

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102688066 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 26

(21) 申请号 201210052889. 9

(22) 申请日 2012. 02. 29

(30) 优先权数据

2011-062098 2011. 03. 22 JP

2011-062179 2011. 03. 22 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(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)

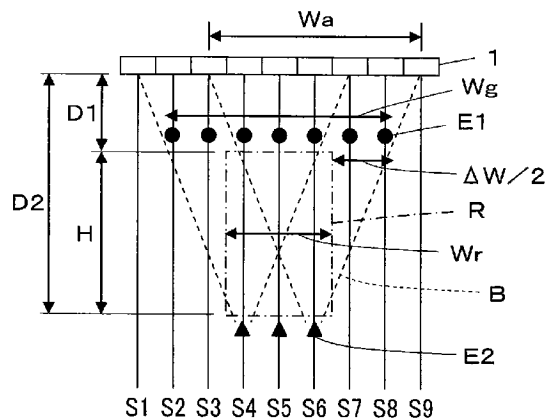
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和产生超声波图像方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置和产生超声波图像的方法。所述超声波诊断装置包括：关注区域设置器，在 B 模式图像上设置关注区域；控制器，执行超声波束的发送和接收，在多个点处形成发送焦点，从而获取用于声速测量的接收数据，所述多个点是在声线上比关注区域浅的位置和深的位置处设置的；以及声速计算器，基于用于声速测量的接收数据，计算在所述关注区域中的平均局部声速值。



1. 一种超声波诊断装置,包括:
换能器阵列;
发送电路,从所述换能器阵列向对象发送超声波束;
接收电路,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;
图像产生器,基于由所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像;
关注区域设置器,在所述图像产生器产生的 B 模式图像上设置关注区域;
控制器,控制所述发送电路和所述接收电路,以执行超声波束的发送和接收,在多个点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据,所述多个点是在声线上比所述关注区域设置器设置的关注区域浅的位置和深的位置处设置的;以及
声速计算器,基于用于声速测量的接收数据,计算在所述关注区域中的平均局部声速值,
其中,在浅层点区域中,设置在较浅位置处设置的所述点,所述浅层点区域是根据所述关注区域的深度位置、所述关注区域在深度方向上的长度、以及所述换能器阵列中的用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度而确定的。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,
其中,将在较浅位置处设置的所述点的范围设置为落入任一超声波束的区域中,所述任一超声波束是将发送焦点形成于在较深位置处设置的点处时发送的。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,
其中,随着所述关注区域设置器设置的关注区域的位置变深,所述控制器扩展所述浅层点区域。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,
其中,随着所述关注区域设置器设置的关注区域在深度方向上的长度变长,所述控制器扩展所述浅层点区域。
5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,
其中,随着所述换能器阵列中用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度变宽,所述控制器扩展所述浅层点区域。
6. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,
其中,所述控制器还在较深位置和较浅位置之间的位置处设置附加点,以及控制所述发送电路和所述接收电路,以执行超声波束的发送和接收,在所有所设置的点处形成发送焦点,从而获取用于声速图的接收数据,以及
所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,计算所述点的局部声速值,并产生所述关注区域中的声速图。
7. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,
其中,所述控制器还在较深位置和较浅位置之间的位置处设置附加点,以及控制所述发送电路和所述接收电路,以执行超声波束的发送和接收,在所有所设置的点处形成发送焦点,从而获取用于声速图的接收数据,以及
所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,计算所述点的局部声速值,并产生所述关注区域中的声速图。

8. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，

其中，所述控制器还在较深位置和较浅位置之间的位置处设置附加点，以及控制所述发送电路和所述接收电路，以执行超声波束的发送和接收，在所有所设置的点处形成发送焦点，从而获取用于声速图的接收数据，以及

所述声速计算器基于用于声速图的接收数据，计算所述点的局部声速值，并产生所述关注区域中的声速图。

9. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，

其中，所述控制器还在较深位置和较浅位置之间的位置处设置附加点，以及控制所述发送电路和所述接收电路，以执行超声波束的发送和接收，在所有所设置的点处形成发送焦点，从而获取用于声速图的接收数据，以及

所述声速计算器基于用于声速图的接收数据，计算所述点的局部声速值，并产生所述关注区域中的声速图。

10. 一种超声波诊断装置，包括：

换能器阵列；

发送电路，从所述换能器阵列向对象发送超声波束；

接收电路，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；

图像产生器，基于由所述接收电路获得的接收数据，产生 B 模式图像；

关注区域设置器，在所述图像产生器产生的 B 模式图像上设置关注区域；

低亮度区域检测器，在所述关注区域设置器设置的关注区域中检测亮度等于或小于预定值的低亮度区域；

控制器，控制所述发送电路和所述接收电路，以执行超声波束的发送和接收，在多个点处形成发送焦点，从而获取用于声速测量的接收数据，所述多个点是在比所述低亮度区域检测器检测到的低亮度区域浅的位置和深的位置处设置的；以及

声速计算器，假设声速在较浅位置和较深位置之间是均匀的，基于用于声速测量的接收数据，计算所述低亮度区域的局部声速值。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，

其中，同在较深位置处设置的点相比，所述控制器在较浅位置处设置更多数目的点。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的超声波诊断装置，

其中，随着所述低亮度区域检测器检测到的低亮度区域在深度方向上的长度变长，所述控制器在较浅区域处设置更多的点。

13. 根据权利要求 10 或 11 所述的超声波诊断装置，

其中，所述控制器在所述关注区域内和所述低亮度区域外设置用于声速图的多个点，以及控制所述发送电路和所述接收电路，以执行超声波束的发送和接收，在用于声速图的所述点处形成发送焦点，从而获取用于声速图的接收数据，以及

所述声速计算器基于用于声速图的接收数据，来计算用于声速图的多个点的局部声速值，以及连同所述低亮度区域的局部声速值一起产生在所述关注区域中的声速图。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，

其中，所述控制器在所述关注区域内和所述低亮度区域外设置用于声速图的多个点，

以及控制所述发送电路和所述接收电路,以执行超声波束的发送和接收,在用于声速图的所述点处形成发送焦点,从而获取用于声速图的接收数据,以及

所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,来计算用于声速图的多个点的局部声速值,以及连同所述低亮度区域的局部声速值一起产生在所述关注区域中的声速图。

15. 一种产生超声波图像的方法,所述方法包括以下步骤:

基于从发送电路供应的驱动信号,从换能器阵列向对象发送超声波束;

由接收电路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;

基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;

在所产生的 B 模式图像上设置关注区域;

在声线上比所设置的关注区域浅的位置和深的位置处设置多个点,在较浅位置处设置的所述点被设置在浅层点区域中,所述浅层点区域是根据所述关注区域的深度位置、所述关注区域在深度方向上的长度、以及所述换能器阵列中的用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度确定,

执行超声波束的发送和接收,在所设置的点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据;以及

基于所获取的用于声速测量的接收数据,计算所述关注区域的平均局部声速值。

16. 一种产生超声波图像的方法,包括以下步骤:

基于从发送电路供应的驱动信号,从换能器阵列向对象发送超声波束;

由接收电路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;

基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;

在所产生的 B 模式图像上设置关注区域;

在所述关注区域中检测亮度等于或小于预定值的低亮度区域;

在比检测到的低亮度区域浅的位置和深的位置处设置多个点,

执行超声波束的发送和接收,在所设置的点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据;以及

假设声速在较浅位置和较深位置之间是均匀的,基于获取的用于声速测量的接收数据,计算所述低亮度区域的局部声速值。

超声波诊断装置和产生超声波图像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和产生超声波图像的方法,且具体地涉及使用超声波探头的换能器阵列来发送和接收超声波以同时执行 B 模式图像产生和声速测量的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 迄今为止,已将使用超声波图像的超声波诊断装置在医疗领域中投入实际应用。一般而言,该类型的超声波诊断装置具有内嵌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。从超声波探头向对象发送超声波束,由超声波探头接收来自对象的超声回波,以及由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,为了以令人满意的精确度对对象内的被诊断区域进行诊断,测量位于被诊断部位中的声速。

[0004] 例如,JP 2010-99452A 描述了一种超声波诊断装置,其在被诊断部位附近设置多个格点,并基于通过向每个格点发送和接收超声波束所获得的接收数据,来计算局部声速值。

发明内容

[0005] 在 JP 2010-99452A 的装置中,从超声波探头向对象发送超声波束并由超声波探头接收该超声波束,从而获得在被诊断部位中的局部声速值。例如,有可能以叠加的方式显示 B 模式图像和局部声速值的信息。

[0006] 然而,当设置关注区域,且获得预定区域中的多个局部声速值时,取决于所设置的格点的位置等,可能花费了大量的时间。可能不能准确计算在关注区域中的平均局部声速值。

[0007] 如果在被诊断部位中存在病变部,则降低了来自病变部的超声回波的强度,且形成了在 B 模式图像上显示为黑色的低亮度区域。对于低亮度区域,尽管存在很多用于有效诊断的测量局部声速值以及 B 模式图像的情况,由于超声回波的强度在低亮度区域中较低,接收信号容易受到噪声的影响,使得难以测量准确的声速。

[0008] 为了解决现有技术中固有的问题而完成了本发明,且本发明的目的是提供能够以令人满意的精度在短时间内测量关注区域中的平均声速值的超声波诊断装置和产生超声波图像的方法。

