



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102240214 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 22

(21) 申请号 201110115807. 6

US 5623928 A, 1997. 04. 29,

(22) 申请日 2011. 05. 05

US 5462058 A, 1995. 10. 31,

US 5183047 A, 1993. 02. 02,

(30) 优先权数据

110423/2010 2010. 05. 12 JP

审查员 谢春苓

(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 柴田千寻 挂江明弘 市冈健一

西原财光

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5623928 A, 1997. 04. 29,

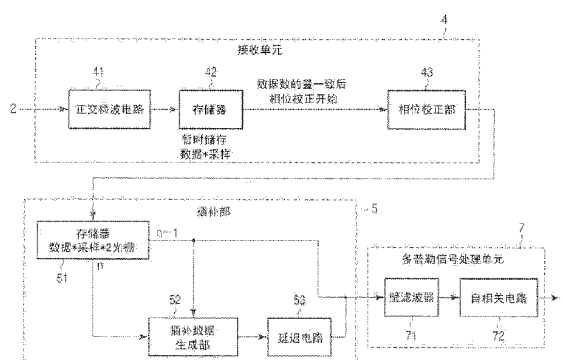
权利要求书1页 说明书5页 附图8页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的目的是在彩色多普勒中抑制由在复数数据上的光栅插补引起的伪像的产生。本发明提供的超声波诊断装置具有超声波探头 (2)。超声波收发部 (3、4) 经由超声波探头对多个超声光栅的每一个各重复 N 次地收发超声波, 产生多个回波信号。回波处理部 (41) 基于回波信号产生复数数据。移相部 (43) 按照基准相位使由超声光栅相同且与相同深度相关的 N 个复数数据构成的总体数据分别移相。插补处理部 (52) 基于移相后的总体数据, 对与相邻的超声光栅间的插补光栅相关的总体数据进行插补。图像数据产生部 (7) 基于移相后的总体数据和插补后的总体数据, 产生图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

超声波收发部,经由上述超声波探头对多个超声光栅的每一个各重复N次地收发超声波,产生多个回波信号;

回波处理部,基于上述回波信号,产生复数数据;

移相部,对构成总体数据的N个复数数据的任一个的相位和基准相位的相位差进行特定,对于上述N个复数数据,分别使其相位偏移特定的相位差,其中上述N个复数数据是上述超声光栅相同且与相同深度相关的N个复数数据;

插补处理部,基于上述移相后的总体数据,对与相邻的超声光栅间的插补光栅相关的总体数据进行插补;以及

图像数据产生部,对上述移相后的总体数据和上述插补后的总体数据实施自相关处理,产生与血流或者其他移动体的移动信息相关的图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述插补处理部,在与上述相邻的超声光栅相关的总体数据彼此间,计算实数部平均和虚数部平均。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,在上述N为奇数时,上述移相部对上述构成总体数据的N个复数数据中第 $(N+1)/2$ 号复数数据的相位与上述基准相位的相位差进行特定。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,在上述N为偶数时,上述移相部对上述构成总体数据的N个复数数据中第 $N/2$ 号复数数据的相位与上述基准相位的相位差和第 $(N/2)+1$ 号复数数据的相位与上述基准相位的相位差的平均进行特定。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述基准相位设定为 0° 。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述基准相位设定为构成与上述相邻的超声光栅的一方的超声光栅相关的总体数据的任一个复数数据的相位角。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述基准相位设定为构成与上述相邻的超声光栅的一方的超声光栅相关的总体数据的N个复数数据中、在时间轴上位于中央的复数数据的相位角。

超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于并且要求2010年5月12日提交的在先的日本专利申请2010-110423号优先权利益,其全部内容通过参考而援引于此。

技术领域

[0003] 在此描述的实施方式主要涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 在生成与血流等移动体(moving target)的移动速度相关的空间分布的所谓彩色多普勒中,需要在相同的超声光栅(ultrasonic raster)(以下简称为光栅(raster))的方向上重复多次超声波的收发。因此当欲在某程度确保每1秒的帧数(帧率)时,无法获得充分多的光栅条数。帧率(时间分辨率)和光栅条数(空间分辨率)存在折衷的关系。

[0005] 作为在将空间分辨率(spatial resolution)维持在某程度的状态下抑制时间分辨率(time resolution)的降低的方法,存在光栅插补(raster interpolation)。光栅插补的主流是对最终的血流等的平均速度直接进行插补。但是,例如在相邻光栅间的速度信息为 $+a$ 、 $-a$ 的情况下,当进行单纯平均化时会变为零速,担心插补光栅(interpolated raster)会产生不自然的黑色伪像(artifact)。作为改善其的方法,如图6、图7所例示的那样,存在使用根据正交检波的复数数据(complex data)的光栅插补方法。在该复数数据上的光栅插补处理(复数插补(complex data interpolation))中,由于还考虑了原来的振幅,所以在转换为平均速度时,能提高插补后的速度成分的推定精度。

[0006] 但是,复数插补中,特别是相对于速度变化的插补精度的降低,如图8所示那样在图像上作为纵条纹状的伪像而表面化。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于,在彩色多普勒中,抑制由复数数据上的光栅插补引起的伪像的产生。

[0008] 本实施方式的超声波诊断装置具有超声波探头。超声波收发部经由超声波探头对多个超声光栅的每一个各重复N次地收发超声波,产生多个回波信号。回波处理部基于回波信号,产生复数数据。移相部按照基准相位(reference phase)对由N个复数数据构成的总体数据(ensemble data)分别进行移相(phase-shift),其中该N个复数数据是超声光栅相同且与相同深度相关的N个复数数据。插补处理部基于移相后的总体数据,对与相邻的超声光栅间的插补光栅相关的总体数据进行插补(interpolate)。图像数据产生部基于移相后的总体数据和插补后的总体数据,产生图像数据。

[0009] 发明的效果:

