如以下各项构成:以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏二氟乙烯)为代表的聚合压电器件、或以 PMN-PT(铌镁酸铅钛酸铅固溶, lead magnesium niobate lead titanate solid solution)为代表的压电单晶。

[0035] 当向每个振荡器的电极供应脉冲电压或连续波电压时,压电体膨胀并收缩以引起振荡器产生脉冲或连续超声波。将这些超声波合并以形成超声波束。当接收到传播的超声波时,每个振荡器膨胀并收缩以产生电信号,然后将电信号作为超声波接收信号加以输出。

[0036] 发送电路 4 包括例如多个脉冲器,并基于根据由探头控制器 6 发送的控制信号所选择的发送延迟模式来调整致动信号的延迟量,使得从换能器阵列 3 的多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束,并向超声波换能器供应已调整过延迟的致动信号。

[0037] 接收电路 5 对从换能器阵列 3 的超声波换能器发送的接收信号进行放大和 A/D 转换,然后通过根据基于接收延迟模式所设置的声速或声速分布,向接收信号提供相应的延迟,并将这些接收信号求和,来执行接收定焦处理,其中,该接收延迟模式是根据从探头控制器 6 发送的控制信号所选择的。该接收定焦处理得到了具有良好定焦的超声回波的接收数据(声线信号)。

[0038] 探头控制器 6 根据从诊断装置本体 2 的装置本体控制器 20 发送的控制信号来控制超声波探头 1 的各种组件。

[0039] 诊断装置本体 2 的信号处理器 11 对超声波探头 1 的接收电路 6 产生的接收数据的衰减进行校正,该衰减取决于随着反射超声波的深度而变化的距离,然后执行包络检测处理,以产生作为与对象体内的组织相关的断层成像图像信息的 B 模式图像信号。

[0040] DSC 12 将信号处理器 11 产生的 B 模式图像信号转换为与普通电视信号扫描模式兼容的图像信号(光栅转换)。

[0041] 图像处理器 13 在向显示控制器 14 输出 B 模式图像信号或将 B 模式图像信号存储在图像存储器 16 之前,对从 DSC 12 输入的 B 模式图像信号执行所需的包括渐变处理在内的各种处理。

[0042] 信号处理器 11、DSC 12、图像处理器 13 以及图像存储器 16 构成了图像产生器 23。

[0043] 显示控制器 14 基于已经过图像处理器 13 的图像处理的 B 模式图像信号,让监视器 15 显示超声波诊断图像。

[0044] 监视器 15 包括显示设备(比如,LCD),并例如在显示控制器 14 的控制下显示超声

波诊断图像。

[0045] 根据由图像处理器 13 进行过图像处理的 B 模式图像信号,腹壁检测器 17 检测位于在 B 模式图像中设置的关注区域 ROI 之上的对象的腹壁 P。

[0046] 存储器 18 顺序地存储从超声波探头 1 的接收电路 5 输出的接收数据。存储器 18 将与从装置本体控制器 20 输入的帧速率相关的信息与上述接收数据进行关联存储。这种信息包括例如:反射超声波的位置的深度、扫描线的密度以及表示视野范围的参数。

[0047] 在装置本体控制器 20 的控制下,声速图产生器 19 基于在存储器 18 中存储的接收数据,计算被检查的对象体内的组织中的局部声速,以产生声速图。

[0048] 装置本体控制器 20 根据操作者使用操作单元 21 输入的指令,控制超声波诊断装置中的组件。

[0049] 为了让操作者执行输入操作而提供的操作单元 21 构成了关注区域设置单元,且其可以由例如键盘、鼠标、轨迹球和 / 或触摸板构成。

[0050] 存储单元 22 存储例如操作程序,且可以由例如记录介质构成,比如 MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、或 USB 存储器、或服务器。

[0051] 尽管信号处理器 11、DSC 12、图像处理器 13、显示控制器 14 和声速图产生器 19 均由 CPU 和用于引起 CPU 执行各种类型处理的操作程序构成,但是它们也可以均由数字电路构成。

[0052] 操作者可以使用操作单元 21 来选择以下三种显示模式之一。它们是:用于单独显示 B 模式图像的模式;用于显示 B 模式图像,同时在其上叠加声速图的模式(例如,以颜色区分来显示或通过根据局部声速来改变亮度,或通过具有相等局部声速的点连成线来显示);以及用于并列显示 B 模式图像和声速图图像的模式。可以用从这些模式中选择所需模式来显示 B 模式图像。

