



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105101882 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201480019486. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 01. 20

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-075174 2013. 03. 29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/050941 2014. 01. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/156236 JA 2014. 10. 02

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 大泽敦

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 权太白 谢丽娜

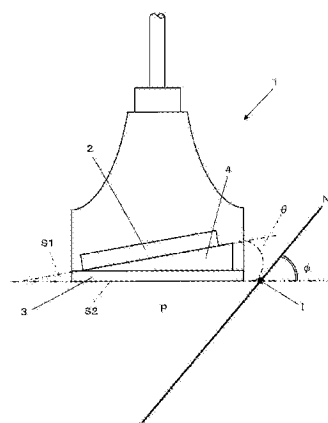
权利要求书2页 说明书9页 附图7页
按照条约第19条修改的权利要求书2页

(54) 发明名称

穿刺针用超声波探头以及使用它的超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种穿刺针用超声波探头 (1) 以及具备它的超声波诊断装置, 从振子阵列 (2) 对被检体 (P) 发送超声波, 并接收超声波回波, 形成向穿刺针 (N) 侧倾斜的声线信号 (La), 根据声线信号 (La) 而生成被检体 (P) 深部的 B 模式图像, 该振子阵列 (2) 沿超声波收发面 (S1) 相对于从穿刺位置 I 向被检体接触面 (S2) 的前方穿刺的穿刺针 (N) 的穿刺方向的角度减小的方向, 相对于被检体接触面 (S2) 以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜配置。



1. 一种穿刺针用超声波探头,其特征在于,
包括:振子阵列,具有沿多个振子的排列方向延伸的超声波收发面;以及
被检体接触面,位于所述振子阵列的所述超声波收发面的前方且在超声波诊断时与被检体接触,

在所述被检体接触面的一端的附近设定有穿刺针的穿刺位置,

所述振子阵列沿所述超声波收发面相对于所述穿刺针的穿刺方向的角度减小的方向,
相对于所述被检体接触面以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜配置,所述穿刺针的穿刺方向是
所述穿刺针从所述穿刺位置向所述被检体接触面的前方穿刺的方向。

2. 根据权利要求 1 所述的穿刺针用超声波探头,其特征在于,

当将所述被检体中的超声波的波长设为 λ ,将所述振子阵列的元件列间距设为 a ,将
振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 设为

$$D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta$$

时,阵列倾斜角度 θ 满足:

$$D(\theta)/D(0^\circ) < 1/10$$

并且,

$$a < \lambda/(1+|\sin \theta|)。$$

3. 根据权利要求 1 所述的穿刺针用超声波探头,其特征在于,

当将所述被检体中的超声波的波长设为 λ ,将所述振子阵列的元件列间距设为 a ,将
振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 设为

$$D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta$$

时,阵列倾斜角度 θ 满足:

$$D(\theta)/D(0^\circ) \approx 1/10$$

并且,

$$a < \lambda/(1+|\sin \theta|)。$$

4. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的穿刺针用超声波探头,其特征在于,

还包括声透镜,该声透镜设置在所述振子阵列的超声波收发面侧,

所述声透镜的外侧表面为所述被检体接触面。

5. 根据权利要求 4 所述的穿刺针用超声波探头,其特征在于,

在所述振子阵列和所述声透镜之间,设置有声音衰减率比所述声透镜低的楔形填充构件。

6. 根据权利要求 5 所述的穿刺针用超声波探头,其特征在于,

所述楔形填充构件的声速比所述声透镜的声速慢。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的穿刺针用超声波探头,其特征在于,

所述振子阵列还包括声匹配层,该声匹配层设置在所述楔形填充构件侧,

所述楔形填充构件的声阻抗比所述声匹配层小。

8. 一种超声波诊断装置,其特征在于,

包括与权利要求 1 至 7 中的任一项所述的穿刺针用超声波探头连接的诊断装置主体,

所述诊断装置主体包括：

发送驱动部，为了向被检体发送超声波束，对所述超声波探头的所述振子阵列供给驱动信号；

发送控制部，通过对由所述发送驱动部供给的所述驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束；

接收信号处理部，根据从接收到来自被检体的超声波回波的所述超声波探头的所述振子阵列输出的接收信号，生成接收数据；

相位调整加法部，对所述接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理，从而生成声线信号；

信号处理部，根据超声波的焦点位置而对所述声线信号实施衰减校正；以及

校正表格存储部，具有校正表格，在该校正表格记载有根据所述振子的配置和所述焦点位置而预先单独计算出的所述发送延迟量、所述接收延迟量以及基于所述焦点位置的衰减校正量，

所述发送控制部基于在所述校正表格存储部中存储的所述校正表格，对所述驱动信号提供所述预定的发送延迟量而形成所述超声波束，

所述相位调整加法部基于在所述校正表格存储部中存储的所述校正表格，对所述接收数据提供所述预定的接收延迟量并进行加法处理，从而生成所述声线信号，

所述信号处理部基于在所述校正表格存储部中存储的所述校正表格，实施所述衰减校正。

9. 一种超声波诊断装置，其特征在于，

包括与权利要求 1 至 7 中的任一项所述的穿刺针超声波探头连接的诊断装置主体，

所述诊断装置主体包括：

发送驱动部，为了向被检体发送超声波束，对所述超声波探头的所述振子阵列供给驱动信号；

发送控制部，通过对由所述发送驱动部供给的所述驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束；

接收信号处理部，根据从接收到来自被检体的超声波回波的所述超声波探头的所述振子阵列输出的接收信号，生成接收数据；

相位调整加法部，对所述接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理，从而生成声线信号；

信号处理部，根据超声波的焦点位置而对所述声线信号实施衰减校正；以及

高速运算处理部，根据所述振子的配置和所述焦点位置，单独计算所述发送延迟量、所述接收延迟量以及基于所述焦点位置的衰减校正量。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述高速运算处理部同时作为所述相位调整加法部和所述信号处理部。

穿刺针用超声波探头以及使用它的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波探头以及使用它的超声波诊断装置,尤其是,涉及与穿刺针一起使用的穿刺针用超声波探头以及使用它的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 一直以来,在医疗领域中,利用超声波图像的超声波诊断装置被实用化。通常,这种超声波诊断装置具有内置有振子阵列的超声波探头和与该超声波探头连接的诊断装置主体,从超声波探头向被检体发送超声波,在超声波探头中接收来自被检体的超声波回波,在诊断装置主体中对该接收信号进行电处理,从而生成超声波图像。

[0003] 此外,根据超声波诊断装置,由于能够在确认超声波图像的同时进行处理,所以公知在超声波探头设置穿刺针并与穿刺针一起使用是能够发挥作用的。在专利文献 1 中,公开了能够准确地确认近距离的穿刺针的位置的穿刺针用探头。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1 :日本特开 2006-288580 号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 图 8 表示在穿刺中频繁使用的超声波探头的一例(以下,现有的超声波探头 101)。现有的超声波探头 101 是中心频率为 7.5MHz、元件列间距为 0.3mm 的线性超声波探头的例子。在现有的超声波探头 101 中,虽然在浅部(近距离)例如穿刺针的穿刺角度为 30° 的情况下,能够清晰地描绘超声波图像,在超声波图像中能够清楚地确认穿刺针的位置,但是,如果将穿刺针的穿刺角度倾斜 50°、60° 而想要确认深部(远距离)的穿刺针的位置,则在插入角度为 50° 的情况下,超声波图像衰减为插入角度为 30° 的情况下的大约 1/3,在插入角度为 60° 的情况下,超声波图像衰减为插入角度为 30° 的情况下的大约 1/30,无法清晰地描绘穿刺针的图像,无法准确地确认穿刺针的位置。

