



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103987323 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201280057916. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 11. 22

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-261332 2011. 11. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/080257 2012. 11. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/080870 JA 2013. 06. 06

(71) 申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72) 发明人 坂口龙己

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

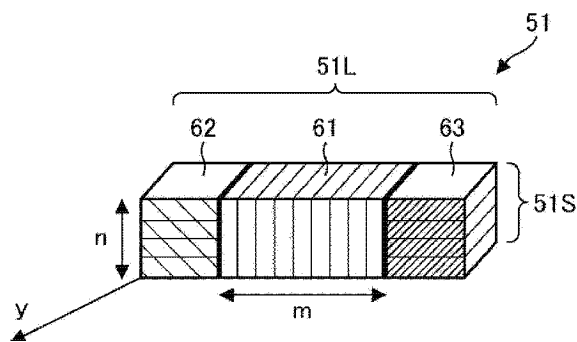
权利要求书2页 说明书17页 附图12页

(54) 发明名称

信号处理装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及使得能够提高探针移动量计算的精度的信号处理装置和方法。换能器阵列A是对应于常规换能器阵列的一维换能器阵列。换能器阵列B和换能器阵列C连接到换能器阵列A短边侧的两端(在附图中的左端和右端),使得在换能器阵列A中的相应的换能器的排列方向垂直于换能器阵列B和换能器阵列C的相应的换能器的排列方向。本公开能够应用于诸如根据获取超声图像的探针的信号产生并显示超声图像的信号处理装置。



1. 一种信号处理装置,包括:
探针,包括:
第一阵列换能器,具有第一扫描平面;以及
多个第二阵列换能器,各自具有与所述第一扫描平面相交的第二扫描平面;以及
信号处理单元,被配置为处理从所述探针接收的信号或将要传输到所述探针的信号。
2. 根据权利要求1所述的信号处理装置,其中,一维排列在所述第一阵列换能器中的换能器的数量大于一维排列在所述第二阵列换能器中的换能器的数量。
3. 根据权利要求2所述的信号处理装置,其中,所述第二阵列换能器位于所述第一阵列换能器的两端。
4. 根据权利要求2所述的信号处理装置,其中,所述第二扫描平面垂直于所述第一扫描平面。
5. 根据权利要求2所述的信号处理装置,进一步包括
控制单元,被配置为控制所述信号处理单元的信号处理参数。
6. 根据权利要求5所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是即将要传输到所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的信号的频率。
7. 根据权利要求6所述的信号处理装置,其中,所述控制单元控制即将要传输到所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的所述信号的所述频率,使得即将要传输到所述第二阵列换能器的信号的频率不同于即将要传输到所述第一阵列换能器的信号的频率。
8. 根据权利要求5所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是向所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器传输信号的时间。
9. 根据权利要求8所述的信号处理装置,其中,所述控制单元控制向所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器传输信号的所述时间,使得信号被传输到所述第二阵列换能器中的换能器,该换能器被定位为远离一维排列在所述第一阵列换能器中的换能器之中的被传输了信号的换能器。
10. 根据权利要求5所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是用于将信号传输到所述第二阵列换能器的方法。
11. 根据权利要求10所述的信号处理装置,其中,所述控制单元控制用于将信号传输至所述第二阵列换能器的所述方法,使得至所述第二阵列换能器的信号传输利用平面波引导。
12. 根据权利要求5所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是至所述第二阵列换能器的信号的传输的打开和关闭。
13. 根据权利要求12所述的信号处理装置,其中,所述控制单元控制至所述第二阵列换能器的信号的所述传输的打开和关闭,使得至所述第二阵列换能器的信号的所述传输是关闭的。
14. 根据权利要求2所述的信号处理装置,其中
用于将波束聚焦在与所述第一阵列换能器的排列方向相交的方向的透镜形状层设置在所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的与被摄体接触的一侧上,
所述信号处理参数是由所述透镜形状层在所述第二阵列换能器中引起的延迟量,以及

所述控制单元基于所述延迟量控制向所述第二阵列换能器传输信号的时间。

15. 根据权利要求 1 所述的信号处理装置,进一步包括

移动量计算单元,被配置为通过利用由所述信号处理单元处理的信号计算所述探针的移动量。

16. 根据权利要求 15 所述的信号处理装置,其中,利用构成所述第一阵列换能器的换能器一维排列的平面中的移动量以及绕垂直于所述平面的轴的旋转角形成所述探针的移动量。

17. 根据权利要求 15 所述的信号处理装置,其中,所述移动量计算单元通过使用由所述信号处理单元处理的信号重建图像,并且执行图像匹配以计算所述探针的移动量。

18. 根据权利要求 17 所述的信号处理装置,其中,所述移动量计算单元通过在所述第一扫描平面中计算交点的移动量执行所述图像匹配以计算所述探针的移动量,所述交点为所述第一扫描平面相对于所述第二扫描平面的交点。

19. 根据权利要求 15 所述的信号处理装置,其中,所述移动量计算单元通过使用由所述信号处理单元处理的信号计算各信号的相位改变来计算所述探针的移动量。

20. 一种信号处理方法,包括:

处理从探针接收的信号或将要传输到所述探针的信号,

所述处理由包括所述探针的信号处理装置执行,

所述探针包括:

第一阵列换能器,具有第一扫描平面;以及

多个第二阵列换能器,各自具有与所述第一扫描平面相交的第二扫描平面。

信号处理装置和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及信号处理装置和方法,并且更具体地涉及用于提高探针移动量计算精度的信号处理装置和信号处理方法。

背景技术

[0002] 在捕捉超声图像的超声波诊断装置中,探针移动的检测对计算机辅助诊断、组织形状和性状的测量、全景图像的产生、3D 重建的处理等起重要作用。

[0003] 关于探针移动的检测,例如,专利文献 1 公开了利用二维探针形成两个扫描平面,并且引导探针移动的检测和三维移动的重建的一种方法。

[0004] 专利文献 2 公开了利用彼此垂直的一维阵列换能器形成超声波探针,并且接着追踪超声波探针的移动的一种方法。具体地,相应阵列探针的排列方向分别是 x 轴和 z 轴,并且波束方向是 y 轴。从图像计算在 x 轴和 z 轴方向的移动量,以获得合成矢量。以这种方式,确定在 x-z 平面的运动矢量。然后,在其他两个平面的一个中计算在 y 轴方向的移动量。因此,能够确定三维运动矢量。

[0005] 专利文献 2 中公开的方法被定义为追踪组织(被摄体 object)移动的方法。然而,通过这种方法难以在 x-z 平面检测绕 y 轴的旋转。

[0006] 关于 x 轴和 z 轴,在相应扫描平面的移动能够通过计算平面的仿射参数检测。

[0007] 引用列表

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1 :JP2005-185333A

[0010] 专利文献 2 :JP2010-227603A

发明内容

[0011] 本发明解决的问题

[0012] 如上所述,任一个常规方法旨在计算组织的三维运动矢量,并且与绕 y 轴的旋转不对应。

[0013] 不可能的是,组织在体内具有可检测的旋转移动。然而,探针的运动矢量需要计算,并且很有可能的是,探针在体表面上旋转。因此,检测绕 y 轴的旋转在计算探针移动方面是至关重要的。

[0014] 本公开鉴于那些情况做出,并且旨在提高探针移动量计算的精度。

[0015] 问题解决方案

[0016] 本公开的一方面的信号处理装置,包括:探针,其包括具有第一扫描平面的第一阵列换能器,以及各个具有与第一扫描平面相交的第二扫描平面的第二阵列换能器;以及信号处理单元,处理从探针接收的信号或传输到探针的信号。

[0017] 一维排列在第一阵列换能器中的换能器的数量大于一维排列在第二阵列换能器中的换能器的数量。

- [0018] 第二阵列换能器位于第一阵列换能器的两端。
- [0019] 第二扫描平面垂直于第一扫描平面。
- [0020] 信号处理装置可以进一步包括控制单元,其控制信号处理单元的信号处理参数。
- [0021] 信号处理参数是将要传输到第一阵列换能器和第二阵列换能器的信号的频率。
- [0022] 控制单元控制传输到第一阵列换能器和第二阵列换能器的信号的频率,使得传输到第二阵列换能器的信号的频率不同于传输到第一阵列换能器的信号的频率。
- [0023] 信号处理参数是将信号传输到第一阵列换能器和第二阵列换能器的时间。
- [0024] 控制单元控制将信号传输到第一阵列换能器和第二阵列换能器的时间,使得信号传输到第二阵列换能器中的换能器,该换能器定位在远离向一维排列在第一阵列换能器中的换能器之中的换能器传输信号的该换能器。
- [0025] 信号处理参数是用于将信号传输至第二阵列换能器的方法。
- [0026] 控制单元可以控制用于将信号传输至第二阵列换能器的方法,使得利用平面波引导至第二阵列换能器的信号传输。
- [0027] 信号处理参数是至第二阵列换能器的信号的传输的打开和关闭。
- [0028] 控制单元可以控制至第二阵列换能器的信号的传输的打开和关闭,使得至第二阵列换能器的信号传输是关闭的。
- [0029] 用于将波束聚焦在与第一阵列换能器的排列方向(array direction)相交的方向的透镜形状的设置层在将要与被摄体接触的第一阵列换能器和第二阵列换能器的一侧上,信号处理参数是由透镜形状的设置层在第二阵列换能器中引起的延迟量,以及控制单元基于延迟量控制将信号传输到第二阵列换能器的时间。。
- [0030] 信号处理装置可以进一步包括移动量计算单元,其通过使用由信号处理单元处理的信号计算探针的移动量。
- [0031] 利用其中构成第一阵列换能器的换能器一维排列的平面中的移动量,以及绕垂直于平面的轴的旋转角形成探针的移动量。
- [0032] 移动量计算单元可以通过使用由信号处理单元处理的信号重建图像,并且执行图像匹配以计算探针的移动量。
- [0033] 移动量计算单元可以通过在第一扫描平面中计算交点的移动量执行图像匹配,交点为第一扫描平面相对于第二扫描平面。
- [0034] 移动量计算单元可以通过使用由信号处理单元处理的信号计算相应信号的相位变化而计算探针的移动量。
- [0035] 本公开的一方面的信号处理方法包括:处理从探针接收的信号或传输至探针的信号,该处理通过包括探针的信号处理装置执行,该探针包括:具有第一扫描平面的第一阵列换能器,以及各具有与第一扫描平面相交的第二扫描平面的第二阵列换能器。
- [0036] 在本公开的一方面中,处理从探针接收的信号或传输至探针的信号。探针包括具有第一扫描平面的第一阵列换能器,以及各具有与第一扫描平面相交的第二扫描平面的第二阵列换能器。
- [0037] 本发明的效果
- [0038] 根据本公开,能够提高探针移动量计算的精度。

附图说明

- [0039] 图 1 是示出了常规探针的示例结构的框图。
- [0040] 图 2 是示出了应用本技术的探针的示例结构的示图。
- [0041] 图 3 是用于说明阵列换能器成像平面的示图。
- [0042] 图 4 是示出了应用本技术的诊断超声成像装置的示例结构的框图。
- [0043] 图 5 是示出了诊断超声成像装置的具体示例结构的框图。
- [0044] 图 6 是用于说明探针中的声透镜的示图。
- [0045] 图 7 是用于说明在 x 轴方向声透镜的影响的示图。
- [0046] 图 8 是用于说明在 z 轴方向声透镜的影响的示图。
- [0047] 图 9 是用于说明在诊断超声成像装置中探针移动量计算的示图。
- [0048] 图 10 是用于说明将本技术应用到二维阵列探针的示图。
- [0049] 图 11 是用于说明由诊断超声成像装置进行的超声信号处理的流程图。
- [0050] 图 12 是用于说明探针移动量计算处理的流程图。
- [0051] 图 13 是用于说明在探针中关于相应阵列换能器的传输定时控制的示图。
- [0052] 图 14 是示出了计算机的示例构造的框图。

具体实施方式

[0053] 在下文中,将描述实现本公开的模式(以下,称为实施方式)。将按以下顺序进行说明。

- [0054] 1. 第一实施方式(探针)
- [0055] 2. 第二实施方式(诊断超声成像装置)
- [0056] 3. 第三实施方式(BF 控制处理)
- [0057] 4. 第四实施方式(计算机)

[0058] <第一实施方式>

[0059] 【常规探针示例结构】

[0060] 参考图 1,在描述根据本技术的探针之前,为了比较而描述常规探针。

[0061] 例如,在图 1 中示出的探针 11 是具有一维阵列的线性探针。探针 11 是挤压被摄体(活体:例如,皮肤)的部位,并且在与被摄体接触的一侧具有利用排列的换能器形成的阵列换能器 21。换能器是超声波换能器,并且具有长方体形状。即,阵列换能器 21 通过布置(arranging)(排列 arraying)换能器使得各换能器的短边与探针 11 的长边 11L 一致。