[0053] 当显示 B 模式图像时,首先换能器阵列 3 的多个超声波换能器根据从超声波探头 1 的发送电路 4 供应的致动信号来发送超声波,且已接收到来自对象的超声回波的超声波换能器向接收电路 5 输出接收信号,接收电路 5 产生接收数据。已接收到接收数据的诊断装置本体 2 的信号处理器 11 产生 B 模式图像信号,且 DSC 12 执行 B 模式图像信号的光栅转换,同时图像处理器 13 对 B 模式图像信号执行各种图像处理,因此,基于该 B 模式图像信号,显示控制器 14 让监视器 15 显示超声波诊断图像。

[0054] 可以通过在本申请的申请人提交的 JP 2010-99452A 中所描述的方法来计算局部声速。

[0055] 如图 3A 所示,假定当向对象内部发送超声波时,接收波 W_x 从格点 X(对象中的反射点)到达换能器阵列 3,且假定多个格点 A1、A2、... 以相等间隔排列在比格点 X 更浅的位置处,即,更接近换能器阵列 3 的位置处,如图 3B 所示。则,根据惠更斯原理获得格点 X 处的局部声速,从而,通过将已从格点 X 接收到接收信号的格点 A1、A2、... 所发送的单个接收波 W_1 、 W_2 、... 合并而产生的合成波 W_{sum} 与来自格点 X 的接收波 W_x 一致。

[0056] 首先,获得所有格点 X、A1、A2、... 的最优声速。本文中的最优声速意味着:随着所设置的声速的改变,在基于设置的声速对格点执行定焦计算并成像以产生超声波图像之后,允许获得最高图像对比度和锐度(sharpness)的声速。如 JP 08-317926A 中描述的,可以基于例如图像对比度、扫描方向上的空间频率、以及分散(dispersion)来判断最优声

速。

[0057] 接下来,使用格点 X 的最优声速来计算从格点 X 发射的虚接收波 W_x 的波形。

[0058] 此外,将格点 X 处的虚局部声速 V 改变为各种值,以计算来自格点 A1、A2、... 的接收波 W_1 、 W_2 、... 的虚合成波 W_{sum} 。此时假定声速在格点 X 和格点 A1、A2、... 之间的区域 R_{xa} 中是一致的,且等价于在格点 X 处的局部声速 V 。超声波从格点 X 传播到格点 A1、A2、... 的时间分别是 XA_1/V 、 XA_2/V 、...,其中, XA_1 、 XA_2 、... 是在格点 X 和格点 A1、A2、... 之间的距离。将从格点 A1、A2、... 发射的反射波与对应于时间 XA_1/V 、 XA_2/V 、... 的相应延迟相结合,得到了虚合成波 W_{sum} 。

[0059] 接下来,计算通过将格点 X 处的虚局部声速 V 改变为各种值所计算出的多个虚合成波 W_{sum} 与来自格点 X 的虚接收波 W_x 之间的相应差,以将使该差变为最小值的虚局部声速 V 确定为局部声速。可以通过任意恰当方法来计算在虚合成波 W_{sum} 和来自格点 X 的虚接收波 W_x 之间的差,这些恰当方法包括:使用互相关的方法、通过将接收波 W_x 与从合成波 W_{sum} 获得的延迟相乘而使用相位匹配求和的方法、以及通过将合成波 W_{sum} 与从接收信号 W_x 获得的延迟相乘而使用相位匹配求和的方法。

[0060] 从而,可以基于超声波探头 1 的接收电路 5 产生的接收数据来准确地计算对象内的局部声速。可以类似地产生表示局部声速在所设置的关注区域中的分布的声速图。

[0061] 接下来,将参照图 4 的流程图来描述实施例的操作。

[0062] 首先在步骤 S1 中,根据来自超声波探头 1 的发送电路 4 的致动信号,换能器阵列 3 的多个超声波换能器发送用于 B 模式图像的超声波束,且已接收到来自对象的超声回波的超声波换能器向接收电路 5 输出接收信号,以产生用于 B 模式图像的接收数据,从而显示控制器 14 基于诊断装置本体 2 的图像产生器 23 产生的 B 模式图像信号,让监视器 15 显示 B 模式图像。

