



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101352354 B

(45) 授权公告日 2011. 07. 20

(21) 申请号 200810133469. 7

(22) 申请日 2008. 07. 25

(30) 优先权数据

2007-196613 2007. 07. 27 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 平间信

(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 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

审查员 陈昭阳

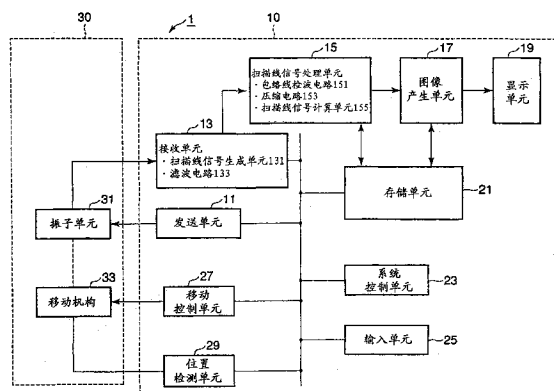
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

在本发明的超声波诊断装置中,探头具备振子单元和移动机构,其中该振子单元具有多个振子,该多个振子被排列在第一方向上,发送超声波并接收回波信号,该移动机构用于使振子单元在与第一方向交叉的第二方向上连续移动。控制单元对移动机构进行控制,使得振子单元在第二方向上连续移动。发送单元使振子单元产生超声波。扫描线信号生成单元对来自振子单元的多个回波信号进行延迟相加,生成多个实测的扫描线信号。扫描线信号计算单元根据多个实测的扫描线信号,计算出构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号。图像产生单元根据计算出的多个计算上的扫描线信号,产生多断面的断层像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

探头,具备振子单元和移动机构,其中该振子单元具有多个振子,该多个振子被排列在第一方向上,发送超声波并接收回波信号;该移动机构用于使上述振子单元在与上述第一方向交叉的第二方向上连续移动;

控制单元,对上述移动机构进行控制,使得上述振子单元在上述第二方向上连续移动;

发送单元,使上述振子单元产生超声波;

信号生成单元,对来自上述振子单元的多个回波信号进行延迟相加,生成构成多个实测的电子扫描面的多个实测的扫描线信号;

位置检测单元,对上述多个实测的扫描线信号的位置进行检测;

系统控制单元,决定与上述第二方向垂直的构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号的位置;

信号计算单元,基于上述多个实测的扫描线信号的位置与上述多个计算上的扫描线信号的位置之间的距离,根据上述多个实测的扫描线信号,计算出上述多个计算上的扫描线信号;

图像产生单元,根据上述多个计算上的扫描线信号,产生多断面的断层像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号计算单元根据上述多个实测的扫描线信号,补插上述多个计算上的扫描线信号。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述计算上的电子扫描面位于沿着上述第二方向相邻的2个实测的电子扫描面的位置之间。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述计算上的电子扫描面位于在沿着上述第二方向相邻的3个实测的电子扫描面中的两端的电子扫描面的位置之间。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

检波单元,对上述多个实测的扫描线信号进行检波处理,其中

上述信号计算单元根据上述位置检测单元检测出的上述多个实测的扫描线信号的位置,从上述检波处理后的多个实测的扫描线信号,计算出上述多个计算上的超声波扫描线信号。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于:

作为上述检波处理,上述检波单元进行包络线检波处理。

7. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于:

作为上述检波处理,上述检波单元进行正交检波处理。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

相位对准单元,与上述扫描线信号的位置对应地使上述多个实测的扫描线信号的相位对准。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

时间对准单元,与上述扫描线信号的位置对应地使上述多个实测的扫描线信号的时间

对准。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号计算单元计算出上述多个计算上的扫描线信号,使得等间隔地配置上述多个计算上的电子扫描面。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号计算单元对于上述振子单元的沿着上述第二方向的移动,计算出上述多个计算上的扫描线信号使得去路上的上述计算上的电子扫描面和来路上的上述计算上的电子扫描面位于大致相等的位置上。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号计算单元计算出上述多个计算上的扫描线信号,使得上述计算上的电子扫描面的个数比上述实测的电子扫描面的个数多。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号计算单元对于上述振子单元的沿着上述第二方向的移动,根据构成去路上的上述实测的电子扫描面的上述多个实测的扫描线信号和构成来路上的上述实测的电子扫描面的上述多个实测的扫描线信号,计算出构成垂直于上述第二方向的计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描信号。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像产生单元对上述多断面的断层像的集合进行渲染,产生伪 3 维图像。

15. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

存储部件,存储构成多个实测的电子扫描面的多个实测的扫描线信号;

系统控制单元,决定与超声波探头的移动方向垂直的构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号的位置;

信号计算单元,基于上述多个实测的扫描线信号的位置与上述多个计算上的扫描线信号的位置之间的距离,根据上述多个实测的扫描线信号,计算出上述多个计算上的扫描线信号;以及,

图像产生单元,根据上述计算出的多个计算上的扫描线信号,产生多断面的断层像。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及进行 3 维扫描的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 为了进行 3 维扫描,有一边机械地使探头进行移动(机械扫描)一边进行电子扫描的超声波诊断装置。以下,将使探头一边进行机械扫描一边进行电子扫描称为电子/机械复合扫描。电子/机械复合扫描用的探头具有由排列为一系列的多个振子构成的振子单元。发送单元对施加到振子单元的驱动脉冲的延迟时间进行控制,使得顺序地切换超声波扫描线(scan line)。通过振子单元接收到的多个回波信号在延迟加法电路中进行延迟相加,被变换为实测的扫描线信号。超声波诊断装置通过在电子扫描时使探头在振子单元与电子扫描面交叉的方向(通常与电子扫描面垂直)上进行机械扫描,来生成多个实测的扫描线信号。然后,根据这些多个实测的扫描线信号,产生多断面的断层像。对所产生的多断面的断层像的集合进行渲染(rendering)处理,产生伪 3 维图像。

[0003] 作为电子/机械复合扫描,有使振子单元一边机械地连续移动一边循环进行电子扫描的方法。但是,在该方法中,电子扫描面相对于移动方向倾斜。在该情况下,根据构成相对于移动方向倾斜的电子扫描面的多个实测的扫描线信号,产生相对于移动方向倾斜的多断面的实测的断层像。对所产生的多断面的实测的断层像的集合进行渲染处理,产生伪 3 维图像。但是,在该情况下,需要进行复杂的渲染处理,是不现实的。另外,由于在机械扫描的来路和去路中电子扫描面是不同的,所以也需要考虑到该点的复杂的渲染处理。

[0004] 因此,如图 13 所示那样,有以下的方法:为了使电子扫描面与移动方向垂直,而间歇地使振子单元按照移动→停止→电子扫描→移动→停止→电子扫描那样地进行移动。但是,在该方法中,移动机构的控制和电子扫描的控制变得复杂。另外,由于机械地使振子单元停止,所以无法面向高速的 3D 扫描。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于:提供一种能够实现使振子单元一边机械地连续移动一边进行电子扫描的高速 3D 扫描,并且能够简便地产生高精度并且高画质的伪 3 维图像的超声波诊断装置。