[0009] 本发明的目的在于,提供一种能够清晰地描绘被检体深部的穿刺针的穿刺针用超声波探头以及超声波诊断装置。

[0010] 用于解决课题的技术方案

[0011] 为了解决上述课题,本发明提供一种穿刺针用超声波探头,其特征在于,包括:振子阵列,具有沿多个振子的排列方向延伸的超声波收发面;以及被检体接触面,位于所述振子阵列的所述超声波收发面的前方且在超声波诊断时与被检体接触,在所述被检体接触面的一端的附近设定有穿刺针的穿刺位置,所述振子阵列沿所述超声波收发面相对于所述穿刺针的穿刺方向的角度减小的方向,相对于所述被检体接触面以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜配置,所述穿刺针的穿刺方向是所述穿刺针从所述穿刺位置向所述被检体接触面的前方穿刺的方向。

[0012] 此外,优选的是,当将被检体中的超声波的波长设为 λ ,将振子阵列的元件列间距设为 a ,将振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 设为

$$[0013] \quad D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta$$

$$[0014] \quad x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta$$

[0015] 时,阵列倾斜角度 θ 满足:

$$[0016] \quad D(\theta)/D(0^\circ) < 1/10$$

[0017] 并且,

$$[0018] \quad a < \lambda / (1 + |\sin \theta|).$$

[0019] 此外,优选的是,当将被检体中的超声波的波长设为 λ ,将振子阵列的元件列间距设为 a ,将振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 设为

$$[0020] \quad D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta$$

$$[0021] \quad x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta$$

[0022] 时,阵列倾斜角度 θ 满足:

$$[0023] \quad D(\theta)/D(0^\circ) \approx 1/10$$

[0024] 并且,

$$[0025] \quad a < \lambda / (1 + |\sin \theta|).$$

[0026] 此外,优选的是,在振子阵列和声透镜之间设置有声音衰减率比声透镜低的楔形填充构件。

[0027] 此外,优选的是,楔形填充构件的声速比声透镜的声速慢。

[0028] 此外,优选的是,振子阵列还包括声匹配层,该声匹配层设置在楔形填充构件侧,楔形填充构件的声阻抗比声匹配层小。

[0029] 此外,本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于,还包括与上述的穿刺针用超声波探头连接的诊断装置主体,诊断装置主体包括:发送驱动部,为了向被检体发送超声波束,对超声波探头的振子阵列供给驱动信号;发送控制部,通过对由发送驱动部供给的驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束;接收信号处理部,根据从接收到来自被检体的超声波回波的超声波探头的振子阵列输出的接收信号,生成接收数据;相位调整加法部,对接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理,从而生成声线信号;信号处理部,根据超声波的焦点位置而对声线信号实施衰减校正;以及校正表格存储部,具有校正表格,在该校正表格记载有根据振子的配置和焦点位置而预先单独计算出的发送延迟量、接收延迟量以及基于焦点位置的衰减校正量,发送控制部基于在校正表格存储部中存储的校正表格,对驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束,相位调整加法部基于在校正表格存储部中存储的校正表格,对接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理,从而生成声线信号,信号处理部基于在校正表格存储部中存储的校正表格,实施衰减校正。

[0030] 此外,本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于,还包括与上述的穿刺针用超声波探头连接的诊断装置主体,诊断装置主体包括:发送驱动部,为了向被检体发送超声波束,对超声波探头的振子阵列供给驱动信号;发送控制部,通过对由发送驱动部供给的驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束;接收信号处理部,根据从接收到来自被检体的超声波回波的超声波探头的振子阵列输出的接收信号,生成接收数据;相位调整加法部,通过对接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理,从而生成声线信号;信号处理部,

根据超声波的焦点位置而对声线信号实施衰减校正；以及高速运算处理部，根据振子的配置和焦点位置，单独计算发送延迟量、接收延迟量以及基于焦点位置的衰减校正量。

[0031] 此外，优选的是，高速运算处理部同时作为相位调整加法部和信号处理部。

[0032] 发明效果

[0033] 根据本发明，在超声波图像中，即使是被检体的深部，也能够清晰地描绘穿刺针，能够准确地掌握被检体的深部处的穿刺针的位置。由此，能够防止误穿刺，此外，能够提高穿刺极限角度，并且对被检体的深部的疾患也能够进行穿刺。

附图说明

[0034] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 的穿刺针用超声波探头的结构的示意图。

[0035] 图 2 是本发明的实施方式 1 的穿刺针用超声波探头的立体图。

[0036] 图 3 是示意性地说明在从本发明的穿刺针用超声波探头发送超声波束并接收超声波回波时形成的声线信号和焦点位置的关系的说明图。

[0037] 图 4 是在使用了本发明的实施方式 1 的穿刺针用超声波探头的情况下描绘的包括穿刺针的超声波图像的说明图。

[0038] 图 5 是表示本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0039] 图 6 是说明从本发明的实施方式 1 的变形例的穿刺针用超声波探头的振子阵列发送的超声波在楔形填充构件和声透镜之间的折射的说明图。

[0040] 图 7 是表示本发明的实施方式 2 的变形例的诊断装置主体的整体结构的框图。

[0041] 图 8 是在使用了现有的穿刺针用超声波探头的情况下描绘的包括穿刺针的超声波图像的说明图。

具体实施方式

[0042] 基于附图所示的优选实施方式，以下详细说明本发明的超声波探头以及超声波诊断装置。

[0043] 实施方式 1

[0044] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 的穿刺针用超声波探头的结构的示意图。

[0045] 实施方式 1 的穿刺针用超声波探头 1 包括：振子阵列 2，具有沿多个振子的排列方向延伸的超声波收发面 S1；声透镜 3，设置在振子阵列 2 的超声波收发面 S1 侧即振子阵列 2 的前方，具有在超声波诊断时与被检体 P 接触的被检体接触面 S2；以及楔形填充构件 4，设置在振子阵列 2 和声透镜 3 之间，在穿刺针用超声波探头 1 中，在被检体接触面 S2 的一端的附近设定有穿刺针 N 的穿刺位置 I，通过未图示的穿刺针保持架，穿刺针 N 以预定的穿刺角度 ϕ 进行安装。

[0046] 振子阵列 2 沿超声波收发面 S1 相对于穿刺针 N 的穿刺方向的角度减小的方向，即，以使超声波收发面 S1 朝向穿刺位置 I 的方式，相对于被检体接触面 S2 以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜配置，穿刺针 N 的穿刺方向是穿刺针 N 从穿刺位置 I 向被检体接触面 S2 的前方穿刺的方向。

[0047] 图 2 是图 1 所示的穿刺针用超声波探头 1 的立体图。穿刺针 N 的穿刺位置 I 位于振子阵列 2 的仰角 (elevation) 方向的中央，穿刺针 N 从振子阵列 2 的方位角 (azimuth)

方向进入,以通过振子阵列 2 的仰角方向的中央的方式,对被检体 P 进行穿刺。

[0048] 因此,在从实施方式 1 的超声波探头 1 沿与超声波收发面 S1 垂直的方向发送超声波束的情况下,与基于超声波收发面与被检体接触面平行的现有的超声波探头的超声波束相比,能够发送相对于穿刺针 N 更加垂直地接近的超声波束,能够从穿刺针 N 接收更加清晰的超声波回波。这一点与在现有的超声波诊断中,对振子阵列进行扫描并使超声波束转向 (steer) 的情况在物理性质上不同。

