



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102670244 A

(43) 申请公布日 2012.09.19

(21) 申请号 201210044962.8

(22) 申请日 2012.02.24

(30) 优先权数据

2011-060316 2011. 03. 18 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 宫地幸哉

(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)

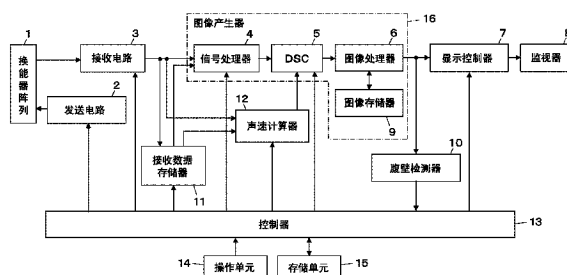
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(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：关注区域设置单元，用于在 B 模式图像中设置关注区域；腹壁检测器，用于在所述 B 模式图像中检测对象的腹壁；控制器，用于控制所述发送电路和所述接收电路，以获得用于测量声速的接收数据，所述发送电路发送由所述换能器阵列发射的超声波束，所述超声波束被转向为垂直进入由所述腹壁检测器检测到的腹壁，在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处分别形成发送焦点；以及声速计算器，用于基于所获得的用于测量声速的接收数据，计算所述关注区域中的局部声速。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

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,以产生接收数据,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;

关注区域设置单元,用于在由所述图像产生器产生的 B 模式图像中设置关注区域;

腹壁检测器,用于在所述图像产生器产生的 B 模式图像中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,以获得用于测量声速的接收数据,所述发送电路发送由所述换能器阵列发射的超声波束,所述超声波束被转向为垂直进入由所述腹壁检测器检测到的腹壁,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处分别形成发送焦点;以及

声速计算器,用于基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算所述关注区域中的局部声速。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器将所述点设置为位于与被转向的超声波束相垂直的线上。

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,以通过发送和接收相对于所述关注区域具有不同转向角的多个超声波束,来获得用于测量声速的多个接收数据,以及

其中,所述声速计算器通过使用所述用于测量声速的多个接收数据中具有最小受扰波前的接收数据,来计算所述关注区域内的局部声速。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

其中,所述关注区域设置单元设置多个关注区域,以及

其中,所述声速计算器基于所获得的用于测量声速的接收数据来计算所述关注区域中的局部声速,并使用计算出的所述关注区域内的局部声速,插值得到所述关注区域之间的区域中的局部声速。

5. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,

其中,所述关注区域设置单元设置多个关注区域,以及

其中,所述声速计算器基于所获得的用于测量声速的接收数据来计算所述关注区域中的局部声速,并使用计算出的所述关注区域内的局部声速,插值得到所述关注区域之间的区域中的局部声速。

6. 一种超声波图像产生方法,包括以下步骤:

从换能器阵列向对象发送超声波束;

基于从所述换能器阵列输出的接收信号,产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;

在所产生的 B 模式图像中设置关注区域;

在所述 B 模式图像中检测所述对象的腹壁;

在所述关注区域中和所述关注区域附近,设置多个点;

发送并接收超声波束,以获得用于测量声速的接收数据,发送由所述换能器阵列发射的超声波束,所述超声波束被转向为垂直进入所述腹壁,在所述点处形成发送焦点;以及基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算所述关注区域中的局部声速。

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,且具体地涉及用于既产生 B 模式图像也测量声速的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 常规上,在医疗领域中采用了使用超声波图像的超声波诊断装置。一般而言,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,以及装置本体对接收信号进行电处理,以产生超声波图像。

[0003] 近些年来,测量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,JP2010-99452A 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。

发明内容

[0005] JP2010-99452A 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分布情况的声速图并将其与 B 模式图像一起显示有效地支持了对被检查部位的诊断。

[0006] 然而,由于脂肪等的存在而导致覆盖器官的腹壁附近的点处的声速与其它点处的声速不同,存在以下问题:由于从超声波探头发射的超声波束通过腹壁,超声波束可以根据相对于腹壁的入射角度发生折射,从而可能使得准确的测量变得不可实现。

[0007] 本发明的目的是消除与现有技术相关联的这种问题,并提供一种能够通过减少由腹壁引起的超声波束的折射效果来准确测量声速的超声波诊断装置和超声波图像产生方法。