[0062] 在图 1 示出的实例中,y 轴表示从阵列换能器 21 的中心(或探针 11 的短边 11S 的中心)输出的超声波的主瓣方向。x 轴是平行于探针 11 的长边 11L 的方向(或换能器排列方向),并且表示探针 11 的线性扫描方向。虽然在附图中未示出,但是 z 轴表示平行于探针 11 的短边 11S 的方向(或垂直于排列方向的方向)。在此后的附图中,x 轴、y 轴和 z 轴以与图 1 相同的方式限定。

[0063] 探针 11 的下侧(或 y 轴的正方向侧)是与被摄体接触的侧,并且利用扫描线 L1 至 Ln 形成的扫描平面 22 在探针 11 下方示出。

[0064] 在探针 11 中,为了形成作为在附图中的左扫描线的扫描线 L1,例如,从阵列换能器 21 的左边自第一换能器到第八换能器发射超声束 B1。为了在线性扫描方向形成作为下

一个扫描线的扫描线 L2,例如,从阵列换能器 21 的左边自第二换能器到第九换能器发射超声束 B2。为了在线性扫描方向形成作为下一个扫描线的扫描线 L3,例如,从阵列换能器 21 的左边自第三换能器到第十换能器发射超声束 B2。

[0065] 由被摄体反射的所发射的超声束 B1 的反射波被第一换能器到第八换能器接收,然后其使反射波受到信号处理,以产生扫描线 L1。由被摄体反射的所发射的超声束 B2 的反射波被第二换能器到第九换能器接收,然后其使反射波受到信号处理,以产生扫描线 L2。由被摄体反射的所发射的超声束 B3 的反射波被第三换能器到第十换能器接收,然后其使反射波受到信号处理,以产生扫描线 L3。

[0066] 发射超声束并且接收反射波的换能器在如上所述的线性扫描方向逐渐移动,探针 11 能够在利用扫描线 L1 到 Ln 形成的扫描平面 22 中重建图像。

[0067] 虽然在图 1 的实例中示出了排列在阵列换能器 21 中的 13 个换能器,但是那些换能器示意地示出,并且阵列换能器 21 例如通常利用 64 个换能器、96 个换能器、或 128 个换能器形成。

[0068] 另外,在图 1 示出的实例中,探针 11 是利用线性探针形成的。然而,下文中描述的本技术不限于线性探针,并且只要探针具有一维阵列,则探针可以是利用凸阵探针或扇形探针形成的。

[0069] 【根据本技术的探针示例结构】

[0070] 图 2 是示出了应用本技术的探针的示例结构的示意图。

[0071] 在图 2 中示出的探针 51 利用 A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63 形成。虽然在图 2 的实例中仅示出了构成探针 51 的阵列换能器,但是那些阵列换能器基本定位在与在图 1 中示出的以上描述的探针 11 相同的壳体中。

[0072] A 阵列换能器 61 是一维阵列换能器,相当于在图 1 中示出的阵列换能器 21。B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 以 A 阵列换能器 61 的相应换能器的排列方向垂直于 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的相应换能器的排列方向的这种方式连接到 A 阵列换能器 61 的两端(在附图中的右端和左端)。

[0073] 具体地,类似于在图 1 示出的探针 11 中的阵列换能器 21,A 阵列换能器 61 的相应换能器被排列成与探针 51 的长边 51L 成一行。另一方面,B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的相应换能器被排列成与探针 51 的短边 51S 成一行。

[0074] 因为 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 定向为与上述方式的探针 51 旋转的切线方向,所以能够容易地执行稍后描述的移动检测和旋转检测。

[0075] 在此,探针 51 的长边 51L 的长度包括(B 阵列换能器 62 各换能器长边的长度)+(A 阵列换能器 61 在排列方向的长度)+(C 阵列换能器 63 各换能器长边的长度)。探针 51 的短边 51S 的长度包括(A 阵列换能器 61 各换能器长边的长度)或(B 阵列换能器 62 或 C 阵列换能器 63 在其排列方向的长度)。

[0076] B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的长度短于 A 阵列换能器 61 在其排列方向的长度。构成相应的阵列换能器的换能器的形状基本上相同。即,排列在 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 中的换能器数量(n)小于排列在 A 阵列换能器 61 中的换能器数量(m)。

[0077] 如上所述,B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 与 A 阵列换能器 61 仅在排列的换能器数量和探针 11 中的方向不同,并且其他方面基本上与 A 阵列换能器 61 的其他方面

相同。

[0078] 虽然 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 中排列的换能器数量在图 2 示出的实例中都是 n,但是 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 中排列的换能器的数量可以彼此不同,只要他们小于 A 阵列换能器 61 中的换能器数量。

[0079] 另外,不具体地限制构成探针 51 的换能器的物理结构和特性,诸如类型、物理性、和填充物。

[0080] 在具有以上描述结构的探针 51 中,能够在如图 3 所示的三维平面中重建图像。

[0081] **【阵列换能器的成像平面的示例】**

[0082] 图 3 是示出了相应阵列换能器的成像平面的示意图。

[0083] 在图 3 示出的实例中,朝向附图中右侧的方向是 x 轴的正方向,朝向上部的方向是 z 轴的正方向,并且朝向左方、下部、和前方的方向是 y 轴的正方向。A 平面 71、B 平面 72、和 C 平面 73 垂直于通过沿平行于探针 51 的长边 51L 的方向延伸的 x 轴(A 阵列换能器 61 的排列方向)和沿平行于探针 51 的短边 51S 方向延伸的 z 轴(B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的排列方向)形成的 z-x 平面。

[0084] 具体地,A 平面 71 是定位于排列在 A 阵列换能器 61 中的换能器的长边的中心、平行于 x-y 平面、并且垂直于 z-x 平面的扫描平面中重建的成像平面。

[0085] B 平面 72 是定位于排列在 B 阵列换能器 62 中的换能器的长边的中心、平行于 y-z 平面、并且垂直于 z-x 平面的扫描平面中重建的成像平面。

[0086] C 平面 73 是定位于排列在 C 阵列换能器 63 中的换能器的长边的中心、平行于 y-z 平面、并且垂直于 x-z 平面的扫描平面中重建的成像平面。

[0087] 即,B 平面 72 和 C 平面 73 是彼此平行的平面,并且垂直于 A 平面 71。

[0088] 如上所述,在探针 51 中,布置 A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63,使得 B 平面 72 和 C 平面 73 变得彼此平行并且垂直于 A 平面 71。

[0089] 在下文中,被设计为以上述方式形成三个扫描平面的探针 51 在下文中将称作三平面探针。

[0090] < 第二实施方式 >

[0091] **【诊断超声成像装置的示例结构】**

[0092] 然后,描述包括以上参考图 2 和图 3 描述的探针 51 的诊断超声成像装置。

[0093] 图 4 是示出了作为应用本技术的信号处理装置的诊断超声成像装置的示例结构的框图。

[0094] 在图 4 中示出的诊断超声成像装置 81 是一种包括以上参考图 2 和图 3 描述的探针 51 的装置,通过使用超声波捕捉被摄体内部的图像(超声图像),并且显示该图像。诊断超声成像装置 81 用作用于捕捉病人身体内部图像或胎儿图像的医疗设备,或用作用于捕捉产品内部截面图像的工业设备。

[0095] 诊断超声成像装置 81 设计为包括:探针 51、T/R 开关 91、传输 BF(波束形成)单元 92、接收 BF 单元 93、BF 控制单元 94、信号处理单元 95、和显示单元 96。

[0096] 如以上参考图 2 和图 3 所述,探针 51 设计为包括 A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63。

[0097] A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63 基于来自 T/R 开关 91 的超

声信号将超声束传输至被摄体。同时, A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63 从被摄体接收反射波, 并且将接收的信号供应给 T/R 开关 91。

[0098] T/R 开关 91 是用于在传输和接收之间切换超声信号的开关。T/R 开关 91 从传输 BF 单元 92 接收超声信号, 并且将接收的超声信号供给 A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、或 C 阵列换能器 63。T/R 开关 91 从 A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、或 C 阵列换能器 63 接收超声信号, 并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93。

[0099] 在 BF 控制单元 94 的控制下, 传输 BF 单元 92 执行作为产生超声信号 (波形) 处理的传输波束形成处理, 并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91。

[0100] 在 BF 控制单元 94 的控制下, 接收 BF 单元 93 对从 T/R 开关 91 接收的信号执行接收波束形成处理, 并且将受到接收波束形成处理的信号供给信号处理单元 95。

[0101] 具体地, 接收波束形成处理是以下一种处理, 基于从测量区域中的目标点到探针 51 中的相应换能器的距离, 通过延迟相应换能器的接收波而产生的相应信号的加法处理调整接收波的相位 (在下文中, 适当地称作相位调整加法处理), 来产生表示来自测量区域中的目标点的反射波强度的反射波检测信号 (在下文中, 称作 RF 信号)。

[0102] BF 控制单元 94 控制传输 BF 单元 92 的传输波束形成处理和接收 BF 单元 93 的接收波束形成处理。

[0103] 通过传输波束形成处理产生的超声信号唯一确定参数, 诸如来自每个阵列换能器的波束发射的定时 (操作的换能器和换能器的数量)、传输频率、和传输方法。

[0104] 换言之, 传输 BF 单元 92 唯一确定诸如来自每个阵列换能器的波束发射的定时 (操作的换能器和换能器的数量)、传输频率、和传输方法的参数, 并且根据确定参数的组合产生超声信号。

[0105] 因此, BF 控制单元 94 控制传输 BF 单元 92 的传输波束形成处理, 以控制 (改变) 信号处理参数, 诸如来自每个阵列换能器的波束发射的定时 (操作的换能器和换能器的数量)、传输频率、和传输方法。

[0106] BF 控制单元 94 控制接收 BF 单元 93 的接收波束形成处理中的信号处理参数, 诸如接收聚焦的点数和 RF 信号采样频率。稍后将描述由 BF 控制单元 94 控制信号处理参数的方法。

[0107] 类似于以上参考图 1 描述的常规探针 11, 在图 4 中示出的探针 51 也能够用作一维阵列探针。在那种情况下, BF 控制单元 94 控制传输 BF 单元 92, 以禁止针对 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的传输波束形成。

[0108] 因此, T/R 开关 91 并不向 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的任一个传输信号。因此, 输出超声波和内部信号 (未示出) 的处理 (诸如, D/A 转换) 用与常规一维探针相同的方式执行, 并且能够保持与常规探针 11 的兼容性。兼容性是指, 即使用户以类似常规探针 11 的方式处理探针 51, 在操作性和性能方面也不存在差别。

[0109] 信号处理单元 95 对由接收 BF 单元 93 产生的 RF 信号执行处理, 主要是用于成像的处理, 并且将成像的信号 (或图像信号) 供给显示单元 96。

[0110] 显示单元 96 显示对应于从信号处理单元 95 供给的图像信号的图像。

[0111] 在图 4 的实例中, 未直接涉及本技术的功能块未示出。

[0112] 【诊断超声成像装置具体示例结构】

[0113] 图 5 示出了在图 4 中示出的诊断超声成像装置更具体的示例结构。在图 5 示出的实例中,传输 BF 单元 92-1 到 92-3 的块被划为相同阴影。这意味着那些单元包括在传输 BF 单元 92 中。类似地,接收 BF 单元 93-1 到 93-3 的块被划为相同的阴影。这意味着那些单元包括在接收 BF 单元 93 中。

[0114] 具体地,在图 5 示出的实例中,T/R 开关 91 设计为包括 T/R 开关 91-1 到 91-3。传输 BF 单元 92 设计为包括传输 BF 单元 92-1 到 92-3。接收 BF 单元 93 设计为包括接收 BF 单元 93-1 到 93-3。信号处理单元 95 设计为包括:RF 信号处理单元 95-1、图像转换处理单元 95-2、和图像处理单元 95-3。

[0115] T/R 开关 91-1、传输 BF 单元 92-1、和接收 BF 单元 93-1 对应于 B 阵列换能器 62。具体地,T/R 开关 91-1 从传输 BF 单元 92-1 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给 B 阵列换能器 62。T/R 开关 91-1 从 B 阵列换能器 62 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93-1。