[0010] 在彩色多普勒中,能抑制由复数数据上的光栅插补引起的伪像的产生。

附图说明

[0011] 图1是表示本实施方式的超声波诊断装置的构成的图。

[0012] 图2是表示图1的接收单元、插补部的构成的图。

[0013] 图3是由图2的相位校正部进行的相位校正处理的说明图。

[0014] 图4是由图1的插补部进行插补处理的说明图。

[0015] 图5是表示本实施方式的图像例的图。

[0016] 图6是表示以往的插补处理的问题点的图。

[0017] 图7是以往的插补处理的说明图。

[0018] 图8是表示以往的图像例的图。

[0019] 图9是表示图2的存储器42的输出数据的图。

[0020] 图10是由图2的相位校正部进行其他相位校正处理的说明图。

[0021] 附图标记说明

[0022] 2、超声波探头;3、发送单元;4、接收单元;5、插补部;6、B模式信号处理单元;7、多普勒信号处理单元;8、图像生成单元;9、显示用监视器;21、装置主体;41、正交检波电路;2、存储器;43、相位校正部;51、存储器;52、插补数据生成部;53、延迟电路;71、壁滤波器(wall filter);72、自相关电路。

具体实施方式

[0023] 通常,根据一个实施方式,超声波诊断装置包括超声波探头。超声波收发部经由超声波探头对多个超声光栅的每一个各重复N次地收发超声波,产生多个回波信号。回波处理部基于回波信号产生复数数据。移相部按照基准相位使由超声光栅相同且与相同深度相关的N个复数数据构成的总体数据分别移相。插补处理部基于移相后的总体数据,对与相邻的超声光栅间的插补光栅相关的总体数据进行插补。图像数据产生部基于移相后的总体数据和插补后的总体数据,产生图像数据。

[0024] 以下,一边参照附图,一边对本实施方式的超声波诊断装置进行说明。

[0025] 另外,在彩色多普勒中,对各超声光栅(以下简称为光栅(raster))以规定的重复周期(1/PRF)进行重复而各N次地收发超声波。在这种情况下,N定义为总体数。在图9中表示为N=5。与各收发对应的回波信号被施加正交检波(quadrature phase detection processing),以规定的采样周期重复采样。将通过该采样获得的各深度(采样点)的数据称为采样数据。采样数据用作由实数部(real part)和虚数部(imaginary part)构成的复数数据。将利用1次收发获得的与相同光栅相关的深度方向的复数数据串称为“光栅数据”。此外,将由光栅相同且与相同深度相关的时间方向的N个复数数据构成的数据串称为“总体数据”。对于相同的光栅,将重复的收发利用总体编号进行区别。

[0026] 首先,下面示出根据本实施方式的图像生成处理顺序的概要。另外,该图像生成处理也可提供为记录了用于使计算机实现以下的1)~5)单元的程序代码的计算机可读的存储介质。

[0027] 1)对构成与某光栅的某深度相关的总体数据的N个采样数据的任一个的相位和基准相位(例如 0°)的相位差进行特定。

[0028] 2)对于构成该总体数据的全部N个采样数据,分别使其相位偏移(phase-shift)特定的相位差。在相位差特定中使用的采样数据的相位为 0° 。在相位差特定中使用的采样数据与其他(N-1)个采样数据的每一个之间的相位差,维持相位偏移处理前的相位差保持不变。

[0029] 3)对于全部的总体数据,执行上述1)的处理以及2)的处理。

[0030] 4)在相同深度且相同总体编号的采样数据彼此间,计算相邻光栅间的光栅上的采样数据的插补值。按插补光栅上的各深度,生成总体数据(插补数据)。

[0031] 5)按实测光栅以及插补光栅上的各深度,对实测总体数据、插补总体数据施加自相关处理(autocorrelation-processing),计算血流或者其他移动体的平均速度等移动信息。生成彩色多普勒图像。

[0032] 如上所述,为了获得多普勒信息,主流是使用自相关法,为了使用该自相关法,对1个光栅进行多次(N次)收发,需要收集多个光栅数据。通过使用自相关法,获得在速度显示中使用的相位信息。在本实施方式中,以进行自相关处理、还有能够进行根据正交检波的复数数据上的插补为前提。在以下所示的说明中,设总体数为5,设总体编号为1的采样数据在构成总体数据的5个采样数据之中是最旧的数据,设总体编号为5的采样数据在构成总体数据的5个采样数据之中是最新的数据。基准相位是 0° ,但不限于此,只要在相位校正处理中基准相位一定即可。

[0033] 此外,对与基准相位之间的相位差进行特定的采样数据,可以是构成包含其的总体数据的5个采样数据的中的任一个,但在此设为中心的采样数据。此外,虽然作为基于与第(n-1)条光栅相关的总体数据和与第n条光栅相关的总体数据,在第(n-1)条光栅与第n条光栅之间对与1条中央光栅相关的总体数据进行插补,进行说明,但也可以是在第(n-1)条光栅与第n条光栅之间对多条光栅进行插补。

[0034] 如图1所示那样,本实施方式的超声波诊断装置具有超声波探头2。超声波探头2是具有排列成一系列的多振子的多通道型。振子包括压电元件、形成于压电元件的表面的个别电极、以及形成于压电元件的背面的共用电极。电隔离的一个通道由一个或者近邻的数个振子构成。该超声波探头2以装卸自由的方式连接于在控制台(console)壳体中收容的装置主体21的连接器的中。

[0035] 装置主体21具有连接于超声波探头2的发送单元3和接收单元4。发送单元3具有每个通道所设置的脉冲器(pulser)。脉冲器从脉冲产生器以一定的周期(脉冲重复频率PRF的倒数)产生,利用发送延迟电路将按每个通道延迟的脉冲信号作为触发事件,对振子施加驱动信号(高频的电压信号)。

[0036] 由根据振子的驱动信号机械式振动而产生的超声波,在被检体内部传播,并由处于其中途的音响阻抗的不连续面反射,作为回波返回到超声波探头2。该回波使超声波探头2的压电元件进行机械式振动。由此产生的微弱的电信号,由接收单元4的前置放大器放大,而且由模拟/数字转换器转换为数字数据,被接收延迟电路延迟,在加法器进行加法运算(整相加法处理)。由此生成对回波信号给予指向性的接收数据。

[0037] 接收数据如图2所示那样,利用正交检波电路41接受正交检波处理,将光栅代码、深度代码以及时间代码属性化并作为复数数据存储于存储器42中。在彩色多普勒模式中,如上所述,对1个光栅进行多次(N次)收发。在按各光栅以及各深度使总体数的量的复数数