[0049] 振子阵列 2 由以预定的间距 a 呈直线状等间隔地排列的多个振子构成,各振子是例如在由以 PZT (锆钛酸铅) 为代表的压电陶瓷、以 PVDF (聚偏氟乙烯) 为代表的高分子压电元件等构成的压电体的两端形成有电极的振子。

[0050] 如果在这样的振子的电极施加脉冲状或者连续波的电压,则压电体伸缩,从各个振子产生脉冲状或者连续波的超声波,通过这些超声波的合成而形成超声波束。此外,各个振子接收要传播的超声波而伸缩,产生电信号。这些电信号作为超声波的接收信号而被输出。

[0051] 声透镜 3 设置在振子阵列 2 的前方,在超声波诊断时,声透镜 3 的外侧表面 S2 与被检体 P 直接接触。声透镜 3 例如由硅橡胶形成,用于使从振子阵列 2 发送的超声波束在被检体 P 内的预定的深度处集束。

[0052] 楔形填充构件 4 是用于使振子阵列 2 的超声波收发面 S1 相对于声透镜 3 的外侧表面 S2 以阵列倾斜角度 θ 倾斜设置的楔形的构件,传播在振子阵列 2 中产生的超声波,并传播来自被检体 P 内的超声波回波。楔形填充构件 4 例如由硅橡胶、聚氨酯类合成树脂、环氧等形成。

[0053] 接着,示出实施方式 1 的穿刺针用超声波探头 1 的动作。

[0054] 如图 3 所示,从相对于被检体 P 以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜设置的振子阵列 2 发送超声波,例如,对焦点位置 Fa1 形成超声波束,在振子阵列 2 中接收超声波回波而形成声线信号 La。

[0055] 与通过现有的超声波探头而形成的声线信号相比,声线信号 La 向穿刺针 N 侧倾斜地形成,所以即使是在例如穿刺针 N 的斜度为 50° 或 60° 等的到达被检体 P 的深部的情况下,与现有的超声波探头相比,也能够更清楚地接收来自穿刺针 N 的超声波回波,如图 4 所示,能够更加清晰地描绘包括穿刺针 N 的被检体 P 深部的 B 模式图像。

[0056] 如果设为人体 (被检体 P) 中的超声波的波长 λ ,则表示振子的向 θ 角度方向的相对声压值的、振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 如以下的 (1) 式那样表示。

[0057]
$$D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta, x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta \cdots (1)$$

[0058] 作为通常的判断基准,如果超声波回波的灵敏度降低量为到 -20dB 为止,则能够在超声波诊断中制作良好的图像。

[0059] 此时,如果与现有的超声波探头 101 相同地,将本发明的穿刺针用超声波探头 1 设为中心频率为 7.5MHz、元件列间距 a 为 0.3mm 的线性超声波探头,则如图 8 的现有的超声波图像所示,与穿刺针 N 的斜度为 30° 的情况相比,在穿刺针 N 的斜度为 60° 的情况下, $D(\theta = 30^\circ)/D(0^\circ)$ 为 $1/10$ (-20dB), $D(\theta = 50^\circ)/D(0^\circ)$ 为 $1/30$ (-30dB), $D(\theta = 60^\circ)/D(0^\circ)$ 为 $1/300$ (-50dB),所以其超声波图像 (B 模式图像) 衰减至大约 $1/30$ 。

[0060] 因此,在本发明的实施方式 1 中,在将想要观测的图像范围的灵敏度降低量至少

抬高 -20dB 时,即,设为阵列倾斜角度 $\theta = 10^\circ$,使振子阵列 2 的超声波收发面 S1 相对于声透镜的外侧表面 S2 向穿刺针 N 侧倾斜 10° ,从而使 $D(\theta = 60^\circ)$ 时的灵敏度降低量改善 -20dB,能够将本发明中的穿刺针 N 的斜度为 60° 的情况下的 B 模式图像成为与现有的穿刺针 N 的斜度为 50° 的情况下的 B 模式图像同等的图像。

[0061] 并且,另一方面,阵列倾斜角度 θ 存在上限。阵列倾斜角度 θ 的上限由以下的 (2) 式表示。

[0062]
$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|) \cdots (2)$$

[0063] (2) 式根据在超声波探头 1 中产生的栅瓣 (Grating lobes) 来决定。

[0064] 这是因为,在图像化时,实际上,为了进行与以往相同的图像化而进行转向处理,但是,如果在进行转向处理之后使振子阵列超过在该 (2) 式中示出的 θ 的范围地倾斜,则栅瓣变得过大而会在图像中产生虚像。

[0065] 根据以上内容,如果将本发明的穿刺针用超声波探头 1 设为中心频率为 7.5MHz、振子的元件列间距为 0.3mm 的线性超声波探头,则根据上述的 (1) 式以及 (2) 式,用于更加清晰地描绘被检体 P 的深部的振子阵列 2 的阵列倾斜角度 θ 优选为 $8^\circ \sim 15^\circ$ 左右,此外,最优选为 10° 左右。

[0066] 根据以上内容,根据实施方式 1 的穿刺用超声波探头 1,能够提高穿刺视觉辨认性,且能够提高穿刺极限角度(能够视觉辨认穿刺针的极限角度),由此,能够防止误穿刺或者对被检体深部的疾患也能够进行穿刺。

[0067] 实施方式 2

[0068] 图 5 是表示包括上述的穿刺针用超声波探头 1 的本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0069] 实施方式 2 的超声波诊断装置由相互连接的穿刺针用超声波探头 1(以下,超声波探头 1) 和诊断装置主体 12 构成,超声波探头 1 分别包括由呈直线状等间隔地排列的多个振子 2a 构成的振子阵列 2、与振子阵列 2 的各个振子 2a 相互连接的多路复用器 5、与多路复用器 5 相互连接的收发开关 6、从收发开关 6 依次连接的发送驱动部 7 以及发送控制部 8、与收发开关 6 连接的接收信号处理部 9、与接收信号处理部 9 连接的接收控制部 10、与接收控制部 10 连接且还与发送控制部 8 连接的探头控制部 11。

[0070] 此外,诊断装置主体 12 包括相位调整加法部 13、从相位调整加法部 13 依次连接的信号处理部 14、图像处理部 15、显示控制部 16 以及显示部 17,此外,包括与相位调整加法部 13、信号处理部 14 以及显示控制部 16 相互连接的主体控制部 18、与主体控制部 18 连接的操作部 19、与主体控制部 18 相互连接的表格存储部 20。表格存储部 20 在内部具有校正表格 21,相位调整加法部 13 从超声波探头 1 的接收信号处理部 9 连接,主体控制部 16 与超声波探头 1 的探头控制部 11 相互连接。

[0071] 构成振子阵列 3 的多个振子 2a 基于从发送驱动部 7 通过收发开关 6、多路复用器 5 而供给的驱动信号,来发送超声波且接收来自被检体的超声波回波,并输出接收信号。

[0072] 多路复用器 5 基于通过了发送控制部 8 或者接收控制部 10 的来自探头控制部 11 的指示,切换发送超声波的多个振子 2a,此外,切换接收超声波回波的多个振子 2a。