[0008] 根据本发明的一种超声波诊断装置,包括:

[0009] 换能器阵列;

[0010] 发送电路,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

[0011] 接收电路,用于处理从换能器阵列输出的接收信号,以产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

[0012] 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;

[0013] 关注区域设置单元,用于在由所述图像产生器产生的 B 模式图像中设置关注区域;

[0014] 腹壁检测器,用于在所述图像产生器产生的 B 模式图像中检测所述对象的腹壁;

[0015] 控制器,用于控制所述发送电路和所述接收电路,以获得用于测量声速的接收数

据,所述发送电路发送由所述换能器阵列发射的超声波束,所述超声波束被转向为垂直进入由所述腹壁检测器检测到的腹壁,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处分别形成发送焦点;以及

[0016] 声速计算器,用于基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算所述关注区域中的局部声速。

[0017] 根据本发明的一种超声波图像产生方法,包括以下步骤:

[0018] 从换能器阵列向对象发送超声波束;

[0019] 基于从换能器阵列输出的接收信号,产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

[0020] 基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;

[0021] 在所产生的 B 模式图像中设置关注区域;

[0022] 在所述 B 模式图像中检测所述对象的腹壁;

[0023] 在所述关注区域中和所述关注区域附近,设置多个点;

[0024] 发送并接收超声波束,以获得用于测量声速的接收数据,发送由所述换能器阵列发射的超声波束,所述超声波束被转向为垂直进入所述腹壁,在所述点处形成发送焦点;以及

[0025] 基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算所述关注区域中的局部声速。

附图说明

[0026] 图 1 是示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置的框图。

[0027] 图 2A 和 2B 示意性地示出了实施例 1 的声速计算的原理。

[0028] 图 3 示出了在实施例 1 中向关注区域发送的超声波束。

[0029] 图 4 示出了在实施例 1 中设置的格点。

[0030] 图 5 示出了根据实施例 1 的变型向关注区域发送的超声波束。

[0031] 图 6 示出了在实施例 2 中向多个关注区域发送的超声波束。

[0032] 图 7 示出了在实施例 2 中如何通过插值来计算关注区域中的局部声速。

具体实施方式

[0033] 下面将基于附图来描述本发明的实施例。

[0034] 实施例 1

[0035] 图 1 示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置。超声波诊断装置包括连接到发送电路 2 和接收电路 3 的换能器阵列 1。接收电路 3 顺序连接到信号处理器 4、DSC(数字扫描转换器)5、图像处理器 6、显示控制器 7 和监视器 8。图像处理器 6 连接到图像存储器 9 和腹壁检测器 10。接收电路 3 还连接到接收数据存储器 11 和声速计算器 12。

[0036] 信号处理器 4、DSC 5、显示控制器 7、腹壁检测器 10、接收数据存储器 11 以及声速计算器 12 连接到控制器 13。控制器 13 还连接到操作单元 14 和存储单元 15。

[0037] 换能器阵列 1 包括以一维或二维方式排列的多个超声波换能器。这些超声波换能器均根据从发送电路 2 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动器,该振动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。

[0038] 当向每个振动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动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，每个振动器膨胀并收缩以产生电信号，然后将电信号作为超声波的接收信号加以输出。

[0039] 发送电路 2 包括例如多个脉冲器，并基于根据由发送控制器 13 发送的指令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 1 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。

[0040] 接收电路 3 对从换能器阵列 1 的相应超声波换能器发送的接收信号进行放大和 A/D 转换。

[0041] 信号处理器 4 通过根据基于接收延迟模式所设置的声速或声速分布，向接收电路 3 产生的接收信号提供相应延迟，然后求和，来执行接收定焦处理，以产生对超声回波进行良好定焦的声线信号，所述接收延迟模式是根据来自控制器 13 的控制信号选择的；并且当根据距离对衰减进行了校正时（所述距离取决于超声波的反射深度），执行包络检测处理，以产生 B 模式图像信号，所述 B 模式图像信号是对象体内的组织的断层成像图像信息。

[0042] DSC 5 将信号处理器 4 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）。

[0043] 图像处理器 6 在向显示控制器 7 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 9 之前，对从 DSC 5 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。