[0116] 在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92-1 执行作为产生从 B 阵列换能器 62 发射的超声束的信号(波形)处理的传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91-1。在 BF 控制单元 94 的控制下,接收 BF 单元 93-1 对由 B 阵列换能器 62 接收并且从 T/R 开关 91-1 传输的信号执行接收波束形成处理,并且将受到接收波束形成处理的 RF 信号供给 RF 信号处理单元 95-1。

[0117] T/R 开关 91-2、传输 BF 单元 92-2、和接收 BF 单元 93-2 对应于 A 阵列换能器 61。具体地,T/R 开关 91-2 从传输 BF 单元 92-2 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给 A 阵列换能器 61。T/R 开关 91-2 从 A 阵列换能器 61 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93-2。

[0118] 在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92-2 执行作为产生从 A 阵列换能器 61 传输的超声束的信号(波形)处理的传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91-2。在 BF 控制单元 94 的控制下,接收 BF 单元 93-2 对由 A 阵列换能器 61 接收并且从 T/R 开关 91-2 传输的信号执行接收波束形成处理,并且将受到接收波束形成处理的 RF 信号供给 RF 信号处理单元 95-1。

[0119] T/R 开关 91-2、传输 BF 单元 92-2、和接收 BF 单元 93-2 对应于 A 阵列换能器 61。具体地,T/R 开关 91-2 从传输 BF 单元 92-2 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给 A 阵列换能器 61。T/R 开关 91-2 从 A 阵列换能器 61 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93-2。

[0120] 在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92-3 执行作为产生从 C 阵列换能器 63 传输的超声束的信号(波形)处理的传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91-3。在 BF 控制单元 94 的控制下,接收 BF 单元 93-3 对由 C 阵列换能器 63 接收并且从 T/R 开关 91-3 传输的信号执行接收波束形成处理,并且将受到接收波束形成处理的 RF 信号供给 RF 信号处理单元 95-1。

[0121] RF 信号处理单元 95-1 对来自接收 BF 单元 93-1 到 93-3 的 RF 信号执行信号处理,并且将处理的 RF 信号供给图像转换处理单元 95-2。图像转换处理单元 95-2 执行将来自 RF 信号处理单元 95-1 的 RF 信号转换为图像信号的处理。图像转换处理单元 95-2 将转换的图像信号供给图像处理单元 95-3。

[0122] 图像处理单元 95-3 通过使用从图像转换处理单元 95-2 供给的图像信号执行信号处理。在信号处理的一个步骤中,图像处理单元 95-3 计算探针 51 的移动量,以确定探针 51 的移动量和旋转角。基于确定的探针 51 的移动量和旋转角,图像处理单元 95-3 通过将图像变为全景图像(具有宽视野角度)并且通过图像切换变为体数据而产生超声图像,并且将产生的超声图像供给显示单元 96。

[0123] 【在探针中的声透镜】

[0124] 图 6 示出了在接触被摄体的一侧的探针 51 中的 A 阵列换能器 61 的内部结构。在图 6 示出的实例中,朝向上部的方向是 y 轴的正方向,并且表示探针 51 接触被摄体的一侧。在附图中,朝向右侧的方向是 x 轴的正方向,并且朝向左方的倾斜方向是 z 轴的正方向。

[0125] 在图 6 中示出的 A 阵列换能器 61 的上侧,或接触被摄体的一侧,具有在其上堆叠的声匹配层 101,以及堆叠在声匹配层 101 上的声透镜 102。封装材料 103 设置在 A 阵列换能器 61 下方。即,A 阵列换能器 61 堆叠在封装材料 103 上。

[0126] 声透镜 102 具有这种透镜形状,从而沿着探针 51 的短边 51S 收集光。利用那种形状,聚焦在平行于探针 51 的短边 51S 的方向(z 轴方向)的光束实现在 A 阵列换能器 61 中。在探针 51 中,声透镜也形成在设置于 A 阵列换能器 61 的右端和左端的 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的每一个中,具有沿 x 轴的正向和负向延伸的这种透镜形状。

[0127] 例如,在图 6 中示出的探针 51 的短边 51S 的中心处从上到下(沿着 x-y 平面)截取的截面中的声透镜 102 的形状表示为如图 7 示出的扁平的矩形。

[0128] 因此,在 A 阵列换能器 61 的 x 轴方向波束形成中,从 A 阵列换能器 61 释放的合成波阵面 111A 输出为来自声透镜 102 的图 7 中示出的合成波阵面 111B,而没有在其形状方面的变化。在这种情况下,能够忽略声透镜 102 的影响。

[0129] 另一方面,在图 6 中示出的探针 51 的长边 51L 的位置从上到下(沿着 y-z 平面)截取的截面中的声透镜 102 具有例如在图 8 中示出的透镜形状。因此,在 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的 z 轴方向波束形成中,类似于在图 8 中示出的合成波阵面 113B,从 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 释放的合成波阵面 113A 受声透镜 102 影响。具体地,由于声透镜 102 的透镜效果,合成波阵面 113B 改变为具有较小的 R,并且焦点 114 比在利用图 7 中示出的合成波阵面 111B 的情况下形成的焦点 112 形成在更近的周围地区。

[0130] 因此,当波束从 B 阵列换能器 62 或 C 阵列换能器 63 发射时,需要在考虑声透镜 102 的效果的情况下执行针对波束形成的延迟量计算等。然而,在针对波束形成的延迟量计算中仅需要考虑这种区别,并不引起实际延迟量计算中的处理量的增加和处理速度的降低。

[0131] 【探针移动量计算处理的示例】

[0132] 在平面的一般坐标变换中,存在平行移动(沿 x 方向和 y 方向)、缩放、和旋转(绕 y 轴)方面的自由度。在探针 51 的接触区域在人体表面移动并且人体表面视为平面的情况下,无需考虑缩放,并且实际上仅需要检测平行移动(沿 x 方向和 y 方向)和旋转(绕 y 轴)。

[0133] 当计算平行移动参数时,必须知道至少一个点的移动(Δx , Δz)。然而,当计算旋转角时,必须知道至少两个点的移动。如上所述,通过基于如在专利文献 2 中公开的彼此垂直的两个表面的检测方法,仅能够计算一个对应点的移动量。

[0134] 另一方面,在探针 51 中,定位 A 平面 71、B 平面 72、和 C 平面 73,使得两个交点(交

点 AB 和交点 AC) 形成在体表面上, 如图 9 所示,。

[0135] 图 9 示出了当从 y 轴方向观看时图 3 的 A 平面 71、B 平面 72、和 C 平面 73 的示例布置。在图 9 示出的实例中, 布置平面使得 B 平面 72 和 C 平面 73 变得垂直于 A 平面 71, 并且 A 平面 71 和 B 平面 72 之间的交点 AB 和 A 平面 71 和 C 平面 73 之间的交点 AC 形成在 z-x 平面上。

[0136] 因此, 图像处理单元 95-3 能够计算 z-x 平面中的交点 AB 和交点 AC 的移动量, 并且然后计算绕 y 轴的旋转角。

[0137] 在图 9 示出的实例是优选实例, 其中, A 平面 71 垂直于 B 平面 72 和 C 平面 73。然而, 只要 A 平面 71 与 B 平面 72 和 C 平面 73 相交 (或不平行), 垂直不是必要的。同样, B 平面 72 和 C 平面 73 在附图中彼此平行, 但是可以彼此不平行。

[0138] 使用在相应扫描平面中重建的图像 (也称作 B 模式图像), 图像处理单元 95-3 估计探针 51 的移动量。估计探针 51 的移动量的方法基本上与检测图像的移动的方法相同。具体地, 在时间 t 重建的图像和在下一个帧 $t + \Delta t$ 中重建的图像之间, 通过诸如特征点匹配和块匹配的方法计算整个成像平面中的交点 AB 和交点 AC 的移动量。

[0139] 通过探针 51 的物理特征量 (诸如换能器间距和孔径尺寸)、超声波的物理特征量 (诸如声音的频率和速度) 以及在接收之后的信号处理 (诸如 A-D 转换的频率) 限定超声图像。因此, 在图像中的移动量 (像素数量) 能够容易地转换为在实体内的移动量 (距离单位, 诸如毫米)。

[0140] 在 A 平面 71 中的重建图像处于 x-y 平面, 并且在 B 平面 72 和 C 平面 73 中的重建图像处于 y-z 平面。在获得的移动量之中, 沿 y 方向的移动量不用于稍后的坐标变换参数计算。具体地, (x_t, z_{bt}) 和 $(x_{t+\Delta t}, z_{bt+\Delta t})$ 针对在图 9 中示出的交点 AB 计算, 并且 (x_t, z_{ct}) 和 $(x_{t+\Delta t}, z_{ct+\Delta t})$ 针对交点 AC 计算。

[0141] 那些关系应用于赫尔默特 (Helmert) 变换公式, 并且然后解出公式。以这种方式, 能够计算探针 51 的移动量 (x_0, z_0) 和旋转角 θ 。赫尔默特变换公式由以下等式 (1) 表示。

$$[0142] \quad x' = x \cos \theta - z \sin \theta + x_0$$

$$[0143] \quad z' = x \sin \theta + z \cos \theta + z_0 \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

[0144] 以上描述的移动量计算方法能够应用于其中使用利用如图 10 所示的二维阵列换能器形成的二维阵列探针的情况。在图 10 中示出的相应正方形代表换能器。

[0145] 在该方法应用于二维阵列探针的情况下, A 平面 71 与 B 平面 72、和 C 平面 73 可以形成为具有三个扫描平面的本公开的探针 51 中, 或由虚线表示的 D 平面 121 可以加入 B 平面 72 和 C 平面 73 之间。

[0146] 另外, 在 x-z 平面中, B 平面 72、C 平面 73、和 D 平面 121 优选垂直于 A 平面 71。然而, 只要那些平面不平行于 A 平面 71, 就能够应用以上描述的移动量计算方法。在图 10 的实例中示出的 B 平面 72、C 平面 73、和 D 平面 121 之间的位置关系仅是示例, 并且那些平面不必具有在图 10 中示出的位置关系。例如, B 平面 72 和 C 平面 73 优选地, 但不必位于检测范围的两端。

[0147] 如上所述, 能够利用在以上第一实施方式中描述的探针 51 和通过由针对在以上第二实施方式中描述的探针 51 的诊断超声成像装置 81 实施的信号处理方法计算探针 51 的运动 (移动参数)。

[0148] 在以上描述中,在图像重建之后,通过执行图像匹配计算移动量。然而,可以通过在图像的重建之前对 RF 信号执行信号处理来估计移动量,并且基于移动量可以计算探针 51 的移动量。在这种情况下,RF 信号处理单元 95-1 执行计算处理,以计算移动量(或在这种情况下下的相位变化)。

[0149] 【由诊断超声成像装置执行的处理】

[0150] 现在参考在图 11 中示出的流程图,描述由诊断超声成像装置 81 执行的超声信号处理。

[0151] 在步骤 S21,在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92 对阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63 执行传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91。

[0152] 具体地,在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92-1 执行作为产生从 B 阵列换能器 62 发射的超声束的信号(波形)处理的传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91-1。T/R 开关 91-1 从传输 BF 单元 92-1 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给 B 阵列换能器 62。

[0153] 在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92-2 执行作为产生从 A 阵列换能器 61 传输的超声束的信号(波形)处理的传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91-2。T/R 开关 91-2 从传输 BF 单元 92-2 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给 A 阵列换能器 61。

[0154] 在 BF 控制单元 94 的控制下,传输 BF 单元 92-3 执行作为产生从 C 阵列换能器 63 传输的超声束的信号(波形)处理的传输波束形成处理,并且将受到传输波束形成处理的信号供给 T/R 开关 91-3。T/R 开关 91-3 从传输 BF 单元 92-3 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给 C 阵列换能器 63。

[0155] 在步骤 S22,A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63 各自基于从 T/R 开关 91 供给的超声信号将超声束发射至被摄体。

[0156] 在步骤 S23,T/R 开关 91 例如通过将内部开关的位置从传输 BF 单元 92 侧切换至接收 BF 单元 93 侧来从传输切换至接收。

[0157] 具体地,例如,T/R 开关 91-1 例如通过将内部开关的位置从传输 BF 单元 92-1 侧切换至接收 BF 单元 93-1 侧来从传输切换至接收。T/R 开关 91-2 例如通过将内部开关的位置从传输 BF 单元 92-2 侧切换至接收 BF 单元 93-2 侧来从传输切换至接收。T/R 开关 91-3 通过将内部开关的位置从传输 BF 单元 92-3 侧切换至接收 BF 单元 93-3 侧来从传输切换至接收。