[0073] 收发开关 6 切换多路复用器 5 与发送驱动部 7 和接收信号处理部 9 之间的连接,以便在基于通过了发送控制部 8 或者接收控制部 10 的来自探头控制部 11 的指示,将从发

送驱动部 7 被供给的驱动信号传递给振子阵列 2 的情况下,连接发送驱动部 7 和多路复用器 5 之间并切断接收处理部 9 和多路复用器 5 之间的连接,并且,在接收信号处理部 9 从振子阵列 2 取得接收信号的情况下,连接接收信号处理部 9 和多路复用器 5 之间并切断发送驱动部 7 和多路复用器 5 之间的连接。

[0074] 发送驱动部 7 例如包括多个脉冲发生器,基于由发送控制部 8 选择的发送延迟图案,调节各自的驱动信号的延迟量并提供给多个振子 2a,使得从多个振子 2a 发送的超声波形成覆盖被检体内的组织的区域的宽范围的超声波束。这里,发送延迟图案是指在基于驱动信号的超声波的发送中对各个振子 2a 设定的发送延迟量的图案。

[0075] 发送控制部 8 根据来自探头控制部 11 的指示,选择在发送驱动部 7 的未图示的内部存储器中存储的多个发送延迟图案中的一个,并基于发送延迟图案,对从发送驱动部对各个振子 2a 提供的驱动信号给予预定的延迟量。此外,在发送驱动部 7 的未图示的内部存储器中存储的多个发送延迟图案是发送控制部 8 在发送驱动部 7 的未图示的内部存储器内存储的。此外,发送控制部 8 根据探头控制部 11 的指示,还控制收发开关 6 向发送驱动部 7 侧的切换。

[0076] 接收信号处理部 9 包括 LNA(低噪声放大器 (Low-Noise Amplifier))、ATN((Arc Tangent)) 电路(反正切电路)、A/D(模拟/数字)转换器。接收信号处理部 9 在接收控制部 10 的指示之后,对从对应的振子 2a 输出的接收信号进行处理,转换为数字的接收信号,并对数字的接收信号实施正交检波处理或者正交采样处理而生成复基带信号,对复基带信号进行采样,从而生成包括组织的区域的信息的样本数据。生成的样本数据输出到诊断装置主体 2 的相位调整加法部 11。

[0077] 接收控制部 10 根据来自探头控制部 11 的指示,对接收信号处理部 9 进行控制,使从振子 2a 输出的接收信号转换为样本数据,并输出到诊断装置主体 12 的相位调整加法部。此外,接收控制部 10 根据探头控制部 11 的指示,还控制收发开关 6 向接收信号处理部 9 侧的切换。

[0078] 探头控制部 11 基于从诊断装置主体 12 的主体控制部 18 发送的各种控制信号,进行超声波探头 1 的各部的控制。如上所述,探头控制部 11 以从振子阵列 2 发送超声波并且在振子阵列 2 中接收超声波回波的方式,如上所述地分别控制发送控制部 8 和接收控制部 10。

[0079] 诊断装置主体 2 的相位调整加法部 13 从超声波探头 1 的接收信号处理部 8 取得包括组织的区域的信息的样本数据,根据在超声波探头 1 的探头控制部 11 中设定的接收方向(这里,与超声波收发面垂直的方向),从在相位调整加法部 11 的未图示的内部存储器中存储的多个接收延迟图案中选择一个接收延迟图案,并基于所选择的接收延迟图案,对由接收数据表示的多个复基带信号给予各自的接收延迟量并相加,从而对与各个振子 2a 对应且在接收信号处理部 9 中生成的具有时间差的多个接收数据进行波束成形。通过该波束成形,生成超声波回波的焦点集中的基带信号(声线信号)。这里,接收延迟图案是指为了生成声线信号而对由各个振子 2a 得到的接收数据单独给予的接收延迟量的图案。

[0080] 信号处理部 14 根据超声波的反射位置的深度而对由相位调整加法部 13 生成的声线信号实施基于距离的衰减的校正之后,转换(光栅转换)为按照通常的视频信号的扫描方式的图像信号,从而生成与被检体 P 内的组织有关的断层图像信息即 B 模式图像信号。生

成的 B 模式图像信号被输出到图像处理部 15。

[0081] 图像处理部 15 对在信号处理部 14 中生成的 B 模式图像信号实施预定的图像处理。预定的图像处理是指,例如灰度处理、增强处理等为了提高超声波图像的视觉辨认性而需要的图像处理。进行了图像处理的 B 模式图像数据输出到显示控制部 16,并且,存储在未图示的图像存储部中。

[0082] 显示控制部 16 在图像处理部 15 中进行图像处理,并基于被输出的 B 模式图像信号而使显示部 17 显示超声波图像。

[0083] 显示部 17 是例如 LCD 等显示器装置,通过显示控制部 16 的控制而显示超声波图像。

[0084] 主体控制部 18 根据来自操作部 19 的操作员的指示而控制诊断装置主体 12 的各部,并且从表格存储部 19 的校正表格 20 中取得多个发送延迟图案、多个接收延迟图案、与深度相应的衰减校正量,并分别输出到发送驱动部 7、相位调整加法部 13、信号处理部 14 的未图示的内部存储器。

[0085] 操作部 19 用于供操作员对由超声波探头 1 以及诊断装置主体 12 构成的超声波诊断装置发出各种指示。

[0086] 表格存储部 20 存储记录了预先计算的多个发送延迟图案、多个接收延迟图案、与深度相应的衰减校正量的校正表格 21,并且,根据主体控制部 18 的指示而输出在校正表格 21 中记录的各种信息。

[0087] 关于在校正表格 21 中记录的预先计算的多个发送延迟图案、多个接收延迟图案、与深度相应的衰减校正量,由于振子阵列 2 将振子阵列 2 的超声波收发面 S1 相对于声透镜的外侧表面 S2 倾斜倾斜角度 θ 而设置,所以针对各声线信号和其焦点位置即被检体 P 内的深度的每个组合,在各个振子 2a 中所需的发送延迟量、接收延迟量以及衰减校正量不同,在校正表格 21 中存储的发送延迟图案、接收延迟图案以及衰减校正量非常多。

[0088] 在这样的诊断装置主体 2 中,相位调整加法部 13、信号处理部 14、图像处理部 15、显示控制部 16 以及主体控制部 18 由 CPU 和用于使 CPU 进行各种处理的动作程序构成,但也可以利用数字电路构成这些部分。这些动作程序存储在诊断装置主体 2 的未图示的存储部中。此外,作为未图示的存储部中的存储介质,除了内置的硬盘之外,还能够使用软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM 或者 DVD-ROM 等。

[0089] 接着,说明实施方式 1 的动作。

[0090] 当开始超声波诊断时,根据探头控制部 11,通过接收控制部 10 切换收发开关 6,将多路复用器 5 和发送驱动部 7 连接,并且将驱动信号从发送驱动部 7 通过多路复用器 5 而输出到振子阵列 2,根据这些驱动信号,从构成振子阵列 2 的多个振子 2a 发送超声波。

[0091] 另外,发送驱动部 7 包括未图示的内部存储器,通过主体控制部 18 而存储在表格存储部 20 的校正表格 21 中记载的与振子阵列 2 的超声波收发面的倾斜角度 θ 对应的多个发送延迟图案,从发送驱动部 7 发送给振子阵列 2 的驱动信号基于由发送驱动部 7 选择的发送延迟图案,针对每个振子 2a 设定预定的发送延迟量。