[0044] 信号处理器 4、DSC 5、图像处理器 6 以及图像存储器 9 构成了图像产生器 16。

[0045] 显示控制器 7 根据已经过图像处理器 6 的图像处理的 B 模式图像信号，使监视器 8 显示超声波诊断图像。

[0046] 监视器 8 包括显示设备（比如，LCD），并例如在显示控制器 7 的控制下显示超声波诊断图像。

[0047] 腹壁检测器 10 根据由图像处理器 6 进行过图像处理的 B 模式图像信号，在 B 模式图像中检测对象的腹壁 P，并检测腹壁 P 的形状。

[0048] 接收数据存储器 11 逐通道顺序地存储从接收电路 3 输出的接收数据。接收数据存储器 11 将从控制器 13 输入的与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。

[0049] 在控制器 13 的控制下，声速计算器 12 基于在接收数据存储器 11 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。

[0050] 控制器 13 根据操作者使用操作单元 14 输入的指令，控制超声波诊断装置中的组件。

[0051] 为了让操作者执行输入操作而提供的操作单元 14 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。

[0052] 存储单元 15 存储例如操作程序，且可以由例如记录介质（比如硬盘、软盘、MO、MT、

RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、或 USB 存储器、服务器等等) 构成。

[0053] 尽管信号处理器 4、DSC 5、图像处理器 6、显示控制器 7 和声速计算器 12 均由 CPU 和用于使 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。

[0054] 操作者可以使用操作单元 14 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 B 模式图像上叠加关注区域中的局部声速的模式;以及用于并列显示 B 模式图像和局部声速的模式。

[0055] 为了显示 B 模式图像,首先换能器阵列 1 的多个超声波换能器根据从发送电路 2 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 3 输出接收信号,接收电路 3 产生接收数据。已接收到接收数据的信号处理器 4 产生 B 模式图像信号,DSC 5 执行 B 模式图像信号的光栅转换,且图像处理器 6 对 B 模式图像信号执行各种图像处理,从而基于该 B 模式图像信号,显示控制器 7 使监视器 8 显示超声波诊断图像。

[0056] 可以通过在本申请的申请人提交的 JP2010-99452A 中所描述的方法来计算局部声速。

[0057] 该方法根据惠更斯原理获得格点 X 处的局部声速。如图 2A 所示,现在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 1,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 1,如图 2B 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。

[0058] 首先,获得所有格点 X、A1、A2、... 的最优声速。本文中的最优声速指:随着所设置的声速的改变,在基于所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 JP08-317926A 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。

[0059] 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。

[0060] 此外,将格点 X 处的假设局部声速 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 $XA1/V$ 、 $XA2/V$ 、...,其中, $XA1$ 、 $XA2$ 、... 是格点 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 $XA1/V$ 、 $XA2/V$ 、... 的相应延迟相结合,得到了虚合成波 W_{sum} 。

[0061] 接下来,计算通过将格点 X 处的假设局部声速 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,以将该差变为最小值的假设局部声速 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。

[0062] 从而,可以基于接收电路 3 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。

[0063] 接下来,将描述实施例 1 的操作。

[0064] 首先,根据来自发送电路 2 的致动信号,换能器阵列 1 的多个超声波换能器发送超声波束,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 3 输出接收信号,以产生接收数据,由此显示控制器 7 基于图像产生器 16 产生的 B 模式图像信号,使监视器 8 显示 B 模式图像。

[0065] 现在,操作者操作操作单元 14,在监视器 8 上显示的 B 模式图像中设置关注区域 R,由此腹壁检测器 10 检测位于换能器阵列 1 和关注区域 R 之间的对象的腹壁 P 的形状。向控制器 13 发送腹壁 P 的形状,且如图 3 所示,控制器 13 设置针对发送延迟模式的控制信号,从而从换能器阵列向关注区域 R 发送的超声波束 B 被转向为:以与腹壁 P 实质垂直的转向角进入由腹壁检测器 10 检测到的腹壁 P。由于根据这种发送模式从发送电路 2 向超声波换能器供应致动信号,因此可以将超声波束转向为实质以直角进入腹壁 P,而不是以垂直于换能器阵列 1 的方向发送。此外,控制器 13 在关注区域 R 附近设置多个格点,以将关注区域 R 夹在中间。例如如图 4 所示,多个格点 E 可以被设置为与被转向的超声波束 B 垂直。

