



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024798 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680054955.2

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22)申请日 2016.09.26

代理人 刘慧群

(30)优先权数据

2015-195842 2015.10.01 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/078164 2016.09.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/057221 JA 2017.04.06

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 久津将则 栗原浩

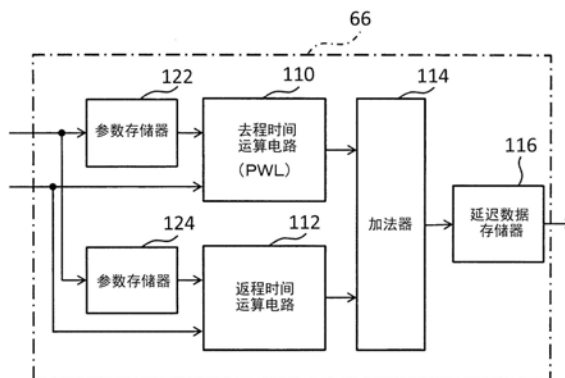
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及延迟数据生成方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及延迟数据生成方法。去程时间运算电路对与从发送基准点到接收焦点的去程对应的去程延迟数据进行运算。返程时间运算电路按每个接收振动元件对与从接收焦点到接收振动元件的返程对应的返程延迟数据进行运算。加法器通过将去程延迟数据和返程延迟数据相加而生成延迟数据。去程延迟数据在多个接收元件间共用。返程延迟数据在应用了假想声源法的情况下按每个接收元件在多个发送波束间共用。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:
多个振动元件,输出多个接收信号;
生成电路,生成与所述多个振动元件对应的多个延迟数据;和
延迟处理电路,按照所述多个延迟数据对所述多个接收信号进行延迟处理,
所述生成电路包括:
去程延迟数据生成器,生成与从发送基准点到接收焦点的去程对应的去程延迟数据;
返程延迟数据生成器,按所述多个振动元件中的每个接收振动元件,生成与从所述接收焦点到该接收振动元件的返程对应的返程延迟数据;和
延迟数据生成器,按每个所述接收振动元件,基于所述去程延迟数据和所述返程延迟数据,生成用于对来自该接收振动元件的接收信号进行延迟处理的延迟数据。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述去程延迟数据生成器生成所述去程延迟数据作为在多个接收振动元件间共用的数据。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在执行作为发送开口合成法的假想声源法的情况下,所述去程延迟数据生成器基于所述发送基准点、发送焦点以及所述接收焦点生成所述去程延迟数据。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述去程延迟数据是与去程传播时间对应的数据,
在从所述发送原点到所述接收焦点的距离大于从所述发送原点到所述发送焦点的距离的情况下,所述去程传播时间是对与从所述发送原点到所述发送焦点的距离对应的传播时间加上了与从所述发送焦点到所述接收焦点的距离对应的传播时间的的时间,
在从所述发送原点到所述接收焦点的距离小于从所述发送原点到所述发送焦点的距离的情况下,所述去程传播时间是从与从所述发送原点到所述发送焦点的距离对应的传播时间减去了与从所述发送焦点到所述接收焦点的距离对应的传播时间的的时间。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述去程延迟数据生成器按照分段多项式插值法生成所述去程延迟数据。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述返程延迟数据生成器生成所述返程延迟数据作为在多个发送波束间共用的数据。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述返程延迟数据生成器基于所述接收焦点与所述接收振动元件之间的距离生成所述返程延迟数据。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述延迟数据生成电路是将所述去程延迟数据和所述返程延迟数据相加的电路。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生成电路还包括:修正延迟数据生成器,生成修正延迟数据作为修正项,
所述延迟数据生成器按每个所述接收振动元件,基于所述去程延迟数据、所述返程延迟数据以及所述修正延迟数据,生成用于对来自该接收振动元件的接收信号进行延迟处理的所述延迟数据。
10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述修正项对应于用于使收发综合峰与所希望的摄像点一致的接收焦点偏移量。

11. 一种超声波诊断装置中的延迟数据生成方法,其特征在于,包括:

作为在多个接收振动元件间共用的分量而生成第一延迟数据的步骤;

按每个所述接收振动元件,作为该接收振动元件用的固有的分量而生成第二延迟数据的步骤;和

按每个所述接收振动元件,基于所述第一延迟数据以及所述第二延迟数据,生成用于对来自该接收振动元件的接收信号进行延迟处理的延迟数据的步骤。

超声波诊断装置以及延迟数据生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及延迟数据生成方法,特别涉及由接收波束成形器执行的延迟处理用的延迟数据的生成。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置(Ultrasonic Diagnostic Apparatus)的接收波束成形器(Receiving Beam Former)是如下的电路,即,对从多个振动元件(Transducer Elements)并列地输出的多个接收信号应用调相相加处理(Aligning and Summing Processing),由此生成相当于接收波束的波束数据。调相相加处理是如下处理,即,为了形成接收焦点,对多个接收信号进行延迟处理而使多个接收信号的相位对齐,然后将它们相加,这也可以称为延迟相加(Delay and Sum (DAS))。调相相加处理大致区分为由延迟处理和相加处理构成。

[0003] 通常,对各个接收波束的每一个应用向变深的方向连续地切换接收焦点深度的接收动态聚焦技术(参照专利文献1)。接收焦点一般与收发综合峰位置(灵敏度最大位置)一致,但是在应用并行接收技术等的情况下(即,发送波束中心轴与接收波束中心轴错开的情况下),接收焦点与收发综合峰位置变得不一致(参照同专利文献1)。在该情况下,不是将接收焦点视为摄像点(观测点)的位置,而是将收发综合峰位置视为摄像点(观测点)的位置。还提出了对接收波束进行操作而使得摄像点成为合适的位置的技术(参照同专利文献1)。并行接收(Parallel Receiving)技术是对一个发送波束同时且并列地形成多个接收波束的技术。根据该技术,在一次的收发中可得到多个波束数据。

[0004] 接收波束成形器一般具有多个A/D变换器、多个延迟器、加法器等。具体地,通过多个A/D变换器将多个模拟接收信号变换为多个数字接收信号。这些多个数字接收信号在多个延迟器中分别进行延迟处理。延迟处理后的多个数字接收信号在加法器中相加,由此得到相当于接收波束的波束数据。波束数据由在深度方向上排列的多个回波数据构成。

[0005] 上述的多个延迟器实际上例如由多个存储器构成。通过调整来自多个存储器的多个数据的读出定时,对多个接收信号进行延迟处理。因此,在接收波束成形器的内部(或外部),设置有基于多个延迟数据对来自多个存储器的多个数据的并列的读出进行控制的读出控制器。此外,在接收波束成形器的内部(或外部)设置有生成提供给读出控制器的延迟数据集合的延迟数据生成电路。延迟数据集合是用于按照电子扫描方式实现接收动态聚焦、并行接收等的延迟数据的集合体。典型地,在需要对每一个波束扫描面形成许多的接收焦点时,用于形成它们的数据为延迟数据集合。构成延迟数据集合的各个延迟数据通常相当于传播时间或延迟时间。也能够将传播时间理解为负的延迟时间(提前读取时间)。另外,事先计算由延迟数据生成器生成延迟数据所需的参数组,计算的参数组事先存放在由延迟数据生成电路访问的参数存储器。

[0006] 一般来说,在形成某个接收焦点时,提供给构成接收开口的各接收元件的延迟数据基于从发送基准点(发送原点)到接收焦点的去程距离和从接收焦点到该接收元件的返

程距离来计算。具体地,通过将去程距离和返程距离相加而求出的往返距离除以声速,从而求出延迟时间即延迟数据。对于一个扫描面上的全部接收焦点,以接收元件为单位单独地计算上述的延迟数据是非常困难的,相当耗时间。为了进行该计算,需要事先计算许多的参数,为此,必需设置具有大的存储容量的参数存储器。

[0007] 根据以上背景,在通常的超声波诊断装置中,为了减少提供给延迟数据生成电路的参数总数、其中的运算量,代替执行理想的传播时间的计算,采用了基于分段多项式插值法(Piecewise Polynomial Interpolation)(样条插值法(Spline Interpolation))、使用了递归公式(Recurrence Formula)的方法(参照非专利文献1)等的简易的运算方法。作为分段多项式插值法的一种,已知有分段线性插值(Piecewise Linear Interpolation)法(PWL法)。该方法是如下方法,即,对于在深度方向上排列的比较少数的多个代表接收焦点,事先求出多个代表传播时间,在接收动态聚焦的应用过程中,对构成对象区间的两端的两个代表传播时间应用线性插值,由此,产生与各个接收焦点对应的传播时间或者延迟数据。

[0008] 总之,在以往的超声波诊断装置中,生成与由去程以及返程构成的整个路径对应的延迟数据。独立地生成与去程对应的延迟数据和与返程对应的延迟数据的技术,进而共用这样生成的各个延迟数据的技术尚未被提出。

[0009] 另外,最近基于发送开口合成法的假想声源(Virtual Acoustic Source)法正在被实用化。该假想声源法是如下方法,即,将在时间上不同的定时生成的各个发送焦点分别视为假想声源,并对多个接收信号应用延迟处理,使得在扫描面上的各个摄像点处,使从多个假想声源抵达的多个波(球面波)的相位对齐(参照非专利文献2)。已知还有利用平面波的假想声源法等。

[0010] 在先技术文献

[0011] 专利文献

[0012] 专利文献1:日本特开平2-206451号公报

[0013] 非专利文献

[0014] 非专利文献1:K.Jeon,M.H.Bae,S.B.Park and S.D.Kim,“An efficient real time focusing delay calculation in ultrasonic imaging systems”,Ultrasonic imaging 16,pp.231-248,1994.