[0092] 如果来自多个振子 2a 的超声波的发送结束,则通过探头控制部 11 将发送开关 6 切换到接收信号处理部 9 侧,将多路复用器 5 和接收信号处理部 9 连接,从通过多路复用器 5 连接的振子 2a 向接收信号处理部 9 输出接收信号。

[0093] 在接收信号处理部 9 中对接收信号进行处理,转换为数字的接收信号,并通过正交检波处理或者正交采样处理而生成复基带信号,对复基带信号进行采样,从而生成包括组织的区域的信息的样本数据。将生成的样本数据输出到诊断装置主体 2 的相位调整加法部 11。

[0094] 在相位调整加法部 13 中,根据在超声波探头 1 的探头控制部 11 中设定的接收方向(这里,与超声波收发面垂直的方向),从在相位调整加法部 13 的未图示的内部存储器中存储的多个接收延迟图案中选择一个接收延迟图案,并基于所选择的接收延迟图案,对由接收数据表示的多个复基带信号给予各自的接收延迟量并相加,从而对与各个振子 2a 对应且在接收信号处理部 9 中生成的具有时间差的多个接收数据进行波束成形。将通过波束成形而在相位调整加法部 13 中生成的声线信号输出到信号处理部 14。

[0095] 另外,与上述的多个发送延迟图案相同地,多个接收延迟图案对应于在表格存储部 20 的校正表格 21 中记载的振子阵列 2 的超声波收发面的倾斜角 θ ,通过主体控制部 18 而存储在相位调整加法部 13 的未图示的内部存储器中。

[0096] 在信号处理部 14 中,对从相位调整加法部 13 取得的声线信号实施根据超声波的反射位置的深度而进行衰减校正的衰减校正处理。在衰减校正中使用的衰减校正量是在表格存储部 20 的校正表格 21 中存储的衰减校正量,通过主体控制部 18 而预先存储在信号处理部 14 的未图示的内部存储器中。信号处理部 14 通过将进行了衰减校正处理的声线信号进行光栅转换而生成 B 模式图像信号。将生成的 B 模式图像信号输出到图像处理部 15。

[0097] 图像处理部 15 对从信号处理部 14 输出的 B 模式图像信号实施预定的图像处理,并将进行了图像处理的 B 模式图像信号输出到显示控制部 16。

[0098] 显示控制部 16 基于主体控制部 18 的指示,将进行了图像处理的 B 模式图像信号输出到显示部 17,显示部 17 显示基于 B 模式图像信号的 B 模式图像即超声波图像。

[0099] 另外,作为实施方式 1 的穿刺针用超声波探头 1 的变形例,振子阵列 2 也可以在超声波收发面 S1 侧具有未图示的声匹配层。这里,声匹配层是指用于使振子阵列 2 和与振子阵列 2 相接的楔形填充构件 4、声透镜 3 以及被检体之间的声阻抗匹配(matching)的构件。振子阵列 2 的未图示的声匹配层具有比楔形填充构件 4 大的声阻抗。此外,作为未图示的声匹配层,能够利用可实现声阻抗的匹配的各种公知的构件。

[0100] 此外,优选楔形填充构件 4 的声音衰减率比声透镜 3 低。此外,优选楔形填充构件 4 的声速比声透镜 3 的声速慢。如果满足该声速的条件,则根据楔形填充构件 4 和声透镜 3 的折射率的关系,如图 6 所示,能够使从振子阵列 2 发送的超声波进一步向穿刺针 N 侧倾斜,能够更加明确地接收被检体 P 的深部的来自穿刺针 N 的超声波回波,能够更加明确地描绘超声波图像。

[0101] 此外,作为实施方式 2 的超声波诊断装置的变形例,如图 7 所示,诊断装置主体 32 的相位调整加法部 13、信号处理部 14、图像处理部 15 也可以由超高速运算装置 33 构成。

[0102] 此时,由于能够将发送延迟量、接收延迟量以及衰减校正量的计算在超高速运算装置 36 中实时地进行,所以主体控制部 18 不参照表格存储部 20 的校正表格 21,就能够推进各处理。因此,在诊断装置主体 32 中,能够不需要存储关于发送延迟量、接收延迟量以及衰减校正量的庞大的数据的表格存储部 20 以及校正表格 21。

[0103] 以上,详细地说明了本发明的穿刺针用超声波探头以及使用它的超声波诊断装

置,但本发明并不限于上述实施方式,也可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种改良和变更。

[0104] 标号说明

[0105] 1 穿刺针用超声波探头、2 振子阵列、2a 振子、3 声透镜、4 楔形填充构件、5 多路复用器、6 收发开关、7 发送驱动部、8 发送控制部、9 接收信号处理部、10 接收控制部、11 探头控制部、12 诊断装置主体、13 相位调整加法部、14 信号处理部、15 图像处理部、16 显示控制部、17 显示部、18 主体控制部、19 操作部、20 表格存储部、21 校正表格、La 声线信号、Fa1 焦点位置、S1 超声波收发面、S2 声透镜的外侧表面(被检体接触面)、I 穿刺位置、N 穿刺针、P 被检体、 θ 阵列倾斜角度、 Φ 穿刺角度、 λ 人体(被检体)中的超声波的波长、a 元件列间距、101 现有的超声波探头。