[0066] 接下来,控制器 13 根据如此设置的控制信号来控制发送电路 2 和接收电路 3,且对从换能器阵列 1 发射的实质以直角进入腹壁 P 并在它们相应的格点处形成发送焦点的超声波束 B 进行顺序接收。如此发送的实质以直角进入腹壁 P 的超声波束 B 可以通过腹壁 P,而几乎没有受到腹壁 P 的折射的影响,从而在它们相应的格点处形成发送焦点。

[0067] 随后,将每次接收到超声波束时接收电路 3 产生的用于测量声速的接收数据顺序存储在接收数据存储器 11 中。当在接收数据存储器 11 中存储了针对在关注区域 R 附近设置的全部格点 E 的用于测量声速的接收数据时,基于被具有不同深度的格点 E 夹在中间的关注区域 R 内声速一致的假设,声速计算器 12 使用在接收数据存储器 11 中存储的用于测量声速的接收数据来计算在关注区域 R 中的局部声速。

[0068] 从而,可以通过根据控制信号来调整已发送超声波束的转向角,允许超声波束实质以直角进入对象的腹壁 P,使得可以减小由腹壁 P 产生的超声波束的折射效果,实现准确的声速测量。

[0069] 还可以通过多次发送超声波束 B,同时对从换能器阵列 1 发送的超声波束 B 的转向角进行微小改变,使其实质以直角进入腹壁 P,来增强声速测量的准确性。

[0070] 当腹壁检测器 10 检测到对象的腹壁 P 的形状时,控制器 13 获得允许超声波束 B 实质以直角进入腹壁 P 的超声波束 B 的转向角,同时设置用于控制发送超声波束 B1、B2 和 B3 的发送延迟模式的控制信号,超声波束 B1、B2 和 B3 相对于相同关注区域 R 具有略微不同的转向角,如图 5 所示。基于如此设置的控制信号,控制器 13 控制发送电路 2 和接收电路 3,通过换能器阵列 1 向和从相同关注区域 R 发送和接收超声波束 B1、B2 和 B3,以获得多个接收数据。现在,由于腹壁 P 引起的折射效果很小,因此被允许实质以直角进入腹壁 P 的超声波束 B2 产生了波前仅被微小干扰的接收数据,反之未被转向为以直角进入腹壁 P 的超声波束 B1 和 B3 产生了波前受到腹壁 P 引起的折射效果干扰的接收数据。因此,声速计算器 12 使用从超声波束 B1、B2 和 B3 获得的多个接收数据中具有最小受扰波前的接收数据,作为用于计算声速的接收数据,以计算关注区域 R 内的局部声速。

[0071] 从而,使用通过发送和接收各自具有相对于关注区域 R 略微不同的转向角的多个超声波束所获得的多个接收数据中的受腹壁 P 引起的超声波束的折射影响最小的接收数

据,作为用于测量声速的接收数据,使得能够准确地进行声速测量。

[0072] 实施例 2

[0073] 在 B 模式图像中还提供了多个关注区域 R,使得声速计算器 12 计算相应关注区域中的局部声速,以产生包含这些关注区域 R 在内的区域的声速图。

[0074] 例如如图 6 所示,在 B 模式图像中设置 3 个关注区域 R1、R2 和 R3 的情况下,类似于实施例 1,发送和接收超声波束,所述超声波束在三个方向上各自被转向,以允许其以直角进入位于换能器阵列 1 和相应关注区域 R1、R2 和 R3 之间的腹壁 P。

[0075] 基于如此接收的用于测量声速的接收数据,声速计算器 12 计算在关注区域 R1、R2 和 R3 中的相应局部声速。此外,声速计算器 12 通过使用已计算出的相应局部声速进行插值,计算出关注区域 R1、R2 和 R3 之间的位置上的局部声速。

[0076] 例如如图 7 所示,可以通过使用关注区域 R1 和 R2 中的局部声速,并考虑关注区域 R1 和 R4 之间的距离 L1 和关注区域 R2 和 R4 之间的距离 L2,来求平均,以对关注区域 R1 和 R2 之间的关注区域 R4 中的局部声速进行插值。重复插值以产生包含关注区域 R1、R2 和 R3 在内的区域的声速图。

[0077] 由声速计算器 12 获得的与声速图相关的数据在被发送到显示控制器 7 之前,被允许经过 DSC 5 的光栅转换和图像处理器 6 的各种图像处理。然后,根据操作者从操作单元 14 输入的显示模式,在监视器 8 上显示具有声速图叠加于其上的 B 模式图像,或在监视器 8 上并列显示 B 模式图像和声速图。