[0009] 本发明的目的是提供能够准确测量在 B 模式图像上指定的低亮度区域的局部声速值的超声波诊断装置和产生超声波图像的方法。

[0010] 根据本发明的第一方面的一种超声波诊断装置,包括:

[0011] 换能器阵列;

[0012] 发送电路,从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

[0013] 接收电路,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；

[0014] 图像产生器,基于由所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像；

[0015] 关注区域设置器,在所述图像产生器产生的 B 模式图像上设置关注区域；

[0016] 控制器,控制所述发送电路和所述接收电路,以执行超声波束的发送和接收,在多个点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据,所述多个点是在声线上比所述关注区域设置器设置的关注区域浅的位置和深的位置处设置的；以及

[0017] 声速计算器,基于用于声速测量的接收数据,计算在所述关注区域中的平均局部声速值,

[0018] 其中,在浅层点区域中,设置在较浅位置处设置的所述点,所述浅层点区域是根据所述关注区域的深度位置、所述关注区域在深度方向上的长度、以及所述换能器阵列中的用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度而确定的。

[0019] 根据本发明的第二方面的一种超声波诊断装置,包括：

[0020] 换能器阵列；

[0021] 发送电路,从所述换能器阵列向对象发送超声波束；

[0022] 接收电路,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；

[0023] 图像产生器,基于由所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像；

[0024] 关注区域设置器,在所述图像产生器产生的 B 模式图像上设置关注区域；

[0025] 低亮度区域检测器,在所述关注区域设置器设置的关注区域中检测亮度等于或小于预定值的低亮度区域；

[0026] 控制器,控制所述发送电路和所述接收电路,以执行超声波束的发送和接收,在多个点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据,所述多个点是在比所述低亮度区域检测器检测到的低亮度区域浅的位置和深的位置处设置的；以及

[0027] 声速计算器,假设声速在较浅位置和较深位置之间是均匀的,基于用于声速测量的接收数据,计算所述低亮度区域的局部声速值。

[0028] 根据本发明的第三方面的一种产生超声波图像的方法,包括以下步骤：

[0029] 基于从发送电路供应的驱动信号,从换能器阵列向对象发送超声波束；

[0030] 由接收电路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；

[0031] 基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像；

[0032] 在所产生的 B 模式图像上设置关注区域；

[0033] 在声线上比所设置的关注区域浅的位置和深的位置处设置多个点,在较浅位置处设置的所述点被设置在浅层点区域中,所述浅层点区域是根据所述关注区域的深度位置、所述关注区域在深度方向上的长度、以及所述换能器阵列中的用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度确定,

[0034] 执行超声波束的发送和接收,在所设置的点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据；以及

[0035] 基于所获取的用于声速测量的接收数据,计算所述关注区域的平均局部声速值。

[0036] 根据本发明的第四方面的一种产生超声波图像的方法,包括以下步骤：

- [0037] 基于从发送电路供应的驱动信号,从换能器阵列向对象发送超声波束;
- [0038] 由接收电路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;
- [0039] 基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;
- [0040] 在所产生的 B 模式图像上设置关注区域;
- [0041] 在所述关注区域中检测亮度等于或小于预定值的低亮度区域;
- [0042] 在比检测到的低亮度区域浅的位置和深的位置处设置多个点,
- [0043] 执行超声波束的发送和接收,在所设置的点处形成发送焦点,从而获取用于声速测量的接收数据;以及
- [0044] 假设声速在较浅位置和较深位置之间是均匀的,基于获取的用于声速测量的接收数据,计算所述低亮度区域的局部声速值。

附图说明

- [0045] 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。
- [0046] 图 2A 和 2B 是示意性地示出了实施例 1 的声速计算的原理的图。
- [0047] 图 3 是示出了在实施例 1 中设置的格点的图。
- [0048] 图 4A 是示出了针对在浅层位置处的关注区域所设置的格点的位置的图,且图 4B 是示出了针对在深层位置处的关注区域所设置的格点的位置的图。
- [0049] 图 5A 是示出了针对在深度方向上的短关注区域所设置的格点的位置的图,且图 5B 是示出了针对在深度方向上的长关注区域所设置的格点的位置的图。
- [0050] 图 6A 是示出了在发送和接收使用短宽度的同时可用换能器来发送的超声波束时设置的格点的位置的图,以及图 6B 是示出了在发送和接收使用长宽度的同时可用换能器来发送的超声波束时设置的格点的位置的图。
- [0051] 图 7 是示出了在实施例 2 中设置的格点的图。
- [0052] 图 8 是示出了在实施例 3 中的序列的图,在该序列中,在每个格点处形成超声波束的发送焦点。
- [0053] 图 9 是示出了根据实施例 4 的超声波诊断装置的配置的框图。
- [0054] 图 10 是示出了在实施例 4 中设置的格点的图。
- [0055] 图 11 是示出了在实施例 4 的修改中设置的格点的图。
- [0056] 图 12 是示出了在实施例 4 的修改中设置的格点的图。
- [0057] 图 13A 是示出了在实施例 5 中提供在深度方向上短的低亮度区域时设置的格点的位置的图,且图 13B 是示出了在实施例 5 中提供在深度方向上长的低亮度区域时设置的格点的位置的图。
- [0058] 图 14 是示出了在实施例 6 中设置的格点的图。

具体实施方式

- [0059] 下文中将参照附图来描述本发明的实施例。
- [0060] 实施例 1
- [0061] 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

括换能器阵列 1,且发送电路 2 和接收电路 3 连接到换能器阵列 1。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 顺序连接到接收电路 3。图像存储器 9 连接到图像处理器 6。接收数据存储器 10 和声速计算器 11 连接到接收电路 3

[0062] 控制器 12 连接到信号处理器 4、DSC 5、显示控制器 7、接收数据存储器 10 以及声速计算器 11。操作单元 13 和存储单元 14 连接到控制器 12。

[0063] 换能器阵列 1 具有以一维或二维方式排列的多个超声波换能器。这些超声波换能器响应于从发送电路 2 供应的驱动信号来发送超声波,接收来自对象的超声回波,并输出接收信号。每个超声波换能器由振动器构成,在该振动器中,在压电体的两端形成电极,压电体由以下各项制成: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、以 PMN-PT(铌镁酸铅钛酸铅固溶, lead magnesium niobate-lead titanate solid solution)为代表的压电单晶等等。

[0064] 如果向振动器的电极施加脉冲电压或连续波电压,则压电体膨胀并收缩。从振动器产生脉冲或连续超声波,并将这些超声波合成以形成超声波束。当接收传播中的超声波时,振动器产生电信号,并将电信号作为超声波的接收信号加以输出。

[0065] 发送电路 2 包括例如多个脉冲器。发送电路 2 基于响应于来自控制器 12 的控制信号所选择的发送延迟模式,调整每个驱动信号的延迟量,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,并向多个超声波换能器供应驱动信号。

[0066] 接收电路 3 对从换能器阵列 1 的每个超声波换能器发送的接收信号进行放大,并执行 A/D 转换,以产生接收数据。

[0067] 信号处理器 4 通过以下步骤执行接收定焦过程:针对由接收电路 3 产生的接收数据,根据基于接收延迟模式设置的声速或声速的分布,向每条接收数据提供延迟(该接收延迟模式是响应于来自控制器 12 的控制信号所选择的),并对接收数据求和。将超声回波的焦点缩窄以产生声线信号。信号处理器根据超声波的反射位置的深度,对取决于距离的衰减进行校正,并执行包络检测过程,从而产生作为与对象的组织相关的断层成像图像信息的 B 模式图像信号。

[0068] DSC 5 将信号处理器 4 产生的 B 模式图像信号转换(光栅转换)为基于普通电视信号扫描系统的图像信号。

[0069] 图像处理器 6 对从 DSC 5 输入的 B 模式图像信号执行所需的各种过程(比如,渐变过程),然后向显示控制器 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 中。

[0070] 信号处理器 4、DSC 5、图像处理器 6 以及图像存储器 9 形成了图像产生器 15。

[0071] 显示控制器 7 基于已经过图像处理器 6 的图像处理的 B 模式图像信号,在监视器 8 上显示超声波诊断图像。

[0072] 监视器 8 包括例如显示设备(比如,LCD),并在显示控制器 7 的控制下显示超声波诊断图像。

[0073] 接收数据存储器 10 针对每个通道,按时间序列存储从接收电路 3 输出的接收数据。接收数据存储器 10 将从控制器 12 输入的和帧速率相关的信息(比如,超声波的反射位置的深度、扫描线的密度以及视野的宽度)与接收数据进行关联存储。

[0074] 在控制器 12 的控制下,声速计算器 11 基于在接收数据存储器 10 中存储的接收数

据,计算局部声速值。

[0075] 控制器 12 根据操作者从操作单元 13 输入的命令,控制超声波诊断装置的相应单元。

[0076] 在操作者执行输入操作时使用操作单元 13,且操作单元 13 构成了本发明的关注区域设置器。操作单元 13 可以是键盘、鼠标、轨迹球、触摸板等。

[0077] 存储单元 14 存储操作程序等,且作为存储单元 30 中的记录介质,可以使用诸如硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、或 USB 存储器、服务器之类的记录介质。

[0078] 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 11 均由 CPU 和引起 CPU 执行各种类型过程的操作程序构成,且它们也可以由数字电路构成。