据一致的时刻,作为N个复数数据的设置、也就是说作为总体数据,读出到相位校正部43。

[0038] 相位校正部43按光栅相同且与相同深度相关的N个复数数据的每个设置(总体数据),对针对基准相位的相位差进行特定,使构成该总体数据的N个复数数据的相位偏移特定的相位差分。该相位偏移(相位校正)的处理,对全部光栅、全部深度(采样点)分别进行。

[0039] 也就是说,如图3所示那样,典型地是,基准相位作为 0° ,对该基准相位与总体数据中的既定的总体编号(称为基准总体编号)的复数数据(A3)的相位之间的相位差(αA)进行特定,使构成该总体数据5个复数数据(A1~A5)的全部相位分别偏移特定的相位差(αA)。

[0040] 当设构成总体数据的复数数据的个数为N时,基准总体编号,在时间轴上设定为位于中央的第(N/2)个,这在使由相位校正引起的伪像减轻的观点上最为有效。在图3的例中,基准总体编号设置为“3”。

[0041] 用于使光栅n-1的总体数据的中心的复数数据(A3)的相位为 0° 的移相角(αA)被特定。使构成相同光栅n-1的总体数据的其他复数数据(A1、A2、A4、A5)的相位分别偏移相同的相位角(αA)。

[0042] 同样,用于使光栅n的总体数据的中心的复数数据(B3)的相位为 0° 的移相角(αB)被特定。使构成相同光栅n的总体数据的其他复数数据(B1、B2、B4、B5)的相位分别偏移相同的相位角(αB)。

[0043] 另外,基准总体编号、基准相位能经由输入部11通过操作者进行任意变更。例如如图10所示那样,可以将一方的光栅n-1的基准总体编号“3”的复数数据的相位角作为基准相位。在这种情况下,光栅n的全部复数数据的相位未被偏移。用于使相邻的光栅n的总体编号3的复数数据的相位与光栅n-1的总体编号3的复数数据的相位(基准相位)一致的移相角 αB 被特定。使构成相同光栅n的总体数据的其他复数数据(B1、B2、B4、B5)的相位分别偏移相同的相位角(αB)。

[0044] 另外,虽然在这次的例子中将总体数设为5进行了说明,但是也可以采取如下方法:在其假设为偶数的6、而且将中心的总体编号的复数数据作为基准进行相位偏移的情况下,取总体编号3的复数数据与总体编号4的复数数据的平均,制作相位校正用的新的基准复数数据,使总体数据的各复数数据以基准复数数据与基准相位的相位差进行相位偏移。在这种情况下,基准相位数据仅在相位校正处理中使用,并不供给到多普勒信号处理单元7。

[0045] 插补部5具有存储器51、插补数据生成部52和延迟电路53。与第n号光栅相关的由相位校正部43相位校正后的总体数据(B1~B5)、和与第n号光栅的相邻的第(n-1)号光栅相关的由相位校正部43相位校正后的总体数据(A1~A5),经由存储器51供给到插补数据生成部52。

[0046] 插补数据生成部52基于与相邻的2条光栅相关的总体数据(实测总体数据),生成与相邻的2条光栅间的典型的位于中心的1条光栅(插补光栅、第 $(n+(n-1))/2$ 号光栅)相关的总体数据(插补总体数据)。

[0047] 复数数据的插补按如下进行计算。在设为

[0048] 第(n-1)条光栅的总体编号2的某深度的复数数据: $A_{n-1}+B_{n-1}*j$

[0049] 第n条光栅的总体编号2的深度的复数数据: A_n+B_n*j 的情况下,插补光栅的相同深度的复数数据利用

[0050] $(A_{n-1} + A_n)/2 + (B_{n-1} + B_n) * i/2$

[0051] 获得。另外,虽然在制作插补数据时取相邻光栅间的复数数据的平均,但也可以使用任何方法。

[0052] 作为插补处理,具体地说,如图4所示那样,在与构成第n号光栅上的某深度相关的实测总体数据的5个复数数据中的各总体编号的复数数据、和与第(n-1)号光栅上的相同深度相关的实测总体数据中的相同总体编号的复数数据之间,典型的是计算平均值,生成插补光栅的总体数据(AB1~AB5)。关于全部的总体编号、进而全部的深度(采样点)以及光栅间,重复该处理。在全部的总体数据间,基准总体编号的复数数据的相位统一为 0° 。由此,消除或减轻光栅间的相位错位。因此,抑制根据复数插补的特别是针对速度变化的插补精度的降低,如图5所示那样,与图8所示图像相比可知,能减轻图像上的纵条纹状的伪像。而且,通过根据插补的光栅条数的增加,能在维持时间分辨率的状态下使空间分辨率大致提高两倍。

[0053] 插补后的光栅的光栅数据(插补光栅上的复数数据的设置)经由延迟电路53在第(n-1)号实测光栅数据之后、第n号实测光栅数据之前输出。

[0054] 多普勒信号处理单元7具有壁滤波器71和自相关电路72。壁滤波器71根据相位校正后的光栅数据,主要利用血球等快的移动体的反射,仅使接受了频率偏移的高频成分(血流成分)通过,主要利用心脏壁等慢的移动体的反射,除去接受了频率偏移的低频成分(杂波(clutter)成分)。自相关电路72根据在壁滤波器71除去了杂波成分的光栅数据,通过自相关处理求出速度信息(平均速度、方差、功率)。

[0055] 所获得的血流信息通过图像生成单元8转换为电视扫描方式,此外转换为模拟信号并在显示用监视器9,彩色显示为经由输入部11由操作者指示的平均速度图像、方差图像、功率图像、或者这些的任意的组合图像。

[0056] 另外,在本装置中还装备有B模式处理单元6。B模式处理单元6包括检波电路、对数放大器、模拟数字转换器,对在复数数据上相位校正后的光栅数据或者不接受相位校正地进行接收延迟以及加法运算的状态下的接收数据,进行检波、对数放大,生成反映了组织方式的图像数据。该图像数据经由图像生成单元8在显示用监视器9上显示为灰度图像。

[0057] 虽然已经描述了特定的实施方式,但这些实施方式是仅作为示例而呈现的,并不意图限制发明的范围。实际上,这里描述的新的实施方式可以以各种其他方式实施,进而,可以在不脱离发明精神的情况下在这里描述的实施方式的形式中做出各种省略、替换和改变。一同附上的权利要求和它们的同等物意图覆盖这些属于发明的范围和精神的形式或修改。