[0078] 从而,可以基于降低了腹壁 P 引起的超声波束的折射效果的接收数据,来产生准确的声速图。此外,可以通过使用通过发送和接收超声波束所获得的在相邻关注区域中的局部声速,对在这些关注区域之间的区域的局部声速进行插值,来产生没有失真的声速图。

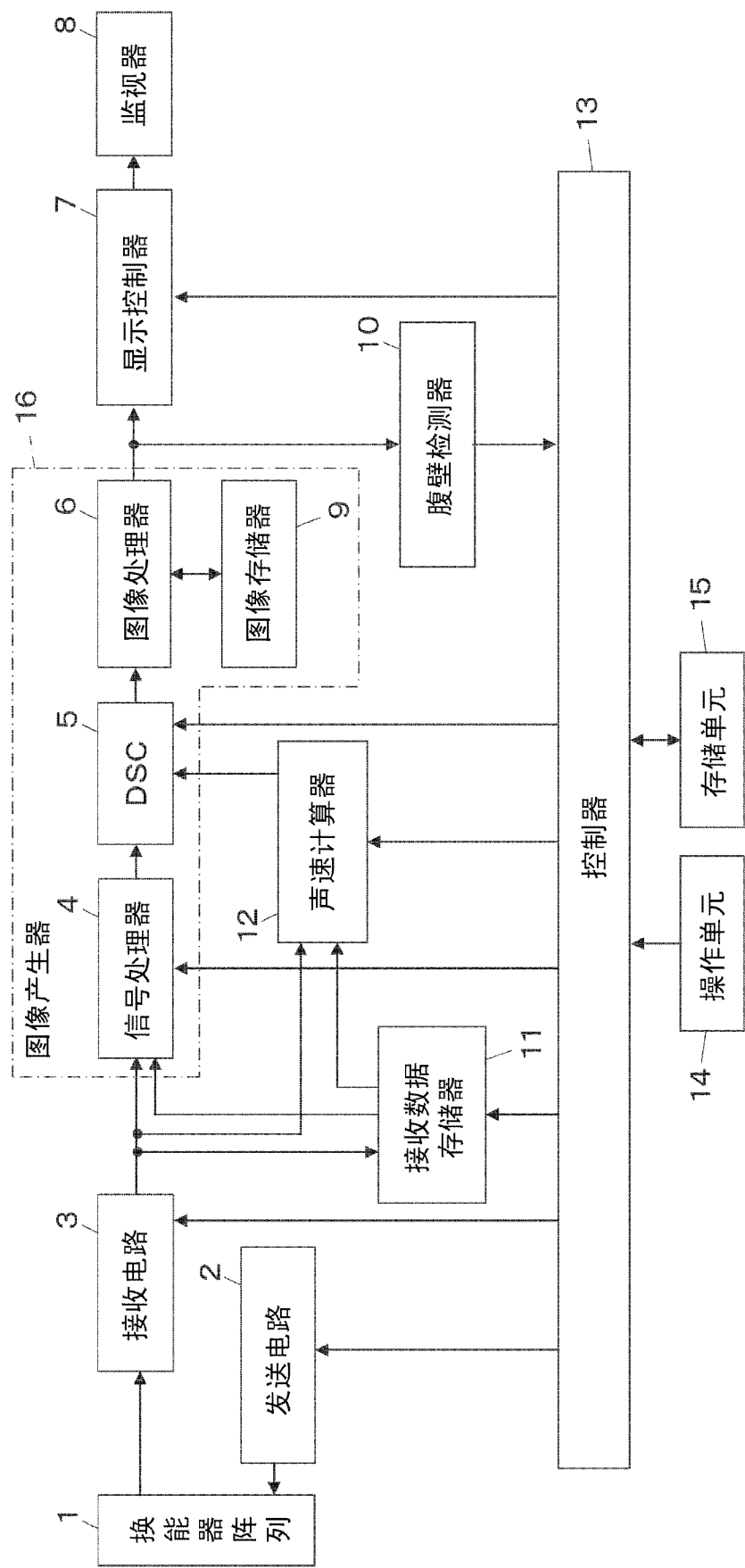


图 1

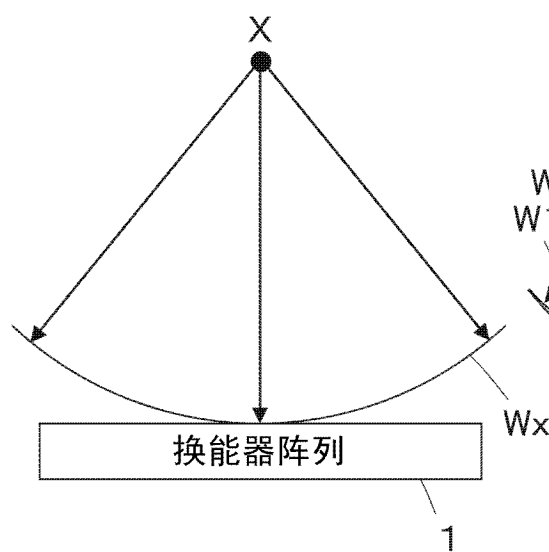


图 2A

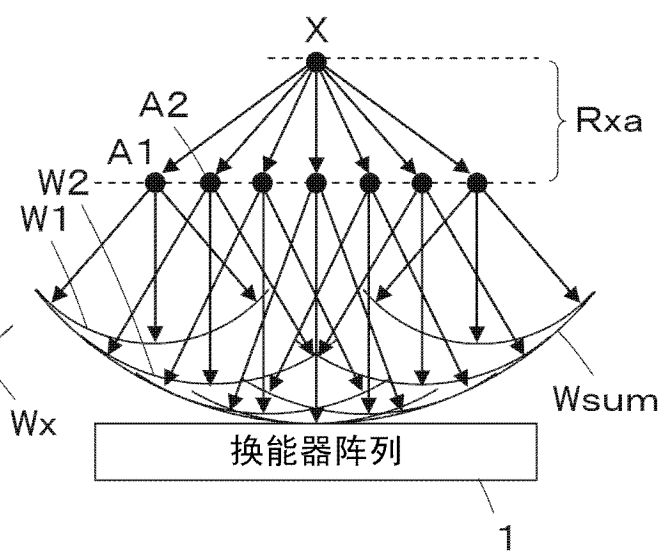


图 2B

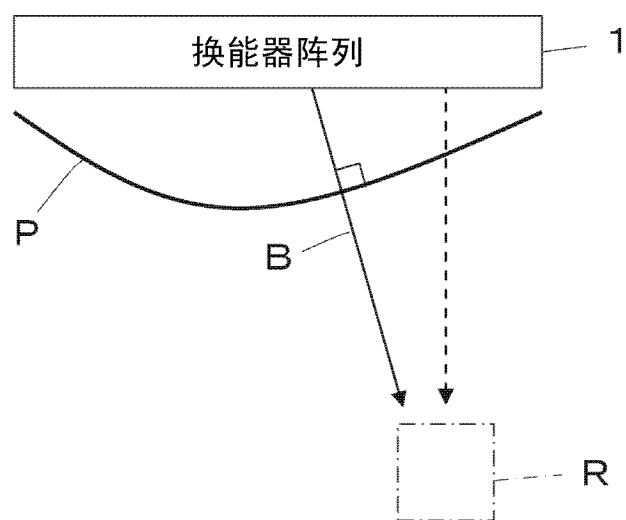


图 3

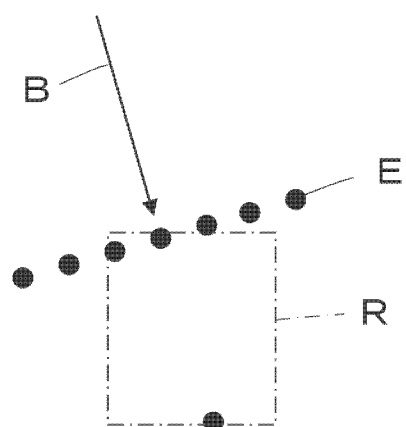


图 4

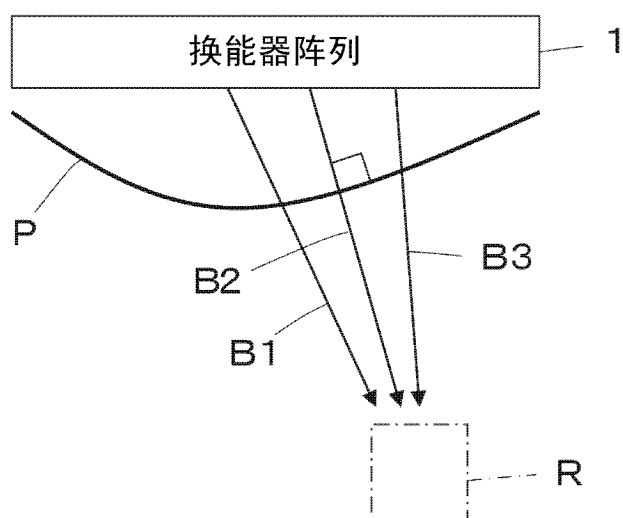


图 5