[0079] 操作者可以从操作单元 13 来选择以下三种显示模式之一。即,可以使用以下模式中的所需模式来执行显示:单独显示 B 模式图像的模式;以叠加的方式在 B 模式图像上显示关注区域中的平均局部声速值的模式;以及并列显示 B 模式图像和关注区域中的平均局部声速值的模式。

[0080] 当显示 B 模式图像时,首先,响应于从发送电路 2 供应的驱动信号,换能器阵列 1 的多个超声波换能器发送超声波。将来自己从对象接收到超声回波的每个超声波换能器的接收信号向接收电路 3 输出,并由接收电路 3 产生接收数据。被输入了接收数据的信号处理器 4 产生 B 模式图像信号,且由 DSC 5 对 B 模式图像信号进行光栅转换。由图像处理器 6 对 B 模式图像信号进行各种图像过程,然后基于该 B 模式图像信号,由显示控制器 7 在监视器 8 上显示超声波诊断图像。

[0081] 可以通过例如以本申请人的名义提交的 JP 2010-99452A 中所描述的方法来执行对局部声速值的计算。

[0082] 如图 2A 所示,根据该方法,当向对象内部发送超声波时,对从作为对象的反射点的格点 X 到达换能器阵列 1 的接收波 W_x 定焦。然后如图 2B 所示,在比格点 X 更浅的位置处(即,更接近换能器阵列 1 的位置处)以规则间隔排列多个格点 A1、A2、...。根据惠更斯原理,来自格点 X 接收到接收波的多个格点 A1、A2、... 的接收波 W_1 、 W_2 、... 的合成波 W_{sum} 与来自格点 X 的接收波 W_x 一致,且通过使用该点,获得在格点 X 处的局部声速值。

[0083] 首先,获得所有格点 X、A1、A2、... 的最优声速值。最优声速值是满足以下条件的声速值:基于针对每个格点所设置的声速,使用定焦计算来执行成像,以形成超声波图像,且当所设置的声速以各种方式改变时,使得图像的对比度和锐度变为最高。例如,如 JP 8-317926A 中描述的,可以基于图像对比度、扫描方向上的空间频率、分散(dispersion)等等来确定最优声速值。

[0084] 接下来,使用格点 X 的最优声速值来计算从格点 X 发射的虚接收波 W_x 的波形。

[0085] 格点 X 处的虚局部声速值 V 以各种方式改变,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 和每个格点 A1、A2、... 之间的区域 R_{xa} 中是均匀的,且等于在格点 X 处的局部声速值 V 。超声波从格点 X 传播到格点 A1、A2、... 的时间变为 XA_1/V 、 XA_2/V 、..., XA_1 、 XA_2 、... 是在相应格点 A1、A2、... 和格点 X 之间的距离。因此,将从格点 A1、A2、... 发射的反射波与时间 XA_1/V 、 XA_2/V 、... 的延迟相合成,从而获得虚合成波 W_{sum} 。

[0086] 接下来,计算通过改变格点处的虚局部声速值 V 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 之间的差,且将具有最小误差的虚局部声速值 V 确定为格点 X 处的局部声速值。作为计算虚合成波 W_{sum} 和来自格点 X 的虚接收波 W_x 之间的差的方法,可以使用以下方法:进行互相关的方法、在将从合成波 W_{sum} 获得的延迟应用到接收波 W_x 时执行相位匹配求和的方法、以及在将从接收 W_x 获得的延迟应用到合成波 W_{sum} 时执行相位匹配求和的方法等等。

[0087] 以上述方式,有可能基于接收电路 3 产生的接收数据,以高精度计算对象内的局部声速值。类似地,有可能产生表示局部声速值在所设置的关注区域中的分布的声速图。

[0088] 将参照图 3 来描述实施例 1 中的设置格点的方法。在图 3 中,为了简单起见,将换能器阵列 1 示出为其中排列了 9 个超声波换能器,且以超声波换能器的阵列间距形成声线 S_1 至 S_9 。在方位方向 (azimuth direction) 上具有宽度 W_r 且在深度方向上具有垂直长度 H 的关注区域在声线 S_4 至 S_6 上延伸。最浅部分具有深度 D_1 ,且最深部分具有深度 D_2 。

[0089] 对于关注区域 R ,将格点设置在离开关注区域 R 的浅层位置上(即,在接近换能器阵列 1 的位置上),且设置在离开关注区域 R 的深层位置上(即,在与换能器阵列 1 相对的声线上)。在图 3 中,在声线 S_2 至 S_8 上在离开关注区域 R 的浅层位置和方位方向上的相邻位置上设置由“●”指示的多个格点 E_1 ,且在声线 S_4 至 S_6 上在离开关注区域 R 的深层位置和方位方向上的相邻位置上设置由“▲”指示的多个格点 E_2 。此时,将在离开关注区域 R 的浅层位置上设置的格点 E_1 设置在根据关注区域 R 的最浅部分的深度 D_1 、关注区域 R 的深度方向上的垂直长度 H 、以及换能器阵列 1 的用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度所确定的浅层格点区域中。假设在深层位置上设置的每个格点 E_2 和在浅层位置上设置的多个格点 E_1 之间的区域中声速是均匀的,计算在区域之间的局部声速值,并计算在关注区域 R 中的平均局部声速值:。

[0090] 接下来,将描述实施例 1 的操作。

[0091] 首先,响应于来自发送电路 2 的驱动信号,从换能器阵列 1 的多个超声波换能器发送超声波束,且将来自己从对象接收到超声回波的每个超声波换能器的接收信号输出至接收电路 3,以产生接收数据。显示控制器 7 基于图像产生器 15 产生的 B 模式图像信号,在监视器 8 上显示 B 模式图像。

[0092] 如果在监视器 8 上显示 B 模式图像,则操作者操作操作单元 13 在 B 模式图像上设置关注区域 R ,且如图 3 所示,控制器 12 在离开关注区域 R 的深层位置上通过关注区域 R 的所有声线 S_4 至 S_6 上设置格点 E_2 。随后,控制器 12 在离开关注区域 R 的浅层位置上设置在方位方向上具有宽度 W_g 的浅层格点区域,且在通过浅层格点区域的所有声线 S_2 至 S_8 上设置格点 E_1 。

[0093] 将浅层格点区域设置为落入在深层位置上的每个格点 E_2 处形成发送焦点时发送和接收的任一超声波束的区域,使得可以仅在以下位置处设置格点 E_1 :所述位置是在发送和接收超声波束 B 时获得具有很小失真的接收波的合成波所必需的位置。这是由于根据惠更斯原理,来自己从深层位置处的格点 E_2 接收到接收波的浅层位置处的多个格点 E_1 的接收波的合成波与来自格点 E_2 的接收波一致,且通过使用该点,计算局部声速值。如果以上述方式设置浅层格点区域,当 $\Delta W = W_g - W_r$ 时,确定 $\Delta W : H = W_a : (H + D_1)$,且获得关系表达式 $W_g = W_r + W_a / (1 + (D_1/H))$ 。即,根据关注区域 R 的深度位置 D_1 、关注区域 R 的深度方向

上的长度 H 、以及换能器阵列 1 中用于发送每个超声波束的同时可用换能器的宽度 W_a ，在最优范围中确定浅层格点区域的宽度 W_g 。

[0094] 这样，控制器 12 执行控制，使得发送电路 2 和接收电路 3 在格点 E_1 和 E_2 （格点 E_1 和 E_2 在深度方向上将关注区域 R 夹在中间）中每一个格点处形成发送焦点，随后执行用于声速测量的超声波束 B 的发送和接收，且获取来自格点 E_1 和 E_2 的接收波。

[0095] 在接收数据存储单元 10 中顺序存储每次接收超声波束 B 时由接收电路 3 产生的用于声速测量的接收数据。如果将在所有格点 E_1 和 E_2 处形成发送焦点时通过发送和接收超声波束 B 所获取的用于声速测量的接收数据存储单元 10 中，则声速计算器 11 假定在深层位置上设置的每个格点 E_2 和在浅层位置上设置的多个格点 E_1 之间的每个区域中的声速，使用在接收数据存储单元 10 中存储的用于声速测量的接收数据来计算相应区域的局部声速值，且对局部声速值求平均，以计算并存储关注区域 R 中的平均局部声速值。

[0096] 此时，如参照图 2B 所述，根据惠更斯原理，来自从深层位置上的格点 E_2 中的一个格点接收到接收波的浅层位置上的多个格点 E_1 的接收波的合成波与从一个格点 E_2 接收的接收波一致。通过使用该点，计算在格点 E_1 和 E_2 之间的区域的局部声速值。

[0097] 声速计算器 11 将在每个格点 E_2 和格点 E_1 之间的区域的如此计算的局部声速值的平均值定义为关注区域 R 的平均局部声速值。

[0098] 例如如下执行对浅层格点区域的长度 W_g 的设置。

[0099] 当固定关注区域 R 在深度方向上的长度 H 以及用于发送每个超声波束 B 的同时可用换能器的宽度 W_a 的值，且改变关注区域 R 的深度位置 D_1 的值时，以及当关注区域 R 位于图 4A 所示深度位置 D_1 时，将浅层格点区域设置为包括声线 S_2 至 S_8 。同时，随着关注区域 R 的深度位置 D_1 的变深，缩短在格点 E_2 处形成发送焦点时发送和接收的超声波束 B 的区域宽度，且将浅层格点区域设置为短。当关注区域 R 位于图 4B 所示的深度位置 D_1 时，将浅层格点区域设置为包括声线 S_3 至 S_7 。