[0015] 非专利文献2:S.I.Nikolov,J.Kortbek,J.A.Jensen,“Practical applications of synthetic aperture imaging”,IEEE IUS,2010.(BK Medical)

发明内容

[0016] 发明要解决的课题

[0017] 像以上那样,关于延迟数据的生成,能够指出运算量或运算时间的增大这样的问题。如果为了应对于此而利用非常高速的电路、巨大的存储器,则会产生装置结构的复杂化、成本上升这样的问题。特别是,在假想声源法的应用下使并行接收数增大的情况下,上述问题会变得更加严重。

[0018] 本发明的目的在于,使得能够高效地或高生产率地生成在接收信号处理中利用的延迟数据集。或者,在于在延迟数据的生成时削减运算量或运算时间。或者,在于使并行接收数增大。或者,在于实现适合于假想声源法的接收波束成形器。

[0019] 用于解决课题的技术方案

[0020] (1) 本发明涉及的超声波诊断装置的特征在于,包括:多个振动元件,输出多个接收信号;生成电路,生成与所述多个振动元件对应的多个延迟数据;以及延迟处理电路,按照所述多个延迟数据对所述多个接收信号进行延迟处理,所述生成电路包括:去程延迟数据生成器,生成与从发送基准点到接收焦点的去程对应的去程延迟数据;返程延迟数据生成器,按所述多个振动元件中的每个接收振动元件,生成与从所述接收焦点到该接收振动元件的返程对应的返程延迟数据;以及延迟数据生成器,按每个所述接收振动元件,基于所述去程延迟数据和所述返程延迟数据,生成用于对来自该接收振动元件的接收信号进行延迟处理的延迟数据。

[0021] 根据上述结构,在分别生成去程延迟数据和返程延迟数据之后,基于它们,优选通过它们的相加,生成规定实际的延迟处理的延迟数据。因而,例如,在执行假想声源法以及并行接收法的情况下,能够在多个接收振动元件间共用一个去程延迟数据(与从发送基准点经由发送焦点到接收焦点的路径对应的延迟数据),此外,能够在多个发送波束间共用一个返程延迟数据(与从接收焦点到接收振动元件的返程对应的延迟数据)。通过在计算上分离去程延迟数据和返程延迟数据,即,通过从数据共用的观点出发而将延迟数据分离为构成它的多个分量,从而能够削减生成延迟数据所需的参数量、运算量。

[0022] 延迟数据是在延迟处理时利用的数据,是表示传播时间的数据、表示延迟时间的数据等。例如,在延迟数据为表示传播时间的数据的情况下,延迟数据越大,则从按时间序列顺序存储在存储器的多个数据之中读出越后面存储在存储器的(即,越新的)数据。发送基准点相当于计算上或空间上的原点,典型地,是发送开口中心。根据扫描方式,发送基准点的定义可能改变。

[0023] 优选地,所述去程延迟数据生成器生成所述去程延迟数据作为在多个接收振动元件间共用的数据。即,能够在构成接收开口的多个振动元件间对每个接收焦点共用相同的去程延迟数据。

[0024] 优选地,在执行作为发送开口合成法的假想声源法的情况下,所述去程延迟数据生成器基于所述发送基准点、发送焦点以及所述接收焦点生成所述去程延迟数据。例如,在对超声波波束进行一维扫描的情况下,根据扫描面上的发送基准点的坐标、发送焦点的坐标、以及接收焦点的坐标生成去程延迟数据。

[0025] 优选地,所述去程延迟数据是与去程传播时间对应的数据,在从所述发送原点到所述接收焦点的距离大于从所述发送原点到所述发送焦点的距离的情况下,所述去程传播时间是对与从所述发送原点到所述发送焦点的距离对应的传播时间加上了与从所述发送焦点到所述接收焦点的距离对应的传播时间的的时间,在从所述发送原点到所述接收焦点的距离小于从所述发送原点到所述发送焦点的距离的情况下,所述去程传播时间是从与从所述发送原点到所述发送焦点的距离对应的传播时间减去了与从所述发送焦点到所述接收焦点的距离对应的传播时间的的时间。即,按照假想声源法将球面波的传播时间也考虑在内。

[0026] 优选地,所述去程延迟数据生成器按照分段多项式插值法生成所述去程延迟数据。在采用该结构的情况下,例如,按每个发送波束事先计算关于多个代表接收焦点的多个传播时间,在实际应用接收动态聚焦的情况下,对各个接收焦点的每一个通过插值处理依次运算传播时间。

[0027] 优选地,所述返程延迟数据生成器生成所述返程延迟数据作为在多个发送波束间共用的数据。优选地,所述返程延迟数据生成器基于所述接收焦点与所述接收振动元件之间的距离生成所述返程延迟数据。优选地,所述延迟数据生成电路是将所述去程延迟数据和所述返程延迟数据相加的电路。

[0028] 优选地,所述生成电路还包括:修正延迟数据生成器,生成修正延迟数据作为修正项,所述延迟数据生成器按每个所述接收振动元件,基于所述去程延迟数据、所述返程延迟数据以及所述修正延迟数据,生成用于对来自该接收振动元件的接收信号进行延迟处理的所述延迟数据。优选地,所述修正项对应于用于使收发综合峰与所希望的摄像点一致的接收焦点偏移量。

[0029] (2) 本发明涉及的方法的特征在于,包括:作为在多个接收振动元件间共用的分量而生成第一延迟数据的步骤;按每个所述接收振动元件,作为该接收振动元件用的固有的分量而生成第二延迟数据的步骤;以及按每个所述接收振动元件,基于所述第一延迟数据以及所述第二延迟数据,生成用于对来自该接收振动元件的接收信号进行延迟处理的延迟数据的步骤。

[0030] 根据上述结构,在独立地生成作为在多个接收振动元件间共用的分量的第一延迟数据和作为不在多个接收振动元件间共用的分量(固有的分量)的第二延迟数据之后,基于两个分量,生成延迟数据。至少能够在构成接收开口的多个接收振动元件间共用第一延迟数据,因此能够降低延迟数据生成用的参数总数、运算量。优选地,第一延迟数据是去程延迟数据,第二延迟数据是返程延迟数据。或者,第一延迟数据是不会受到通过接收点偏移使收发综合峰与所希望的摄像点一致的峰修正的影响的分量,第二延迟数据是受到峰修正的影响的分量。

[0031] 上述方法着眼于构成延迟数据的多个分量,通过独立地生成能够共同利用的分量和不能共同利用的分量,从而谋求运算量等的削减。上述的各步骤在超声波诊断装置中执行。更详细地,上述的各步骤能够通过由超声波诊断装置包含的处理器执行的程序来实现。该程序可以安装在可携带型的介质,此外,也可以在网络上传送。

附图说明

[0032] 图1是示出本发明涉及的超声波诊断装置的优选的实施方式的框图。

[0033] 图2是示出并行接收中的传播路径模型的图。

[0034] 图3是示出基于假想声源法的传播路径模型的图。

[0035] 图4是用于说明假想声源法的一个例子的图。

[0036] 图5是示出延迟数据生成电路的第一实施方式的框图。

[0037] 图6是示出接收焦点与摄像点(收发灵敏度峰)的关系的图。

[0038] 图7是示出延迟数据生成电路的第二实施方式的框图。

[0039] 图8是用于说明修正项的作用的图。

[0040] 图9是示出延迟数据生成电路的第三实施方式的框图。

[0041] 图10是示出延迟数据生成电路的第四实施方式的框图。

具体实施方式

[0042] 以下,基于附图对本发明的优选的实施方式进行说明。

[0043] (1) 超声波诊断装置

[0044] 在图1示出了本发明涉及的超声波诊断装置的优选的实施方式。该超声波诊断装置是设置在医疗机关并通过对生物体的超声波的波收发来形成超声波图像的装置。超声波诊断装置由超声波诊断装置主体和与其连接的探针构成。探针由探头、电缆以及连接器构成。在探头内设置阵列振子50。

[0045] 在本实施方式中,阵列振子50是由排列为直线状的多个振动元件50a构成的收发器件。由阵列振子50形成超声波波束,该超声波波束以电子方式进行扫描。超声波波束实际上可以认为是合成了发送波束以及接收波束的情况下的收发综合波束。作为电子扫描方式,已知有电子线性扫描方式、电子扇区扫描方式等。已知有作为电子线性扫描方式的一个方式的电子凸面扫描方式。也可以设置由进行了二维排列的多个振动元件构成的2D阵列振子。

[0046] 发送波束成形器52是用于在发送时形成发送波束的电子电路。具体地,生成用于形成发送波束的、具有一定的延迟关系的多个发送信号,它们并列地供给到阵列振子50。由此,从发送开口内的各个振动元件向生物体内辐射超声波。其结果是,形成在发送焦点处集束的发送波束。

[0047] 接收波束成形器54是用于在接收时形成接收波束的电子电路。若来自生物体内的反射波到达接收开口内的多个振动元件,则从这些多个振动元件并列地输出多个接收信号(多个元件接收信号)。对这些多个接收信号在接收波束成形器54中应用调相相加处理,由此得到与接收波束对应的波束数据。波束数据由在深度方向上排列的多个回波数据构成。