[0063] 在步骤 S2 中操作者操作操作单元 21 以在监视器 15 上显示的 B 模式图像中设置关注区域 ROI 之后,在步骤 S3 中腹壁检测器 17 检测位于关注区域 ROI 之上的对象的腹壁 P,如图 2 所示。之后在步骤 S4 中,装置本体控制器 20 比较腹壁检测器 17 检测到的对象的腹壁 P 的形状和超声波探头 1 的换能器阵列 3 的曲率。

[0064] 当判断腹壁 P 的形状在给定容限内实质上对应于换能器阵列 3 的曲率,则过程进行至步骤 5,在步骤 5 中,在超声波束凸面扫描关注区域 ROI 时,发送和接收从换能器阵列发射的用于声速图的超声波束,以产生关注区域 ROI 内的声速图。

[0065] 具体地,由装置本体控制器 20 在关注区域 ROI 中设置多个格点,且在格点处形成发送焦点,使得在超声波束凸面扫描关注区域时顺序发送和接收用于声速图的超声波束。由于腹壁 P 的形状实质上对应于换能器阵列 3 的曲率,则从换能器阵列 3 放射状发送的用于声速图的超声波束 B 实质上以图 5 所示的直角进入腹壁 P,且虚拟地减轻了由于它们通过腹壁 P 时由腹壁 P 引起的折射效果,在关注区域 ROI 内的格点处形成了发送焦点。然后,由换能器阵列 3 的超声波换能器接收来自对象的超声回波。

[0066] 每次接收到用于声速图的超声波束时,将接收电路 5 产生的用于声速图的接收数据顺序存储在存储器 18 中。当已获得了关注区域 ROI 中所有格点的用于声速图的接收数据时,装置本体控制器 20 向声速图产生器 19 输出用于产生声速图的指令,然后声速图产生器 19 使用在存储器 18 中存储的用于声速图的接收数据,以计算在格点处的局部声速,并产

生在关注区域 ROI 内的声速图。声速图产生器 19 获得的与声速图相关的数据经过 DSC 12 的光栅转换和图像处理器 13 的各种图像处理。

[0067] 另一方面,当步骤 S4 中做出的比较示出了腹壁 P 的形状在给定容限内实质上不对应于换能器阵列 3 的曲率时,则过程进行至步骤 8 以判断腹壁 P 的形状是否实质上是线性的。当判断腹壁 P 的形状实质上是线性时,过程进行至步骤 9,在步骤 9 中,在超声波束线性扫描关注区域 ROI 时发送和接收从换能器阵列发射的用于声速图的超声波束,以产生关注区域 ROI 内的声速图。

[0068] 具体地,由装置本体控制器 20 在关注区域 ROI 中设置多个格点,且在這些格点处形成发送焦点,使得在超声波束线性扫描关注区域时顺序发送和接收用于声速图的超声波束。由于腹壁 P 的形状实质上是线性的,则从换能器阵列 3 平行发送的用于声速图的超声波束 B 实质上以图 6 所示的直角进入腹壁 P,且虚拟地减轻了由于它们通过腹壁 P 时由腹壁 P 引起的折射效果,在关注区域 ROI 内的格点处形成了发送焦点。然后,由换能器阵列 3 的超声波换能器接收来自对象的超声回波。

[0069] 每次接收到用于声速图的超声波束时,将用于声速的接收数据顺序存储在存储器 18 中,使得声速图产生器 19 以与上述步骤 S5 中凸面扫描相同的方式,产生在关注区域 ROI 内的声速图。声速图产生器 19 获得的与声速图相关的数据经过 DSC 12 的光栅转换和图像处理器 13 的各种图像处理。

[0070] 当如上所述在步骤 S5 或步骤 S9 中产生了关注区域 ROI 的声速图时,在步骤 S6 中,在超声波束凸面扫描整个成像区域时,发送和接收从换能器阵列 3 发射的用于 B 模式图像的超声波束,以在步骤 S6 中产生 B 模式图像。

[0071] 具体地,已接收到从换能器阵列 3 发送的用于 B 模式图像的超声波束的超声回波的超声波换能器向接收电路 5 输出接收信号,以产生用于 B 模式图像的接收数据,且在诊断装置本体 2 的存储器 18 中存储用于 B 模式图像的接收数据,且将其输入信号处理器 11 以产生 B 模式图像信号,因此,B 模式图像信号经过 DSC 12 的光栅转换和图像处理器 13 的各种图像处理。