[0006] 本发明的第一方面的超声波诊断装置具备:具备振子单元和移动机构的探头,其中该振子单元具有多个振子,该振子被排列在第一方向上,发送超声波并接收回波信号,该移动机构用于使上述振子单元在与上述第一方向交叉的第二方向上连续移动;对上述移动机构进行控制,使得上述振子单元在上述第二方向上连续移动的控制单元;使上述振子单元产生超声波的发送单元;对来自上述振子单元的多个回波信号进行延迟相加,生成多个实测的扫描线信号的信号生成单元;根据上述多个实测的扫描线信号,计算出构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号的信号计算单元;根据上述计算出的多个计算上的扫描线信号,产生多断面的断层像的图像产生单元。

[0007] 本发明的第二方面的超声波诊断装置具备：存储构成多个实测的电子扫描面的多个实测的扫描线信号的存储部件；根据上述多个实测的扫描线信号，计算出构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号的信号计算单元；根据上述计算出的多个计算上的扫描线信号，产生多断面的断层像的图像产生单元。

[0008] 本发明并不只限于此，通过以下的具体说明和实施例，能够了解本发明的其他特征和优点。

附图说明

[0009] 图 1 是表示本实施例的超声波诊断装置的结构图。

[0010] 图 2 是用于说明基于图 1 的发送单元和接收单元的电子扫描的图。

[0011] 图 3 是表示图 1 的超声波扫描线信号处理单元的结构图。

[0012] 图 4 是表示图 1 的振子单元在去路上移动时的超声波扫描线的位置的图。

[0013] 图 5 是表示图 1 的振子单元在来路上移动时的超声波扫描线的位置的图。

[0014] 图 6 是表示在本实施例和本实施例的变形例子中，使用 2 个实测的扫描线信号计算出计算上的扫描线信号的情况下的、实测的电子扫描面、实测的扫描线信号、计算上的电子扫描面、计算上的扫描线信号的位置的图。

[0015] 图 7 是表示在本实施例和本实施例的变形例子中，使用 2 个实测的扫描线信号计算出计算上的扫描线信号的情况下的、2 个实测的扫描线信号和计算上的扫描线信号的距离的图。

[0016] 图 8 是表示在本实施例和本实施例的变形例子中，使用 3 个实测的扫描线信号计算出计算上的扫描线信号的情况下的、实测的电子扫描面、实测的扫描线信号、计算上的电子扫描面、计算上的扫描线信号的位置的图。

[0017] 图 9 是表示在本实施例和本实施例的变形例子中，使用 3 个实测的扫描线信号计算出计算上的扫描线信号的情况下的、3 个实测的扫描线信号和计算上的扫描线信号的距离的图。

[0018] 图 10 是表示图 1 的振子单元往返移动的情况下的、电子扫描面、扫描线信号、计算上的电子扫描面、计算上的扫描线信号的位置的图。

[0019] 图 11 是表示本实施例的变形例子的第一扫描线信号处理单元的结构图。

[0020] 图 12 是表示本实施例的变形例子的第二扫描线信号处理单元的结构图。

[0021] 图 13 是根据现有技术使振子单元一边间歇地移动一边进行电子扫描的情况下的、电子扫描面、超声波扫描线与移动方向的位置关系的图。

具体实施方式

[0022] 以下，参考附图，说明本发明的实施例。

[0023] 图 1 是表示本实施例的超声波诊断装置 1 的结构图。如图 1 所示那样，超声波诊断装置 1 具备超声波诊断装置本体 10 和探头 30。

[0024] 超声波诊断装置本体 10 具备发送单元 11、接收单元 13、扫描线信号处理单元 15、图像产生单元 17、显示单元 9、存储单元 21、系统控制单元 23、输入单元 25、移动控制单元 27、位置检测单元 29。

[0025] 探头 30 与超声波诊断装置本体 10 连接,具备振子单元 31 和移动机构 33。以下,说明各个构成要素的功能。

[0026] 发送单元 11 具有未图示的速率脉冲产生电路、延迟电路、驱动脉冲产生电路等。速率脉冲产生电路按照规定的速率频率 $frHz$ (周期 $1/fr$ 秒) 循环产生速率脉冲。延迟电路在每个信道中使超声波聚波为波束状,并且向各速度脉冲施加为了决定发送方向性所必需的延迟时间。驱动脉冲产生电路按照基于各延迟后的速率脉冲的定时,产生超声波驱动脉冲。接收到超声波驱动脉冲的振子单元 31 的振子产生超声波。

[0027] 振子单元 31 具有未图示的多个振子、背衬 (backing) 材、音响匹配层、音响透镜。沿着 1 个方向排列多个振子。各个振子由多个压电元件构成。将排列该振子的方向称为阵列 (array) 方向。各个振子接受来自发送单元 11 的驱动脉冲的施加,将超声波发送到被检体。由被检体等的内部组织反射的超声波作为回波信号由各个振子接收。接收到的回波信号被发送到接收单元 13。背衬材被设置在多个振子的背面,吸收超声波而抑制振动。音响匹配层被设置在多个振子的前面。为了抑制因被检体与多个振子的音响阻抗的不同造成的超声波的反射,而设置音响匹配层。音响透镜被设置在音响匹配层的前面。音响透镜使超声波在与延迟电路的聚波方向不同的方向上聚波。

[0028] 接收单元 13 具备扫描线信号生成单元 131 和滤波电路 133。

[0029] 扫描线信号生成单元 131 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、延迟电路、加法器。放大器电路针对每个信道,对来自被检体的回波信号进行放大。A/D 变换器通过对放大后的回波信号进行标本化和量子化,从而从模拟信号变换为数字信号。延迟电路对各回波信号施加为了使变换为数字信号的回波信号聚波为波束状并且顺序地变更接收方向性所必需的延迟时间。加法器对施加了延迟时间的回波信号进行相加。

[0030] 通过该相加,对来自与回波信号的接收方向性对应的方向的反射成分进行强调,根据接收方向性和发送方向性,形成超声波发送接收的统一的波束 (超声波波束)。这样,通过对发送单元 11、接收单元 13、振子单元 31 的超声波波束的发送接收进行控制,进行电子扫描。1 个超声波波束与 1 个超声波扫描线对应。因此,将通过超声波波束的发送接收得到的每个超声波扫描线的回波信号称为实测的扫描线信号。实测的扫描线信号是在标本化时在超声波扫描线的深度方向上隔开一定间隔地取得的采样点处的回波信号成分的集合。在此,“实测”是指实际通过电子扫描而得到的意思。1 次电子扫描的全部超声波扫描线构成 1 个实测的电子扫描面 (帧)。在存储单元 21 中,对每个扫描面存储有多个实测的扫描线信号的数据。

[0031] 图 2 是用于说明被发送单元 11 和接收单元 13 控制的电子扫描的图。如图 2 所示,将 Y 轴规定为阵列方向, Z 轴为超声波波束的发送接收方向 (超声波扫描线的深度方向), X 轴为与 YZ 平面垂直的方向。从振子单元 31 沿着 Z 轴延伸的 N 条线表示超声波波束。另外,将实际进行电子扫描的面 (在图 2 中,是用虚线围住的面 (YZ 面)) 称为实测的电子扫描面。发送单元 11 和接收单元 13 通过使振子单元 31 从第 1 个到第 N 个地按照时间间隔 dt 一边顺序地变更位置一边发送接收超声波波束,从而使其进行电子扫描。如果第 N 个超声波波束的发送接收结束,则循环地从第 1 个到第 N 个地进行超声波波束的发送接收。这样,循环进行电子扫描。