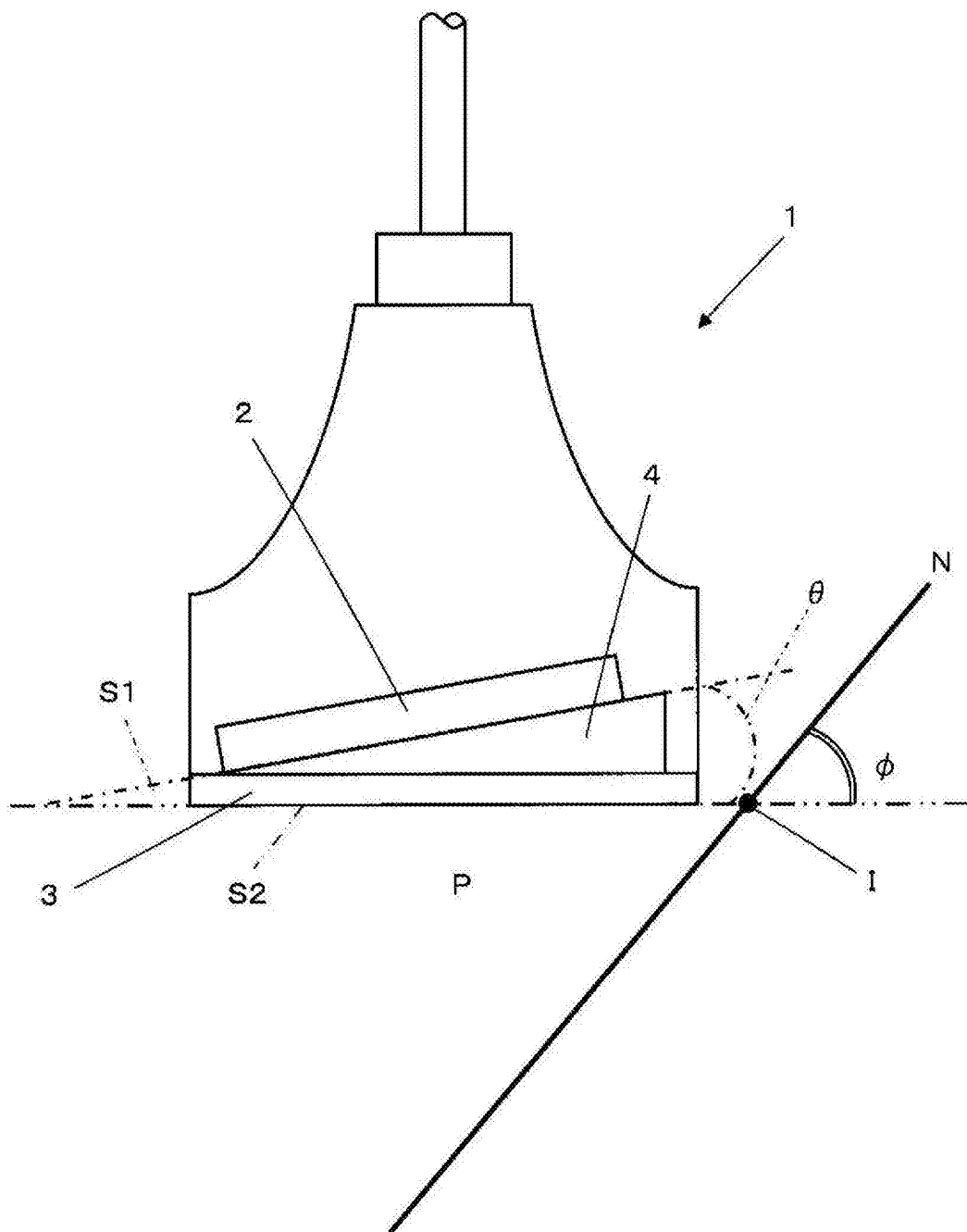


图 1

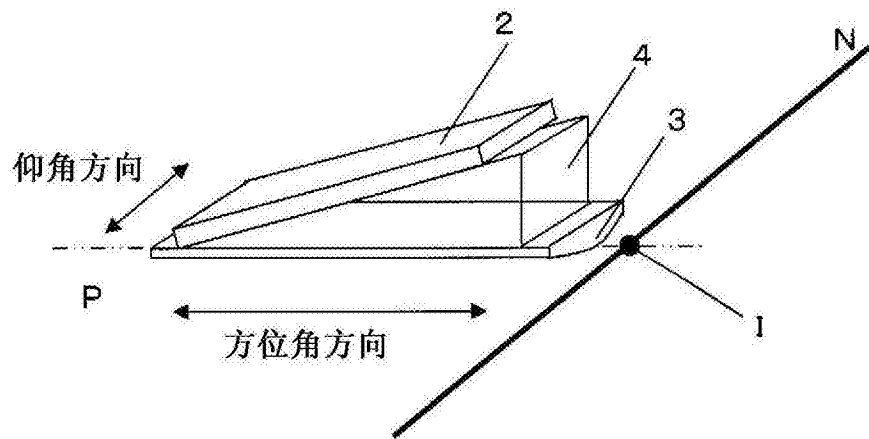


图 2

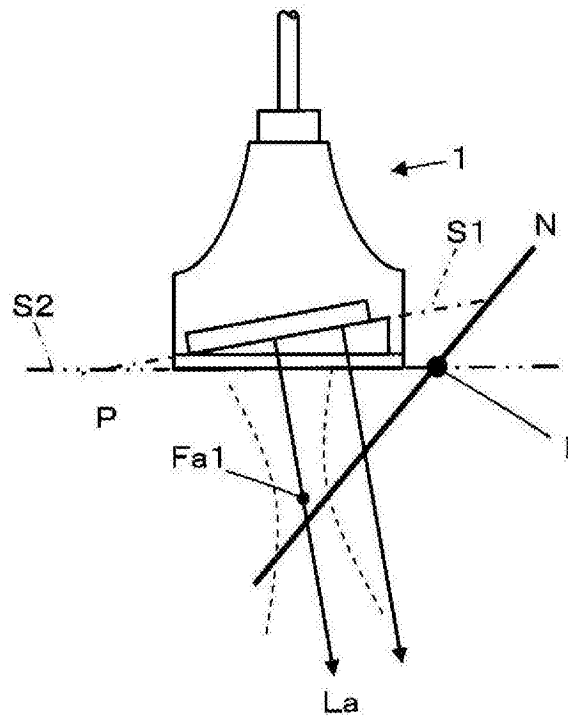


图 3

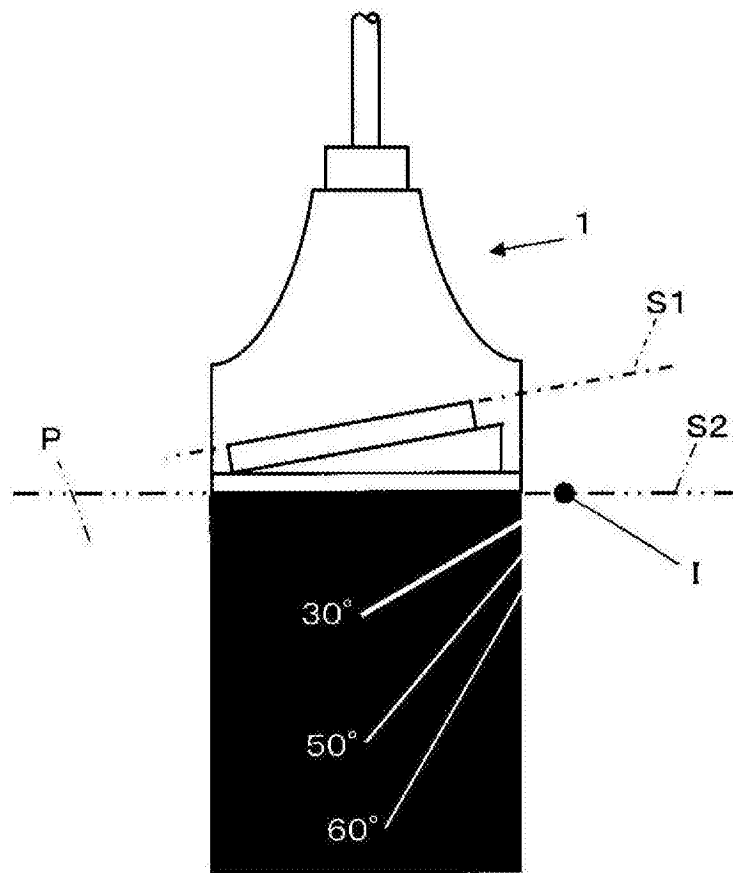


图 4

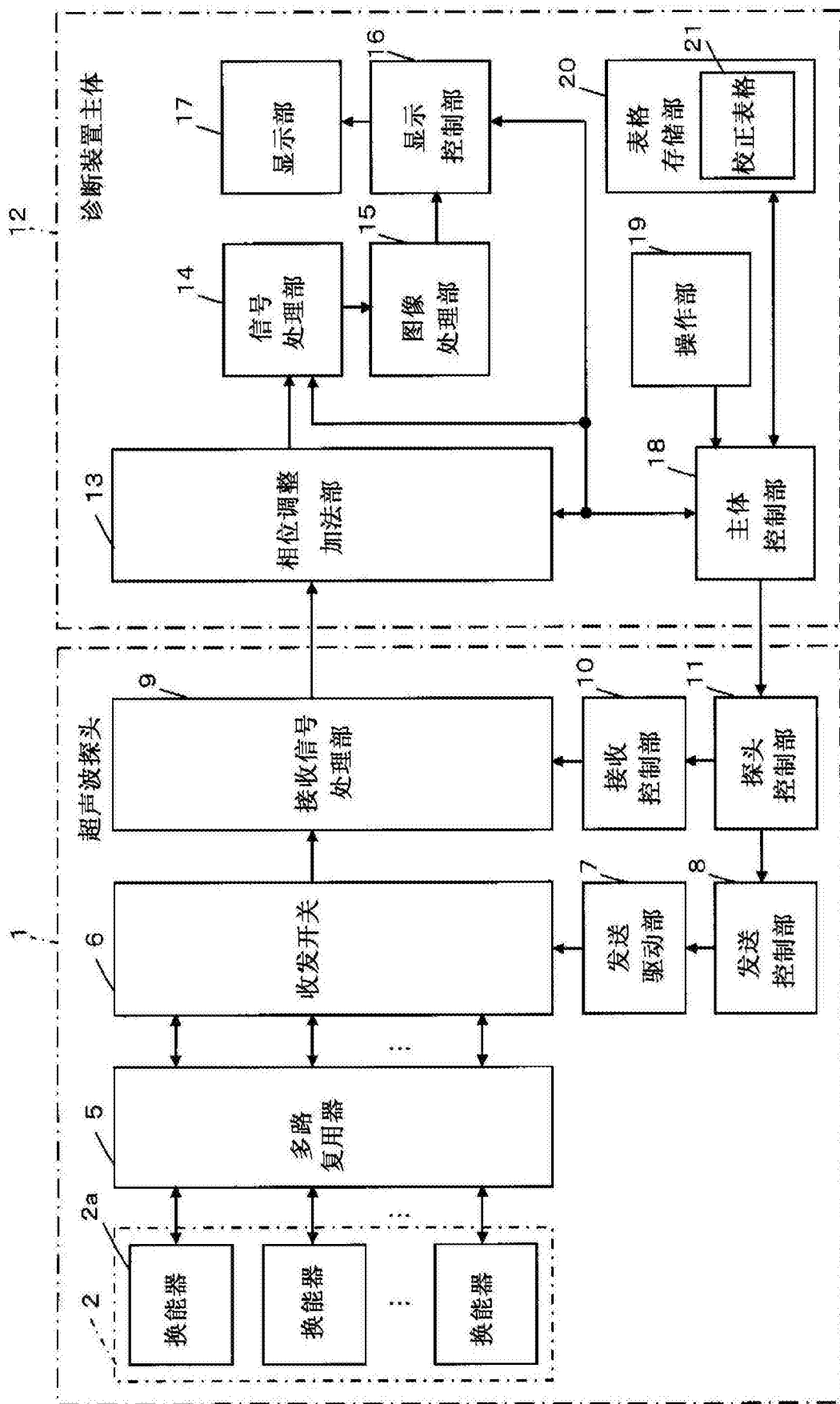


图 5

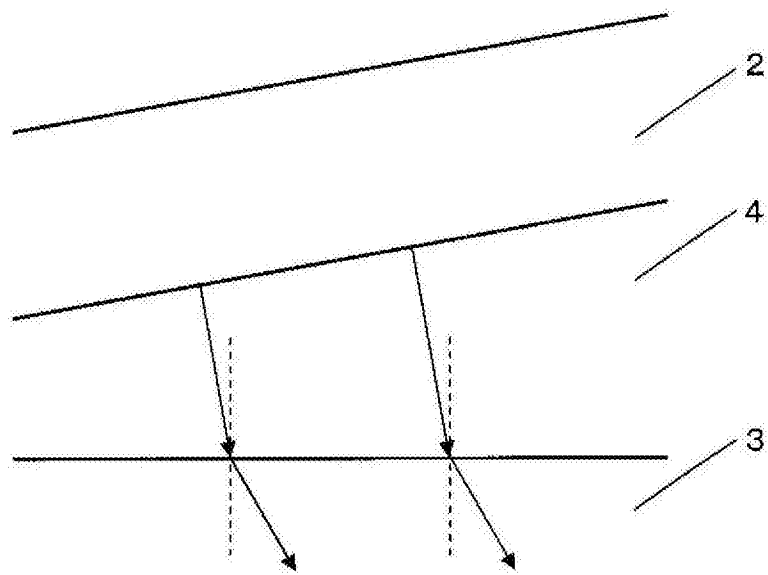


图 6

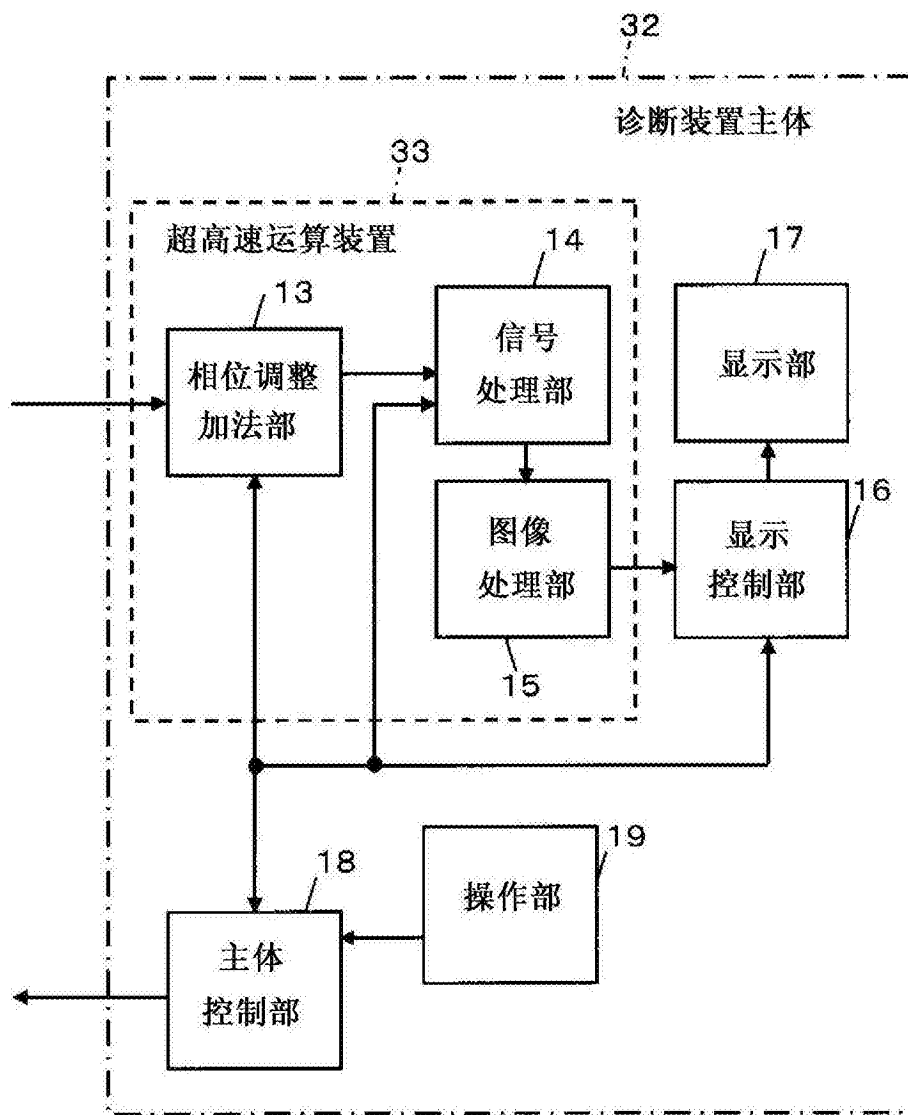


图 7

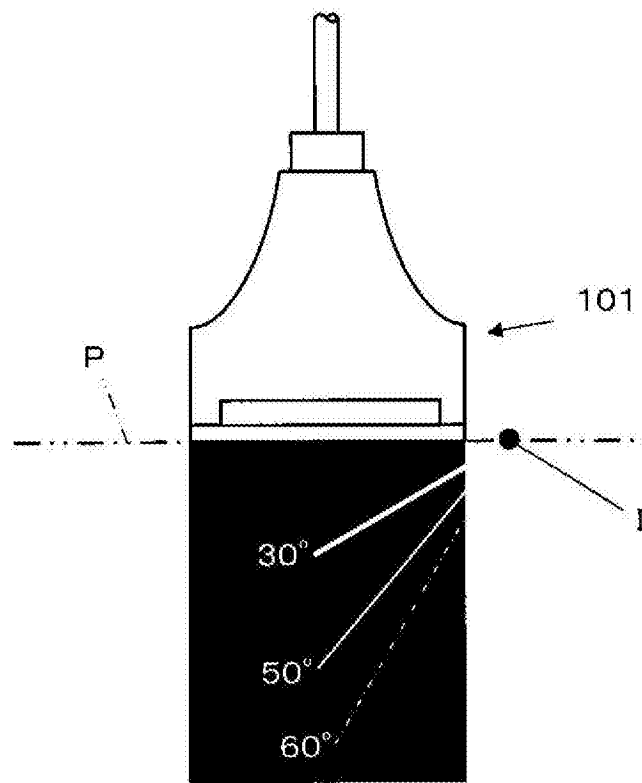


图 8

1. (修改后) 一种穿刺针用超声波探头, 其特征在于,
包括: 振子阵列, 具有沿多个振子的排列方向延伸的超声波收发面;
被检体接触面, 位于所述振子阵列的所述超声波收发面的前方且在超声波诊断时与被检体接触; 以及

声透镜, 设置在所述振子阵列的超声波收发面侧,
在所述被检体接触面的一端的附近设定有穿刺针的穿刺位置,
所述振子阵列沿所述超声波收发面相对于所述穿刺针的穿刺方向的角度减小的方向,
相对于所述被检体接触面以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜配置, 所述穿刺针的穿刺方向是
所述穿刺针从所述穿刺位置向所述被检体接触面的前方穿刺的方向,

所述声透镜的外侧表面为所述被检体接触面。

2. 根据权利要求 1 所述的穿刺针用超声波探头, 其特征在于,
当将所述被检体中的超声波的波长设为 λ , 将所述振子阵列的元件列间距设为 a , 将
振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 设为

$$D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta$$

时, 阵列倾斜角度 θ 满足:

$$D(\theta)/D(0^\circ) < 1/10$$

并且,

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|).$$

3. 根据权利要求 1 所述的穿刺针用超声波探头, 其特征在于,
当将所述被检体中的超声波的波长设为 λ , 将所述振子阵列的元件列间距设为 a , 将
振子指向特性的近似式 $D(\theta)$ 设为