[0100] 当固定关注区域 R 的深度位置 D_1 以及用于发送每个超声波束 B 的同时可用换能器的宽度 W_a 的值，并改变关注区域 R 在深度方向上的长度 H 的值时，以及当关注区域 R 具有如图 5A 所示的长度 H 时，将浅层格点区域设置为包括声线 S_3 至 S_7 。同时，随着关注区域 R 在深度方向上的长度 H 的延长，延长在格点 E_2 处形成发送焦点时发送和接收的超声波束 B 的区域宽度，且将浅层格点区域设置为长。当关注区域 R 具有如图 5B 所示的长度 H 时，将浅层格点区域设置为包括声线 S_2 至 S_8 。

[0101] 当固定关注区域 R 的深度位置 D_1 以及关注区域 R 在深度方向上的长度 H 的值，并改变用于发送每个超声波束 B 的同时可用换能器的宽度 W_a 的值时，以及当以具有如图 6A 所示大小的宽度 W_a 来发送和接收超声波束 B 时，将浅层格点区域设置为包括声线 S_3 至 S_7 。同时，随着宽度 W_a 的增加，延长在格点 E_2 处形成发送焦点时发送和接收的超声波束 B 的区域宽度，且将浅层格点区域设置为长。当宽度 W_a 如图 6B 所示增加时，将浅层格点区域设置为包括声线 S_2 至 S_8 。

[0102] 这样，通过对关注区域 R 的设置，将在离开关注区域 R 的浅层位置上设置的格点 E_1 和在离开关注区域 R 的深层位置上设置的格点 E_2 设置在最优位置处。因此，有可能以令人满意的精度在短时间内计算关注区域 R 中的局部声速值和平均局部声速值。

[0103] 实施例 2

[0104] 在实施例 1 中,可以进行如下配置:测量在关注区域 R 中的平均局部声速值,且产生在关注区域 R 中的声速图。

[0105] 例如,如图 7 所示,如果通过操作单元 13 的操作,在 B 模式图像上设置关注区域 R,控制器 12 将格点 E1 和 E2 设置在离开关注区域 R 的浅层位置和深层位置上,且将由“■”指示的用于声速图的多个格点 E3 设置在方位方向上位于格点 E1 和 E2 之间的位置 D3 处。优选地,将用于声速图的格点 E3 设置为落入在浅层位置设置的每个格点 E2 处形成发送焦点时发送和接收的任一超声波束 B 的区域。

[0106] 随后,控制器 12 执行控制,使得发送电路 2 和接收电路 3 在格点 E1 和 E2 以及用于声速图的格点 E3 中的每一个格点处形成发送焦点,并随后执行对用于声速测量的超声波束的发送和接收,且将接收电路 3 产生的用于声速测量的接收数据顺序存储在接收数据存储器 10 中。与实施例 1 中一样,声速计算器 11 使用在接收数据存储器 10 中存储的与格点 E1 和 E2 相关的接收数据,来计算在关注区域 R 中的局部声速值和平均局部声速值。同时,声速计算器 11 使用与格点 E1 和 E2 相关的接收数据以及与用于声速图的格点 E3 相关的用于声速图的接收数据,计算格点 E1、E2 和 E3 的局部声速值,并产生关注区域 R 中的声速图。

[0107] 由 DSC 5 对声速计算器 11 产生的与声速图相关的数据进行光栅转换,该数据经过图像处理器 6 的各种过程,并被发送到显示控制器 7。根据操作者从操作单元 13 所选的显示模式,以重叠方式在监视器 8 上显示 B 模式图像和声速图(例如,颜色或亮度取决于局部声速值而改变的显示,或将具有相同局部声速值的点用线相连的显示),或在监视器 8 上并列显示 B 模式图像和声速图图像。

[0108] 这样,有可能测量关注区域 R 中的局部声速值或平均局部声速值,并执行 B 模式图像的产生和声速图的产生。

[0109] 实施例 3

[0110] 在实施例 1 和 2 中,可以将序列设置为使得:由于格点之间相距短距离,以短的时间间隔来发送和接收在控制器 12 设置的每个格点处形成发送焦点时发送和接收的超声波束 B。

[0111] 例如,对于图 8 所示的格点,可以按照格点 Ea、Ec、Ef、Ei、...、Eb、Ee、... 的顺序来形成超声波束的发送焦点,即,可以在方位方向上相同深度处的格点上顺序形成超声波束的发送焦点,且可以在深度方向上重复该步骤。可以按照格点 Ea、Eb、Ec、Ed、Ee、... 的顺序来形成超声波束的发送焦点,即,可以在相同声线上设置的格点处形成超声波束的发送焦点,且可以针对每条声线重复该步骤。

[0112] 这样,当从相距短距离的格点顺序形成发送焦点时,执行超声波束的发送和接收,由此以短的时间间隔获得相距短距离的格点的接收信号,并更准确地测量关注区域 R 中的平均局部声速值。

[0113] 尽管在实施例 1 至 3 中,将接收电路 3 输出的接收数据临时存储在接收数据存储器 10 中,且声速计算器 11 使用在接收数据存储器 10 中存储的接收数据来计算关注区域 R 的平均局部声速值,声速计算器 11 可以直接接收作为输入的从接收电路 3 输出的接收数据,以计算关注区域 R 中的平均局部声速值。

[0114] 在实施例 1 至 3 中,为了简单起见,附图中所示的换能器阵列 1 的开口的数目(即,

声线的数目)、格点的数目等是很小的,然而本发明不限于此。优选地将开口的数目和格点的数目设置为适合基于 B 模式图像和声速测量的诊断。

[0115] 实施例 4

[0116] 图 9 示出了根据实施例 4 的超声波诊断装置的配置。提供该超声波诊断装置,以准确地测量在 B 模式图像上指定的低亮度区域的局部声速值。低亮度区域检测器 16 连接到图 1 所示的实施例 1 的超声波诊断装置的图像处理器 6 和控制器 12。

[0117] 低亮度区域检测器 16 基于经过图像处理器 6 中的图像过程的 B 模式图像信号,检测在 B 模式图像上的亮度等于或小于预定值的低亮度区域。

[0118] 声速计算器 11 在控制器 12 的控制下,基于在接收数据存储单元 10 中存储的接收数据,计算由低亮度区域检测器 16 检测到的低亮度区域的局部声速值。

[0119] 可以通过 JP 2010-99452A 所述的方法,与实施例 1 中一样执行局部声速值的计算,其中,在图 2B 中的格点 X 和每个格点 A1、A2、... 之间的区域 Rxa 作为具有等于或小于预定值的低亮度区域。即,当计算在区域 Rxa 中的来自格点 A1、A2、... 的接收波 W1、W2、... 的合成波 Wsum 时,在区域 Rxa 中,反射强度很小,即,声阻抗 $Z = \rho \cdot c$ (ρ 是密度,且 c 是声速) 的改变很小,且可以将声速 c 实质上视为是均匀的。这是因为对象中的密度 ρ 未显著地改变,且在由声速 c 的改变引起密度 ρ 的改变的情况下,值 $Z = \rho \cdot c$ 不太可能不改变。因此,可以假定在区域 Rxa 中的声速 c 是均匀的,且等于格点 X 处的局部声速值 V 。

[0120] 将参照图 10 来描述实施例 4 中的设置格点的方法。在图 10 中,为了简化起见,将换能器阵列 1 示出为其中排列了 9 个超声波换能器,且以超声波换能器的阵列间距形成声线 S1 至 S9。存在低亮度区域 L,在声线 S4 至 S6 上延伸。

[0121] 对于低亮度区域 L,将格点设置在离开低亮度区域 L 的浅层位置上(即,在接近换能器阵列 1 的位置上),且设置在离开低亮度区域 L 的深层位置上(即,在与换能器阵列 1 相对的声线上)。在图 10 中,在声线 S3 至 S7 上在与比低亮度区域 L 浅的深度 De1 相对应的位置处设置由“●”指示的多个格点 E1,且在声线 S5 上在与比低亮度区域 L 深的深度 De2 相对应的位置处设置由“▲”指示的一个格点 E2。基于以下假设来计算低亮度区域 L 的局部声速值:在与深度 De1 相对应的浅层位置和与深度 De2 相对应的深层位置之间的区域中的声速是均匀的。

[0122] 接下来,将描述实施例 4 的操作。

[0123] 首先,响应于来自发送电路 2 的驱动信号,从换能器阵列 1 的多个超声波换能器发送超声波束,且将来自己从对象接收到超声回波的每个超声波换能器的接收信号输出至接收电路 3,以产生接收数据。显示控制器 7 基于图像产生器 15 产生的 B 模式图像信号,在监视器 8 上显示 B 模式图像。

[0124] 如果操作者操作操作单元 13 并在监视器 8 上显示的 B 模式图像上设置关注区域 R,则低亮度区域检测器 16 基于图像产生器 15 产生的 B 模式图像,在关注区域 R 中检测亮度等于或小于预定值的低亮度区域 L。如果在关注区域 R 中检测到低亮度区域 L,如图 10 所示,则控制器 12 在与比低亮度区域 L 更浅的深度 De1 相对应的位置上设置多个格点 E1,且在与比低亮度区域 L 更深的深度 De2 相对应的位置上设置一个格点 E2。即,设置格点 E1 和格点 E2,使得在深度方向上将低亮度区域 L 夹在中间。