[0032] 滤波电路 133 是具有频率选择性的电气电路,使实测的扫描线 RF 信号的希望的频

率成分通过,除去剩余的频率成分。滤波处理后的实测的扫描线信号被发送到扫描线信号处理单元 15。

[0033] 扫描线信号处理单元 15 对来自接收单元 13 的实测的超声波扫描线信号进行各种处理。图 3 是表示扫描线信号处理单元 15 的结构图。如图 3 所示,扫描线信号处理单元 15 具有包络线检波电路 151、压缩电路 153、扫描线信号计算单元 155。

[0034] 包络线检波电路 151 对实测的扫描线信号进行包络线检波,检测出实测的扫描线信号的包络线。

[0035] 压缩电路 153 对包络线检波后的实测的扫描线信号进行对数压缩(对数放大)等的压缩(放大)。另外,包络线检波电路 151 和压缩电路 153 也可以替换其顺序。即,也可以首先对实测的扫描线信号在压缩电路 153 中进行压缩处理,接着在包络线检波单元 151 中进行包络线检波。

[0036] 扫描线信号计算单元 155 根据多个实测的超声波扫描线信号,计算出构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的超声波扫描线信号。在此,“计算上”是指通过基于实测的超声波扫描线信号进行计算而得到的意思。典型的是,扫描线信号计算单元 155 根据由后面说明的位置检测单元 29 检测出的振子单元 31 的位置,计算出多个计算上的扫描线信号,使得计算上的电子扫描面与振子单元 31 的移动方向垂直。但是,计算上的电子扫描面并不必须与移动方向垂直,也可以是倾斜的。另外,具体地说,计算上的扫描线信号的计算处理是补插或外插。即,扫描线信号计算单元 155 根据多个实测的扫描线信号,对多个计算上的扫描线信号进行补插或外插。多个计算上的超声波扫描线信号被发送到图像产生单元 17。将在后面详细说明该超声波扫描线信号的计算处理。

[0037] 图像产生单元 17 根据多个计算上的超声波扫描线信号,产生多断面的断层像。另外,根据需要,对多断面的断层像的集合进行渲染,产生最大值投影像或表面(surface)像等各种伪 3 维图像。

[0038] 显示单元 19 显示在图像产生单元 17 中产生的各种图像。

[0039] 输入单元 20 具有用于将来自操作者的指示,例如扫描的停止或后述的计算上的电子扫描面的位置等输入到超声波诊断装置本体 10 的各种开关、按键、跟踪球、鼠标、键盘等。

[0040] 存储单元 18 存储用于执行超声波扫描线计算处理的控制程序、每个电子扫描面的扫描线信号的数据、振子单元 31 的位置、扫描线信号的位置等。

[0041] 系统控制单元 23 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制超声波诊断装置 10 的动作。系统控制单元 23 从存储单元 18 读出用于执行图像生成、显示等的控制程序,将其展开到自身具有的存储器上,执行与各种处理有关的计算、控制等。

[0042] 移动机构 33 是使振子单元 31 沿着与阵列方向交叉的方向(移动方向)移动的结构,接受电动机的驱动力而动作。另外,在移动机构 33 的电动机的旋转轴上安装有光学式或磁式的编码器的狭缝板。编码器在电动机的旋转轴每次旋转一定角度时,产生脉冲信号。

[0043] 位置检测单元 29 对来自编码器的脉冲信号的脉冲进行计数,根据该计数值确定振子单元 31 的位置。另外,位置检测单元 29 还能够根据由发送单元 11 产生的驱动脉冲的施加定时和来自编码器的脉冲信号,检测出特定的超声波波束的接收位置。将在后面详细说明位置检测处理。

[0044] 移动控制单元 27 根据检测出的振子单元 31 的位置等,生成用于使移动机构 33 动作的驱动信号,将生成的驱动信号供给到移动机构 33。这时,移动控制单元 27 对移动机构 33 进行控制,使振子单元 31 按照适当的定时、速度、朝向在移动方向(X 轴)上机械地往返连续移动(不是间歇的移动)。

[0045] 图 4 是表示振子单元 31 在去路上移动时的超声波扫描线的位置的图。图 5 是表示振子单元 31 在来路上移动时的超声波扫描线的位置的图。如图 4 和图 5 所示,振子单元 31 在与阵列方向(Y 轴)垂直的方向(X 轴)上移动。图 4 和图 5 所示的圆圈表示超声波扫描线。超声波扫描线的位置与因该超声波扫描线产生的扫描线信号的位置对应。振子单元 31 通过移动控制单元 27 连续地移动。其间,通过发送单元 11 和接收单元 13,循环进行电子扫描(电子/机械复合扫描)。因此,由多个超声波扫描线信号构成的实测的电子扫描面相对于移动方向(X 轴)倾斜。另外,如果对图 4 和图 5 进行比较则可知,在去路和来路上,实测的电子扫描面的倾斜方向是不同的。

[0046] 接着,说明本实施例的计算上的扫描线信号的计算处理。计算的方法有各种。以下,为了具体地说明计算处理,而说明基于线性补插的方法。首先,说明使用 2 个实测的超声波扫描线信号对计算上的超声波扫描线信号进行补插的方法。

[0047] 图 6 是表示使用 2 个实测的超声波扫描线信号补插计算上的扫描线信号的情况下的、实测的电子扫描面、实测的扫描线信号、计算上的电子扫描面、计算上的扫描线信号的位置关系的图。用虚线表示的圆圈表示实测的扫描线信号的移动方向(X 轴)相关的位置 X。用实线表示的圆圈表示计算上的扫描线信号 X 的移动方向(X 轴)相关的位置 X。在各扫描线信号的位置 X 上附加的左侧的下标字符表示电子扫描面的编号。在各扫描线信号 X 上附加的右侧的下标字符表示与各扫描线信号 X 对应的超声波扫描线的编号。另外,下标字符的 S 表示计算上的电子扫描面 s。例如超声波扫描线信号的位置 $X_{i,1}$ 表示实测的电子扫描面 i 中的第 1 个超声波扫描线相关的扫描线信号的位置。如果另外举出一个例子,则 $X_{s,1}$ 表示计算上的电子扫描面 s 中的第 1 个超声波扫描线相关的扫描线信号的位置。构成同一计算上的电子扫描面 s 的多个计算上的扫描线信号的位置($X_{s,1}, \dots, n$)相等。

[0048] 通过系统控制单元 23 来决定计算上的电子扫描面 s 的位置。系统控制单元 23 决定多个计算上的超声波扫描线信号的位置,使得多个计算上的电子扫描面与移动方向垂直,并且这些电子扫描面相互平行。例如,如图 6 所示,与移动方向垂直的计算上的电子扫描面 s 的位置处于相邻的实测的电子扫描面 i 的位置与电子扫描面 i+1 的位置之间。

[0049] 图 7 是表示使用 2 个实测的扫描线信号补插计算上的扫描线信号的情况下的、2 个实测的扫描线信号的位置与计算上的扫描线信号的位置的距离的图。在图 7 中,为了方便,对每个电子扫描面逐一地表示出构成电子扫描面的多个扫描线信号中的超声波扫描线的编号相同的扫描线信号。即, X_i 是电子扫描面 i 中的希望的超声波扫描线编号的超声波扫描线信号的位置, X_{i+1} 是电子扫描面 i+1 中的与 X_i 相同编号的超声波扫描线相关的扫描线信号的位置, X_s 是电子扫描面 s 中的与 X_i 相同编号的超声波扫描线相关的扫描线信号的位置。 L_i 是扫描线信号的位置 X_s 与扫描线信号的位置 X_i 之间的距离。 L_{i+1} 是扫描线信号的位置 X_{i+1} 与扫描线信号 S_s 的位置 X_s 之间的距离。另外,如根据图 6 和图 7 可知的那样, L_i 和 L_{i+1} 与超声波扫描线的位置(编号)对应地变化。另外,将在后面说明各扫描线信号的位置的检测方法。