[0048] 具体地,接收波束成形器54具有多个接收通道电路56、加法器64、延迟数据生成电路66以及延迟控制器70。接收通道电路56的个数与构成阵列振子50的振动元件数相同,或与构成对阵列振子50设定的最大接收开口的振动元件数相同。各个接收通道电路56具有放大器58、A/D变换器60、延迟器(DL)62等。放大器58由前置放大器、增益可变用放大器等构成。A/D变换器60将模拟接收信号变换为数字接收信号。数字接收信号由在时间轴上排列的多个接收数据(多个振幅值)构成。延迟器62由存储器(例如,环形缓冲器)构成,其中按时间序列顺序写入多个接收数据。通过调整来自存储器的各接收数据的读出定时,从而对齐各接收数据的相位。由多个延迟器62构成延迟处理电路。延迟处理后的(处于并列关系)多个接收数据在加法器64中相加。作为该调相相加处理的结果,形成接收焦点。一边在接收波束轴上动态地切换接收焦点的深度一边重复上述调相相加处理,作为其结果,可得到由在深度方向上排列的多个回波数据构成的波束数据。另外,各延迟器62也可以由粗延迟用的存储器以及精细延迟用的插值电路构成。

[0049] 延迟数据生成电路66是生成在上述的延迟处理中所需的延迟数据集合的电子电路。其作为生成单元或生成电路而发挥功能。延迟数据生成电路66由存放参数组的存储器、函数运算器等构成。若设定了具体的收发条件,则基于该收发条件生成延迟数据集合,该延迟数据集合存放在未图示的存储器。然后,与开始进行收发同时地从该存储器依次读出延迟数据。但是,也可以实时地,即,与收发同时地生成延迟数据集合。

[0050] 延迟控制器70作为对多个延迟器62进行控制的控制部而发挥功能,具体地,基于延迟数据集合对来自各个延迟器62的接收数据的读出定时进行调整。此时,按照接收动态

聚焦法,实时且并列地读出多个接收数据,并且将它们相加。延迟数据生成电路66、延迟控制器70也可以作为主控制部72的功能而实现。接收波束成形器54能够由FPGA、ASIC等器件构成。

[0051] 在本实施方式中,像后面详细说明的那样,在第一步骤以及第二步骤中独立地分别生成去程延迟数据和返程延迟数据之后,在第三步骤中将去程延迟数据和返程延迟数据相加,由此生成实际在延迟处理中使用的延迟数据。在本实施方式中,去程延迟数据是表示超声波在从发送基准点到接收焦点的去程中传播所需的时间的数据。在本实施方式中,返程延迟数据是表示超声波在从接收焦点到接收元件(振动元件)的返程中传播所需的时间的数据。通过这样的并列生成,能够使去程延迟数据和返程延迟数据的产生方式不同。例如,能够通过第一生成方式生成去程延迟数据,并通过与第一生成方式不同的第二生成方式生成返程延迟数据。此外,能够在一定条件下,在多个振动元件间共用相同的去程延迟数据,或者在多个发送间共用相同的返程延迟数据。进而,能够用简易的电路结构实现利用了后述的修正项的延迟数据修正。

[0052] 本实施方式的超声波诊断装置是可进行按照假想声源法以及并行接收法的收发动作的装置。例如,对每一个发送波束,同时形成在扫描方向上排列的32个接收波束。如果一边使发送波束位置偏移一边重复这样的收发,则可对各个接收焦点(摄像点)的每一个获取多个发送开口合成前数据(接收开口合成后数据)。如果按各个接收焦点的每一个将多个发送开口合成前数据相加,则可得到一个发送开口合成后数据。关于假想声源法下的延迟时间生成,将在后面详细说明。

[0053] 从接收波束成形器54输出的各波束数据输入到信号处理电路76。信号处理电路76具备检波电路、对数压缩电路等。在应用假想声源法的情况下,在信号处理电路76中执行发送开口合成处理。从信号处理电路76输出的各波束数据输入到DSC(数字扫描变换器)78。DSC78是基于由多个波束数据构成的接收帧生成显示帧的公知的电子电路。其具有坐标变换功能、插值处理功能、帧频变换功能等。显示帧例如是B模式断层图像。从DSC78输出的显示帧经由显示处理电路80被送往显示器82。在显示器82显示B模式断层图像。也可以在该处显示其它超声波图像。

[0054] 主控制部72对超声波诊断装置内的各电路的动作进行控制。其在本实施方式中由CPU以及程序构成。主控制部72具有收发控制功能,其在图1中作为收发控制部74而示出。收发控制部74对发送波束成形器52以及接收波束成形器54的动作进行控制。对这些电路提供生成延迟数据(发送延迟数据、接收延迟数据)所需的数据。例如,收发控制部74对接收波束成形器54内的延迟数据生成电路66提供执行上述的PWL所需的参数组以及除此以外的参数组。根据需要在超声波诊断装置内进一步设置多普勒信号处理部、三维图像形成部等。

[0055] (2) 延迟数据生成方法以及假想声源法的说明

[0056] 在图2示出了按照并行接收法的一般的传播路径模型。通过从设定在阵列振子50上的发送开口内的多个振动元件辐射超声波,从而形成发送波束84。发送波束84具有在发送焦点90处集束的形态。关于发送基准点(发送原点)88,典型地,是发送波束84的中心轴86上的点,即使在计算接收用延迟时间时,发送基准点88也作为时间上且空间上的基准。接收焦点92处于当前关注的特定的接收波束的中心线91上。接收焦点92一般视为摄像点(观测点)。但是,在产生收发综合峰的偏移现象的情况下(或者,不能忽略它的情况下),接收焦点

与收发综合峰变得不一致。在该情况下,为了使收发综合峰与所希望的摄像点一致,对接收焦点的位置进行修正。对此将在后面进行说明。当前关注的振动元件为接收元件94。

[0057] 在图2所示的模型中,从发送基准点88到接收焦点92的直线路径为去程,从接收焦点92到接收元件94的直线路径为返程。将去程和返程相加的是整个路径。通过将整个路径长度除以声速,从而求出与整个路径对应的传播时间。在多个接收元件间消除传播时间的差别而使相位对齐的是延迟处理。

[0058] 在本实施方式的接收波束成形器中,通过在独立地计算了与去程对应的传播时间(去程传播时间)和与返程对应的传播时间(返程传播时间)之后将去程延迟时间和返程延迟时间相加,从而生成与整个路径对应的全部传播时间。提供给延迟控制器的延迟数据是表示这样的全部传播时间的数据。但是,也能够将延迟数据构成为表示延迟时间本身的数据。

[0059] 在图2所示的模型中,去程96在接收开口内的全部的接收元件中是共同的,即,能够在这些接收元件中利用相同的去程传播时间。另一方面,返程98的传播时间在以下说明的假想声源法中能够在多个发送波束间共用。即,在着眼于某个接收焦点的情况下,能够在多个发送波束间对每个接收元件利用相同的返程传播时间。另外,在使接收焦点和摄像点不同的情况下,也能够共用一部分的数据。对此将后述。

[0060] 在图3示出了按照假想声源法的传播路径模型。另外,对于与图2所示的要素相同的要素标注相同的附图标记,并省略其说明。

[0061] 在图3中,示出了关于按照并行接收法的多个接收波束中的一个接收波束的中心线91。接收焦点92存在于该中心线91上。在假想声源法中,发送焦点90被视为假想声源,假定来自该处的波(球面波)到达接收焦点92,从而计算延迟数据。首先,对去程与上述同样地计算去程传播时间。具体地,计算与从发送原点88到发送焦点90的第一部分100对应的传播时间、和与从发送焦点90到接收焦点92的第二部分102对应的传播时间。去程传播时间(与第一部分100以及第二部分102对应的传播时间)在多个接收元件中是共同的。此外,与从接收焦点92到各接收元件的返程104对应的返程传播时间在多个发送波束间相同。

[0062] 在图4示意性地示出了假想声源法。在图示的例子中,对阵列振子10连接有发送用信号线列24,从信号线列24的中途引出了接收用信号线列26。对于阵列振子10设定有发送开口X0,对于属于该阵列振子10的多个振动元件,供给具有延迟曲线28所示的延迟关系的多个发送信号。由此,形成发送波束30a。发送波束30a具有发送焦点32a。同样地,一边在扫描方向上改变发送位置,一边形成发送波束30b、发送波束30c、…。它们具有发送焦点32b、发送焦点32c、…。在图4中,这些发送焦点的深度相同,即,为Z0。另外,虽然在图4未示出,但是在该例子中,对于每个发送波束,通过并行接收技术的应用,在一次的收发中形成了多个接收波束。

[0063] 着眼于摄像点(接收焦点)p。在图示的例子中,摄像点p被3个发送波束30a、30b、30c所覆盖。换言之,属于3个发送波束30a、30b、30c。各发送焦点32a、32b、32c可分别视为假想声源(以下,根据情况,将“发送焦点”称为“假想声源”)。即,在各假想声源的近前侧以及靠里侧,能够想象将各假想声源作为原点的球面波。在图4图示了从假想声源32a发出的球面波。源自3个假想声源32a、32b、32c的3个球面波分量36a、36b、36c到达摄像点p。通过使它们的相位对齐并进行合成,从而能够在摄像点p处观测到大的振幅。即,例如,在形成发送波