[0125] 接下来,控制器 12 执行控制,使得发送电路 2 和接收电路 3 在以上述方式设置的

格点 E1 和 E2 中每一个格点处形成发送焦点,随后执行用于声速测量的超声波束 B 的发送和接收,并捕获来自格点 E1 和 E2 的接收波。

[0126] 在接收数据存储单元 10 中顺序存储每次接收超声波束时由接收电路 3 产生的用于声速测量的接收数据。如果将在所有格点 E1 和 E2 处形成发送焦点时通过发送和接收超声波束所获取的用于声速测量的接收数据存储在接收数据存储单元 10 中,则声速计算器 11 假定在具有深度 De_1 的格点 E1 和具有深度 De_2 的格点 E2 之间的区域中的声速是均匀的,并使用在接收数据存储单元 10 中存储的用于声速测量的接收数据,来计算在深度 De_1 和深度 De_2 之间的区域的局部声速值。

[0127] 此时,如参照图 2B 所述,根据惠更斯原理,来自自己从与深度 De_2 相对应的深度位置处的格点 E2 接收到接收波的与深度 De_1 相对应的浅层位置处的多个格点 E1 的接收波的合成波与来自格点 E2 的接收波一致,且通过使用该点,计算在深度 De_1 和深度 De_2 之间的区域的局部声速值。

[0128] 声速计算器 11 将在深度 De_1 和深度 De_2 之间的区域的如此计算的局部声速值定义为低亮度区域 L 的局部声速值。

[0129] 如上所述,使用将具有低超声回波强度的低亮度区域 L 排除在外的、在离开低亮度区域 L 的浅层位置处设置的格点和在离开低亮度区域 L 的深层位置处设置的格点处形成发送焦点时通过发送和接收超声波束所获得的用于声速测量的接收数据,从而准确地测量低亮度区域 L 的局部声速值。

[0130] 如上所述,来自自己从深层位置处的格点 E2 接收到接收波的浅层位置处的多个格点 E1 的接收波的合成波与来自格点 E2 的接收波一致,且通过使用该点,获得低亮度区域 L 的局部声速值。因此,优选地在浅层位置处设置比在深层位置处设置的格点 E2 更多的格点 E1。

[0131] 尽管在图 10 中,在深度 De_1 处的多个格点 E1 中的全部格点是离开低亮度区域 L 的浅层位置,如图 11 所示,取决于低亮度区域 La 的形状,多个格点 E1 中的一些格点 E1a 可以位于低亮度区域 La 中。同时,由于来自低亮度区域 La 中的格点 E1a 的超声回波的强度低,因此通过在格点 E1a 处形成发送焦点时通过发送和接收超声波束所获得的用于声速测量的接收数据对在深度 De_1 和深度 De_2 之间的区域的局部声速值的计算作出了较低程度的贡献。

[0132] 类似于低亮度区域 La ,对于在浅层方向上局部突出的低亮度区域,例如如图 12 所示,仅可以将与突出相对应的格点 E1b 设置在比其他格点 E1 更浅的位置处。在使用格点 E1 和 E1b 的情况下,类似地有可能计算在深度 De_1 和深度 De_2 之间的区域的局部声速值。

[0133] 实施例 5

[0134] 在实施例 4 中,可以根据低亮度区域在深度方向上的长度,来调整在离开低亮度区域的浅层位置处设置的格点数目。

[0135] 例如,如图 13A 所示,假定在低亮度区域 $L1$ 中的浅层位置处设置 3 个格点 E1,所述低亮度区域 $L1$ 在深度方向上具有长度 z_1 。此时,优选地,在来自换能器阵列 1 的超声波束 B 的区域中设置 3 个格点 E1,其中该超声波束 B 在离开低亮度区域 $L1$ 的深层区域处设置的格点 E2 处形成发送焦点。这是因为根据惠更斯原理,来自自己从深层位置处的格点 E2 接收到接收波的浅层位置处的多个格点 E1 的接收波的合成波与来自格点 E2 的接收波一致,且

通过使用该点,计算低亮度区域 L1 的局部声速值。

[0136] 因此,如图 13B 所示,对于位于与低亮度区域 L1 相同深度的、比低亮度区域 L1 更长、且在深度方向上具有长度 z_2 的低亮度区域 L2,可以在将发送焦点形成于在深层位置处设置的格点 E2 处的换能器阵列 1 的超声波束 B 的区域中设置 5 个格点 E1。

[0137] 这样,由于低亮度区域在深度方向上的长度较长,则在浅层位置上设置更多的格点 E1,使得有可能更准确地测量低亮度区域的局部声速值。

[0138] 实施例 6

[0139] 在实施例 4 和 5 中,可以进行如下配置:测量在低亮度区域 L 中的局部声速值,且产生在关注区域 R 中的声速图。

[0140] 例如,如图 14 所示,通过来自操作单元 13 的操作,在 B 模式图像上设置关注区域 R。如果由低亮度区域检测器 16 在关注区域 R 中检测到低亮度区域 L,则控制器 12 将格点 E1 和 E2 设置在离开低亮度区域 L 的浅层位置和深层位置上,且将由“○”指示的用于声速图的多个格点 E3 设置在关注区域 R 内和低亮度区域 L 外。

[0141] 控制器 12 执行控制,使得发送电路 2 和接收电路 3 在格点 E1 和 E2 以及用于声速图的格点 E3 中的每个格点处形成发送焦点,并执行对用于声速测量的超声波束的发送和接收,且将接收电路 3 产生的用于声速测量的接收数据顺序存储在接收数据存储器 10 中。与实施例 4 和 5 中一样,声速计算器 11 使用在接收数据存储器 10 中存储的与格点 E1 和 E2 相关的接收数据,来计算低亮度区域 L 的局部声速值。同时,使用与格点 E1 和 E2 相关的接收数据以及与用于声速图的格点 E3 相关的用于声速图的接收数据,计算格点 E1、E2 和 E3 的局部声速值,并连同低亮度区域 L 的局部声速值一起,产生关注区域 R 中的声速图。

[0142] 由 DSC 5 对声速计算器 11 产生的与声速图相关的数据进行光栅转换,该数据经过图像处理 6 的各种图像过程,并被发送到显示控制器 7。根据操作者从操作单元 13 所选的显示模式,以重叠方式在监视器 8 上显示 B 模式图像和声速图(例如,颜色或亮度取决于局部声速值而改变的显示,或将具有相同局部声速值的点用线相连的显示),或在监视器 8 上并列显示 B 模式图像和声速图图像。

[0143] 这样,有可能测量关注区域 R 中的低亮度区域 L 的局部声速值,且执行 B 模式图像的产生和声速图的产生。

[0144] 尽管在实施例 4 至 6 中,将接收电路 3 输出的接收数据临时存储在接收数据存储器 10 中,且声速计算器 11 使用在接收数据存储器 10 中存储的接收数据,来计算关注区域 R 中的低亮度区域的局部声速值,声速计算器 11 可以直接接收作为输入的从接收电路 3 输出的接收数据,并且可以计算低亮度区域的局部声速值。

[0145] 尽管在实施例 4 至 6 中,为了简单起见,附图中所示的换能器阵列 1 的开口的数目(即,声线的数目)、关注区域 R 中的格点数目等是很小的,然而本发明不限于此。优选地将开口的数目和格点的数目设置为适合基于 B 模式图像和声速测量的诊断。