[0050] 在此,将与位置 X_i 、 X_{i+1} 、 X_s 对应的扫描线信号分别设为 S_i 、 S_{i+1} 、 S_s 。在使用 2 个实测的扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1}) 计算出计算上的扫描线信号的情况下,扫描线信号计算单元 155 将 2 个实测的扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1}) 适用于下述的线性补插公式 (1) 中,对每个超声波扫描线计算 (补插) 计算上的超声波扫描线信号 S_s 。

$$[0051] \quad S_s = (L_i \cdot S_i + L_{i+1} \cdot S_{i+1}) / (L_i + L_{i+1}) \quad \cdots (1)$$

[0052] 如上所述,实测的超声波扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1}) 是超声波扫描线的深度方向 (Z 轴) 的采样点上的回波信号成分的集合。因此,扫描线信号计算单元 155 使用公式 (1),计算出 2 个实测的扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1}) 中的同一位置的采样点上的回波信号成分。如果由扫描线信号计算单元 155 计算出与某 1 个超声波扫描线相关的 2 个实测的扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1}) 的全部采样点上的回波信号成分,则计算出与该超声波扫描线相关的计算上的超声波扫描线信号 S_s 。

[0053] 接着,说明使用 3 个实测的扫描线信号补插计算上的扫描线信号的方法。

[0054] 图 8 是表示使用 3 个实测的扫描线信号补插计算上的扫描线信号的情况下的、实测的电子扫描面、实测的扫描线信号、计算上的电子扫描面、计算上的扫描线信号的位置关系的图。与图 6 一样,用虚线所示的圆圈是实测的扫描线信号 ($S_{i,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+2,1,\dots,N}$) 的位置 ($X_{i,1,\dots,N}$ 、 $X_{i+1,1,\dots,N}$ 、 $X_{i+2,1,\dots,N}$),用实线所示的圆圈是计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$) 的位置 ($X_{s,1,\dots,N}$)。如图 8 所示,与移动方向垂直的计算上的电子扫描面 s 的位置位于 3 个连续的实测的电子扫描面 (i 、 $i+1$ 、 $i+2$) 中的两端的电子扫描面 (i 和 $i+2$) 的位置之间。

[0055] 图 9 是表示使用 3 个实测的扫描线信号 ($S_{i,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+2,1,\dots,N}$) 对计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$) 进行补插的情况下的、3 个实测的扫描线信号的位置和计算上的扫描线信号的位置之间的距离的图。如图 9 所示, L_{i+2} 是扫描线信号 S_{i+2} 的位置 X_{i+2} 与扫描线信号 S_s 的位置 X_s 的距离,与 L_i 、 L_{i+1} 一样,根据超声波扫描线的位置 (编号),其值不同。

[0056] 扫描线信号计算单元 155 将 3 个实测的扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1} 、 S_{i+2}) 适用于下述的线性补插公式 (2) 中,对每个超声波扫描线补插计算上的扫描线信号 S_s 。

$$[0057] \quad S_s = \{ (L_i (S_{i+1} + S_{i+2}) + L_{i+1} (S_{i+2} - S_i) + L_{i+2} (S_i + S_{i+1})) \} / (L_i + L_{i+1})$$

$$[0058] \quad \cdots (2)$$

[0059] 扫描线信号计算单元 155 使用上述公式 (1) 或公式 (2),计算出多个计算上的电子扫描面量的多个计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$)。接着,图像产生单元 17 根据多个计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$),产生与移动方向 (X 轴) 垂直的多断面的断层像。图像产生单元 17 对该移动方向垂直的多断面的断层像实施渲染处理,产生各种伪 3 维图像。该渲染处理由于对与移动方向 (X 轴) 垂直的多断面的断层像进行,所以不需要进行用于使断面垂直于移动方向 (X 轴) 的座标变换等复杂的计算,是非常简单的处理。另外,其结果所产生的伪 3 维图像由于不需要进行座标变换等复杂的计算,所以是高精度并且高画质的。

[0060] 另外,在系统控制单元 23 决定多个计算上的扫描线信号的位置 ($X_{s,1,\dots,N}$) 使得多个计算上的电子扫描面的间隔 (X 轴) 为一定的间隔的情况下,图像产生单元 17 产生沿着振子单元 31 的移动方向 (X 轴) 具有均匀的间隔的多断面的断层像。基于具有均匀间隔的多断面的断层像的伪 3 维图像与具有随机间隔的多断面的断层像的伪 3 维图像相比,具有更高的精度。

[0061] 在以上的说明中,说明了振子单元 31 一边在一个方向上移动一边进行电子扫描的情况。接着,说明使振子单元 31 一边往复移动一边进行电子扫描的情况。

[0062] 图 10 是表示振子单元 31 往返移动的情况下的、实测的电子扫描面、实测的扫描线信号、计算上的电子扫描面、计算上的扫描线信号的位置关系的图。如图 10 所示,与去路有关的扫描线信号的位置 X 的下标字符是 i ,与来路有关的扫描线信号的位置 X 的下标字符是 j 。扫描线信号计算单元 155 将构成去路的电子扫描面 i 和来路的电子扫描面 j 的多个扫描线信号 ($S_{i,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,1,\dots,N}$ 、 $S_{j,1,\dots,N}$ 、 $S_{j+1,1,\dots,N}$) 适用于公式 (1) 或公式 (2),补插构成与移动方向 (X 轴) 垂直的计算上的电子扫描面 s 的多个计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$)。

[0063] 根据通过上述方法计算出的多个计算上的超声波扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$),图像产生单元 17 不考虑振子单元 31 的来路和去路上的实测的电子扫描面的位置和角度的不同,就能够通过简单的渲染处理产生伪 3 维图像。另外,进行简单的渲染处理的结果是,图像产生单元 17 在振子单元 31 连续地往复移动的期间,能够随机地产生伪 3 维图像。另外,显示单元 19 能够随机地显示伪 3 维图像。

[0064] 另外,作为根据来路和去路上的实测的扫描线信号计算出计算上的扫描线信号的方法,还有以下说明的方法。扫描线信号计算单元 155 根据去路上的扫描线信号和来路上的扫描线信号,将夹着计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$) 的最近的扫描线信号(在图 10 中,是与位置 $X_{i+1,1}$ 、 $X_{j+1,1}$ 、 $X_{i+1,2}$ 、 $X_{j+1,2}$ 、 $X_{j,3}$ 、 $X_{i,3}$ 、 $X_{j,4}$ 、 $X_{i,4}$ 、 $X_{j,N-2}$ 、 $X_{i,N-2}$ 、 $X_{j,N-1}$ 、 $X_{i,N-1}$ 、 $X_{j,N}$ 、 $X_{i,N}$ 对应的扫描线信号)适用于公式 (1) 和公式 (2) 等中,计算出计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$)。其结果是,由于基于根据计算上的扫描线信号在接近的位置处得到的实测的扫描线信号而产生断层像,所以在被检体静止的情况下,图像产生单元 17 能够产生比只与来路或去路有关的断层像更高精度的断层像。