$$D(\theta) = \{(\sin x)/x\} \cdot \cos \theta$$

$$x = (\pi a/\lambda) \cdot \sin \theta$$

时, 阵列倾斜角度 θ 满足:

$$D(\theta)/D(0^\circ) \approx 1/10$$

并且,

$$a < \lambda / (1 + |\sin \theta|).$$

4. (删除)

5. (修改后) 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的穿刺针用超声波探头, 其特征在
于,

在所述振子阵列和所述声透镜之间, 设置有声音衰减率比所述声透镜低的楔形填充构
件。

6. 根据权利要求 5 所述的穿刺针用超声波探头, 其特征在于,
所述楔形填充构件的声速比所述声透镜的声速慢。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的穿刺针用超声波探头, 其特征在于,
所述振子阵列还包括声匹配层, 该声匹配层设置在所述楔形填充构件侧,
所述楔形填充构件的声阻抗比所述声匹配层小。

8. (修改后) 一种超声波诊断装置, 其特征在于,

包括与权利要求 1 至 3 以及 5 至 7 中的任一项所述的穿刺针用超声波探头连接的诊断装置主体，

所述诊断装置主体包括：

发送驱动部，为了向被检体发送超声波束，对所述超声波探头的所述振子阵列供给驱动信号；

发送控制部，通过对由所述发送驱动部供给的所述驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束；

接收信号处理部，根据从接收到来自被检体的超声波回波的所述超声波探头的所述振子阵列输出的接收信号，生成接收数据；

相位调整加法部，对所述接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理，从而生成声线信号；

信号处理部，根据超声波的焦点位置而对所述声线信号实施衰减校正；以及

校正表格存储部，具有校正表格，在该校正表格记载有根据所述振子的配置和所述焦点位置而预先单独计算出的所述发送延迟量、所述接收延迟量以及基于所述焦点位置的衰减校正量，

所述发送控制部基于在所述校正表格存储部中存储的所述校正表格，对所述驱动信号提供所述预定的发送延迟量而形成所述超声波束，

所述相位调整加法部基于在所述校正表格存储部中存储的所述校正表格，对所述接收数据提供所述预定的接收延迟量并进行加法处理，从而生成所述声线信号，