[0158] 在步骤 S24,A 阵列换能器 61、B 阵列换能器 62、和 C 阵列换能器 63 接收对应于在步骤 S22 中传输的超声束的反射波。

[0159] 具体地,B 阵列换能器 62 将对应于接收的反射波的超声信号供给 T/R 开关 91-1。T/R 开关 91-1 从 B 阵列换能器 62 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93-1。A 阵列换能器 61 将对应于接收的反射波的超声信号供给 T/R 开关 91-2。T/R 开关 91-2 从 A 阵列换能器 61 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93-2。C 阵列换能器 63 将对应于接收的反射波的超声信号供给 T/R 开关 91-3。T/R 开关 91-3 从 C 阵列换能器 63 接收超声信号,并且将接收的超声信号供给接收 BF 单元 93-3。

[0160] 在步骤 S25, 在 BF 控制单元 94 的控制下, 接收 BF 单元 93 对从 T/R 开关 91 接收的信号执行接收波束形成处理, 并且将受到接收波束形成处理的信号供给信号处理单元 95。

[0161] 具体地, 在 BF 控制单元 94 的控制下, 接收 BF 单元 93-1 对由 B 阵列换能器 62 接收并且从 T/R 开关 91-1 传输的信号执行接收波束形成处理, 并且将受到接收波束形成处理的 RF 信号供给信号处理单元 95。在 BF 控制单元 94 的控制下, 接收 BF 单元 93-2 对由 A 阵列换能器 61 接收并且从 T/R 开关 91-2 传输的信号执行接收波束形成处理, 并且将受到接收波束形成处理的 RF 信号供给信号处理单元 95。在 BF 控制单元 94 的控制下, 接收 BF 单元 93-3 对由 C 阵列换能器 63 接收并且从 T/R 开关 91-3 传输的信号执行接收波束形成处理, 并且将受到接收波束形成处理的 RF 信号供给信号处理单元 95。

[0162] 在步骤 S26, 信号处理单元 95 对受到接收波束形成处理的 RF 信号执行信号处理。具体地, RF 信号处理单元 95-1 对来自接收 BF 单元 93-1 到 93-3 的 RF 信号执行信号处理, 并且将处理的 RF 信号供给图像转换处理单元 95-2。图像转换处理单元 95-2 执行将来自 RF 信号处理单元 95-1 的 RF 信号转换为图像信号的处理。图像转换处理单元 95-2 将转换的图像信号供给图像处理单元 95-3。

[0163] 作为信号处理中的步骤, 使用来自图像转换处理单元 95-2 的图像信号, 图像处理单元 95-3 执行计算探针 51 的移动量的处理。稍后将参考图 12 描述作为信号处理中的步骤对探针 51 执行的移动量计算处理。

[0164] 通过计算探针 51 的移动量的处理, 计算探针 51 在 z - x 平面中的移动量和探针 51 绕 y 轴的旋转角。在步骤 S27, 基于在步骤 S26 确定的移动量和旋转角, 图像处理单元 95-3 通过将图像变为全景图像 (具有宽视野角度) 并且通过图像切换变为体数据而产生超声图像。产生的超声图像供给显示单元 96。

[0165] 在步骤 S28, 显示单元 96 显示在步骤 S27 产生的超声图像。

[0166] 【探针移动量计算处理】

[0167] 现在参考在图 12 中示出的流程图, 描述作为在步骤 S26 中的信号处理的步骤的探针移动量计算处理。

[0168] 在步骤 S51, 图像处理单元 95-3 通过使用 A 平面 71、B 平面 72、和 C 平面 73 的相应先前图像和相应当前图像执行移动估计。具体地, 在时间 t 重建的图像和在下一个帧 $t + \Delta t$ 中重建的图像之间, 图像处理单元 95-3 通过使用诸如特征点匹配或块匹配的方法计算在整个成像平面中的交点 AB 和交点 AC 的移动量。

[0169] 在步骤 S52, 图像处理单元 95-3 将在图像中的交点 AB 和交点 AC 的坐标变换为在实际的活体中的对应点的坐标。

[0170] 在步骤 S53, 图像处理单元 95-3 根据由等式 (1) 表示的赫尔默特变换公式计算探针 51 的移动量 (x_0, z_0) 和旋转角 θ 。具体地, 图像处理单元 95-3 将所变换的坐标代入由等式 (1) 表示的赫尔默特变换公式, 并且解出公式, 以计算探针 51 的移动量 (x_0, z_0) 和旋转角 θ 。

[0171] 如上所述, 探针 51 的运动 (移动参数) 能够利用作为具有三个扫描平面的三平面探针的探针 51 并且通过针对探针 51 的诊断超声成像装置 81 实施的信号处理方法计算。

[0172] < 第三实施方式 >

[0173] 【BF 控制方法实例】

[0174] 在诊断超声成像装置 81 中,仅可以驱动 A 平面 71,而不驱动 B 平面 72 和 C 平面 73。即,探针 51 也能够用作常规一维阵列探针。因此,探针 51 有时用作常规一维阵列探针,并且有时用作其中 B 平面 72 和 C 平面 73 驱动的三维平面探针。

[0175] 在这两种情况之间,引起将导致诊断程序误差的图像质量差异不被优选。

[0176] 在考虑到阵列探针的电子扫描的情况下,换能器数量的增加通常导致帧速率的降低。即,扫描 B 平面 72 和 C 平面 73 牺牲了 A 平面 71 的帧速率。

[0177] 在诊断超声成像装置 81 中,在诊断成像中仅使用 A 平面 71 的图像。如以上参考图 9 所述,B 平面 72 和 C 平面 73 是在计算探针 51 的移动量中使用的图像。因此,只要能够具有足够精度计算移动量,在 B 平面 72 和 C 平面 73 中的主观图像质量不重要。

[0178] 基于以上构思,诊断超声成像装置 81 的 BF 控制单元 94 控制用于传输到 A 平面 71、B 平面 72、和 C 平面 73 的信号或从那些平面接收的超声信号的信号处理参数。

[0179] 具体地,当探针 51 用作三平面探针时,BF 控制单元 94 控制作为在传输 BF 单元或接收 BF 单元中使用的超声信号的信号处理参数的传输定时、传输频率、和波束形成。

[0180] 首先,传输定时控制被描述为第一信号处理参数控制方法。BF 控制单元 94 执行扫描 B 平面 72 和 C 平面 73 的同步操作,而不干扰扫描 A 平面 71 的操作。

[0181] BF 控制单元 94 在与 A 平面 71 中扫描位置的相对端扫描平面。即,BF 控制单元 94 同时驱动物理上彼此远离的换能器。例如,探针 51 具有在图 13 中示出的结构,并且在扫描操作中的孔径尺寸等于三个元件。

[0182] 如在图 13 中的实例所示,A 阵列换能器 61 被设计为包括从左到右分配为 0 到 8 的换能器。位于 A 阵列换能器 61 左侧的 B 阵列换能器 62 设计为包括从上到下分配为 9 到 12 的换能器。位于 A 阵列换能器 61 右侧的 C 阵列换能器 63 设计为包括从上到下分配为 13 到 20 的换能器。实际上,每个阵列换能器被设计为包括比图 13 所示的这些数量更多的换能器。

[0183] 在这种结构中,当波束在从 A 阵列换能器 61 中标为 -1(未示出)、0、和 1 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也从 C 阵列换能器 63 中标为 13 和 14 的换能器中发射。

[0184] 当波束从 A 阵列换能器 61 中标为 0、1、和 2 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也从 C 阵列换能器 63 中标为 14 和 15 的换能器发射。当波束从 A 阵列换能器 61 中标为 1、2、和 3 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也从 C 阵列换能器 63 中标为 15 和 16 的换能器发射。当波束从 A 阵列换能器 61 中标为 2、3、和 4 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也从 C 阵列换能器 63 中标为 16 和 17(未示出)的换能器发射。

[0185] 当波束从 A 阵列换能器 61 中标为 3、4、和 5 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也在 B 阵列换能器 62 中标为 9 和 10 的换能器发射。当波束从 A 阵列换能器 61 中标为 4、5、和 6 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也在 B 阵列换能器 62 中标为 10 和 11 的换能器发射。当波束从 A 阵列换能器 61 中标为 5、6、和 7 的换能器发射时,BF 控制单元 94 执行控制,使得波束也在 B 阵列换能器 62 中标为 11 和 12 的换能器发射。

[0186] 如上所述,同时驱动物理上彼此远离的阵列换能器,使用相互影响减少,并且避免

来自 A 阵列换能器 61 的重建图像中的帧速率降低。

[0187] 接着,传输频率控制被描述为第二信号处理参数控制方法。对于 A 阵列换能器 61,形成在 A 平面 71 中的图像用于诊断成像。因此,需要以适于诊断目的的频率传输超声信号。这种频率影响可达深度和帧速率。

[0188] 同时,对于位于 A 阵列换能器 61 的右端和左端的 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 执行成像。然而,形成在 B 平面 72 中的图像和形成在 C 平面 73 中的图像仅用在计算移动量中,并不用于诊断成像。因此,在设置从 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 传输的超声信号的频率中允许一定的自由度。

[0189] 具体地,当针对 A 阵列换能器 61 的传输频率宽带是从 7.5MHz 到 10MHz 时,通过对 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 设置比 10MHz 更高的传输频率宽带可以防止频率干扰。可替换地,针对 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的传输频率宽带可以设置为低于 7.5MHz。在这种情况下,也能够防止频率干扰。

[0190] 此外,现在将波束形成控制描述为第三信号处理参数控制方法。BF 控制单元 94 控制 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 以平面波的形式发射波束。即,涉及电子扫描的技术通常由 A 阵列换能器 61 使用,但是不涉及电子扫描的技术由 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 使用。

[0191] 因此,从 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 传输的波束的次数降低。因此,通过根据以上描述的第一控制方法的距离的信号分离变得更有效。

[0192] 在以上描述的第一到第三信号处理参数控制方法之中,最有效的是第二种,但是可以控制所有的第一到第三信号处理参数控制方法。即,以上提及的各种参数可以以组合的方式被控制,从而显著地降低对 A 平面 71 中的图像质量的影响,并且有效地增加计算 B 平面 72 和 C 平面 73 中移动量的精度。

[0193] 并非必须使用所有第一到第三信号处理参数控制方法或第一到第三信号处理参数控制方法中的一个,但是可以使用第一到第三信号处理参数控制方法中的任意两个。

[0194] 如上所述,根据本技术,元件总数能够小于在常规二维探针中的元件总数,并且因此能够降低产品成本和信号处理成本。

[0195] 例如,当利用二维探针实现的是与利用具有 128 元件的一维探针实现的图像质量相同的图像质量时,二维探针需要具有 128×128 元件。根据本技术,另一方面,相同图像质量能够利用 $(128+16+16)$ 元件达到,其中,在与排列方向垂直的方向的元件数量或在 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的每个中的元件数量是 16。

[0196] 在具有对齐垂直方向的 16 个元件的 1.5 维探针的情况下,元件数量是 128×16 。在考虑到换能器材料等的处理情况下,在本技术和制造 1.5 维探针或二维探针的情况之间的硬件成本的差异大于由元件数量差异引起的差异。即,本技术中的硬件成本维持在较低水平。

[0197] 另外,根据本技术,能够测量双轴移动和单轴旋转的位移,好像用户使用一维探针。如果 A 阵列换能器 61 利用少量元件(例如,96 元件)形成,则探针 51 的外部与利用大量元件(例如,128 元件)形成的一维探针完全相同。因此,当在没有来自 B 阵列换能器 62 和 C 阵列换能器 63 的波束发射情况下执行常规诊断成像时,例如,探针 51 的使用性不同于常规探针的使用性。

[0198] 另外,当测量位移时,不必改变探针。实际上,很少将二维探针用作一维探针。鉴于此,本技术就成本而言是有利的。

[0199] 此外,根据本技术,能够最小化帧速率的降低。具体地,与A平面71相交的B平面72和C平面73中的图像可以通过控制波束的频率和传输/接收而产生,而不影响在A平面71中的图像质量。因此,即使执行使用B平面72或C平面73的操作,也能够再生与利用常规B模式图像的诊断成像相同的情形。

[0200] 另外,根据本技术,高精度地检测探针51的移动。因此,能够增加本技术对位置表示、全景图像等的应用的精度。

[0201] 获取准确探针位置信息的主要目标之一是通过图像切换获得全景图像(具有宽视野角度)和体数据。

[0202] 通过使用常规一维探针的方法,在切换沿长轴方向(x方向)的移动方面能够达到高精度,但是沿短轴方向(z方向)的扩展方面是困难的。另外,将朝向轴的探针接触面倾斜从而创建体数据的方法现在正在投入实际使用。然而,在那种情况下,角度是固定的(存在在数秒内将探针移动至一定度的指示),或使用配备有角度传感器的特殊系统。