[0065] 在振子单元 31 的移动速度快的情况下,电子扫描方向上的超声波扫描线的密度和移动方向上的电子扫描面的密度变大。在该情况下,系统控制单元 23 设定若干个参数 X_s 的值。另外,扫描线信号计算单元 155 通过适当地组合公式 (1)、公式 (2) 等线性补插公式,来计算出多个计算上的扫描线信号。其结果是,计算上的电子扫描面 s 的个数与实测的电子扫描面 i 、 j 等的个数多。因此,图像产生单元 17 能够产生更均匀的伪 3 维图像。

[0066] 另外,上述扫描线信号计算处理全部使用了公式 (1)、公式 (2) 那样的线性补插公式。但是,并不只限于此,扫描线信号计算处理也可以使用样条 (spline) 函数、SINC 函数等高次的补插公式。另外,扫描线信号计算处理也可以使用基于线性、样条函数、SINC 函数的外插法。

[0067] 接着,说明扫描线信号的位置的检测方法。检测各扫描线信号的位置的方法主要有 3 种。

[0068] 说明第 1 个。首先,由位置检测单元 29 确定各电子扫描中的作为基准的位置(编号)的超声波波束接收时的振子单元 31 的位置。以下,将成为基准的位置(编号)作为第 1 个。第 1 个超声波波束接收时的振子单元 31 的位置大致等于各电子扫描面中的第 1 个超声波扫描线相关的扫描线信号 ($S_{i,1}$ 、 $S_{i+1,1}$ 等) 的位置。超声波波束的发送接收的时间间隔 dt 是一定的,因此位置检测单元 29 根据第 1 个超声波扫描线相关的扫描线信号 ($S_{i,1}$ 、 $S_{i+1,1}$ 等) 的位置和相对于第 1 个超声波波束的接收时刻的时间间隔,计算出全部超声波扫描线相关的扫描线信号 ($S_{i,2,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,2,\dots,N}$ 等) 的位置。

[0069] 说明第 2 个。在由移动控制单元 27 使振子单元 31 按照稳定的速度连续移动,超声波波束按照规定的一定间隔 dt 被发送接收的情况下,位置检测单元 29 根据开始连续移动的时刻近似地计算出全部扫描线信号 ($S_{i,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,1,\dots,N}$ 等) 的位置。

[0070] 说明第 3 个。位置检测单元 29 根据接收到各超声波波束的时刻和振子单元 31 的位置,检测(实测)全部扫描线信号 ($S_{i,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,1,\dots,N}$ 等) 的位置。根据该方法,与其他 2 个方法相比,能够得到高精度的断层像。在该情况下,还可以由扫描线计算单元 15 使用开口合成的技术,相关(coherent)地计算扫描线信号,由此,图像产生单元 17 能够提高与伪 3 维图像有关的移动方向的分辨率。

[0071] 并且,根据本实施例,能够实现进行使振子单元一边机械地连续移动一边进行电子扫描的高速 3D 扫描,并且能够简单地产生高精度并且高画质的伪 3 维图像。

[0072] (本实施例的变形例子)

[0073] 在本实施例的变形例子的说明中,说明根据包络线检波前的多个实测的扫描线信号计算出多个计算上的扫描线信号的超声波诊断装置的例子。另外,在以下的说明中,对具有与本实施例大致相同的功能的构成要素附加同一符号,只在必要的情况下进行重复说明。

[0074] 图 11 是表示本实施例的变形例子的扫描线信号处理单元 15a 的结构图。如图 11 所示,扫描线信号计算单元 15a 具有相位对准单元 157、扫描线信号计算单元 155a、包络线检波电路 151、压缩电路 153。

[0075] 相位对准单元 157 对同一超声波扫描线的多个实测的扫描线信号进行相位对准。

[0076] 另外,如图 12 所示,代替相位对准单元 157,扫描线信号处理单元 15b 也可以具有时间对准单元 158。时间对准单元 158 对同一超声波扫描线的多个实测的扫描线信号进行时间对准。

[0077] 另外,在不需要进行相位对准和时间对准的情况下,扫描线信号处理单元 15a 也可以不具备相位对准单元 157,扫描线信号处理单元 15b 也可以不具备时间对准单元 158。

[0078] 扫描线信号计算单元 155a、155b 根据检测出的振子单元 31 的位置,根据构成至少 2 个实测的电子扫描面的多个实测的扫描线信号,计算出构成与移动方向垂直的计算上的电子扫描面的至少 2 个计算上的扫描线信号。存储单元 21 对每个电子扫描面存储多个计算上的扫描线信号的数据。

[0079] 包络线检波电路 151 对计算上的扫描线信号进行包络线检波,检测出计算上的扫描线信号的包络线。

[0080] 压缩电路 153 对包络线检波后的计算上的扫描线信号进行对数压缩(对数放大)等的压缩(放大)。另外,也可以交换包络线检波电路 151 和压缩电路 153 的顺序。

[0081] 接着,说明本实施例的变形例子的计算上的扫描线信号的计算处理。实测的扫描线信号、实测的电子扫描面、计算上的扫描线信号、计算上的电子扫描面的位置与图 6 和图 8 一样。

[0082] 另外,实测的扫描线信号 ($S_{i,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+1,1,\dots,N}$ 、 $S_{i+2,1,\dots,N}$) 与计算上的扫描线信号 ($S_{s,1,\dots,N}$) 之间的距离分别与 L_i 、 L_{i+1} 、 L_{i+2} 相同。

[0083] 另外,扫描线信号计算单元 155a、155b 将多个实测的扫描线信号例如适用于公式 (1)、公式 (2),计算出构成与移动方向垂直的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号。

[0084] 如果扫描线信号计算单元 155a、155b 对全部的超声波扫描线计算出计算上的超声波扫描线信号 ($S_{s,1}, \dots, S_N$), 则构成与移动方向垂直的计算上的电子扫描面 s 。这时, 扫描线信号计算单元 155a、155b 使用公式 (1) 或公式 (2), 计算出实测的扫描线信号 ($S_{i,S_{i+1}}$) 的回波信号成分中的同一采样点上的回波信号成分。如果通过扫描线信号计算单元 155a、155b 计算出与某 1 个超声波扫描线有关的实测的扫描线信号 (S_i 、 S_{i+1}) 的全部采样点上的回波信号成分, 则计算出与该超声波扫描线有关的计算上的超声波扫描线信号 S_s 。对每个电子扫描面, 将多个计算上的扫描线信号 ($S_{s,1}, \dots, S_N$) 的数据存储在存储单元 21 中。

[0085] 计算出的计算上的扫描线信号 ($S_{s,1}, \dots, S_N$) 在包络线检波电路 151 中进行包络线检波, 在压缩电路中被压缩。另外, 图像产生单元 17 根据多个计算上的扫描线信号, 产生多断面的断层像。另外, 图像产生单元 17 对与移动方向垂直的多断面的断层像的集合进行渲染, 产生各种伪 3 维图像。显示单元 19 显示所产生的各种图像。

[0086] 另外, 扫描线信号计算单元 15a、15b 也可以具备用于抽出扫描线信号的多普勒信号的未图示的正交检波电路, 扫描线信号计算单元 155a、155b 也可以根据正交检波后的多个实测的扫描线信号, 计算出计算上的扫描线信号。