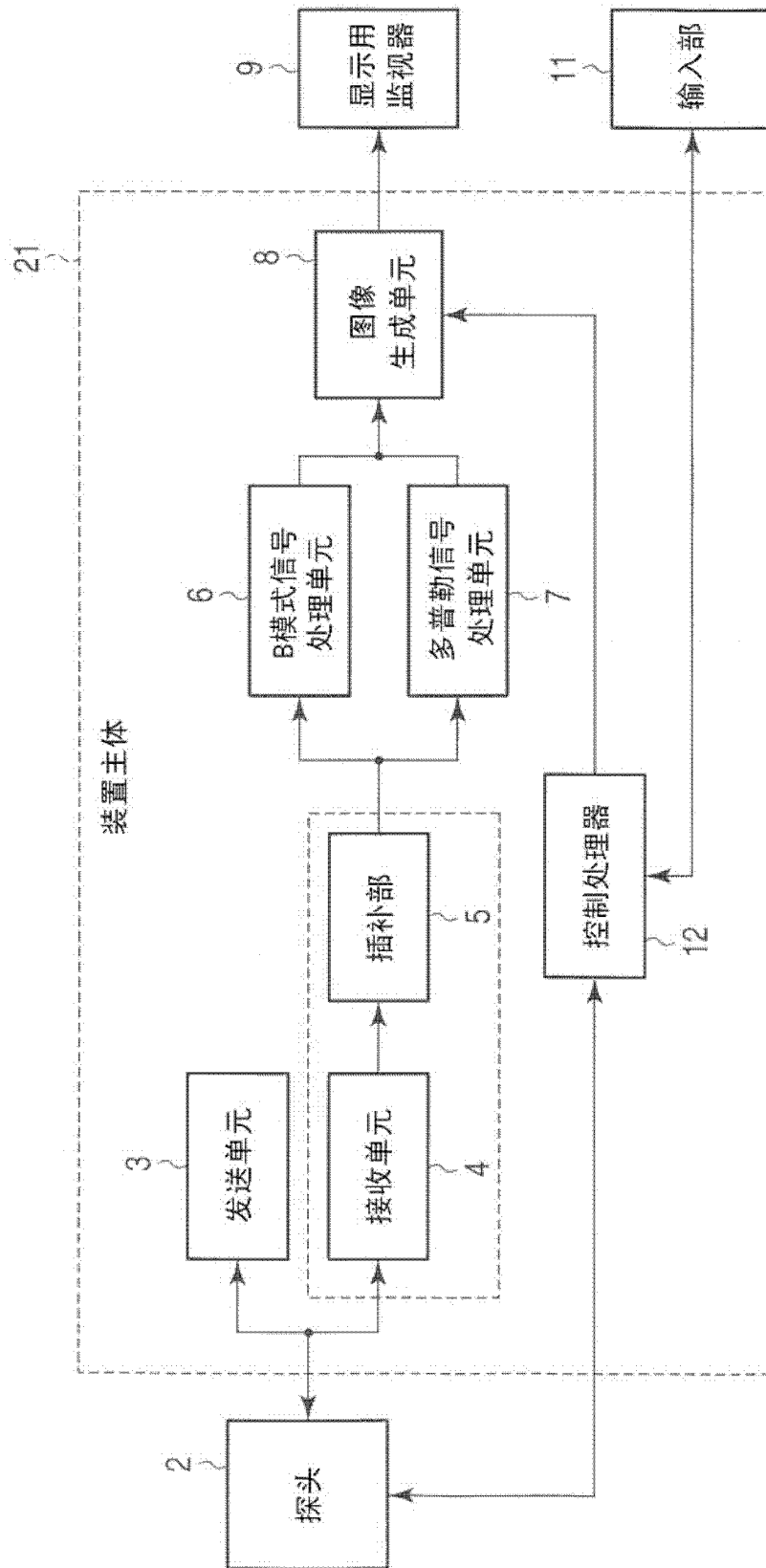


图1

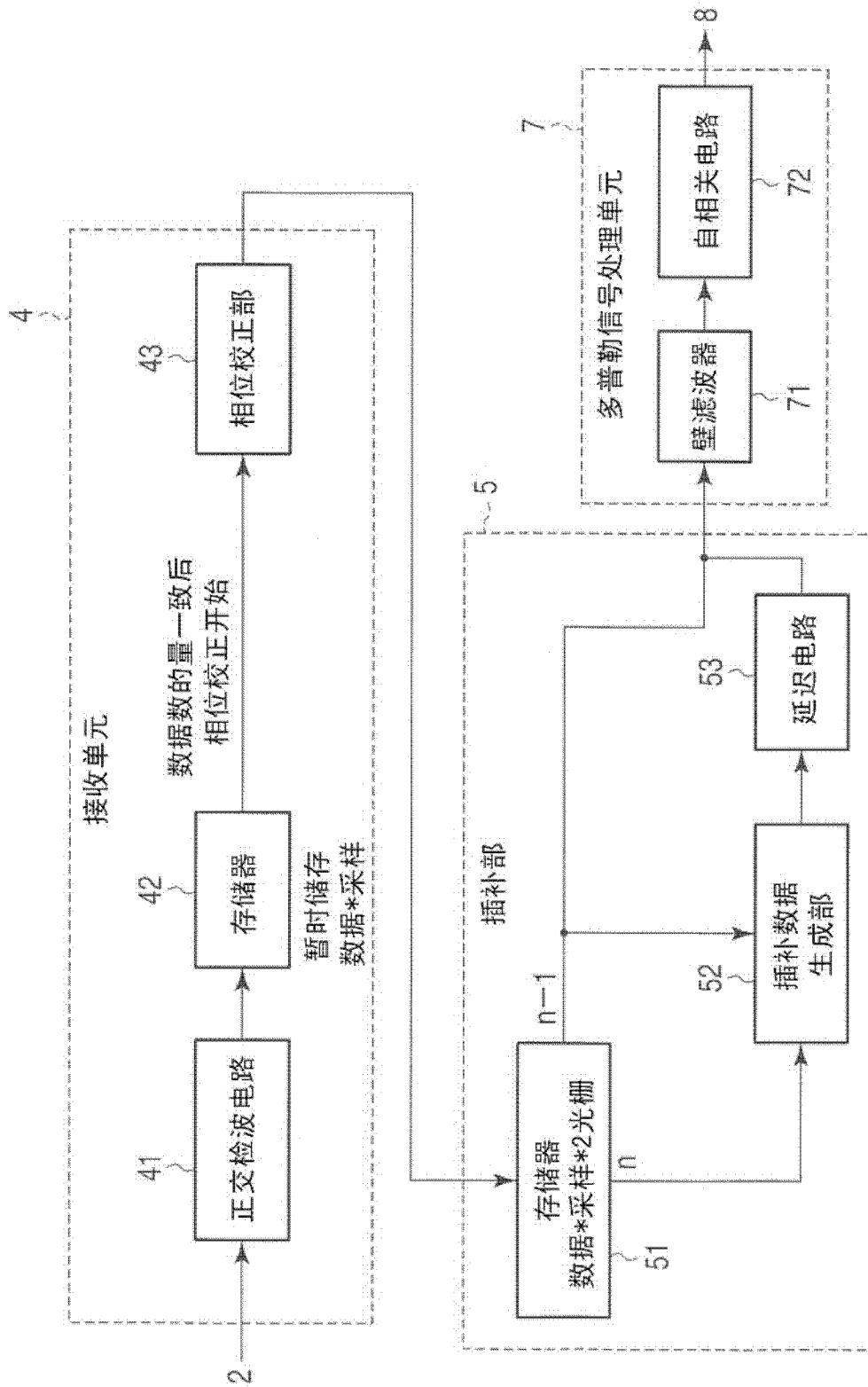


图2

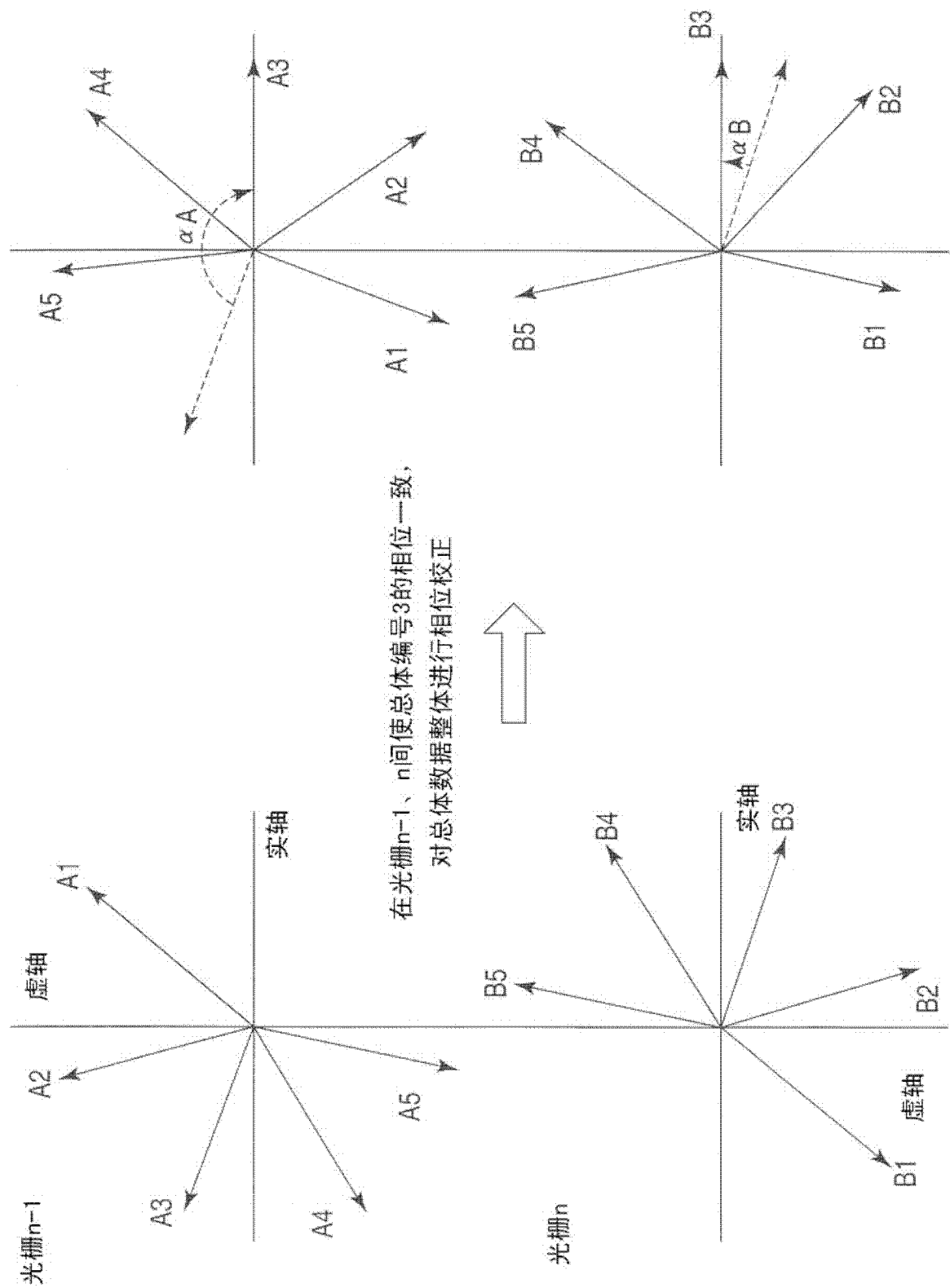