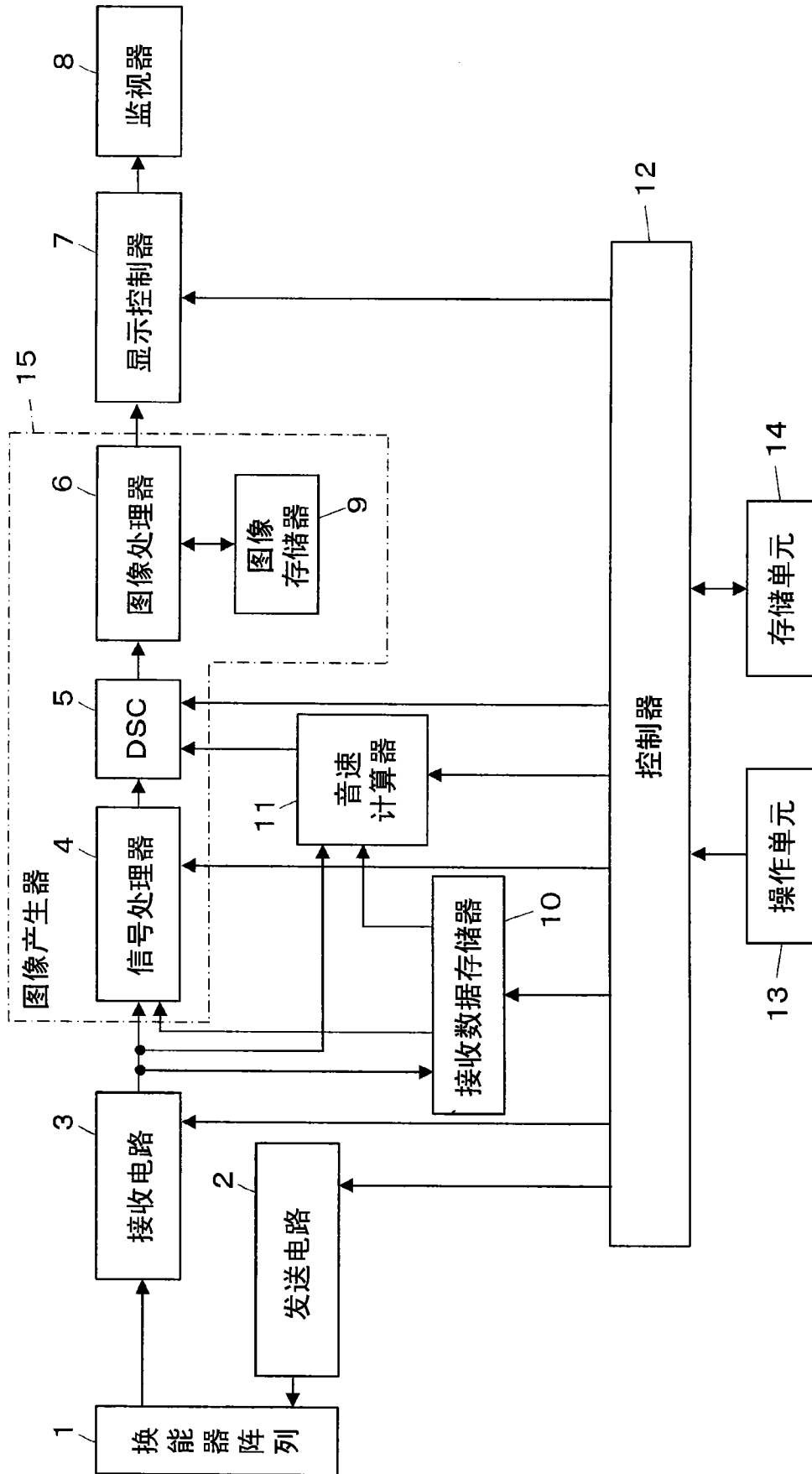


图 1

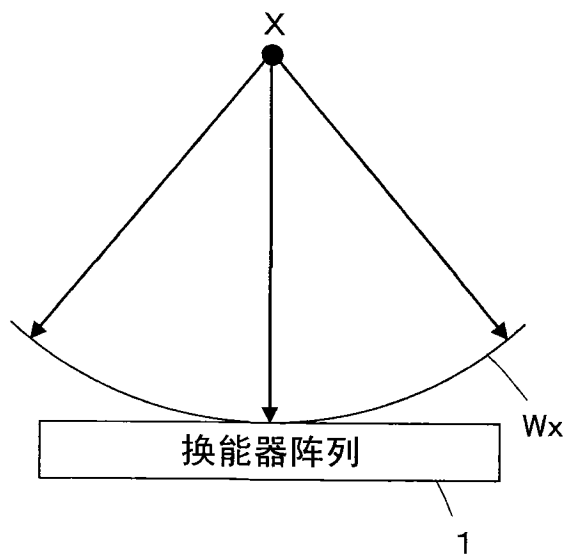


图 2A

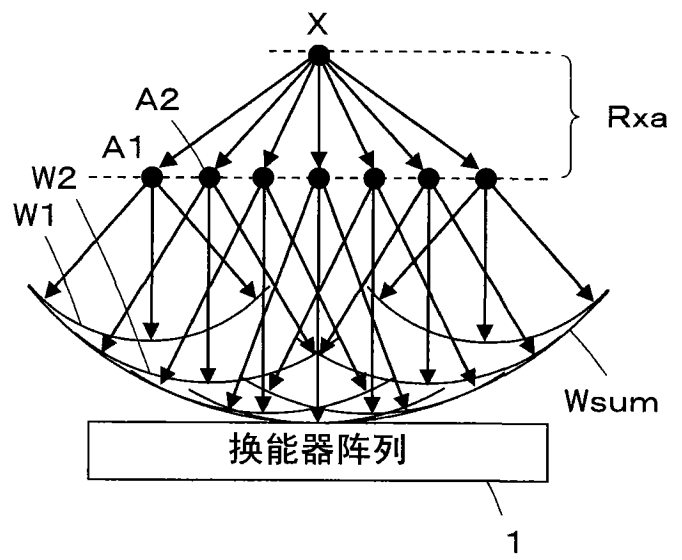


图 2B

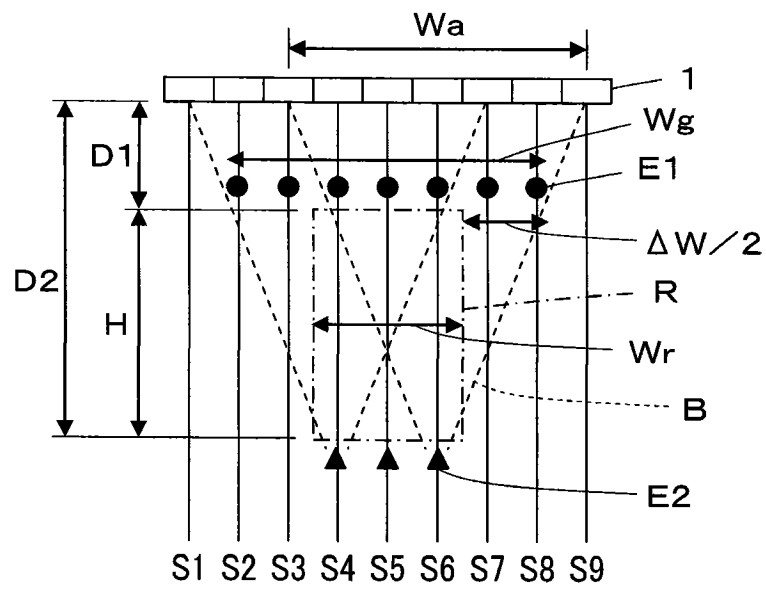


图 3

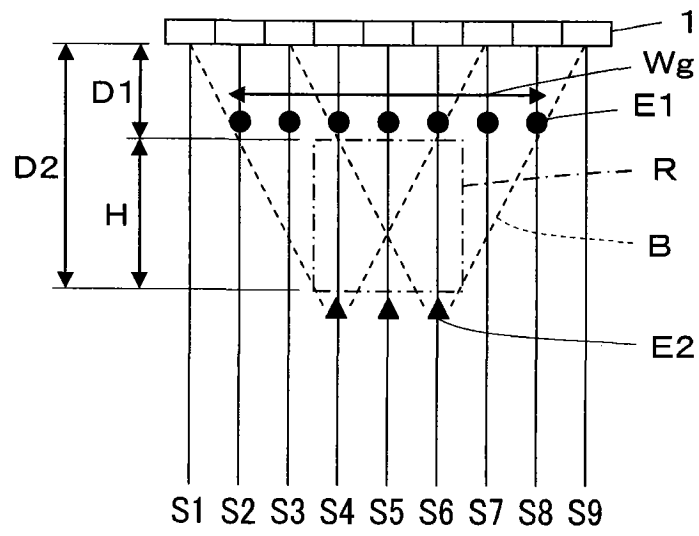


图 4A

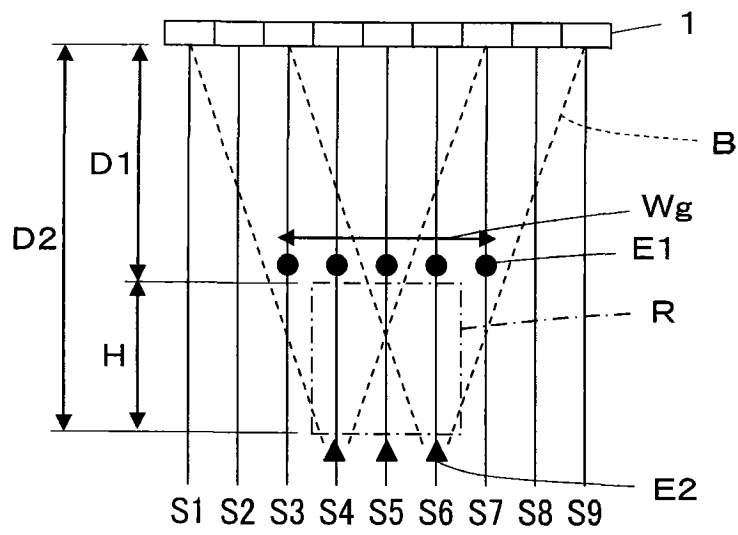


图 4B

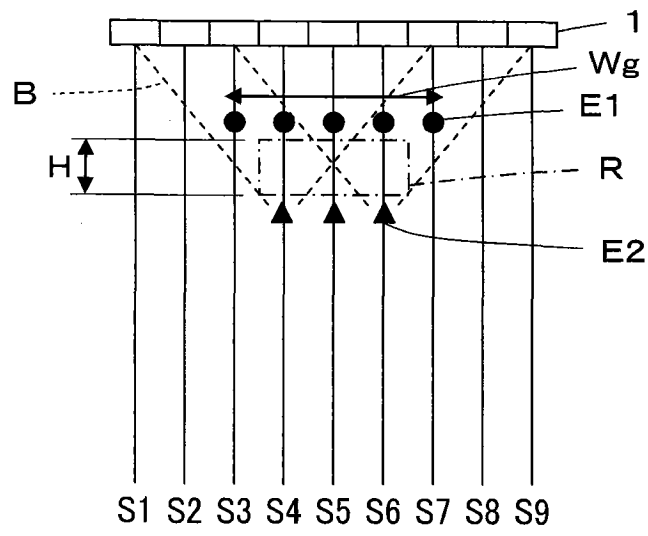


图 5A

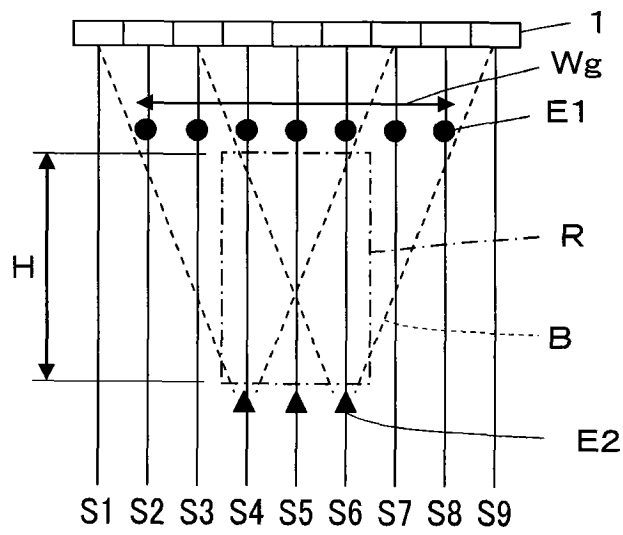


图 5B

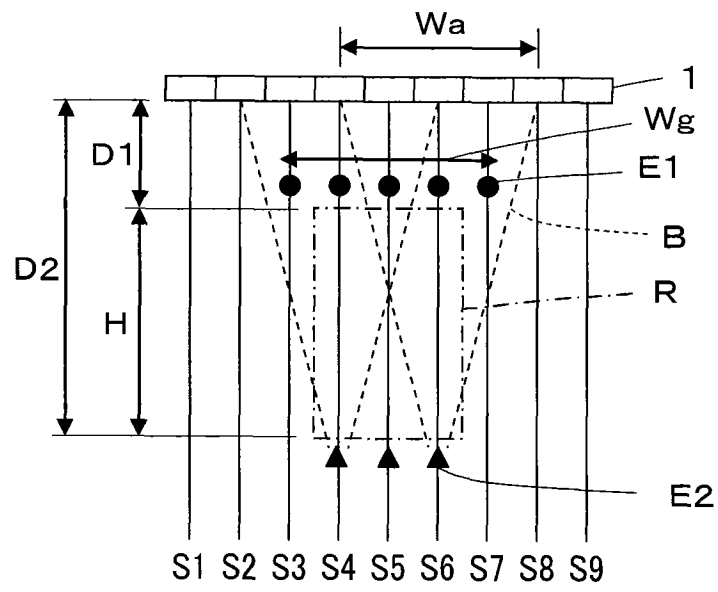


图 6A

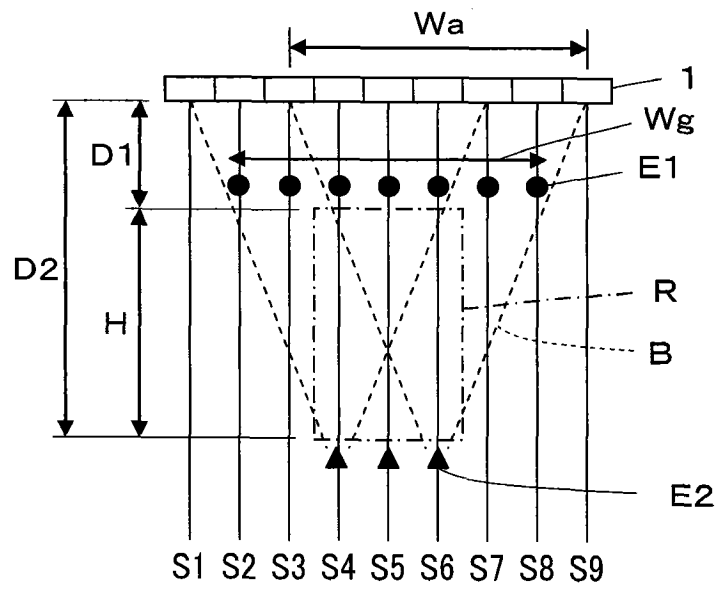


图 6B

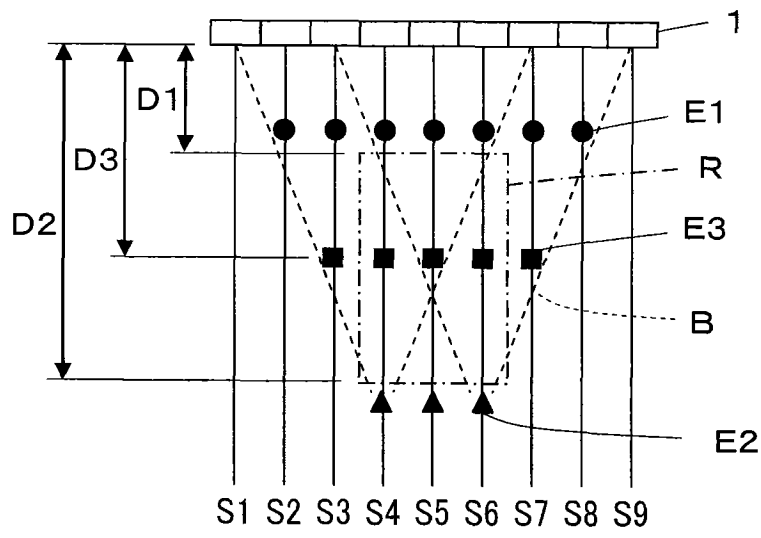


图 7