[0087] 另外, 根据本实施例的变形例子, 能够实现进行使振子单元一边机械地连续移动一边进行电子扫描的高速 3D 扫描, 并且能够简单地产生高精度并且高画质的伪 3 维图像。

[0088] 本发明并不只限于以上的具体说明和实施例。在不脱离本发明的宗旨的范围内, 可以对本发明进行变形和组合。而这些变形和组合也包含在本发明中。

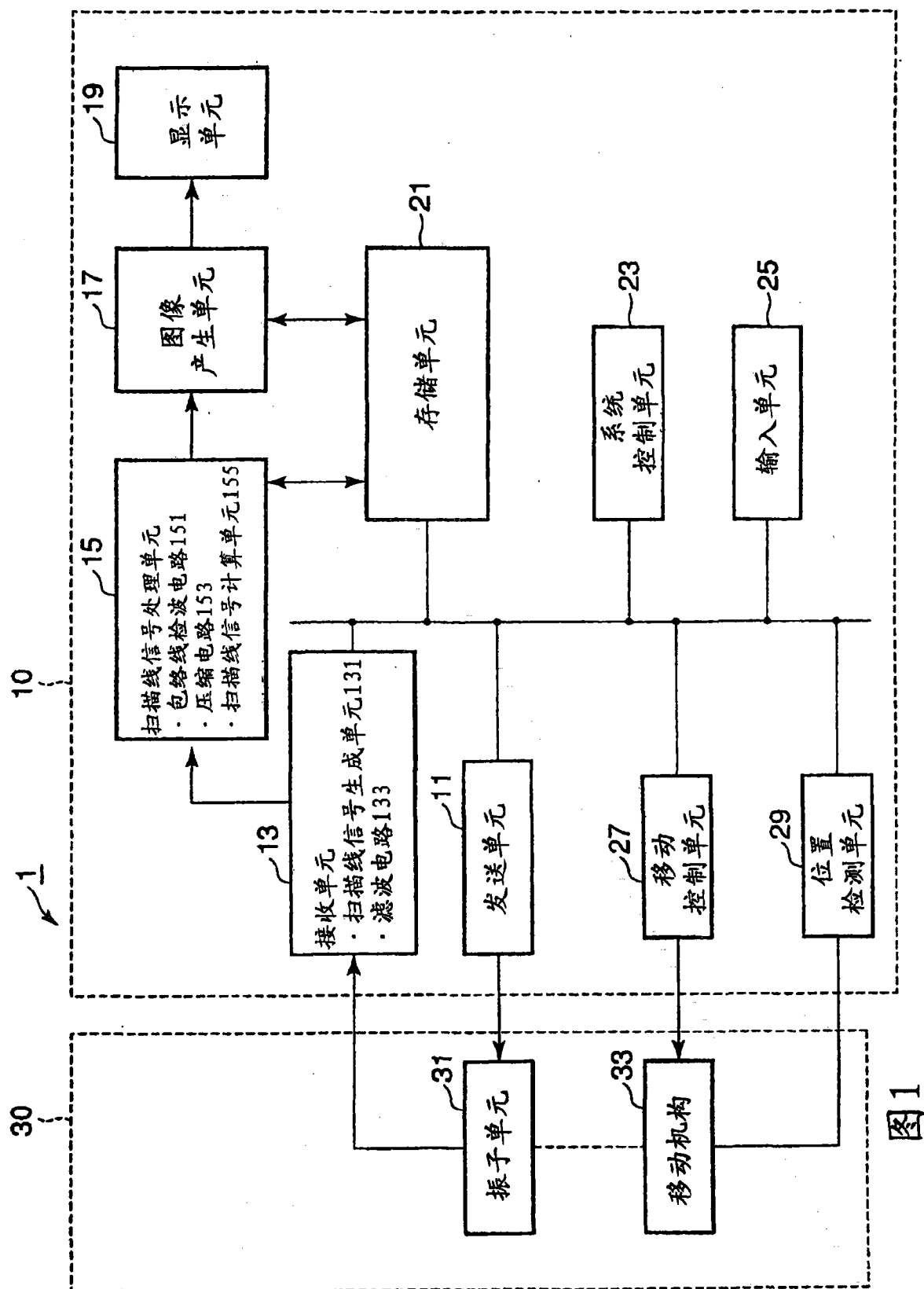
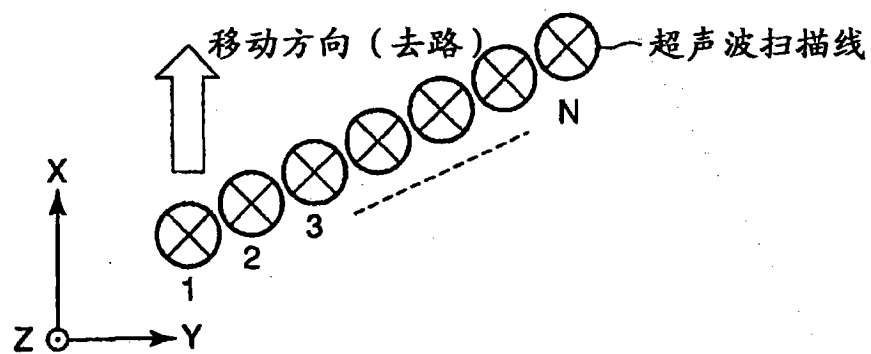
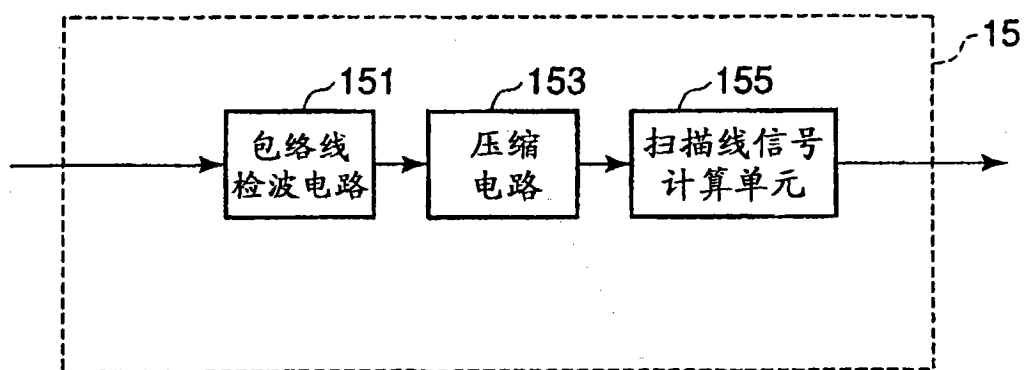
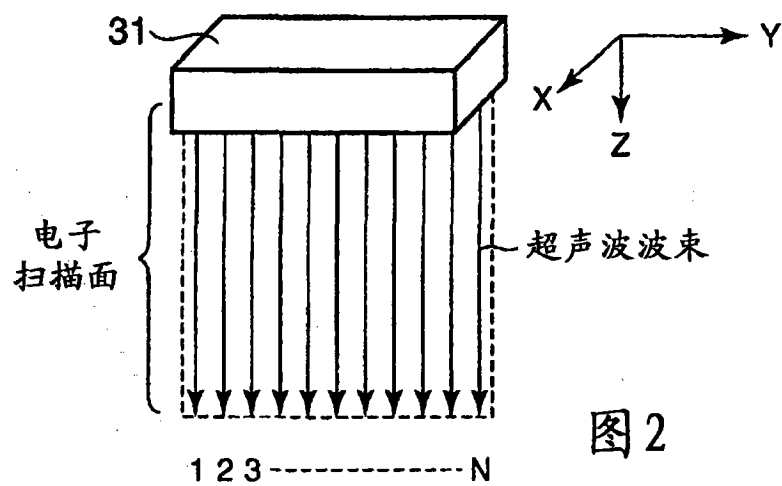