[0203] 通过使用角度传感器的方法,能够以一定精度实现体数据再生。然而,探针的接触面不移动,并且因此,不能创建接近表皮的地方的体数据。

[0204] 根据本技术,高精度地检测探针的移动。因此,能够通过图像切换更精确地获得全景图像(具有宽视野角度)和体数据。

[0205] 以上描述的一系列处理能够由硬件执行,并且也能够由软件执行。当该系列处理由软件执行时,将形成该软件的程序安装到计算机中。应注意,计算机的实例包括嵌入在专用硬件计算机和通过在其中安装各种程序能够执行各种功能的通用个人计算机。

[0206] < 第四实施方式 >

[0207] 【计算机的实例构造】

[0208] 图14是示出了根据程序执行以上描述的一系列处理的计算机硬件的示例构造的框图。

[0209] 在计算机中,CPU(中央处理器)401、ROM(只读存储器)402、以及RAM(随机存取存储器)403通过总线404彼此连接。

[0210] 输入/输出接口405进一步连接到总线404。输入单元406、输出单元407、存储单元408、通信单元409、和驱动器410被连接至输入/输出接口405。

[0211] 输入单元406利用键盘、鼠标、麦克风等形成。输出单元407利用显示器、扬声器等形成。存储单元408利用硬盘、非易失性存储器等形成。通信单元409利用网络接口等形成。驱动器410驱动诸如磁盘、光盘、磁光盘、及半导体存储器的移动介质411。

[0212] 在具有以上描述构造的计算机中,CPU401经由输入/输出接口405和总线404将程序从存储单元408下载到RAM103上,并执行该程序,以执行以上描述的一系列处理。

[0213] 被计算机(CPU401)执行的程序可以记录在作为提供的封装介质的移动介质411上。可替换地,程序能够经由有线传输介质或无线传输介质提供,诸如局域网、互联网或数字广播。

[0214] 在计算机中,当移动介质411安装在驱动器410上时,程序能够经由输入/输出接口405安装到存储单元408。同样,程序可以经由有线传输介质或无线传输介质通过通信单

元 409 接收,并且可以安装到存储单元 408。除此之外,程序可以事先安装到 ROM402 或存储单元 408。

[0215] 通过计算机执行的程序可以是用于根据本说明书中描述的顺序按时间顺序执行处理的程序,或可以是用于平行执行处理或在需要时(诸如,在存在调用时)执行处理的程序。

[0216] 在本说明书中,术语“系统”是指利用设备、块、器件形成的整个装置。

[0217] 本公开的实施方式不限于以上描述的实施方式,并且在没有偏离本公开的精神和范围的情况下,可对其做出各种改变。

[0218] 虽然已经参考附图描述了本公开的优选实施方式,但是本公开不限于那些实施例。显而易见地,本发明技术领域的普通技术人员在本文要求保护的技术构思内能够想到各种改变和修改,以及那些改变和修改毫无疑问被视为包含在本公开的技术范围内。

[0219] 本技术也能够处于以下列形式。

[0220] (1) 一种信号处理装置,包括:

[0221] 探针,包括:

[0222] 第一阵列换能器,具有第一扫描平面;以及

[0223] 多个第二阵列换能器,各自具有与所述第一扫描平面相交的第二扫描平面;以及

[0224] 信号处理单元,被配置为处理从所述探针接收的信号或将要传输到所述探针的信号。

[0225] (2) 根据(1)所述的信号处理装置,其中,一维排列在所述第一阵列换能器中的换能器的数量大于一维排列在所述第二阵列换能器中的换能器的数量。

[0226] (3) 根据(1)或(2)所述的信号处理装置,其中,所述第二阵列换能器位于所述第一阵列换能器的两端。

[0227] (4) 根据(1)至(3)的任一项所述的信号处理装置,其中,所述第二扫描平面垂直于所述第一扫描平面。

[0228] (5) 根据(1)至(4)的任一项所述的信号处理装置,进一步包括控制单元,被配置为控制所述信号处理单元的信号处理参数。

[0229] (6) 根据(5)所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是将要传输到所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的信号的频率。

[0230] (7) 根据(6)所述的信号处理装置,其中,所述控制单元控制将要传输到所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的所述信号的所述频率,使得将要传输到所述第二阵列换能器的信号的频率不同于将要传输到所述第一阵列换能器的信号的频率。

[0231] (8) 根据(5)所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是将信号传输到所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的时间。

[0232] (9) 根据(8)所述的信号处理装置,其中,所述控制单元控制将信号传输到所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的所述时间,使得信号传输到所述第二阵列换能器中的换能器,所述换能器定位在远离向一维排列在所述第一阵列换能器中的所述换能器之中的换能器传输信号的所述换能器。

[0233] (10) 根据(9)所述的信号处理装置,其中,所述信号处理参数是用于将信号传输到所述第二阵列换能器的方法。

[0234] (11) 根据 (10) 所述的信号处理装置, 其中, 所述控制单元控制用于将信号传输至所述第二阵列换能器的所述方法, 使得至所述第二阵列换能器的信号传输利用平面波引导。

[0235] (12) 根据 (5) 所述的信号处理装置, 其中, 所述信号处理参数是至所述第二阵列换能器的信号的传输的打开和关闭。

[0236] (13) 根据 (12) 所述的信号处理装置, 其中, 所述控制单元控制至所述第二阵列换能器的信号的所述传输的所述打开和所述关闭, 使得至所述第二阵列换能器的信号的所述传输是关闭的。

[0237] (14) 根据 (5) 所述的信号处理装置, 其中

[0238] 用于将波束聚焦在与所述第一阵列换能器的排列方向相交的方向的透镜形状(layer)设置在将要与被摄体接触的所述第一阵列换能器和所述第二阵列换能器的一侧上,

[0239] 所述信号处理参数是由所述透镜形状(layer)在所述第二阵列换能器中引起的延迟量, 以及

[0240] 所述控制单元基于所述延迟量控制将信号传输到所述第二阵列换能器的时间。

[0241] (15) 根据 (1) 至 (14) 的任一项所述的信号处理装置, 进一步包括: 移动量计算单元, 被配置为通过利用由所述信号处理单元所处理的所述信号计算所述探针的移动量。

[0242] (16) 根据 (15) 所述的信号处理装置, 其中, 利用构成所述第一阵列换能器的换能器一维排列的平面中的移动量以及绕垂直于所述平面的轴的旋转角形成所述探针的所述移动量。

[0243] (17) 根据 (15) 所述的信号处理装置, 其中, 所述移动量计算单元通过使用由所述信号处理单元处理的所述信号重建图像, 并且执行图像匹配以计算所述探针的所述移动量。

[0244] (18) 根据 (17) 所述的信号处理装置, 其中, 所述移动量计算单元通过在所述第一扫描平面中计算交点的移动量执行所述图像匹配以计算所述探针的所述移动量, 所述交点为所述第一扫描平面相对于所述第二扫描平面。

[0245] (19) 根据 (15) 所述的信号处理装置, 其中, 所述移动量计算单元通过使用由所述信号处理单元处理的所述信号计算相应信号的相位改变来计算所述探针的所述移动量。

[0246] (20) 一种信号处理方法, 包括:

[0247] 处理从探针接收的信号或将要传输到所述探针的信号,

[0248] 所述处理由包括所述探针的信号处理装置执行,

[0249] 所述探针包括:

[0250] 第一阵列换能器, 具有第一扫描平面; 以及

[0251] 多个第二阵列换能器, 各自具有与所述第一扫描平面相交的第二扫描平面。

[0252] 参考标记列表

[0253] 51 探针

[0254] 61 A 阵列换能器

[0255] 62 B 阵列换能器

[0256] 63 C 阵列换能器

[0257] 71 A 平面

[0258]	72	B 平面
[0259]	73	C 平面
[0260]	81	诊断超声成像装置
[0261]	91、91-1 到 91-3	T/R 开关
[0262]	92、92-1 到 92-3	传输 BF 单元
[0263]	93、93-1 到 93-3	接收 BF 单元
[0264]	94	BF 控制单元
[0265]	95	信号处理单元
[0266]	95-1	RF 信号处理单元
[0267]	95-2	图像转换处理单元
[0268]	95-3	图像处理单元
[0269]	96	显示单元
[0270]	101	声匹配层
[0271]	102	声透镜
[0272]	103	封装材料
[0273]	111A、111B	合成波阵面
[0274]	112	焦点
[0275]	113A、113B	合成波阵面
[0276]	114	焦点
[0277]	121	D 平面