[0072] 在步骤 S7 中,将与已经过图像处理器 13 的各种图像处理的关注区域 ROI 内部的声速图和 B 模式图像相关的数据发送至显示控制器 14,并取决于操作者使用操作单元 21 输入的显示模式,在监视器 15 上将声速图叠加在 B 模式图像上显示,或在监视器 15 上将 B 模式图像和声速图彼此并列显示。

[0073] 在步骤 S10 中,确定是否终止检查。当检查要继续时,过程返回步骤 S 1,而当检查要终止时,终止顺序处理。

[0074] 当在步骤 S8 中判断腹壁 P 的形状不是实质上线性时,腹壁 P 的形状实质上不对应于换能器阵列 3 的曲率且实质上不是线性的。因此,用于声速图的超声波束 B 进入腹壁 P 的入射角度增加,且因此不管发送和接收波束的凸面型超声波探头 1 的换能器阵列 3 发射的用于声速图的超声波束 B 的扫描是凸面扫描还是线性扫描,都极大地受到腹壁 P 引起的折射的影响。相应地,由于不能产生关注区域 ROI 内部的准确的声速图,控制发送电路 4 和接收电路 5,以不发送或接收用于声速图的超声波束 B,使得在例如进行至步骤 S10 以确定是否要终止检查之前,在监视器 15 上给出警告。

[0075] 可以例如按如下方式在步骤 S4 中判断与腹壁 P 的形状是否在给定容限内实质上

对应于换能器阵列 3 的曲率。

[0076] 首先,在腹壁检测器 17 检测到的腹壁 P 上设置多个测量点 Q_i ($i = 1$ 至 n)。通过最小二乘法 (least square),使用这些测量点 Q_i 在图像上的坐标 (X_i, Y_i) ,获得具有与换能器阵列 3 相同曲率的近似曲线,并计算测量点 Q_i 的残差 dY_i 的变分系数 CV。

[0077] 令测量点 Q_i 的残差 dY_i 的平均值为 dY_m 。则,将残差 dY_i 的变分系数 CV 表达为:

$$[0078] \quad CV = [(1/n) \sum (dY_i^2 - dY_m^2)]^{1/2} / dY_m \quad (1)$$

[0079] 其中, $\sum$ 代表求和, $i = 1$ 至 n 。

[0080] 则,在将阈值 CV1 设置为例如 0.1,用于确定容限的情况下,当使用上述表达式 (1) 计算的残差 dY_i 的变分系数 CV 不大于阈值 CV1 时,可以判断腹壁 P 的形状实质上对应于换能器阵列 3 的曲率,反之当变分系数 CV 大于设置值 CV1 时,可以判断腹壁 P 的形状实质上不对应于换能器阵列 3 的曲率。

[0081] 可以例如按如下方式在步骤 S8 中判断腹壁 P 的形状是否实质上是线性的。

[0082] 在腹壁检测器 17 检测到的腹壁 P 上设置多个测量点 Q_i ($i = 1$ 至 n)。通过最小二乘法 (least square),使用这些测量点 Q_i 在图像上的坐标 (X_i, Y_i) 获得近似线,并使用上述表达式 (1) 来计算测量点 Q_i 的残差 dY_i 的变分系数 CV 的。

[0083] 当计算出的残差 dY_i 的变分系数 CV 不大于阈值 $CV1 = 0.1$ 时,判断腹壁 P 的形状实质上是线性的,反之当变分系数 CV 大于设置值 CV1 时,判断腹壁 P 的形状实质上不是线性的。

[0084] 上述阈值 CV1 不限于“0.1”。优选地获得阈值 CV1,其使得通过凸面扫描实际发送和接收用于图的超声波束,在波阵面前上的扰动不负面地影响利用凸面扫描实际发送和接收用于声速图的超声波束来对声速的进行测量。

[0085] 也可以使用相关系数在步骤 S8 中判断腹壁 P 的形状是否实质上是线性。

[0086] 即,在腹壁检测器 17 检测到的腹壁 P 上设置多个测量点 Q_i ($i = 1$ 至 n),且计算这些测量点 Q_i 在图像上的坐标 (X_i, Y_i) 的相关系数 r 。

[0087] 令 X_m 为 X_i 的平均值,且 Y_m 为 Y_i 的平均值。则,将相关系数 r 表达为:

$$[0088] \quad r = \sum [(X_i - X_m)(Y_i - Y_m)] / [\sum (X_i - X_m)^2 \sum (Y_i - Y_m)^2]^{1/2} \quad (2)$$