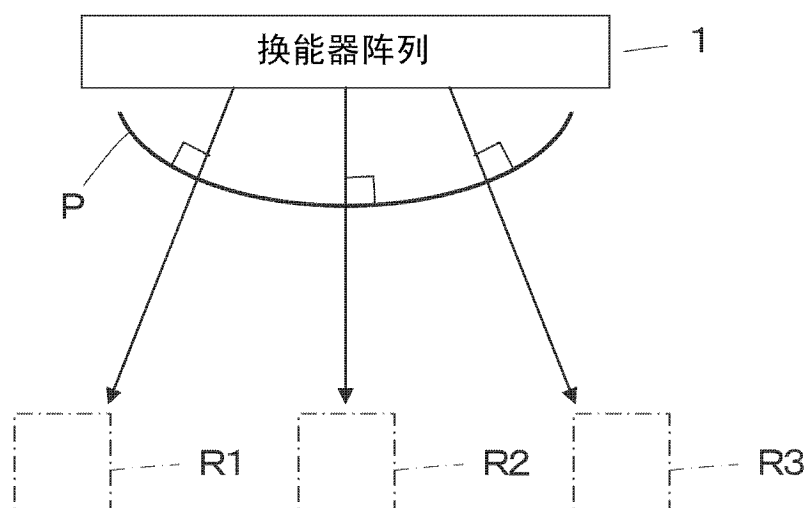


图 6

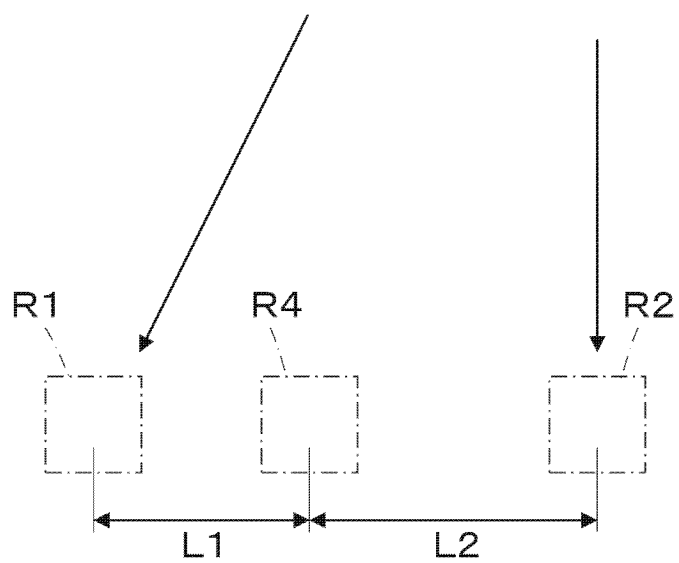


图 7

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	CN102670244A	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	CN201210044962.8	申请日	2012-02-24
[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	宫地幸哉		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52063 A61B8/5269 G01S7/52036 A61B8/0858 A61B8/00 G01S15/8915 G01S7/52071 G01S7/52049		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011060316 2011-03-18 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：关注区域设置单元，用于在B模式图像中设置关注区域；腹壁检测器，用于在所述B模式图像中检测对象的腹壁；控制器，用于控制所述发送电路和所述接收电路，以获得用于测量声速的接收数据，所述发送电路发送由所述换能器阵列发射的超声波束，所述超声波束被转向为垂直进入由所述腹壁检测器检测到的腹壁，在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处分别形成发送焦点；以及声速计算器，用于基于所获得的用于测量声速的接收数据，计算所述关注区域中的局部声速。