束30a后的接收处理中,除了用于实现摄像点p处的通常的接收动态聚焦的延迟条件以外,还考虑与假想声源32a和摄像点p之间的距离相应的延迟条件来执行延迟处理。在图4中,用附图标记38a示出从摄像点p到接收开口内的特定的振动元件11a的距离,此时的传播时间为 t_2 。可以将从发送基准点经由发送焦点直至接收焦点的去程的传播时间(包括球面波的量 t_1)和从接收焦点到接收元件11a的返程的传播时间 t_2 相加的传播时间作为延迟数据而提供给从接收元件11a输出的接收信号。同样的接收处理也在形成发送波束30b、30c之后的接收处理中执行。覆盖摄像点p的发送波束数越多(发送开口合成数越多),在接收点处会得到越大的振幅,即,可提高超声波影像的画质。反过来说,在假想声源法中,因为可提高超声波影像的画质,所以与其相应地,能够降低发送波束个数,且能够使帧频提高。

[0064] (3) 延迟数据生成电路的第一实施方式

[0065] 在图5示出了延迟数据生成电路的第一实施方式。延迟数据生成电路66具有去程时间(去程传播时间)运算电路110、返程时间(返程传播时间)运算电路112、加法器114、延迟数据存储单元116等。去程时间运算电路110作为去程延迟数据生成器而发挥功能,在第一实施方式中由PWL电路构成。在事先计算了执行PWL所需的参数组之后,将其事先写入到参数存储器122。例如,在主控制部中,在决定了诊断范围、发送焦点深度、发送条件、并行接收条件、区间数等各条件的阶段,运算PWL用的参数组,并将它们存放在参数存储器122内。去程时间运算电路110在执行各个接收动态聚焦时,按每个接收焦点深度确定发送波束编号、并行接收编号等并从参数存储器122读出所需的参数,此外,参照声速等运算上所需的参数来执行PWL,作为其结果,输出与各接收焦点对应的去程延迟数据。去程延迟数据在同一收发条件下在多个接收振动元件间共用。在去程时间运算电路110内设置有用于存放返程延迟数据的存储器。也可以在加法器114设置这样的存储器。

[0066] 返程时间运算电路112作为返程延迟数据生成器而发挥功能,通过将接收点到各接收元件的返程的路径长度除以声速而对传播时间进行运算。其相当于返程延迟数据。根据需要,在参数存储器124内存放每个接收元件的坐标数据。坐标数据对每个接收元件确定x坐标以及y坐标。通过保有这样的二维坐标数据,还能够对应凸面扫描。对于返程时间运算电路112,从主控制部提供其运算所需的参数。在该情况下,可以参考应用接收动态聚焦的扫描线编号来提供,也可以根据发送波束编号和并行接收编号生成扫描线编号。在假想声源法中,一个摄像点与多个发送波束对应。在多个发送波束间,共用各个接收元件的返程延迟数据。存放与多个接收元件对应的多个返程延迟数据的存储器设置在返程时间运算电路112内。也可以在加法器114内设置这样的存储器。返程时间运算电路例如由一般的函数运算器构成。其也可以由FPGA、ASIC等电路构成。也可以是,接收波束成形器整体或延迟数据生成电路66由FPGA、ASIC构成。

[0067] 加法器114是通过将去程延迟数据和返程延迟数据相加而生成延迟数据的电路,其作为延迟数据生成器而发挥功能。即,加法器114将去程传播时间和返程传播时间相加而算出全部传播时间。将其对每个接收元件进行。在延迟数据存储单元116存放给定单位的量的例如一帧的量的延迟数据集合。当然,也可以实时地生成各个延迟数据。

[0068] 如图5所示,根据本实施方式,能够在去程和返程中应用独立的运算方式。而且,通过这样的分量分离,能够共用各个运算结果。进而,像以下说明的那样,能够大幅削减运算上所需的参数(在主控制部中事先计算或准备的参数值的集团)。

[0069] (4) 数据量的比较

[0070] 在超声波诊断装置中的收发波束的形成中,通常,在显示区域内的全部摄像点形成接收焦点。如图2所示,理想的是,若着眼于某个接收元件,则可准确地算出全部传播距离,将其除以声速而求出传播时间,并将其用作延迟数据。但是,这样的运算实际上很困难,因此以往例如利用分段多项式插值法等生成延迟数据。在这样的运算中所需的参数总量与发送波束数、并行接收数、以及接收元件数成比例。

[0071] 在利用作为分段多项式插值法的一种的分段线性插值法(PWL)的情况下,若假定发送波束数为192、并行接收数为32、接收元件数为192、区间数为32,且假定各个延迟数据(代表深度的延迟数据)可用2byte表现,则PWL中所需的参数总量可像以下的(1)式那样进行计算。

[0072] [数学式1]

[0073] 发送波束数(192) * 并行接收数(32) * 接收元件数(192) * 区间数(32) * 2[byte]
= 75497472[byte]... (1)

[0074] 如上所述,即使是PWL,也需要预先准备庞大的参数。这很大程度上成为不能增多并行接收中的接收波束数的主要原因。

[0075] 另一方面,对于本实施方式,也尝试以相同的条件进行计算。首先,在去程延迟数据的计算时,接收元件变得无关,参数的总量如下。

[0076] [数学式2]

[0077] 发送波束数(192) * 并行接收数(32) * 区间(32) * 2[byte] = 786432[byte]... (2)

[0078] 接着,关于返程延迟数据,能够与发送波束编号无关地进行计算,而且由于最近的电子电路技术的进步,进行平方根运算等变得比较容易,因此对于返程延迟数据,能够不利用PWL而将其以数学方式依次进行运算。关于在该运算中所需的参数,对于每一个接收波束,仅是构成接收开口的每个接收元件的坐标(x,y)程度。即,事先应准备的参数量例如如下。

[0079] [数学式3]

[0080] 接收扫描线数(384) * 接收元件数(192) * 元件坐标(2) * 2[byte] = 294912[byte]... (3)

[0081] 若将上述(2)式的运算结果与上述(3)式的运算结果相加,则在本实施方式中,所需的参数总量例如如下。

[0082] [数学式4]

[0083] (2)式的运算结果+ (3)式的运算结果 = 1081344[byte]... (4)

[0084] 若将上述(4)式的运算结果与上述(1)式的运算结果进行比较,则能够理解,根据本实施方式,能够大幅削减参数总量。

[0085] 另外,在图5所示的结构中,在不应用假想声源法的情况下,去程时间的计算变得非常简单,即,能够通过从发送基准点到接收焦点的直线路径的运算和将该直线路径除以声速的计算而简单地算出去程延迟数据。

[0086] (5) 第二实施方式

[0087] 最开始,使用图6对收发灵敏度峰从接收焦点的偏离及其应对方法进行说明。图6的内容以电子扇区扫描为前提,但是以下说明的想法也能够应用于其它扫描方式。

[0088] 附图标记128表示横穿阵列振子50的中央的中心线。发送波束130相对于中心线128偏转。摄像点134是想要在扫描面上进行图像化的点。假设在摄像点134的位置形成了接收焦点的情况下,将形成具有偏转角度 θ 的接收波束136。但是,在该情况下,收发综合峰(收发合成灵敏度峰)会向与摄像点134相比更靠近发送波束130侧偏移(参照专利文献1)。作为应对于此的方法,有使接收点的位置向外侧偏移而使得摄像点134成为收发综合峰的位置的方法。该情况下的接收波束用附图标记144示出,修正后的接收焦点用附图标记142示出。实际形成的接收波束144的偏转角度成为对原来的偏转角度 θ 追加了修正角度 $\Delta\theta$ 的角度。即,该角度为 $(\theta + \Delta\theta)$ 。另外,附图标记144表示从发送基准点126到接收焦点142的去程。这与从发送基准点126到摄像点134的距离相同。附图标记138表示从摄像点134到接收元件140的路径(修正前的返程),附图标记146表示从接收焦点142到接收元件140的路径(修正后的返程)。

[0089] 在对接收焦点142和摄像点134进行对比的情况下,从发送基准点126起去程的长度相同(均为 r),在返程长度中产生差异,因此需要修正。

[0090] 首先,对不进行上述的修正的情况下的传播距离(整个路径长度) d 进行计算如下。另外, x_e 是从中心126到接收元件140的距离。如上所述,接收波束偏转角为 θ 。

[0091] [数学式5]

$$d = r + \sqrt{(r \sin \theta - x_e)^2 + (r \cos \theta)^2} \quad (5-1)$$

$$= r + r \sqrt{1 - \frac{2x_e \sin \theta}{r} + \left(\frac{x_e}{r}\right)^2}$$

[0092]

$$\approx r + r \left(1 - \frac{x_e \sin \theta}{r}\right)$$

$$= r + r - x_e \sin \theta \quad (r \gg x_e) \quad (5-2)$$

[0093] 在上述(5-2)式中,第一项的 r 表示去程长度,第二项以后表示返程长度。在此,省略了利用声速的除法运算。

[0094] 接着,对进行修正的情况下的传播距离 d' 进行计算如下。接收波束的修正角度为 $\Delta\theta$ 。

[0095] [数学式6]

$$d' = r + \sqrt{(r \sin(\theta + \Delta\theta) - x_e)^2 + (r \cos(\theta + \Delta\theta))^2}$$

$$= r + \sqrt{(r(\sin \theta \cos \Delta\theta + \cos \theta \sin \Delta\theta) - x_e)^2 + (r(\cos \theta \cos \Delta\theta - \sin \theta \sin \Delta\theta))^2}$$