图3

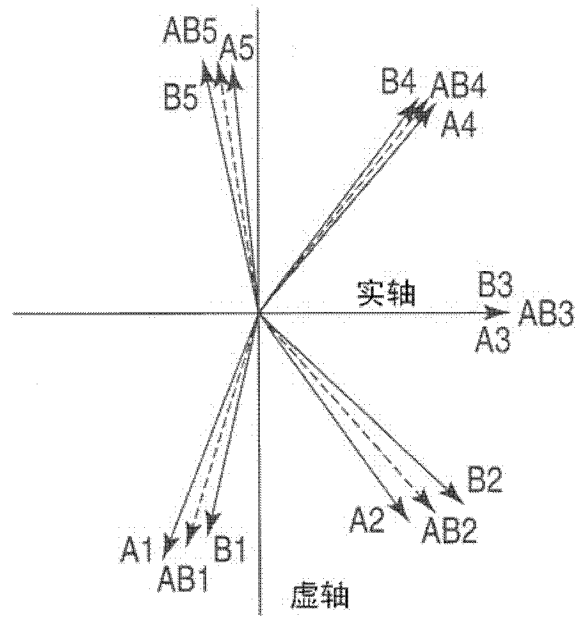


图4

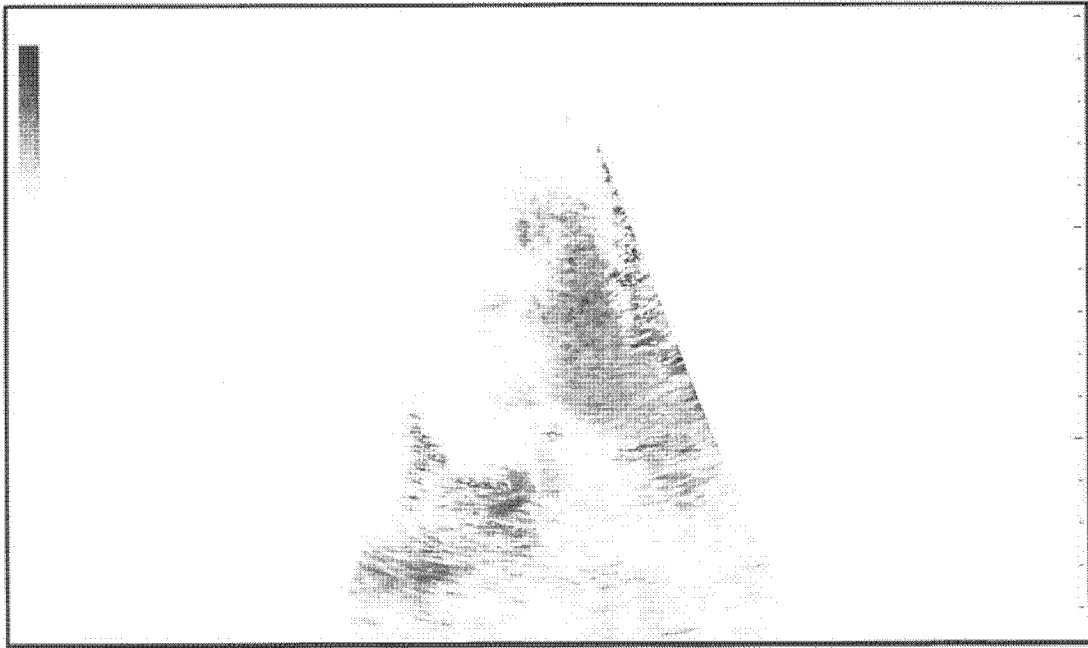