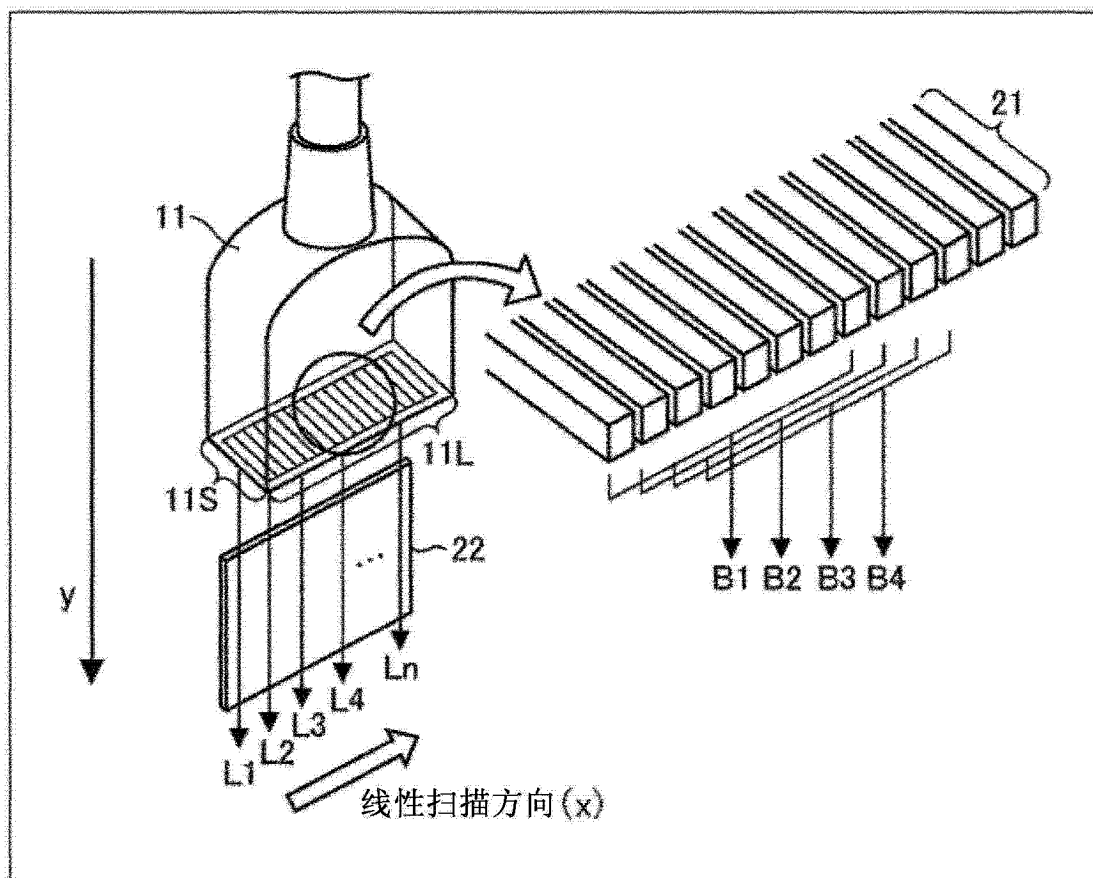


图 1

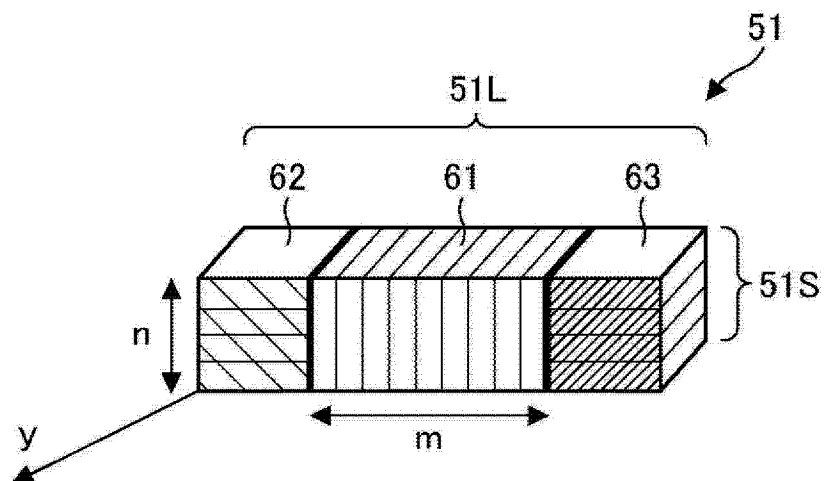


图 2

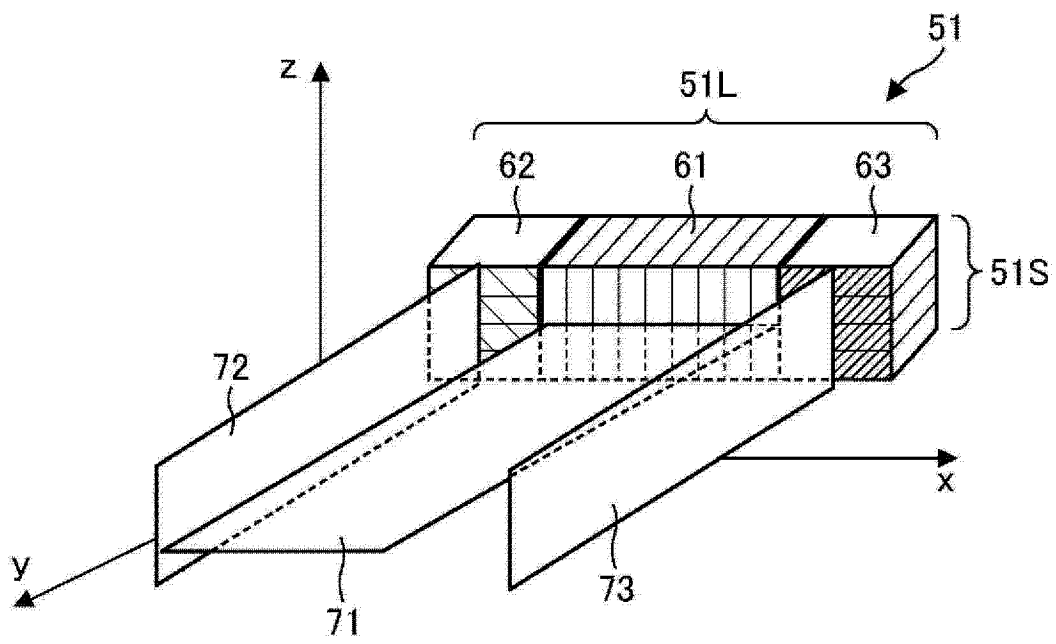


图 3

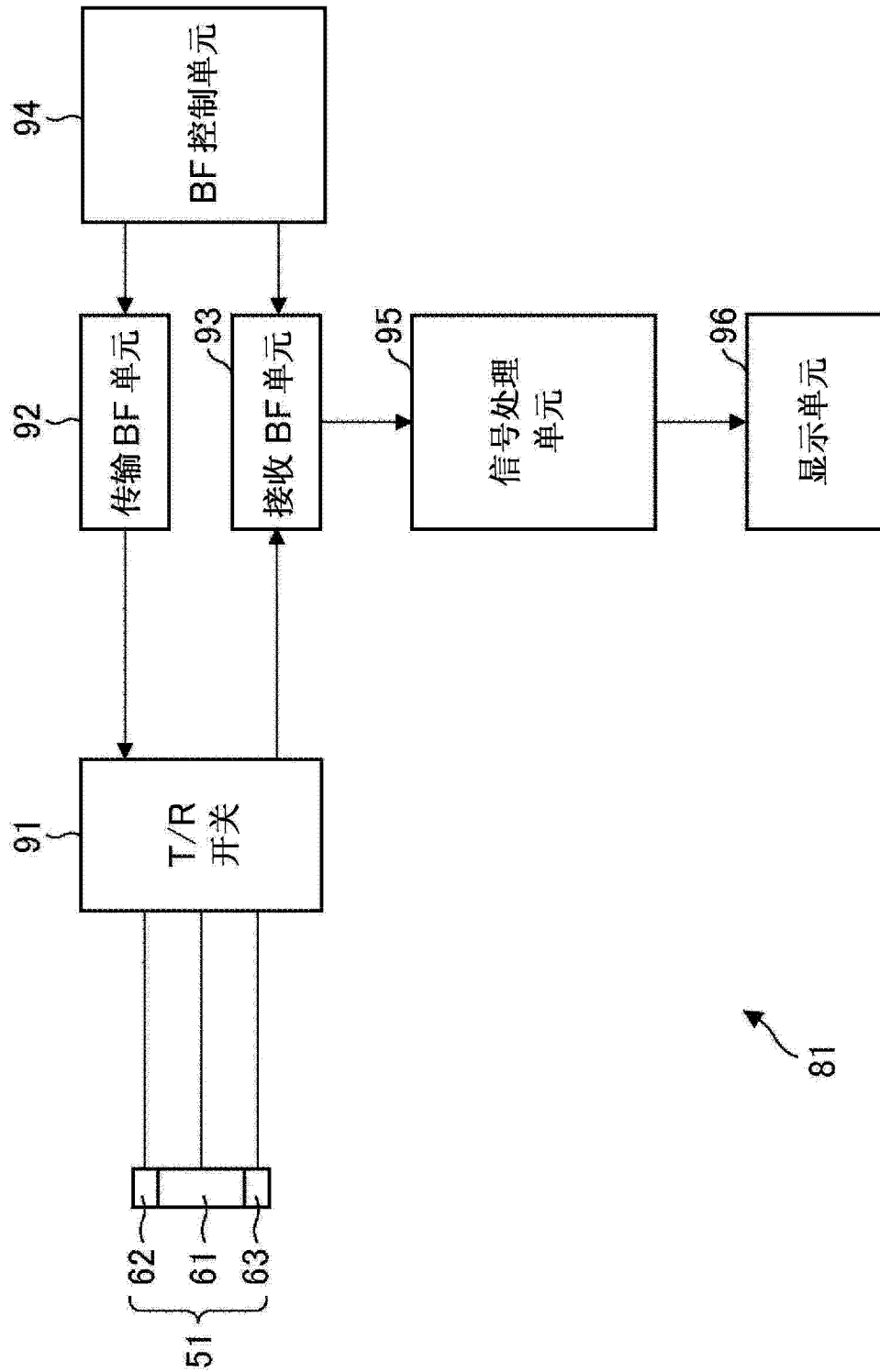


图 4

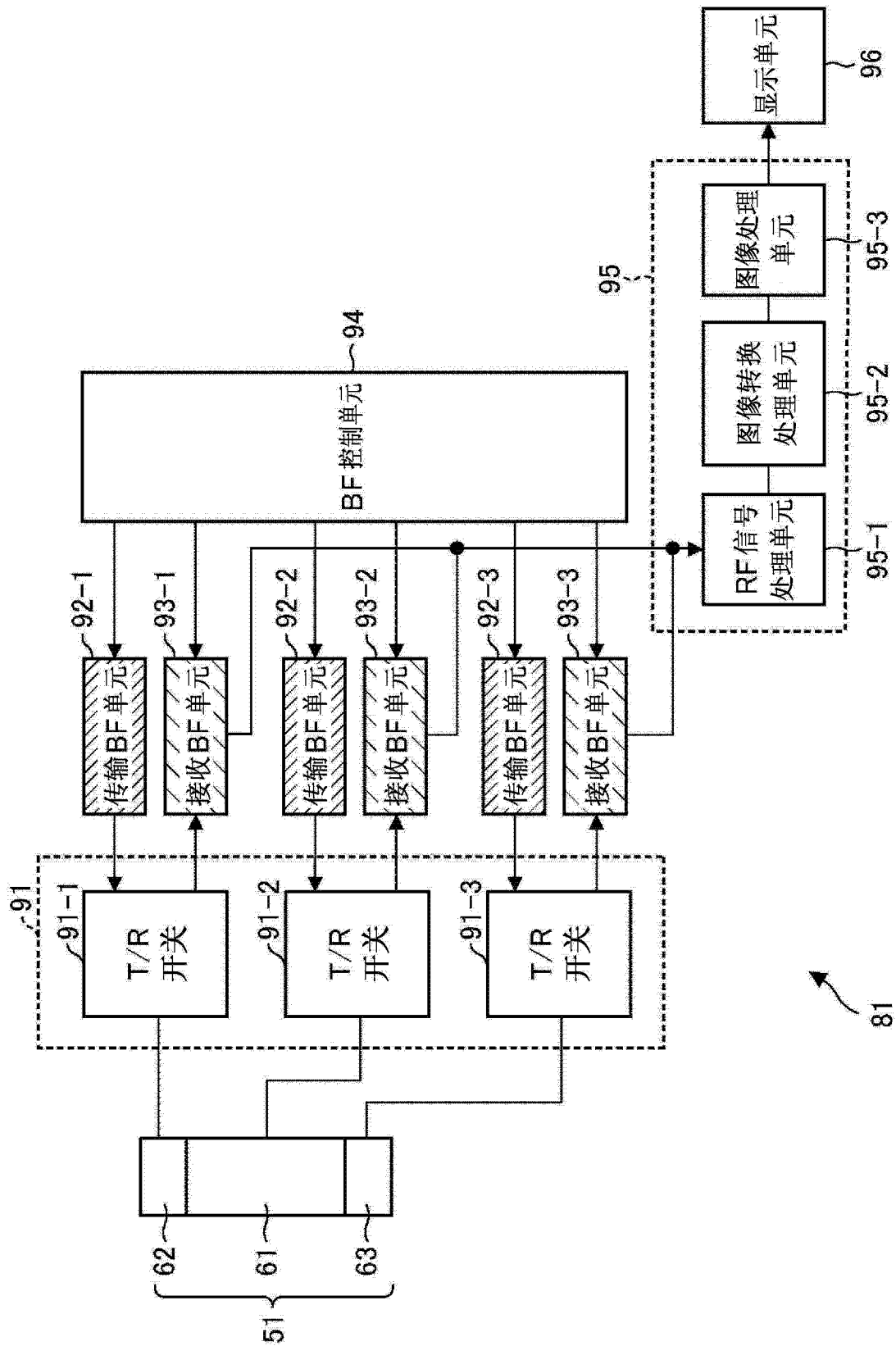


图 5

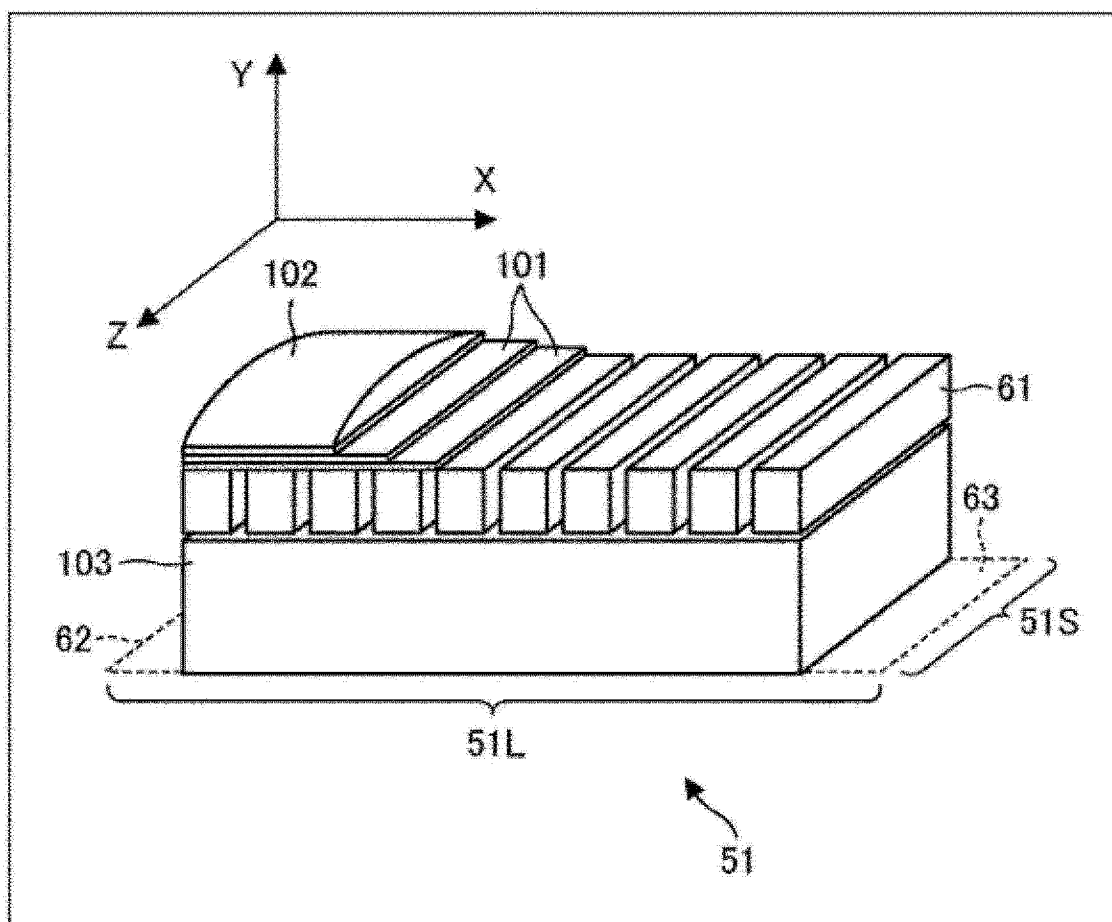


图 6

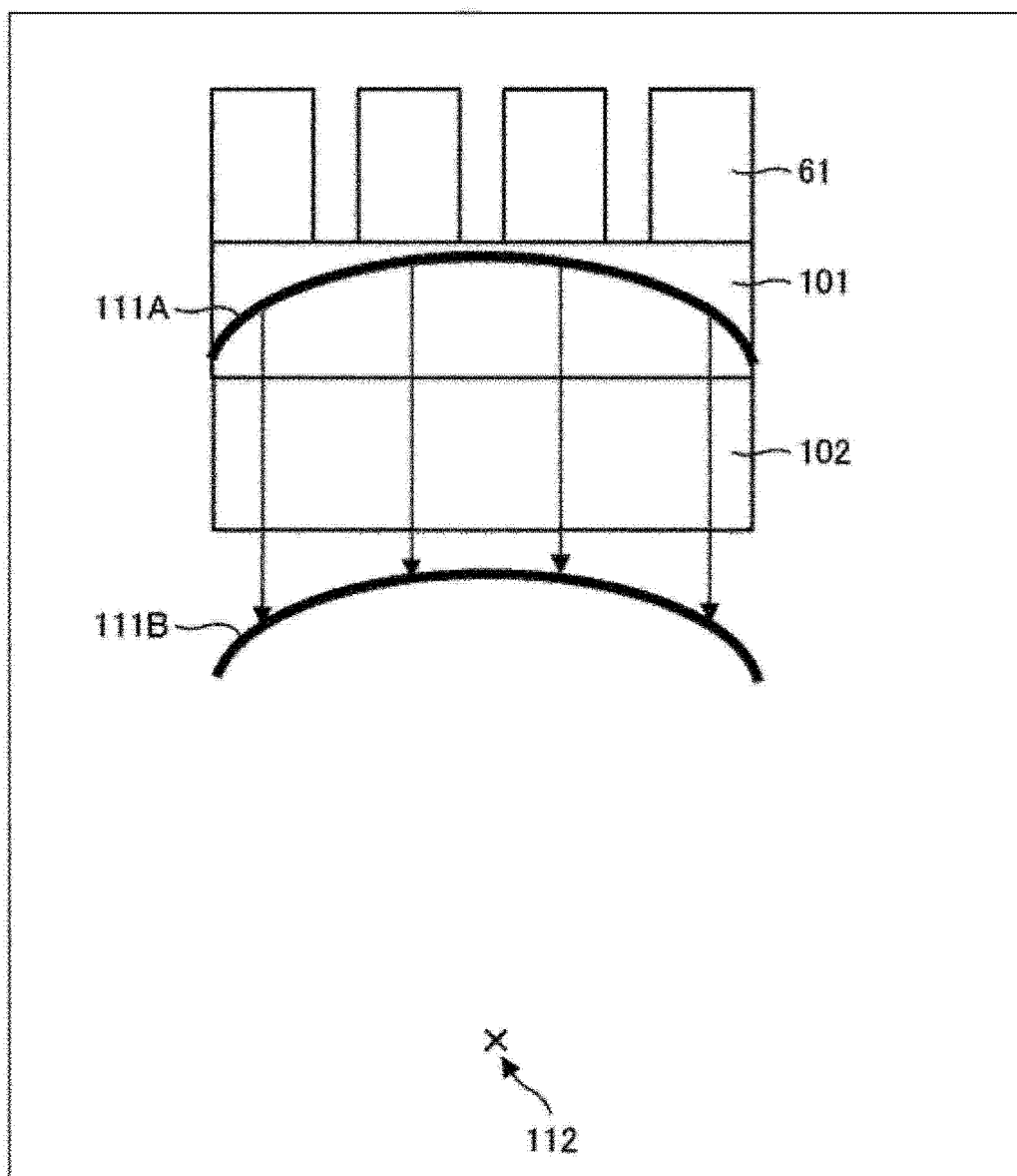


图 7

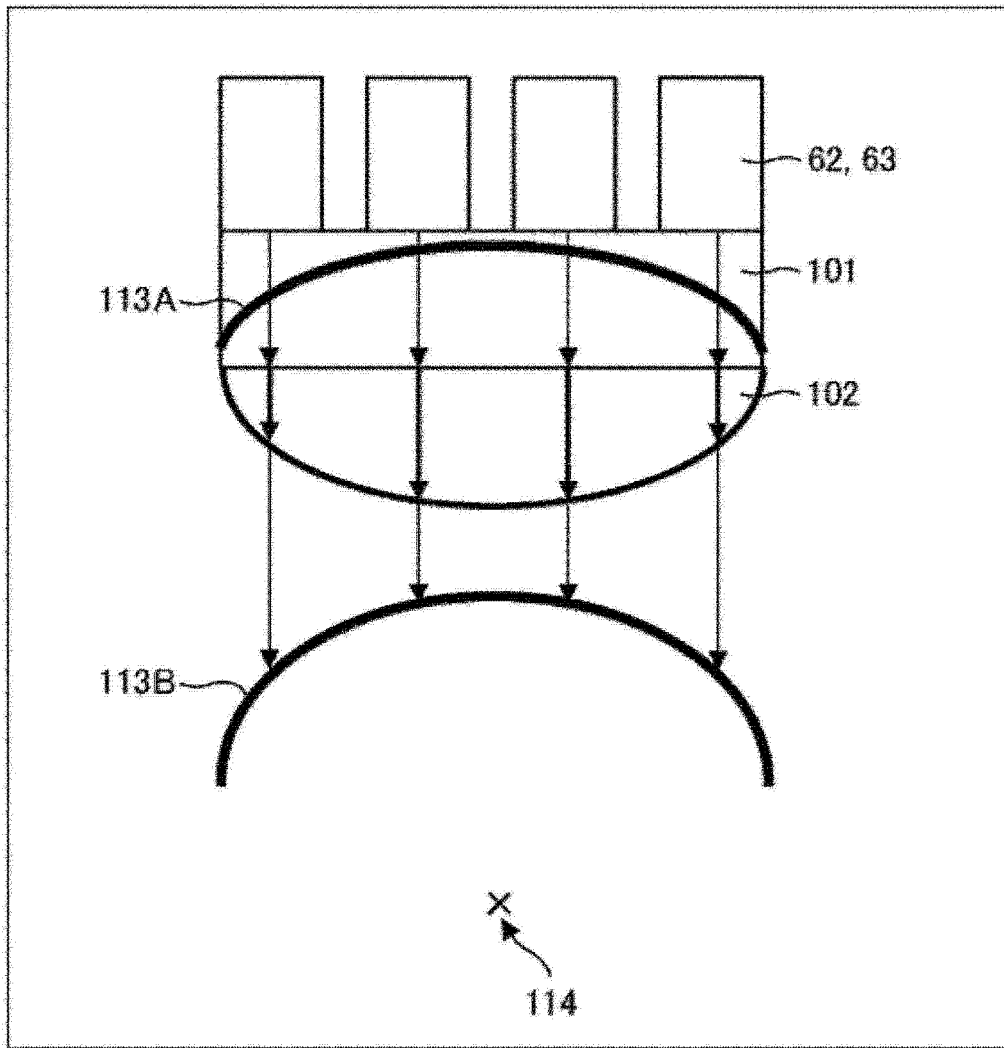


图 8

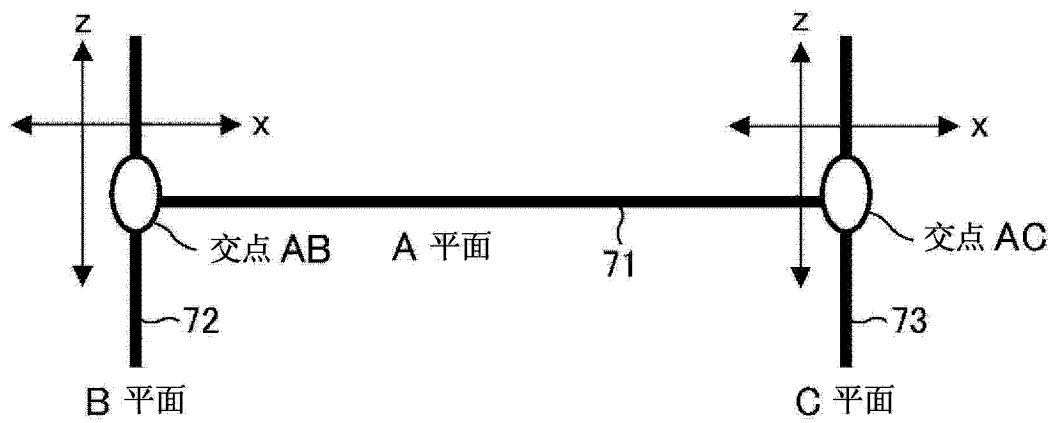


图 9

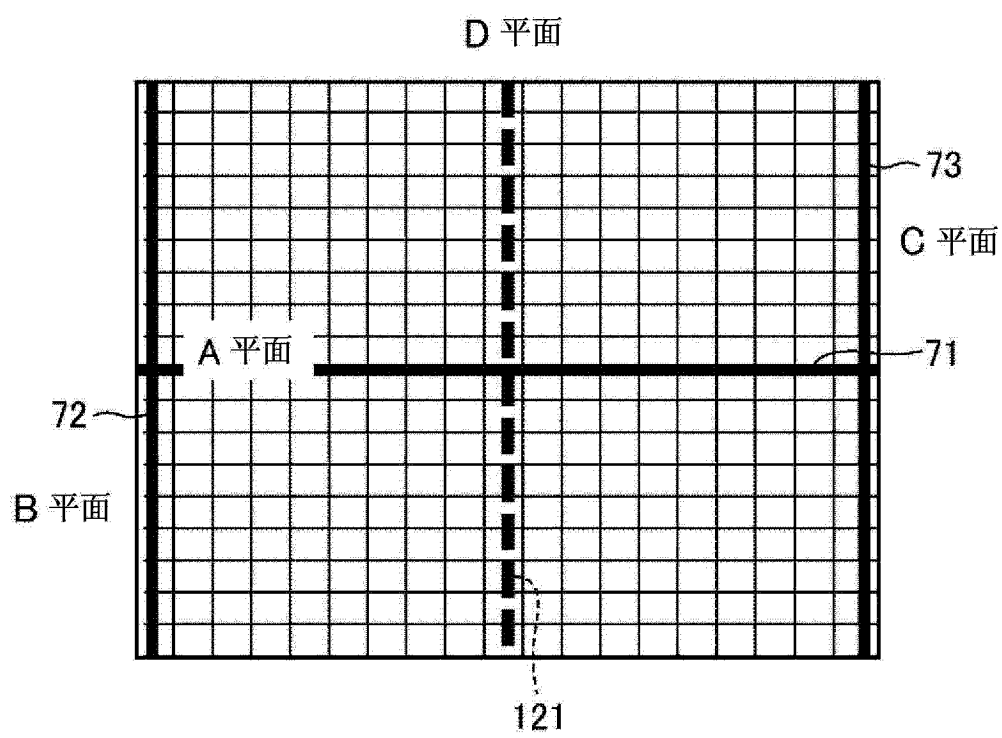