[0096]

$$= r + \sqrt{r^2 - 2rx_e(\sin \theta \cos \Delta\theta + \cos \theta \sin \Delta\theta) + x_e^2}$$

$$= r + r \sqrt{1 - \frac{2x_e(\sin \theta \cos \Delta\theta + \cos \theta \sin \Delta\theta)}{r} + \left(\frac{x_e}{r}\right)^2}$$

$$\approx r + r \left\{1 - \frac{x_e(\sin \theta \cos \Delta\theta + \cos \theta \sin \Delta\theta)}{r}\right\} \quad (r \gg x_e) \quad (6)$$

[0097] 在上述(6)式中, $\Delta\theta$ 是微小角度,故此,能够将 $\sin(\Delta\theta)$ 近似为 $\Delta\theta$,此外,能够将 $\cos(\Delta\theta)$ 近似为1。 $\Delta\theta$ 按照 r 进行变化。由此,导出以下的(7)式。

[0098] [数学式7]

$$\approx r + r \left\{ 1 - \frac{x_e (\sin \theta + \cos \theta \cdot \Delta \theta)}{r} \right\}$$

[0099]

$$\begin{aligned} &= r + r - x_e \cdot \sin \theta - \Delta \theta \cdot \cos \theta \cdot x_e \\ &= d - \Delta \theta \cdot \cos \theta \cdot x_e \end{aligned} \quad (7)$$

[0100] 在上述(7)式中,修正后的传播距离d' 是对修正前的传播距离d加上了一定的修正项(- $\Delta \theta \cdot \cos \theta \cdot x_e$)的距离。因而,欲根据修正前的计算结果来确定修正后的计算结果,只要考虑修正项即可。考虑了这样的修正项的实施方式为第二实施方式。

[0101] 在图7示出了第二实施方式涉及的延迟数据生成电路66A的结构。延迟数据生成电路66A具备直线去程时间(直线去程传播时间)运算电路150、修正项运算电路152、返程时间运算电路154等。直线去程时间运算电路150执行将去程长度r除以声速c的运算。直线去程时间运算电路150能够构成为通常的函数运算电路。该运算时所需的参数由主控制部交付。返程时间运算电路154是执行上述(5-1)式中的第二项的电路。但是,在该电路中,也可以通过将上述(5-2)式中的返程长度(第二项以后)除以声速而运算返程传播时间。返程时间运算电路154也能够由通常的函数运算电路构成。该运算所需的参数由主控制部交付。

[0102] 修正项运算电路152作为修正延迟数据生成器而发挥功能。在图示的例子中,修正项运算电路152使用PWL来运算修正项,具体地,执行 $(\Delta \theta \cdot \cos \theta) / c$ 的运算。然后,用乘法器156对该运算结果乘以 x_e 。由此,生成修正项。修正项可以认为是修正延迟数据。在参数存储器166预先写入进行PWL的计算所需的参数组。其它需要的参数组由主控制部交付。另外,也可以在返程时间运算电路154的前级设置参数存储器168,并在其中事先写入所需的参数组。

[0103] 在加法器158中,将上述3个运算结果、直线去程传播时间、修正项以及返程传播时间相加,由此运算全部传播时间。其作为延迟数据写入到延迟数据存储器。在延迟处理中,在延迟控制器中,依次读出延迟数据存储器160上的延迟数据。

[0104] 像以上那样,在第二实施方式中,也独立地生成去程延迟数据和返程延迟数据。也可以按照元件坐标的维度增加修正项的个数。此外,也可以使用元件编号对修正项进行运算。

[0105] 在图8示出了基于接收点的修正的效果。横轴示出偏转角度。纵轴示出声压(灵敏度)。想要实现的特性用附图标记172示出。该特性是将收发综合峰设在0.5度处的特性。与此相配合,在将接收波束偏转角度设为0.5度的情况下(不进行修正的情况下),成为如附图标记170所示的特性。即,收发综合峰变得小于0.5度,换言之,收发综合峰被引入到发送波束中心侧。相对于此,若通过偏转角度 $\Delta \theta$ 对接收焦点进行修正(若作为修正后的接收波束偏转角度而设定0.9度),则能够形成如附图标记174所示的特性,能够使特性的收发综合峰为0.5度(参照附图标记176)。

[0106] (6) 第三实施方式

[0107] 欲使用相同的延迟数据生成电路执行图3以及图4所示的假想声源法(第一收发模式),且实现图6所示的灵敏度峰修正(第二收发模式),采用如图9所示的电路结构即可。

[0108] 在图9中,延迟数据生成电路66B与图7所示的延迟数据生成电路66A同样地,具有

直线去程时间运算电路180、去程时间/修正项运算电路182、以及返程时间运算电路184。图9的直线去程时间运算电路180相当于图7所示的直线去程时间运算电路150,其在第二收发模式下动作。图9的返程时间运算电路184相当于图2以及图5所示的返程时间运算电路112、154。其以第一收发模式以及第二收发模式这两者动作。图9的去程时间/修正项运算电路182相当于图5所示的去程时间运算电路110和图7所示的修正项运算电路152,其进行按照PWL方式的运算。在第一收发模式下,运算电路182作为去程时间运算电路而发挥功能,在第二收发模式下,运算电路182作为修正项运算电路而发挥功能。另外,在运算电路182的前级设置有参数存储器200,在返程时间运算电路184的前级设置有参数存储器202。乘法器186以及加法器188在第二收发模式下发挥功能,选择器(SEL)在第一收发模式的情况下选择来自运算电路182的直接输出,在第二收发模式的情况下选择来自加法器188的输出。在加法器192中,无论是在第一收发模式下还是在第二收发模式下,均将选择器190的输出和返程时间运算电路184的输出相加,由此生成延迟数据。该延迟数据临时写入到延迟数据存储器194。

[0109] 像以上那样,根据图9所示的电路结构,能够共用多个处理器,并且能够对应两个收发模式。

[0110] 像以上那样,通过将延迟数据分为多个分量而进行运算,从而可得到分量的共用、参数量的削减、并列运算这样的优点,甚至可得到高速运算、并行接收数的增大这样的效果。此外,根据上述结构,即使在变更了收发条件的情况下,也能够缩短延迟数据生成用的参数运算时间,因此能够缩短发送开始等待时间。

[0111] (7) 第四实施方式

[0112] 对上述的(7)式进行变形如下。

[0113] [数学式8]

$$D' = 2r - x e (\sin\theta + \Delta\theta \cdot \cos\theta) \cdots (8)$$

[0115] 也可以使得在执行了与上述(8)式中的第二项的括弧内相关的运算 $((\sin\theta + \Delta\theta \cdot \cos\theta) / c)$ 之后,对该运算结果乘以 $x e$,然后将该乘法运算结果和与上述(8)式中的第一项相关的运算 $(2r/c)$ 相加。在该情况下,能够利用图10所示的延迟数据生成电路66C。在图10中,第一运算电路204是直线路径运算电路,执行 $(2r/c)$ 的计算。第一运算电路204可以由单纯的计算电路构成。该运算结果能够在接收开口内的多个接收振动元件间共用。

[0116] 第二运算电路206像上述的那样执行 $((\sin\theta + \Delta\theta \cdot \cos\theta) / c)$ 的运算。其例如可以由PWL电路构成。其运算结果不能在上述多个振动元件间共用。

[0117] 运算器208包括:对第二运算电路206的运算结果乘以 $x e$ 的电路;以及将该乘法运算结果和第一运算电路204的运算结果相加的电路。从运算器208输出延迟数据,该延迟数据存放在延迟数据存储器210。在参数存储器212存放第一运算电路204中的运算所需的参数,在参数存储器214存放第二运算电路206中的运算所需的参数。

[0118] 在图10所示的结构中,也能够多个接收振动元件间共用延迟数据中的特定的分量。在应用假想声源法的情况下,能够在第一运算电路204中运算去程延迟数据,并在第二运算电路206中运算返程延迟数据。

[0119] 总之,虽然以往基于参数组,一个延迟数据一次生成,但是,通过利用上述那样的阶段性或并列的生成方法,从而可得到能够削减运算量或参数量这样的优点。根据上述结