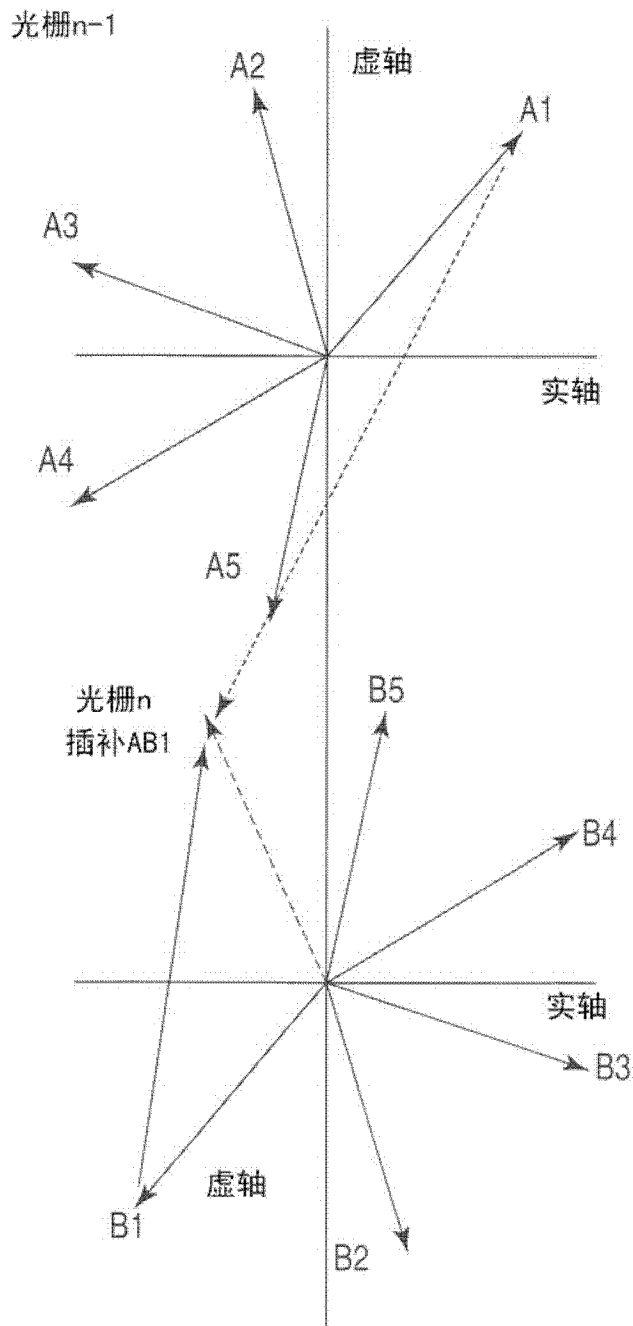


图5



← 为了制作1光栅,需要多个数据
即使是相邻的光栅相位也相当不同
在光栅n-1、n间在分别对相同
编号进行插补时,由于不是相同
相位,所以插补数据 $((2n-1)/2)$
的错位变大