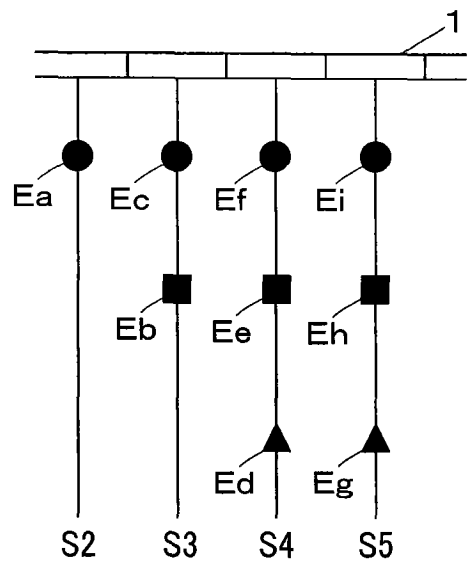


图 8

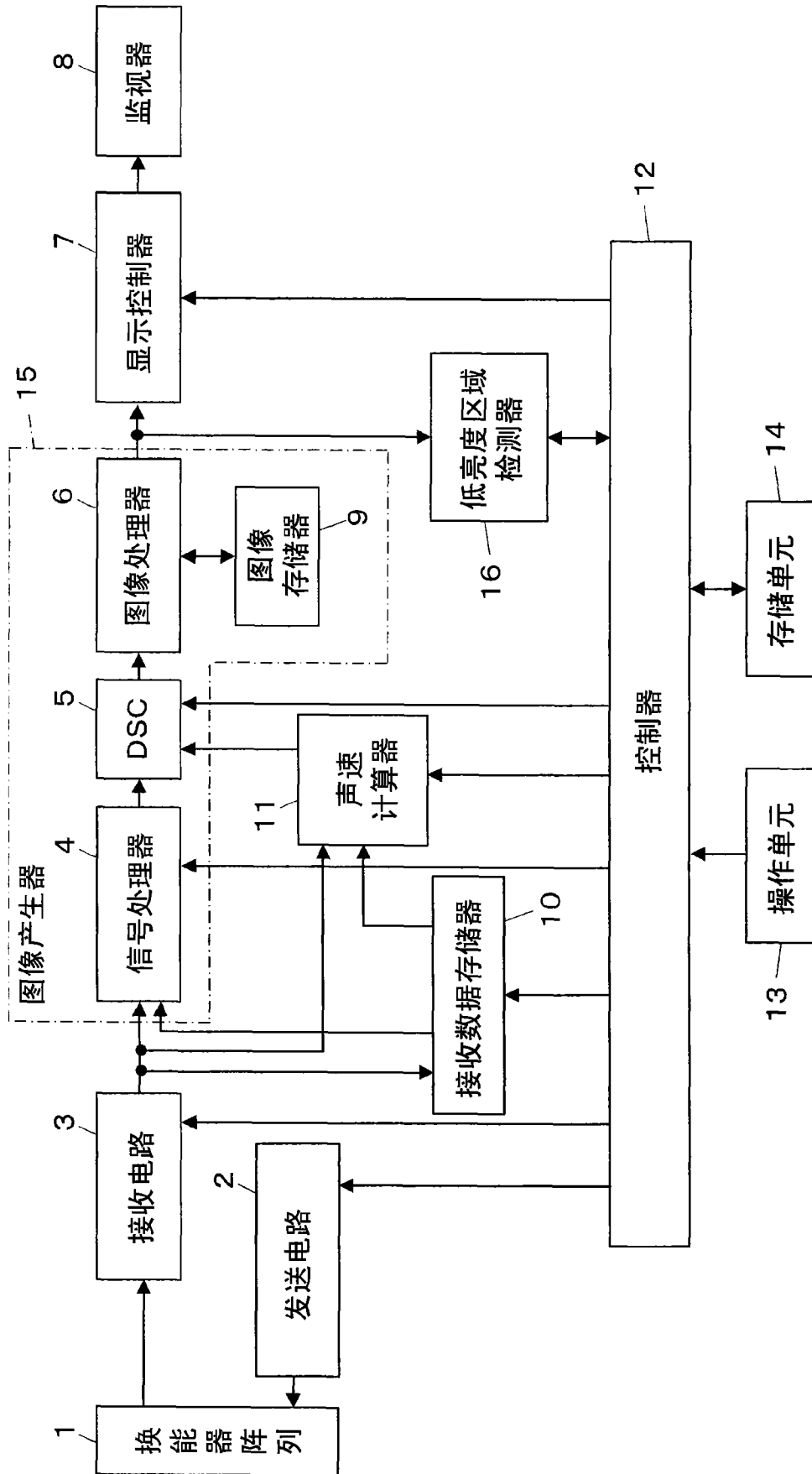


图 9

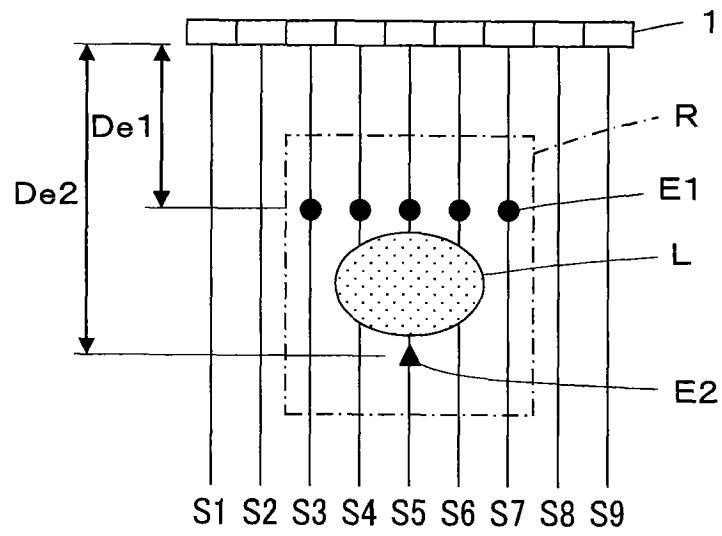


图 10

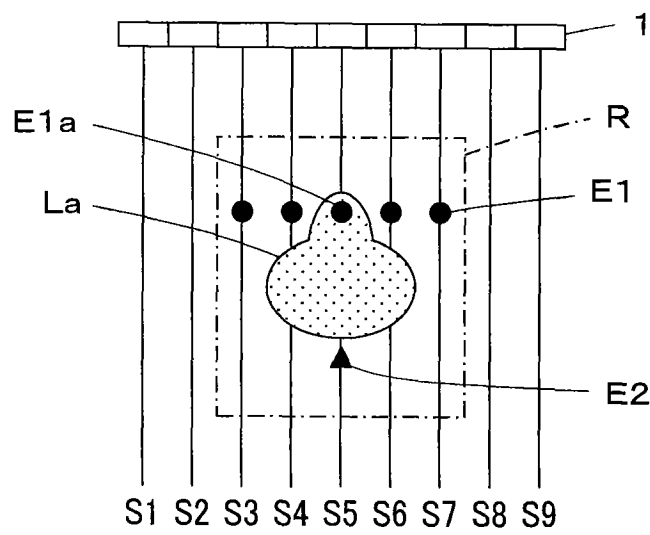


图 11

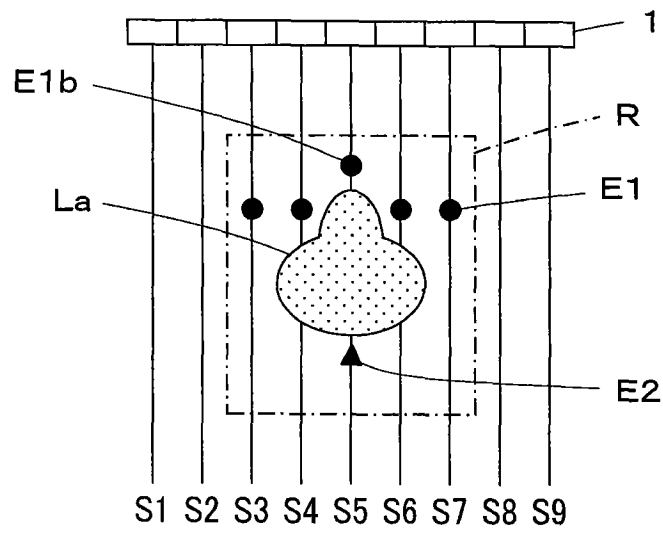


图 12

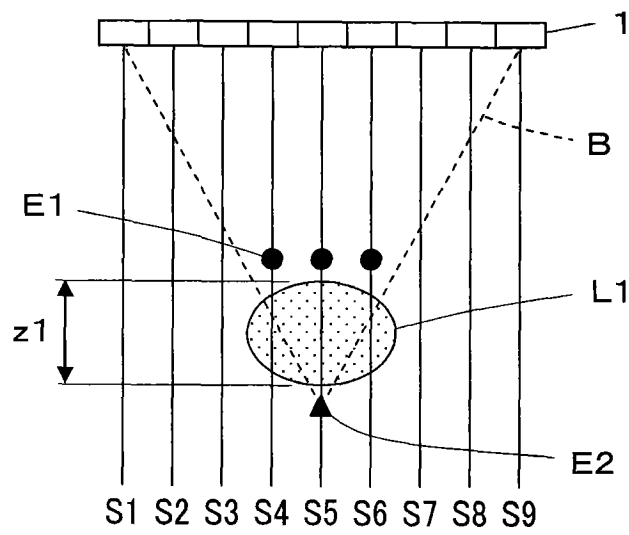


图 13A

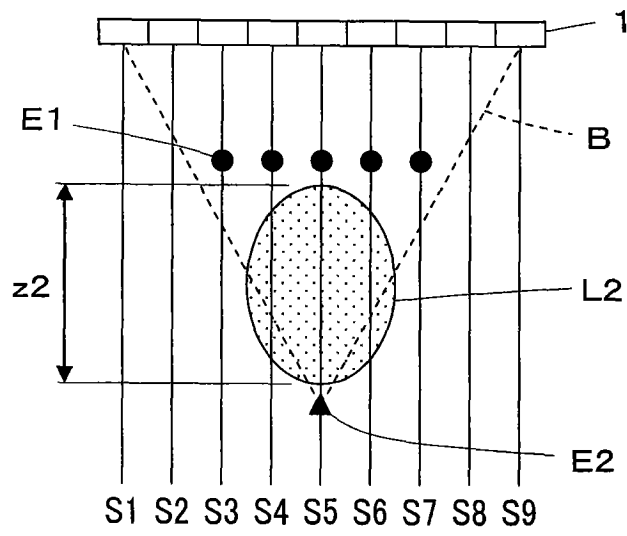


图 13B

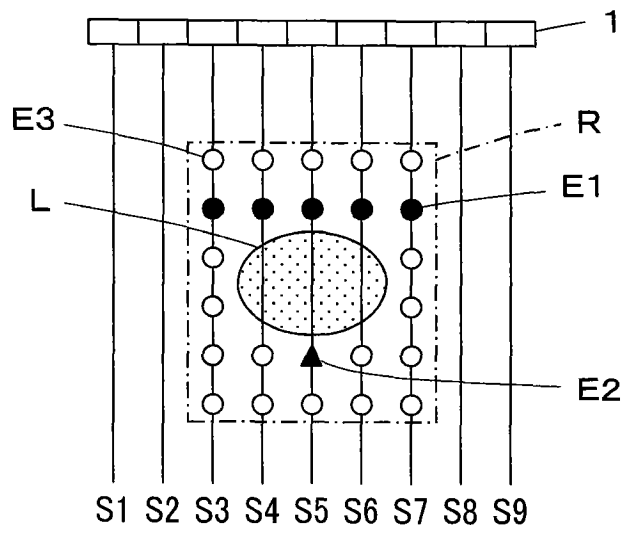


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置和产生超声波图像方法		
公开(公告)号	CN102688066A	公开(公告)日	2012-09-26
申请号	CN201210052889.9	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	宫地幸哉		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/346 G01S7/52036 G01S7/52049 G01S7/52085 G01N29/07 A61B8/00 A61B8/52 A61B8/5207 A61B8/5269 G01N29/0672 G01N2291/02475 G01N2291/106		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011062179 2011-03-22 JP 2011062098 2011-03-22 JP		
其他公开文献	CN102688066B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置和产生超声波图像的方法。所述超声波诊断装置包括：关注区域设置器，在B模式图像上设置关注区域；控制器，执行超声波束的发送和接收，在多个点处形成发送焦点，从而获取用于声速测量的接收数据，所述多个点是在声线上比关注区域浅的位置和深的位置处设置的；以及声速计算器，基于用于声速测量的接收数据，计算在所述关注区域中的平均局部声速值。