[0089] 其中, $\sum$ 代表求和, $i = 1$ 至 n 。

[0090] 则,在将阈值 $r1$ 设置为例如 0.7,用于确定容限的情况下,当使用上述表达式 (2) 计算的相关系数 r 的绝对值不小于阈值 $r1$ 时,判断腹壁 P 的形状实质上是线性的,反之当相关系数 r 的绝对值小于阈值 $r1$ 时,判断腹壁 P 的形状实质上不是线性的。

[0091] 此外,在该情况下,阈值 $r1$ 不限于“0.7”,且优选地设置为适合实际测量的值。

[0092] 从而,判断腹壁检测器 17 检测到的腹壁 P 的形状是实质上对应于换能器阵列 3 的曲率还是实质上是线性的,且取决于做出的判断,通过凸面扫描来发送和接收用于声速图的超声波束 B。因此,即使通过使用凸面型超声波探头 1,也可以减少由腹壁 P 引起的折射效果,且产生 B 模式图像和准确的声速图是可能的。

[0093] 尽管在上述实施例中,当腹壁 P 的形状既不实质上对应于换能器阵列 3 的曲率也不实质上是线性时,控制发送电路 4 和接收电路 5,以不允许用于声速图的超声波束 B 的发送和接收,然而当腹壁 P 的形状实质上具有介于换能器阵列 3 的曲率和实质直线之间的中间曲率时,可以备选地按如下方式产生声速图。

[0094] 装置本体控制器 20 计算与腹壁检测器 17 检测到的腹壁 P 的曲率相对应的延迟, 经由探头控制器 6 向发送电路 4 和接收电路 5 发送计算出的延迟, 从而控制发送电路 4 和接收电路 5, 确保以计算出的延迟利用凸面扫描来发送用于声速图的超声波束 B, 从而获得用于声速图的接收数据。

[0095] 从而, 可以通过曲面扫描来发送和接收适合腹壁 P 的曲率的用于声速图的超声波束 B, 且因此即使在腹壁 P 具有与换能器阵列 3 的曲率不同的曲率时, 也可以减小由腹壁 P 引起的折射效果, 并可以产生准确的声速图。

[0096] 尽管在上述实施例中, 将从接收电路 5 输出的接收数据首先存储在存储器 18 中, 使得声速图产生器 19 使用在存储器 18 中存储的接收数据来计算关注区域 ROI 中的格点处的局部声速, 并产生关注区域 ROI 内部的声速图, 声速图产生器 19 还可以直接接收从接收电路 5 输出的接收数据, 以产生声速图。

[0097] 由于存储器 18 不仅存储用于声速图的接收数据, 还存储用于产生 B 模式图像的接收数据, 因此可以在装置本体控制器 20 给出的控制下, 根据按照需要从存储器 18 中读取用于产生 B 模式图像的接收数据, 用于由图像产生器 23 来产生 B 模式图像。