构,即使在变更了收发条件的情况下,也能够短时间运算参数组,因此能够减弱或消除与发送开始定时延迟相伴的用户的压力。

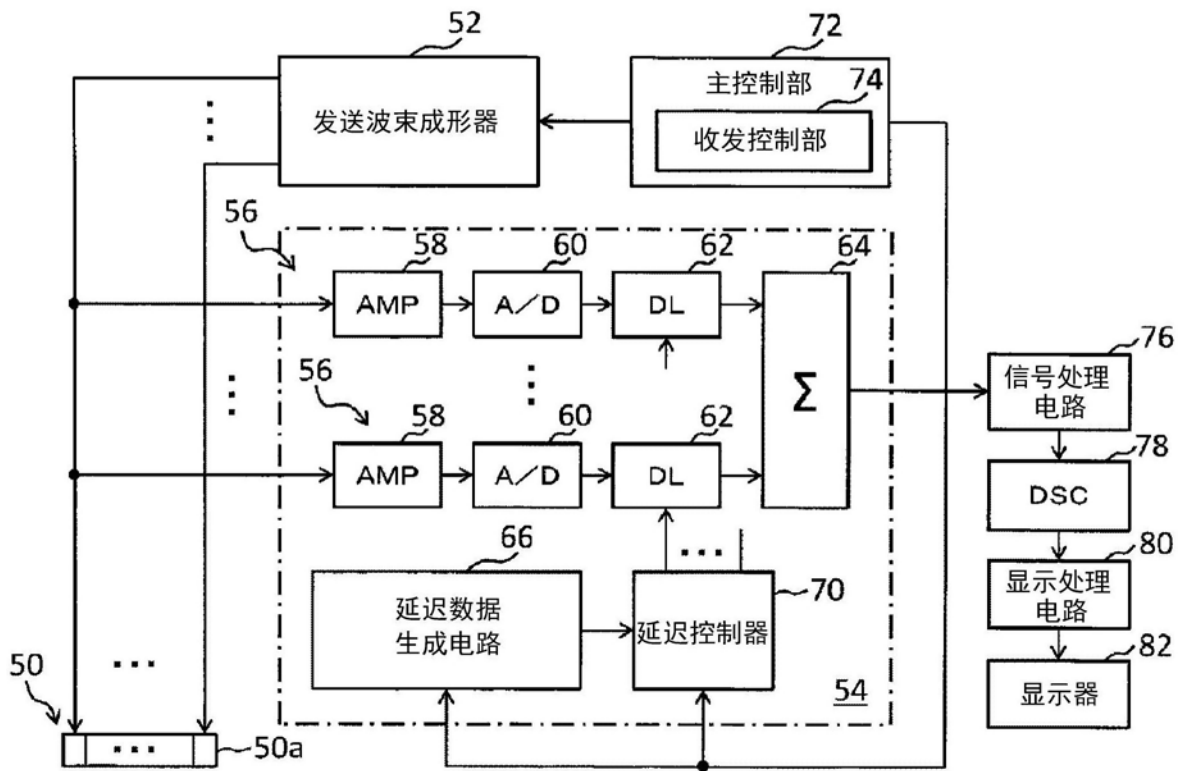


图1

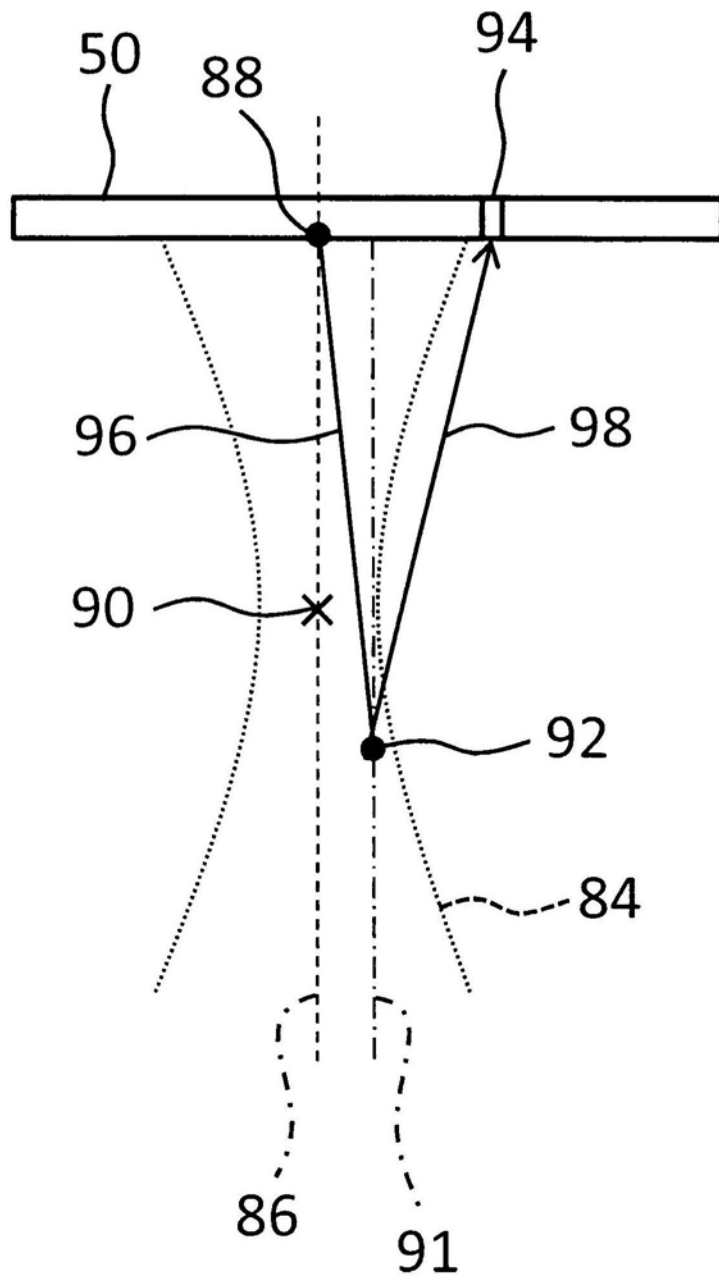


图2

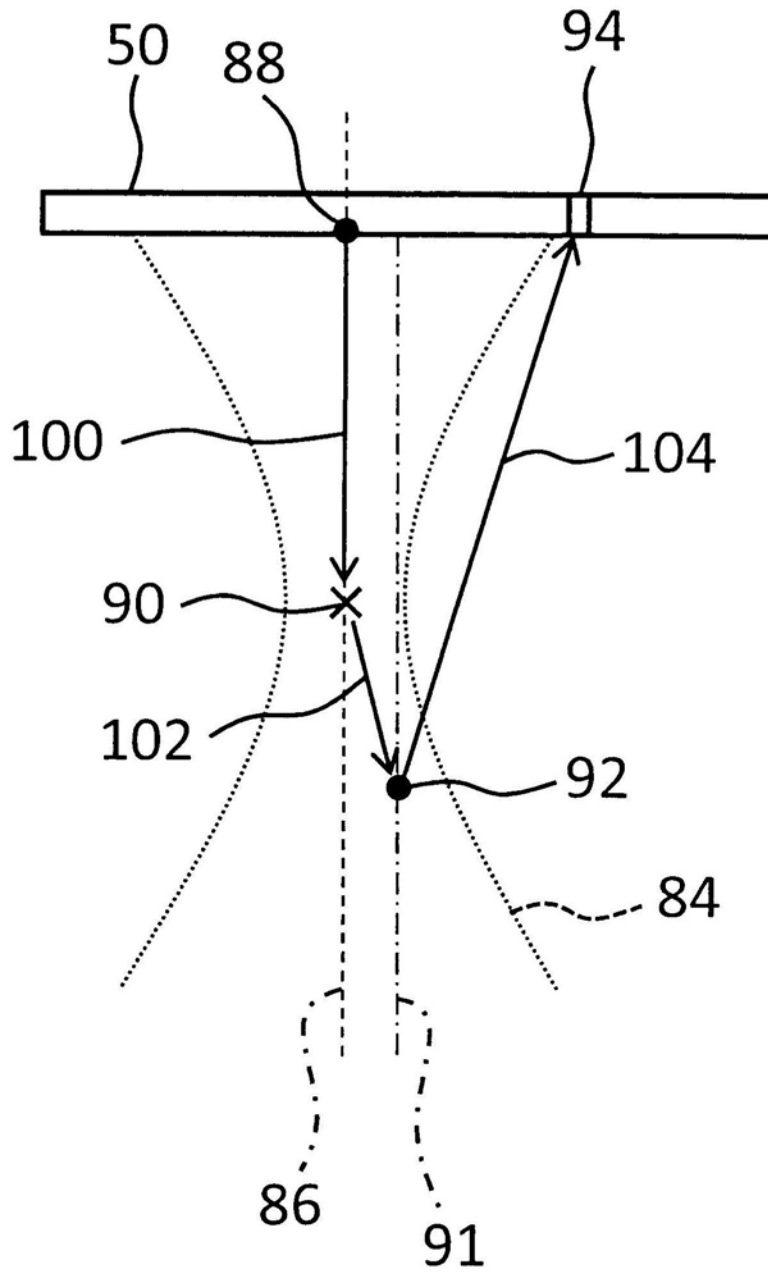


图3

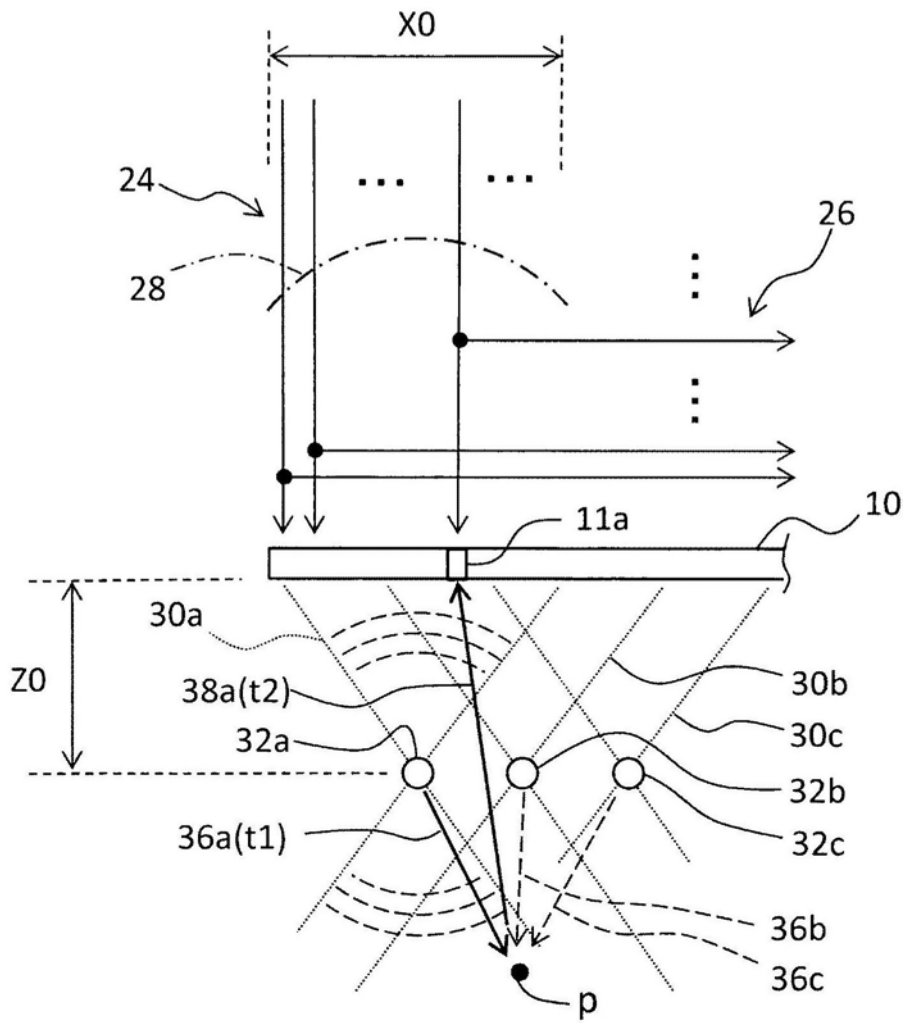


图4

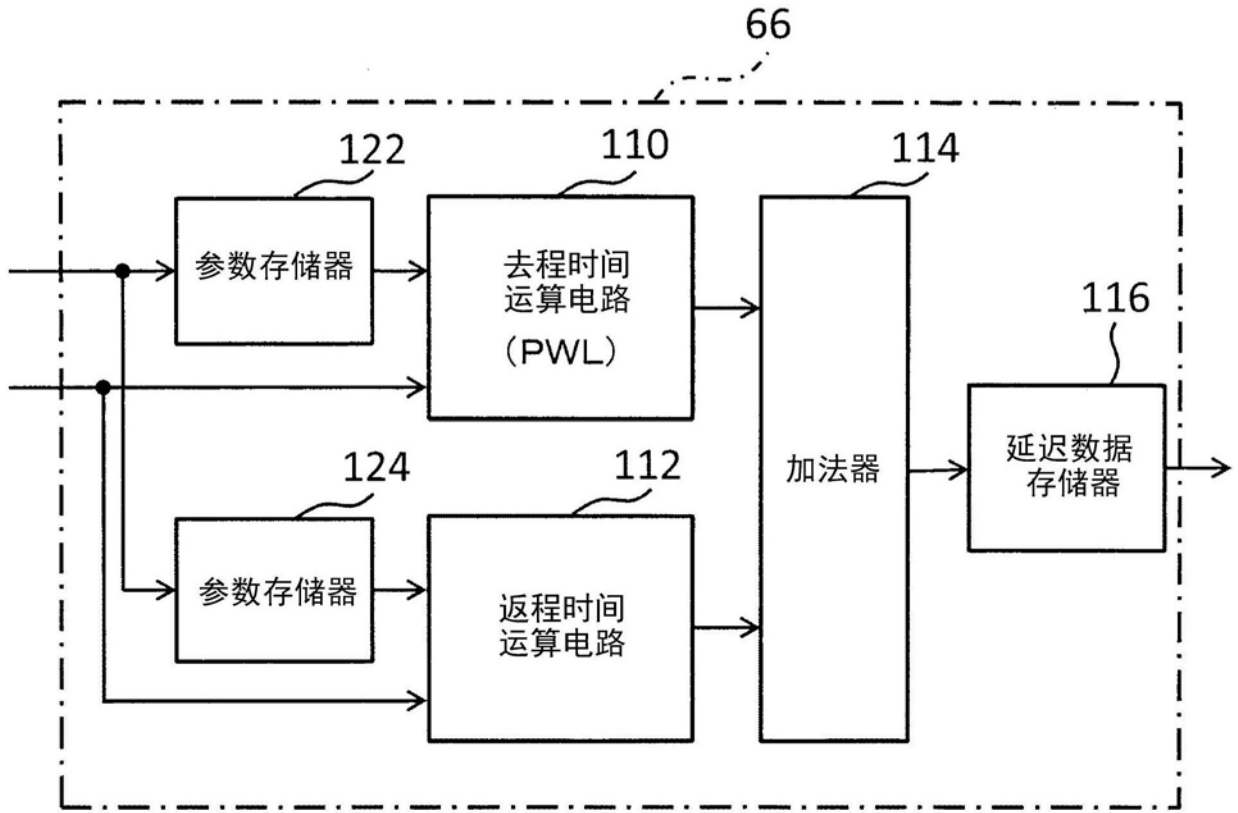


图5

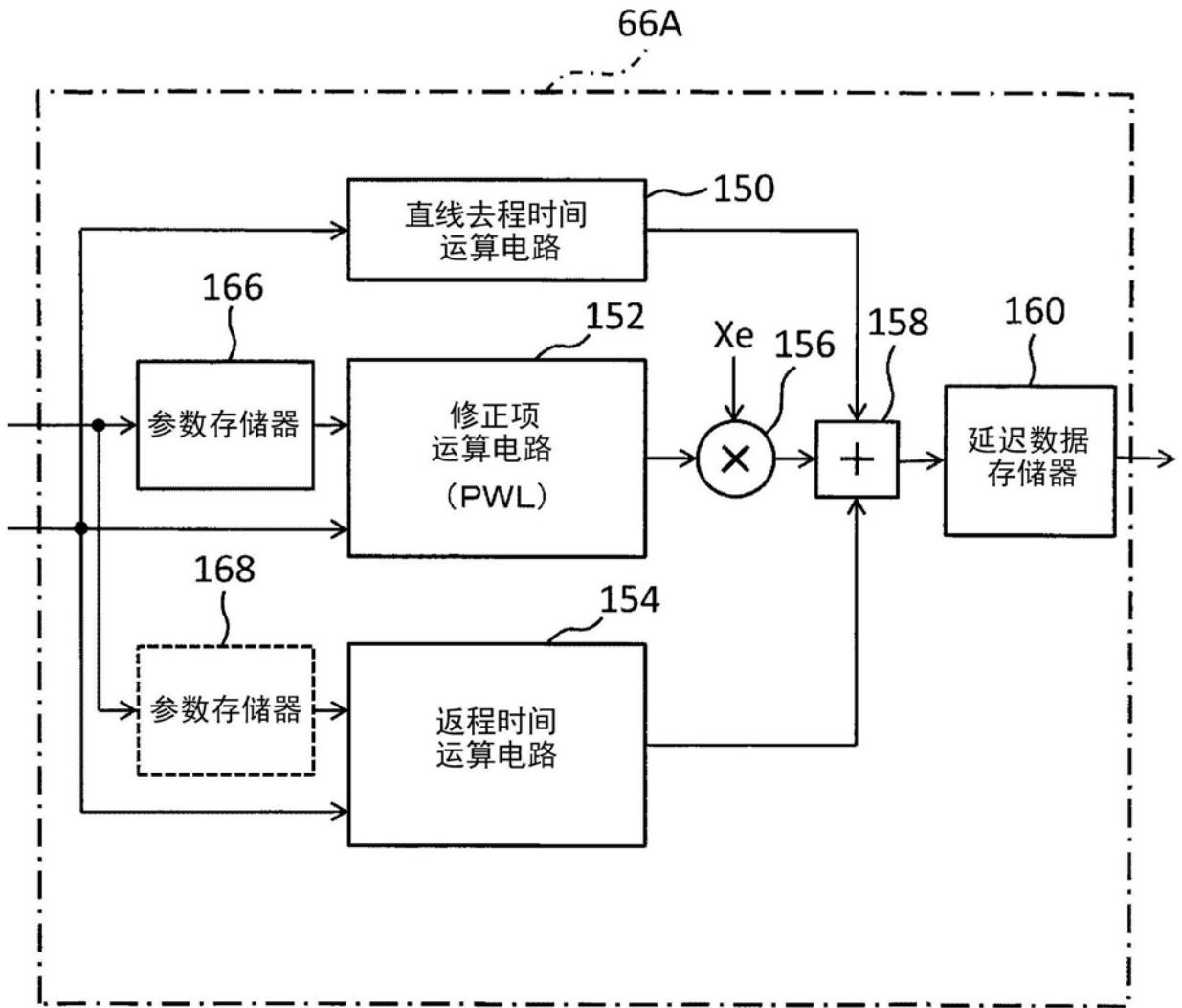


图7