图 10

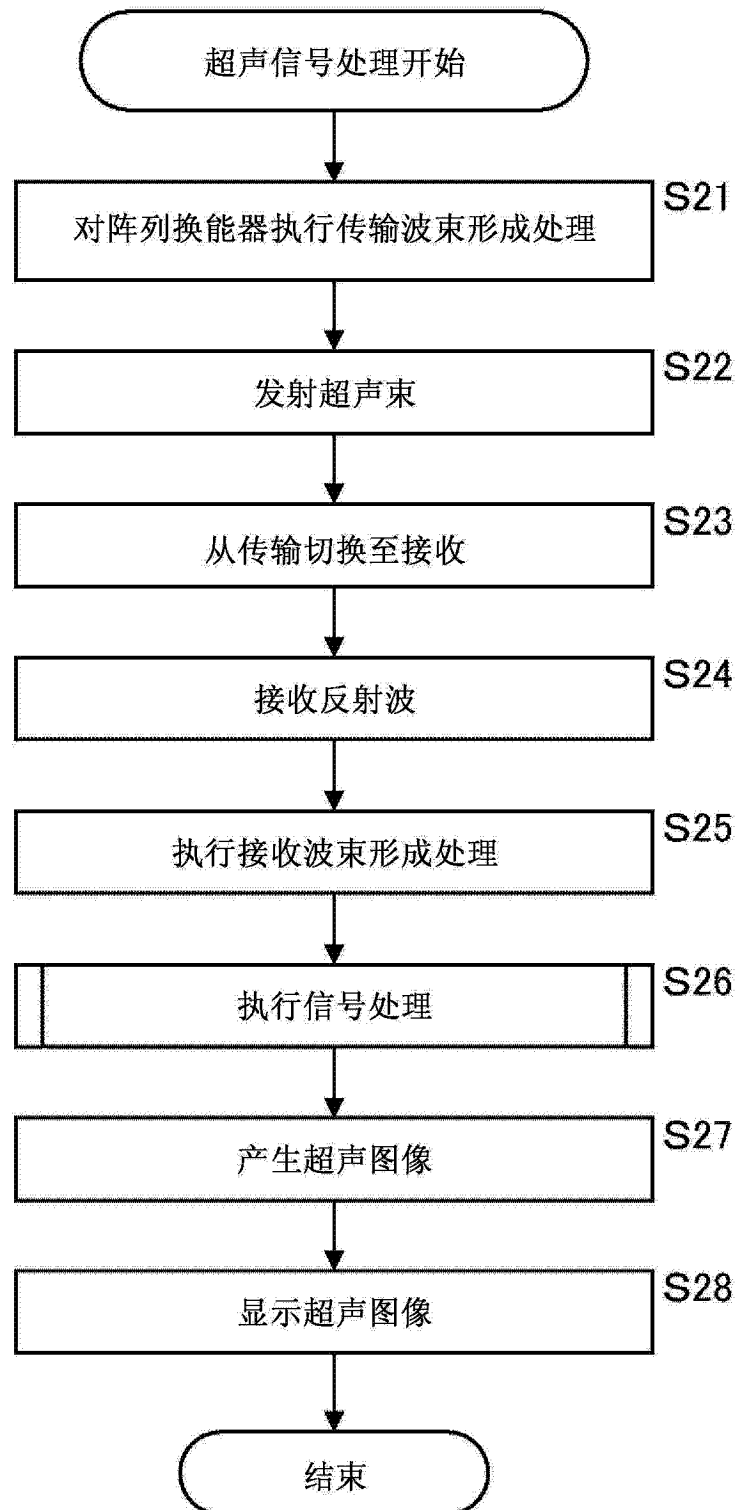


图 11

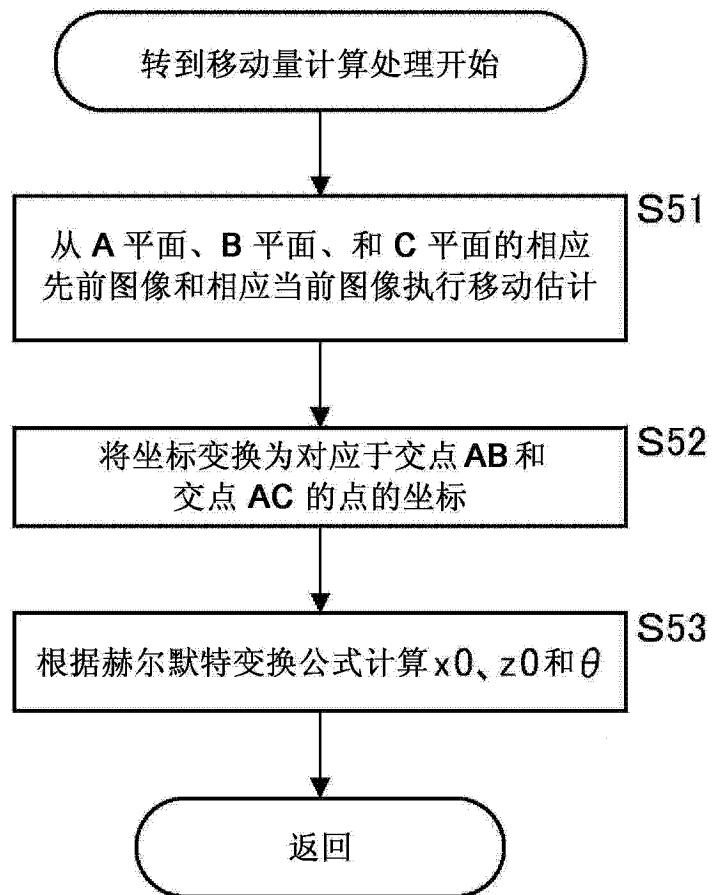


图 12

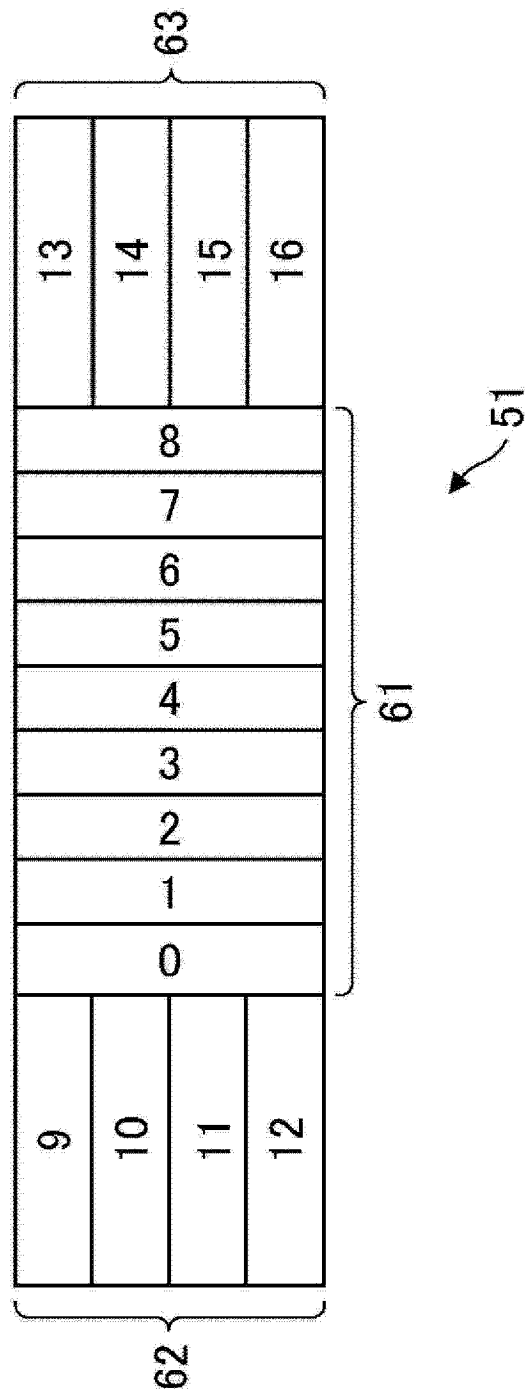


图 13

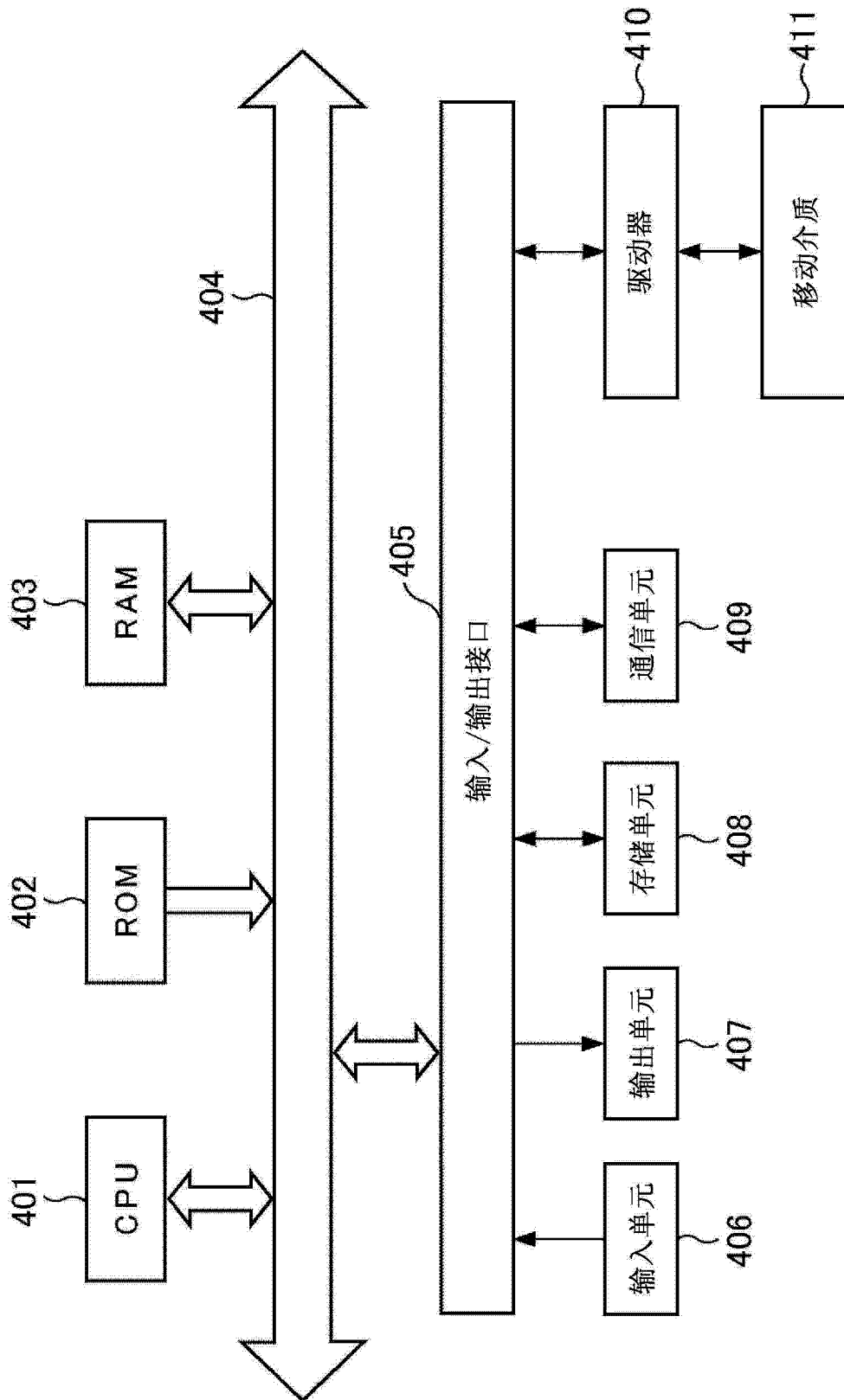


图 14

专利名称(译)	信号处理装置和方法		
公开(公告)号	CN103987323A	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN201280057916.X	申请日	2012-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	坂口龙己		
发明人	坂口龙己		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 B06B1/0215 A61B8/4461 G01S15/8952 G01S15/8925 A61B8/4494 A61B8/5246 B06B3/04 G06T7/0012 B06B2201/76 A61B8/54 G06F19/3406 A61B8/52 G01S7/52065 A61B8/4245 A61B8/4272 A61B8/145 A61B8/12 A61B8/429 G16H40/63		
代理人(译)	余刚		
优先权	2011261332 2011-11-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及使得能够提高探针移动量计算的精度的信号处理装置和方法。换能器阵列A是对应于常规换能器阵列的一维换能器阵列。换能器阵列B和换能器阵列C连接到换能器阵列A短边侧的两端(在附图中的左端和右端),使得在换能器阵列A中的相应的换能器的排列方向垂直于换能器阵列B和换能器阵列C的相应的换能器的排列方向。本公开能够应用于诸如根据获取超声图像的探针的信号产生并显示超声图像的信号处理装置。