[0098] 超声波探头 1 与诊断装置本体 2 之间的连接可以通过有线通信或无线通信来实现。

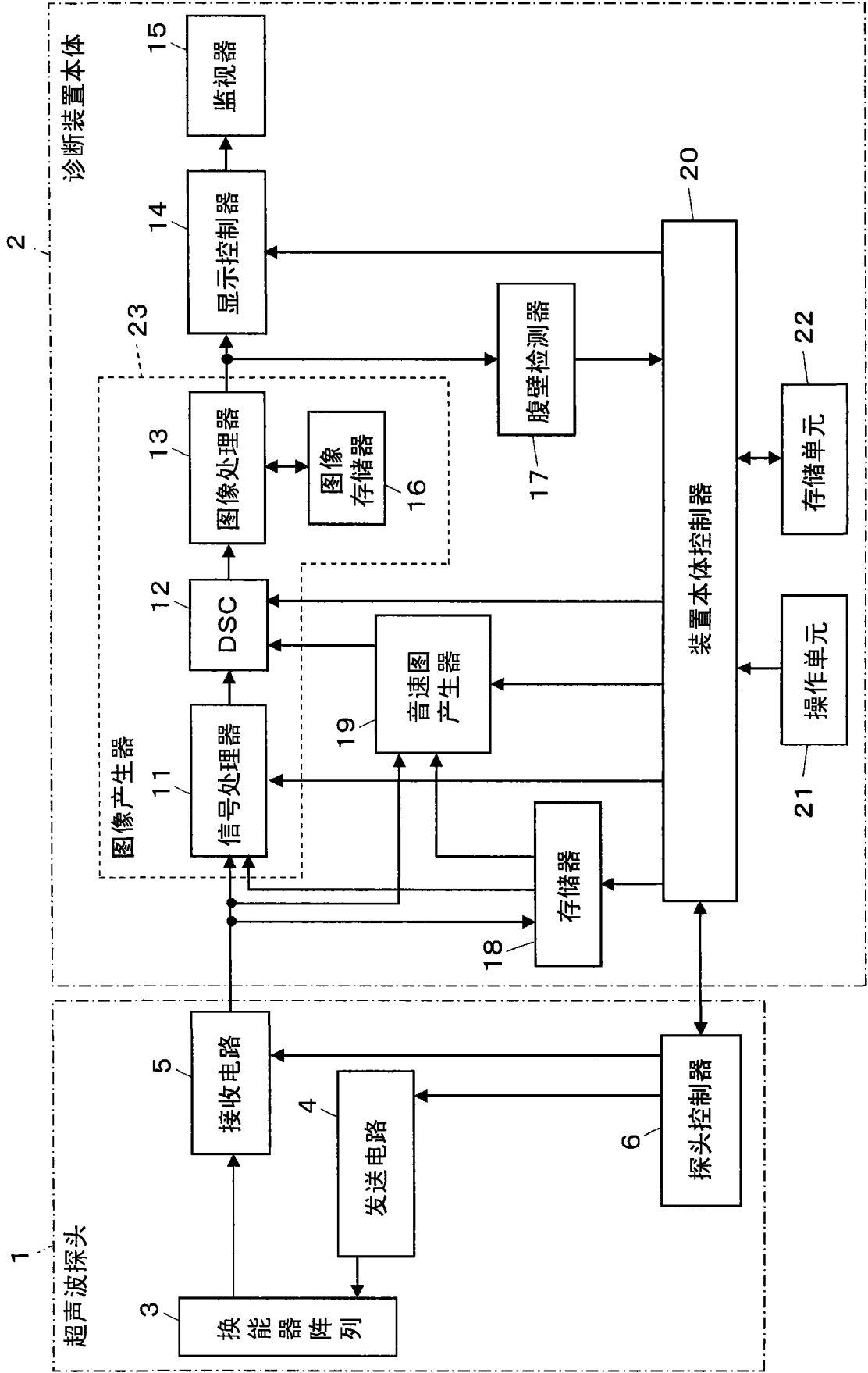


图 1

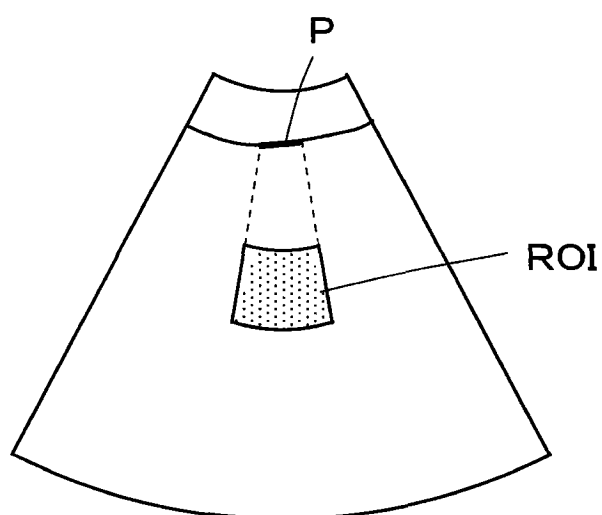


图 2

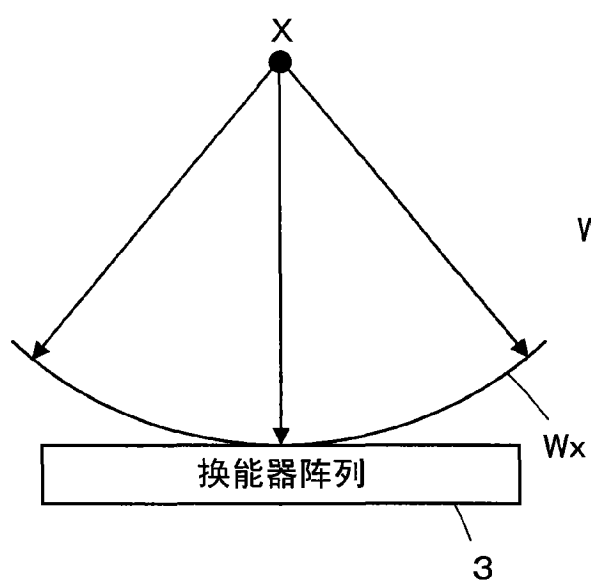


图 3A

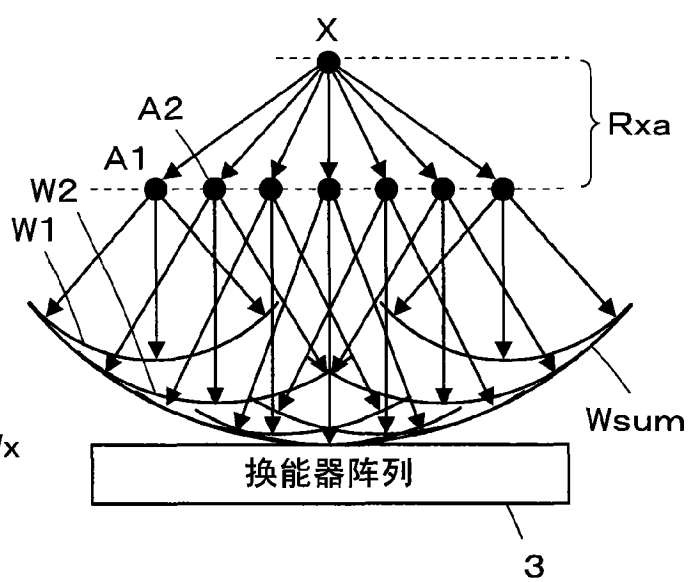


图 3B

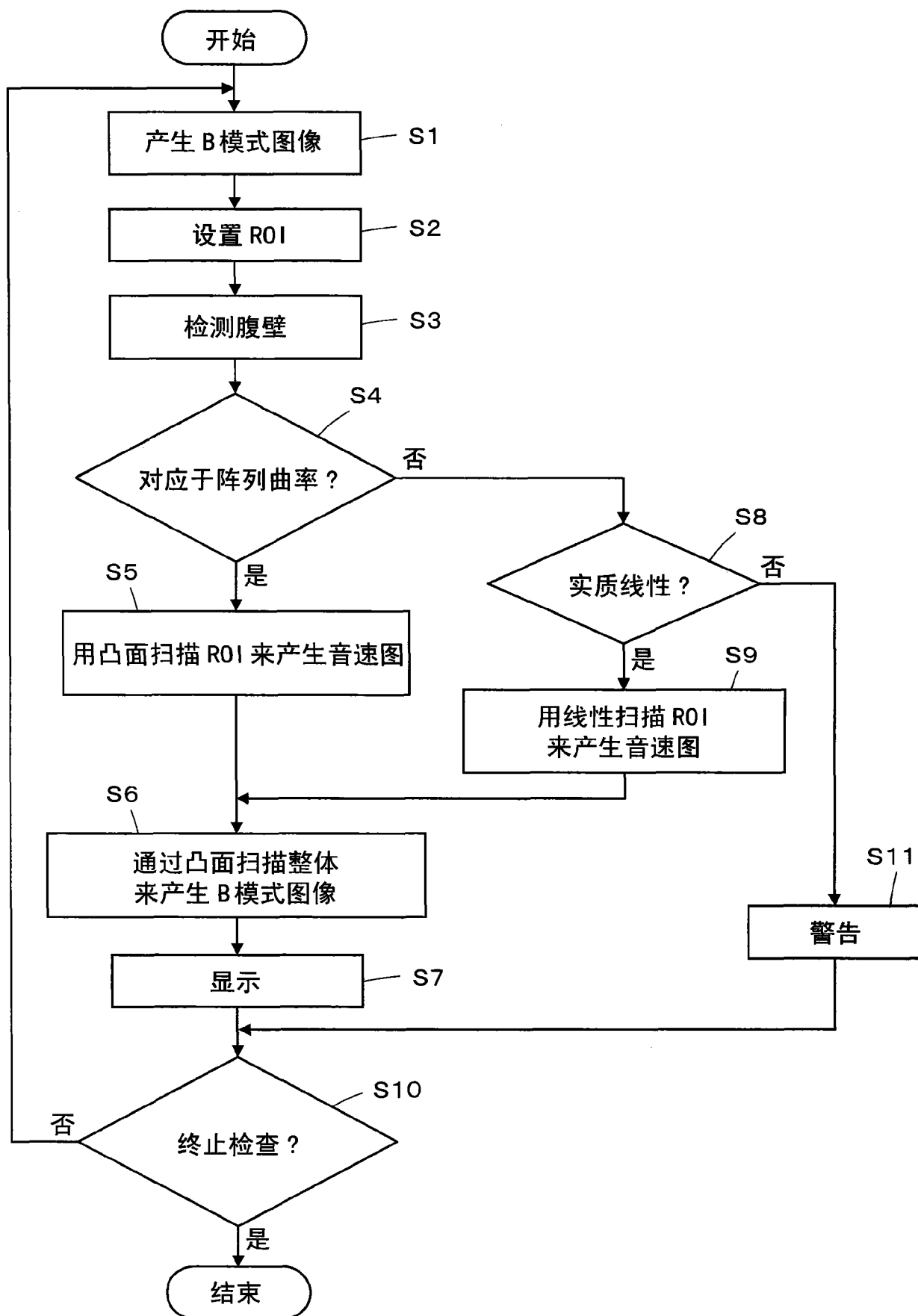


图 4

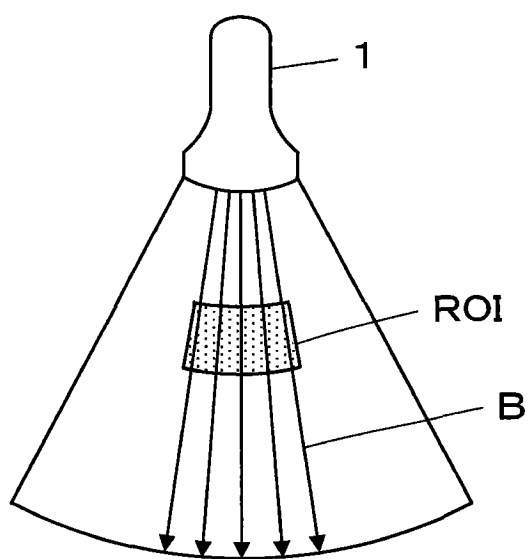


图 5

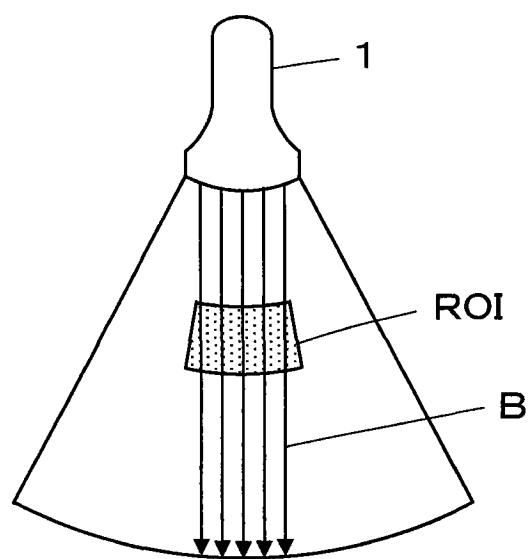


图 6

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像产生方法		
公开(公告)号	CN102670249A	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	CN201210052888.4	申请日	2012-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田代理香		
发明人	田代理香		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 G01S7/52071 G01S7/52049 G01S7/52074		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011059175 2011-03-17 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置和超声波图像产生方法。所述超声波诊断装置包括：凸面型超声波探头，包括具有曲率的换能器阵列；图像产生器，用于基于接收数据产生B模式图像；腹壁检测器，用于在B模式图像上检测所述对象的腹壁；控制器，用于在所述腹壁检测器检测到的腹壁的形状实质上对应于所述换能器阵列的曲率时，利用凸面扫描，通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束，来获得用于声速图的接收数据，以及在所述腹壁的形状实质上是线性时，利用线性扫描，通过所述换能器阵列发送和接收用于声速图的超声波束，来获得用于声速图的接收数据；以及声速图产生器，用于基于所获得的用于声速图的接收数据，产生声速图。