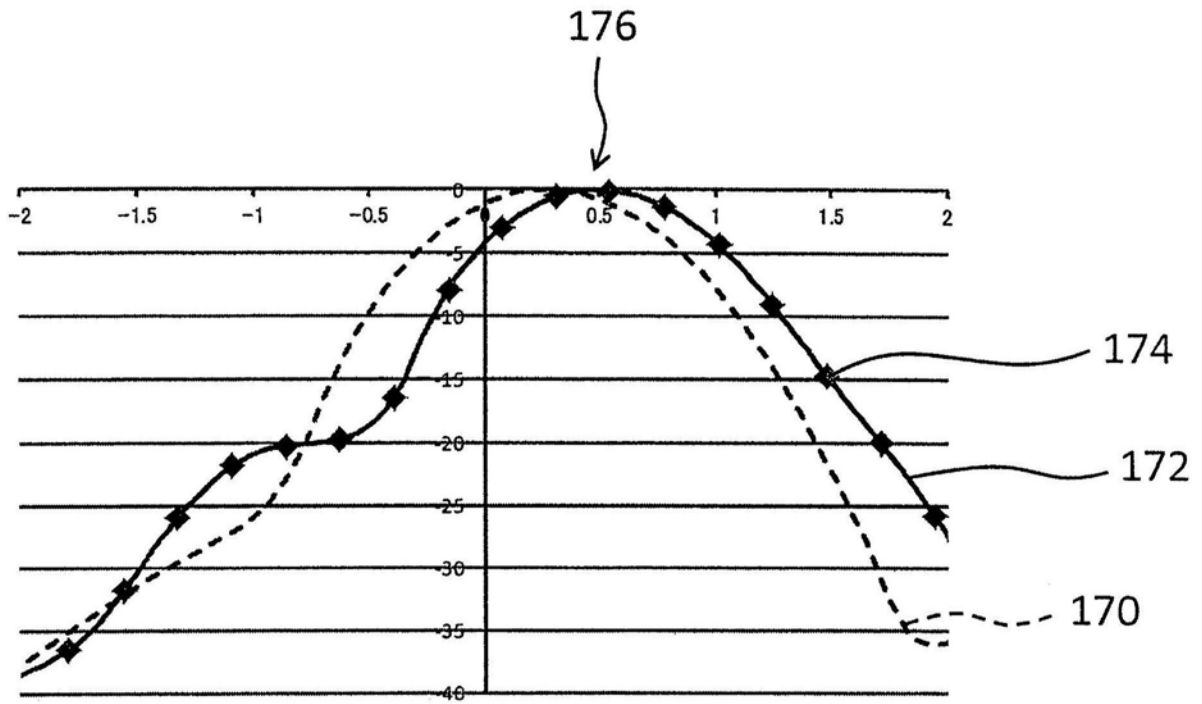


图8

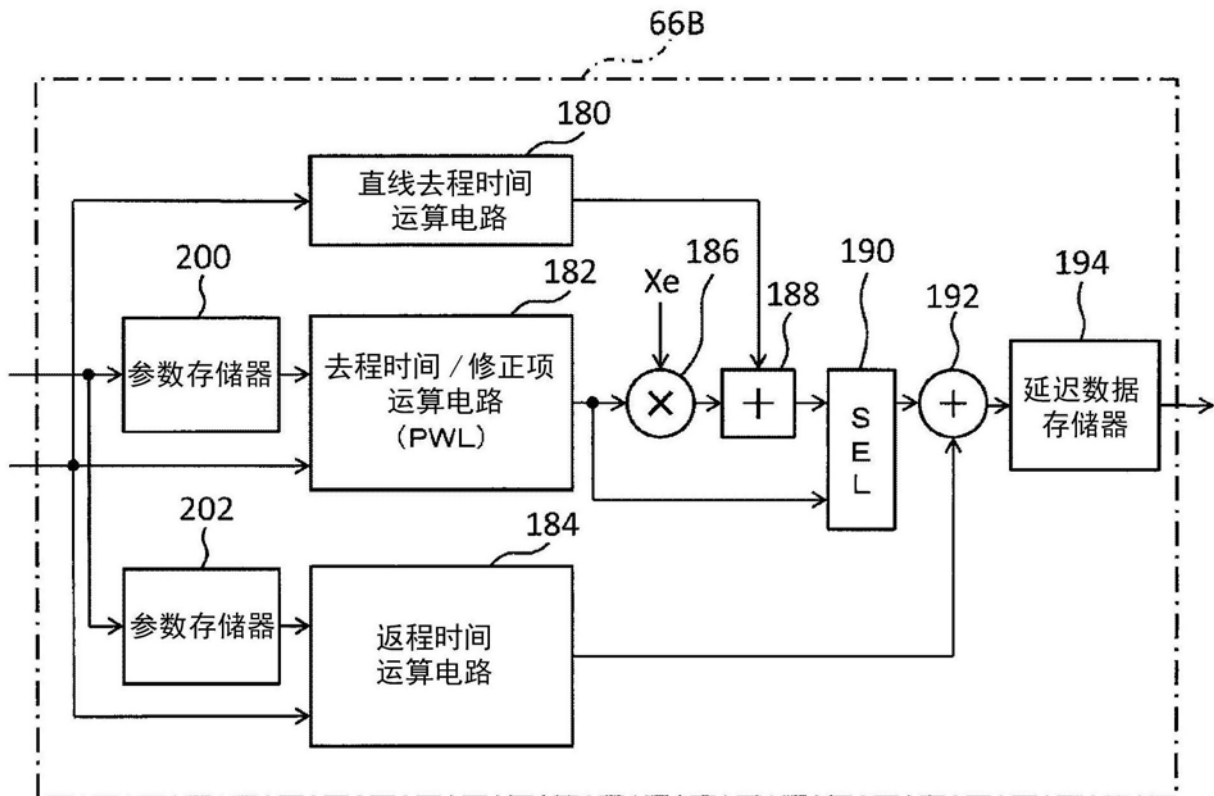


图9

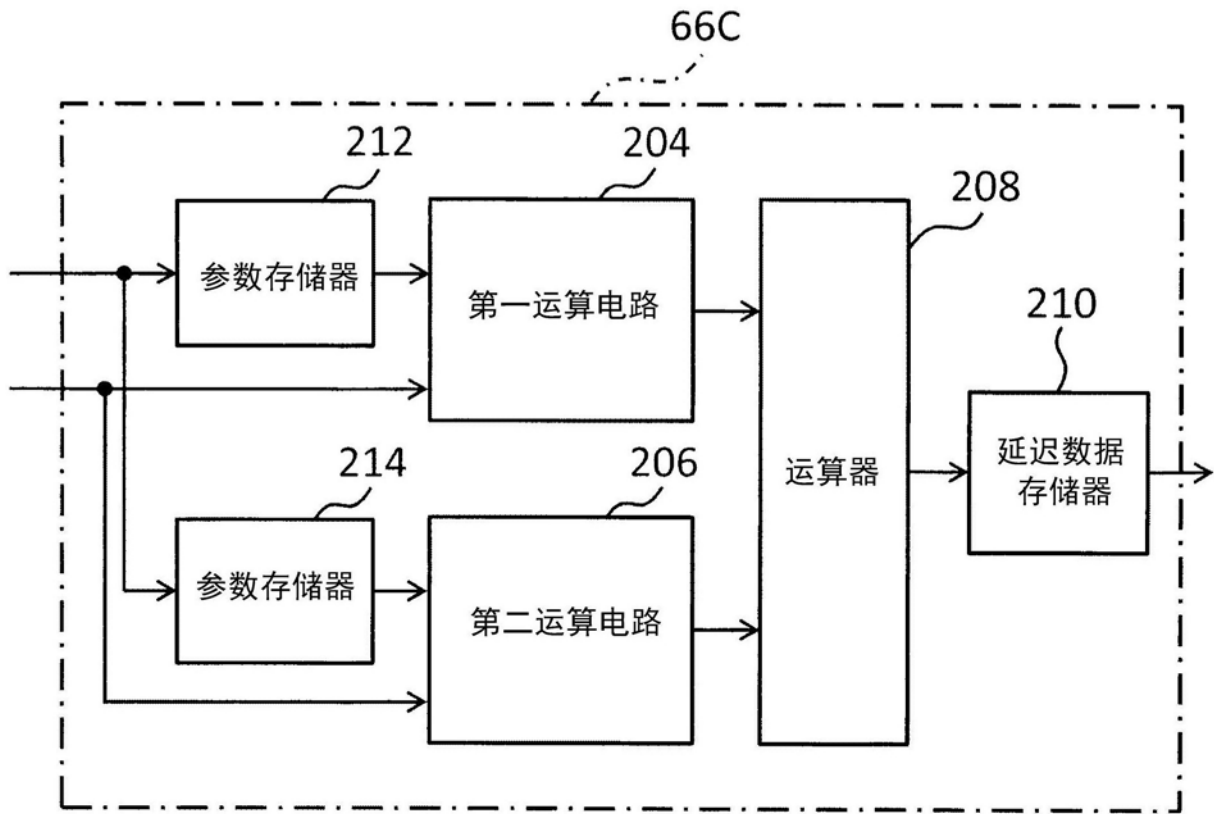


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置以及延迟数据生成方法		
公开(公告)号	CN108024798A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680054955.2	申请日	2016-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	久津将则 栗原浩		
发明人	久津将则 栗原浩		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	刘慧群		
优先权	2015195842 2015-10-01 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及延迟数据生成方法。去程时间运算电路对与从发送基准点到接收焦点的去程对应的去程延迟数据进行运算。返程时间运算电路按每个接收振动元件对与从接收焦点到接收振动元件的返程对应的返程延迟数据进行运算。加法器通过将去程延迟数据和返程延迟数据相加而生成延迟数据。去程延迟数据在多个接收元件间共用。返程延迟数据在应用了假想声源法的情况下按每个接收元件在多个发送波束间共用。