所述信号处理部基于在所述校正表格存储部中存储的所述校正表格，实施所述衰减校正。

9. (修改后) 一种超声波诊断装置，其特征在于，

包括与权利要求 1 至 3 以及 5 至 7 中的任一项所述的穿刺针超声波探头连接的诊断装置主体，

所述诊断装置主体包括：

发送驱动部，为了向被检体发送超声波束，对所述超声波探头的所述振子阵列供给驱动信号；

发送控制部，通过对由所述发送驱动部供给的所述驱动信号提供预定的发送延迟量而形成超声波束；

接收信号处理部，根据从接收到来自被检体的超声波回波的所述超声波探头的所述振子阵列输出的接收信号，生成接收数据；

相位调整加法部，对所述接收数据提供预定的接收延迟量并进行加法处理，从而生成声线信号；

信号处理部，根据超声波的焦点位置而对所述声线信号实施衰减校正；以及

高速运算处理部，根据所述振子的配置和所述焦点位置，单独计算所述发送延迟量、所述接收延迟量以及基于所述焦点位置的衰减校正量。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述高速运算处理部同时作为所述相位调整加法部和所述信号处理部。

专利名称(译)	穿刺针用超声波探头以及使用它的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105101882A	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201480019486.1	申请日	2014-01-20
[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	大泽敦		
发明人	大泽敦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4444 A61B8/461		
代理人(译)	权太白 谢丽娜		
优先权	2013075174 2013-03-29 JP		
其他公开文献	CN105101882B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种穿刺针用超声波探头(1)以及具备它的超声波诊断装置，从振子阵列(2)对被检体(P)发送超声波，并接收超声波回波，形成向穿刺针(N)侧倾斜的声线信号(La)，根据声线信号(La)而生成被检体(P)深部的B模式图像，该振子阵列(2)沿超声波收发面(S1)相对于从穿刺位置I向被检体接触面(S2)的前方穿刺的穿刺针(N)的穿刺方向的角度减小的方向，相对于被检体接触面(S2)以预定的阵列倾斜角度 θ 倾斜配置。