图6

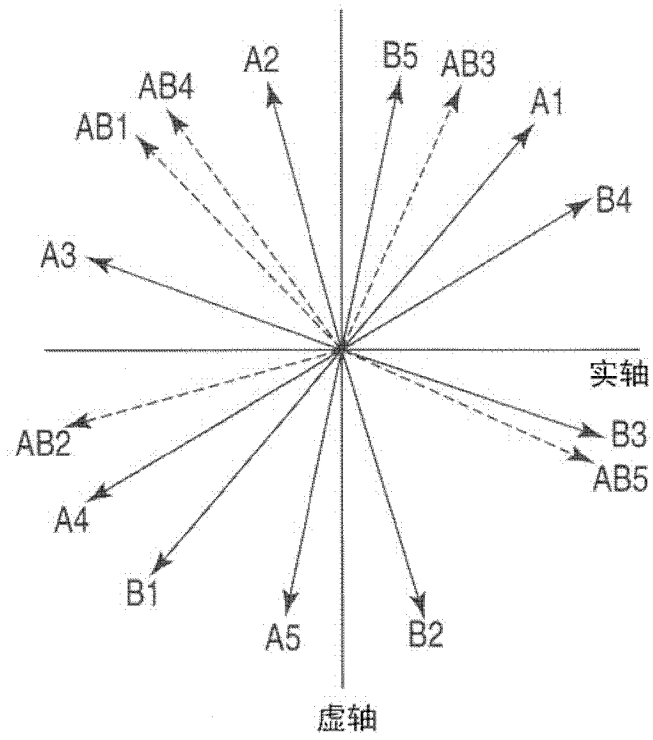


图7

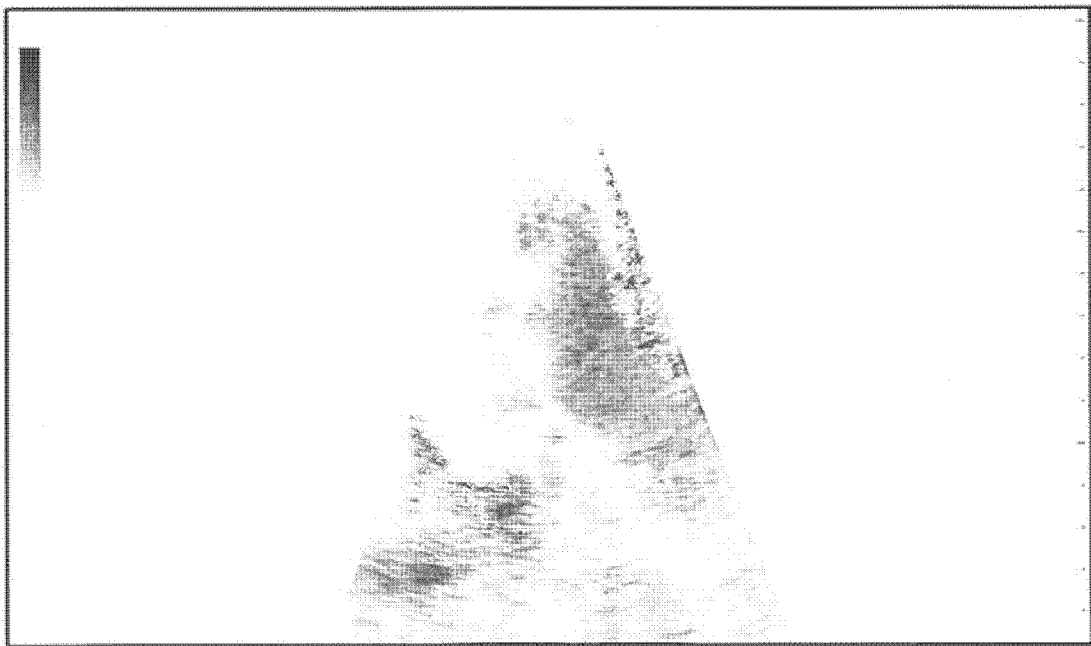


图8

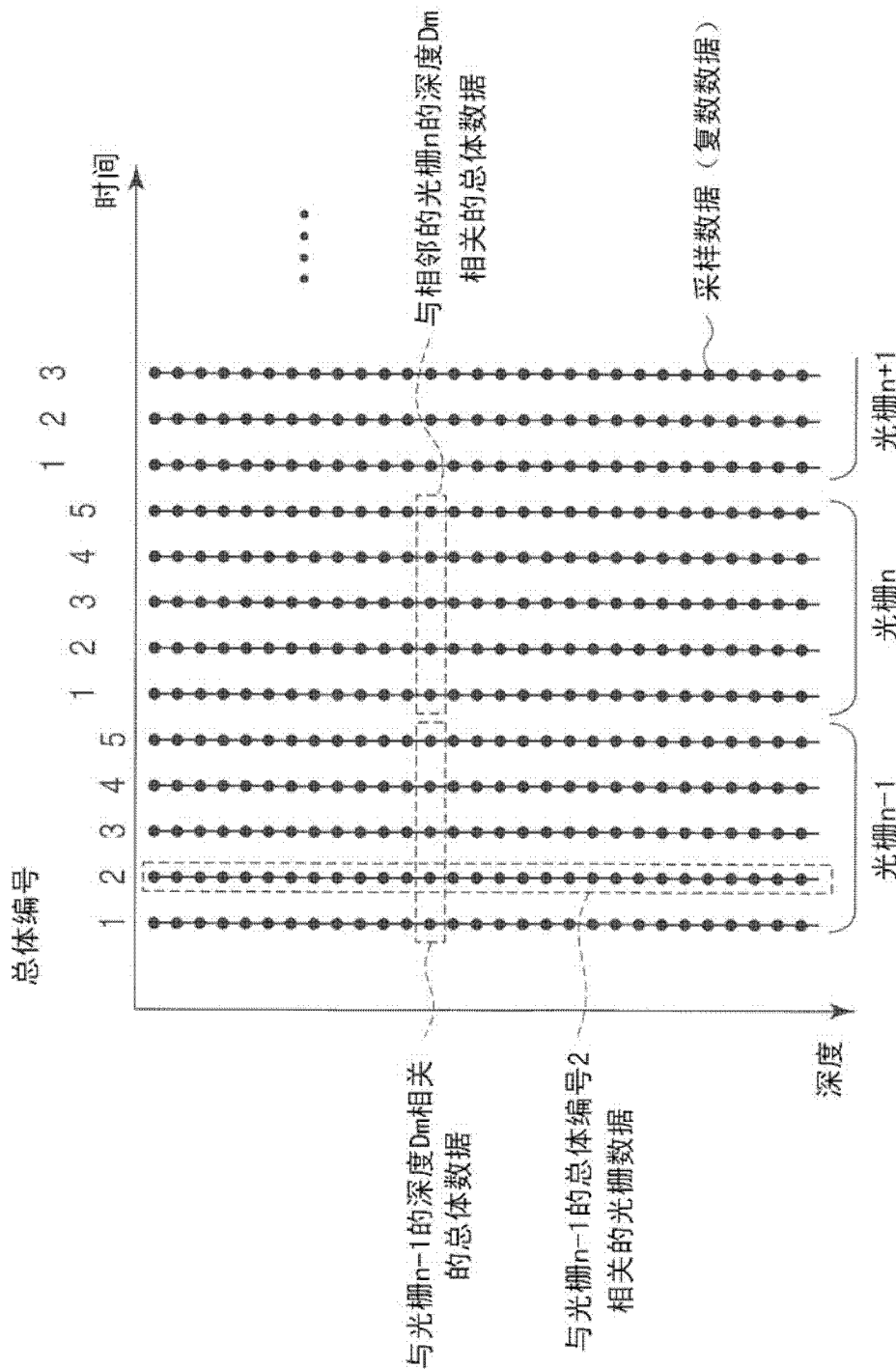


图9

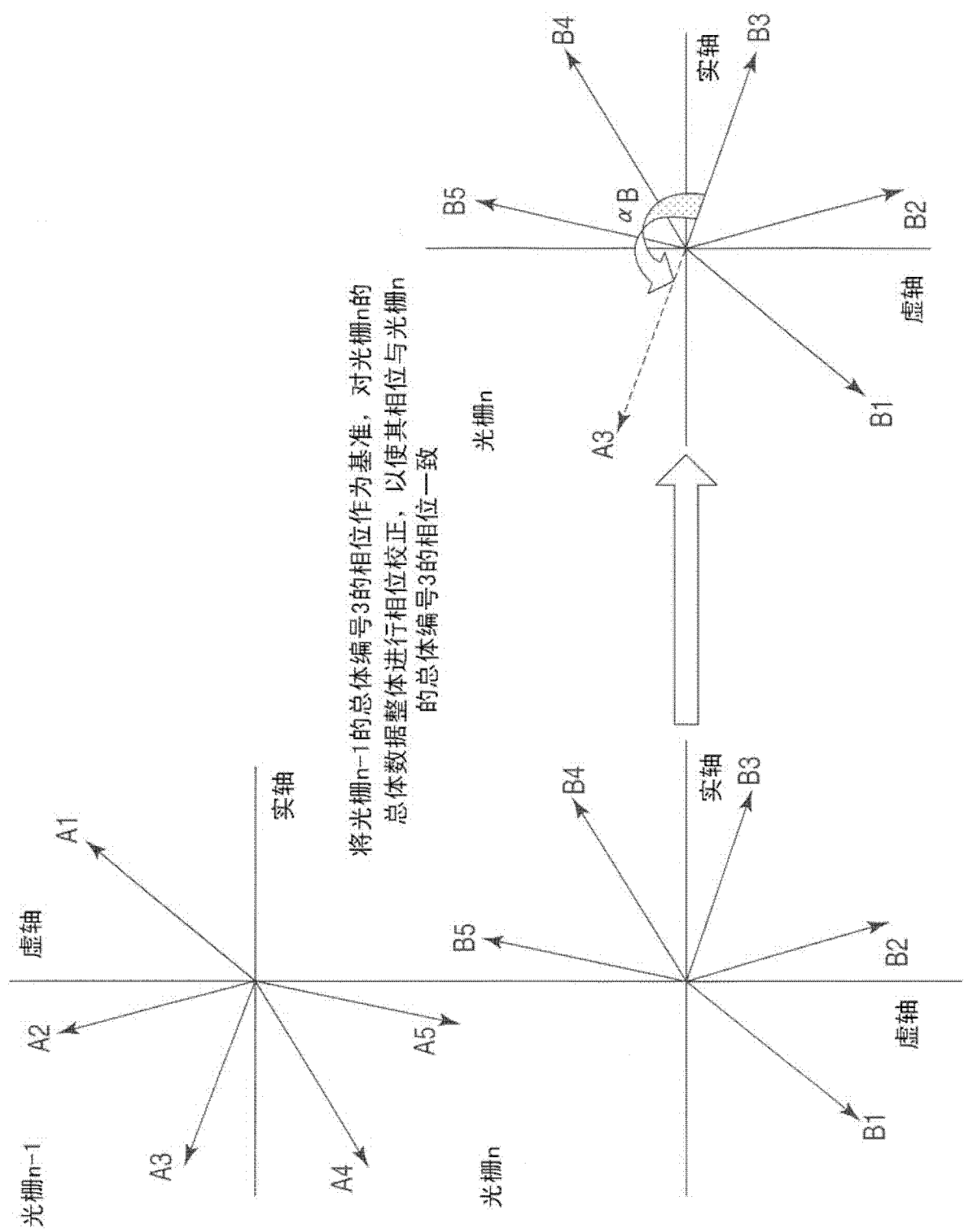


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102240214B	公开(公告)日	2016-06-22
申请号	CN201110115807.6	申请日	2011-05-05
[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	柴田千寻 挂江明弘 市冈健一 西原财光		
发明人	柴田千寻 挂江明弘 市冈健一 西原财光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 G01S7/52034 G01S15/8979		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2010110423 2010-05-12 JP		
其他公开文献	CN102240214A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的是在彩色多普勒中抑制由在复数数据上的光栅插补引起的伪像的产生。本发明提供的超声波诊断装置具有超声波探头(2)。超声波收发部(3、4)经由超声波探头对多个超声光栅的每一个各重复N次地收发超声波，产生多个回波信号。回波处理部(41)基于回波信号产生复数数据。移相部(43)按照基准相位使由超声光栅相同且与相同深度相关的N个复数数据构成的总体数据分别移相。插补处理部(52)基于移相后的总体数据，对与相邻的超声光栅间的插补光栅相关的总体数据进行插补。图像数据产生部(7)基于移相后的总体数据和插补后的总体数据，产生图像数据。