图1



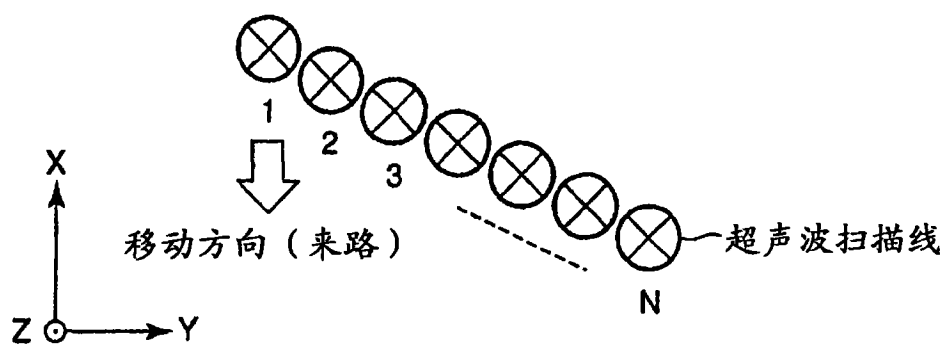


图 5

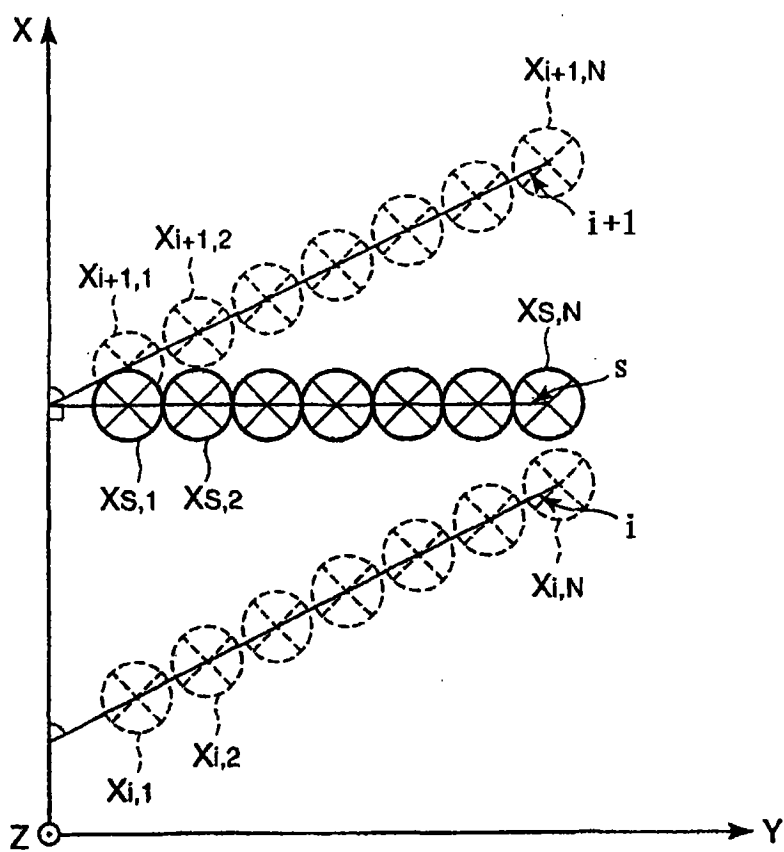


图 6

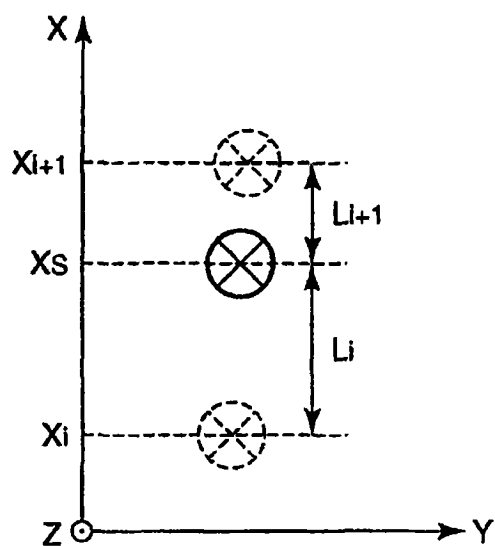


图 7

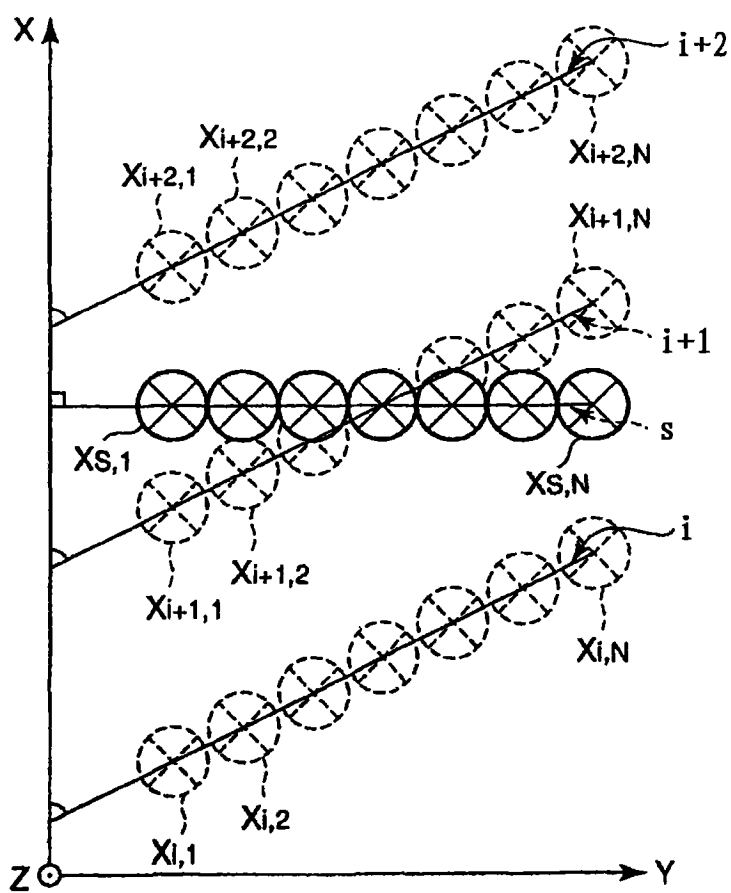


图 8

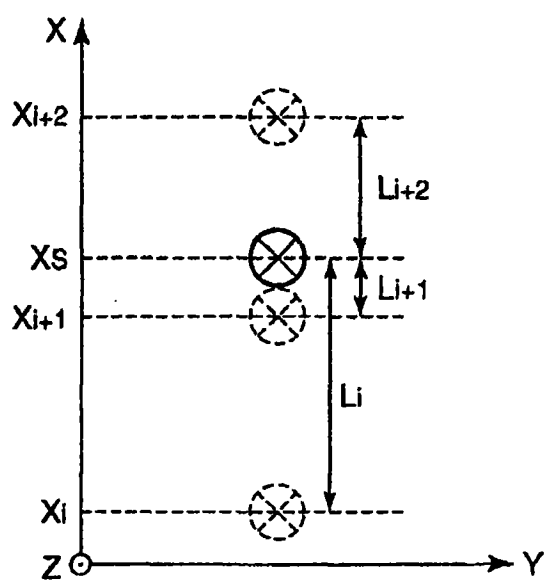


图 9

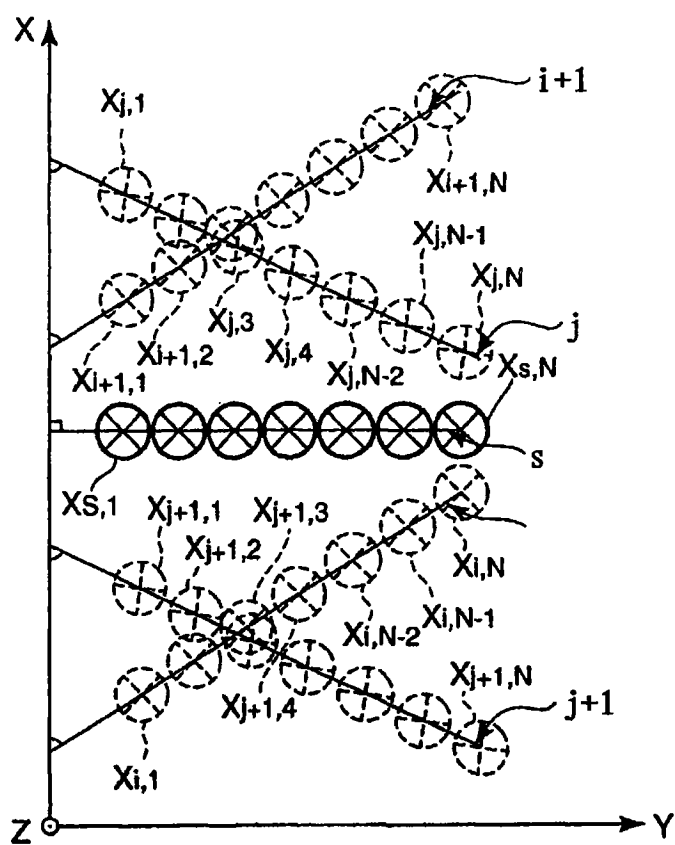


图 10

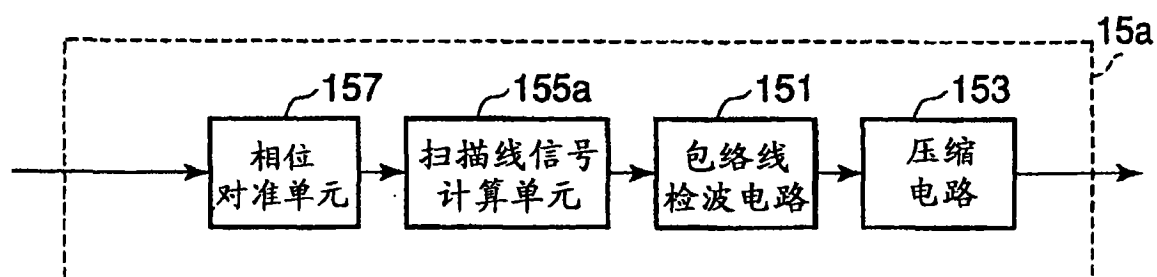


图 11

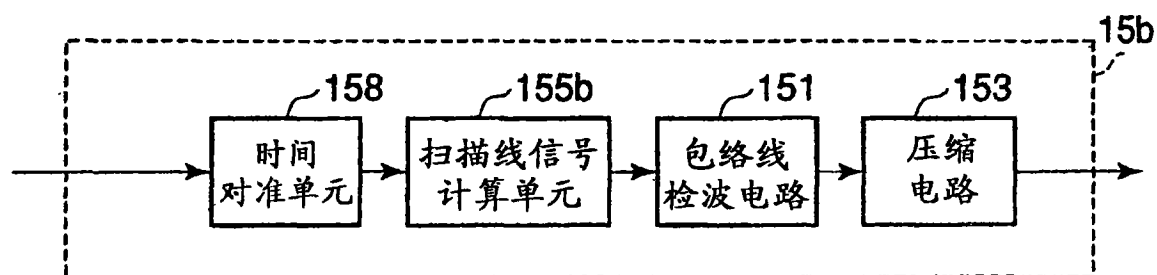


图 12

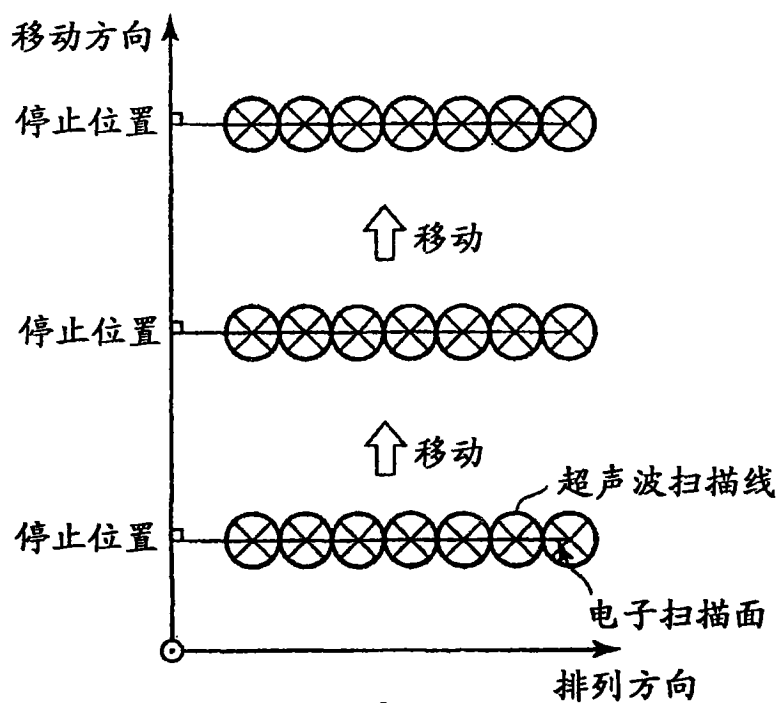


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101352354B	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	CN200810133469.7	申请日	2008-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	平间信		
发明人	平间信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/00 A61B8/483 G01S15/8909 G01S7/52085 G01S15/8945		
代理人(译)	吴丽丽		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2007196613 2007-07-27 JP		
其他公开文献	CN101352354A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在本发明的超声波诊断装置中，探头具备振子单元和移动机构，其中该振子单元具有多个振子，该多个振子被排列在第一方向上，发送超声波并接收回波信号，该移动机构用于使振子单元在与第一方向交叉的第二方向上连续移动。控制单元对移动机构进行控制，使得振子单元在第二方向上连续移动。发送单元使振子单元产生超声波。扫描线信号生成单元对来自振子单元的多个回波信号进行延迟相加，生成多个实测的扫描线信号。扫描线信号计算单元根据多个实测的扫描线信号，计算出构成多个计算上的电子扫描面的多个计算上的扫描线信号。图像产生单元根据计算出的多个计算上的扫描线信号，产生多断面的断层像。

