



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104902825 B

(45)授权公告日 2016.11.09

(21)申请号 201480004316.6

(22)申请日 2014.01.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104902825 A

(43)申请公布日 2015.09.09

(30)优先权数据
2013-003863 2013.01.11 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.07.08

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/050344 2014.01.10

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/109392 JA 2014.07.17

(73)专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京都

(72)发明人 池田贞一郎 樽泽裕 高野慎太
石原千鹤枝

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243
代理人 范胜杰 文志

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 102138807 A, 2011.08.03,
JP 特开2011-45708 A, 2011.03.10,
JP 特开2009-506683 A, 2009.02.12,
US 6066099 A, 2000.05.23,
EP 0947853 B1, 2006.01.11,
CN 102695455 A, 2012.09.26,
CN 101548896 A, 2009.10.07,

审查员 王珊珊

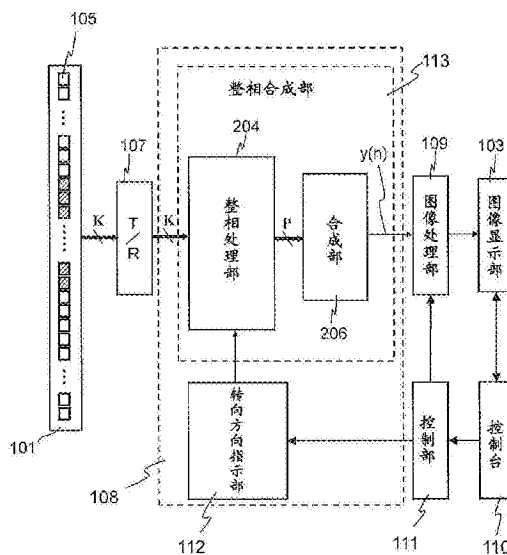
权利要求书2页 说明书21页 附图23页

(54)发明名称

超声波拍摄装置

(57)摘要

提供一种超声波拍摄装置,其能够补偿因被检测体介质的不均匀性造成的画质恶化。接收波束形成器(108)针对2个以上的转向方向分别对超声波元件(105)接收到的信号进行整相处理后进行合成。由转向方向指示部(112)指示2个以上的转向方向。2个以上的转向方向包含相对于接收聚焦点的方向沿着超声波元件阵列的排列方向在左右分别成预定的角度的2个方向。理想的是该预定的角度是零角度。



1. 一种超声波拍摄装置,具备:

超声波元件阵列,其沿着预定的方向排列了多个超声波元件;

接收波束形成器,其对上述超声波元件阵列接收到的信号进行整相;以及图像处理部,其使用上述接收波束形成器输出的整相输出,生成图像数据,上述超声波拍摄装置的特征在于,上述接收波束形成器具备:

整相合成部,其在对于2个以上的转向方向分别对上述超声波元件阵列接收到的信号进行整相处理后将其合成;以及

转向方向指示部,其向上述整相合成部指示上述2个以上的转向方向,

其中,上述2个以上的转向方向包含接收聚焦点的方向以外的至少2个方向。

2. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述2个方向分别是上述超声波元件阵列的指向性轮廓的零角度的方向。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述2个以上的转向方向还包含上述接收聚焦点的方向。

4. 根据权利要求2所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述转向方向指示部向上述整相合成部指示预先求出的上述超声波元件阵列的2个以上的上述零角度的方向。

5. 根据权利要求2所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述转向方向指示部具备通过计算求出上述超声波元件阵列的2个以上的上述零角度的方向的零角度计算部,向上述整相合成部指示上述零角度计算部求出的零角度的方向。

6. 根据权利要求2所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述转向方向指示部具备根据上述超声波元件阵列接收到的信号检测2个以上的上述零角度的零角度检测部,向上述整相合成部指示上述零角度检测部求出的零角度的方向。

7. 根据权利要求6所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述转向方向指示部还具备通过计算求出上述超声波元件阵列的2个以上的上述零角度的方向的零角度计算部,上述零角度检测部针对上述零角度计算部求出的零角度的周围的预先确定的范围进行零角度的检测来求出零角度。

8. 根据权利要求6或7所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述整相合成部具备延迟相加部,其针对多个转向方向分别生成在将上述超声波元件阵列的各元件接收到的信号进行延迟后相加所得的整相信号,

上述转向方向指示部使用上述延迟相加部输出的整相信号,检测整相信号为极小的转向方向作为上述零角度的方向。

9. 根据权利要求6或7所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述整相合成部具备:自适应整相部,其通过进行上述自适应波束形成,针对上述2个以上的转向方向分别求出自适应权重;加权运算部,其使用上述自适应权重对上述元件阵列接收到的信号进行加权,

上述转向方向指示部检测上述加权运算部输出的信号为极小的转向方向作为上述零角度的方向。

10. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述整相合成部具备:延迟相加部,其通过与上述转向方向对应地将上述超声波元件

阵列的各元件接收到的信号延迟后进行相加,来生成整相信号;合成部,其将针对上述2个以上的转向方向中的各个转向方向的上述整相信号进行合成,从而得到上述整相输出。

11. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述整相合成部具备:自适应整相部,其通过进行上述自适应波束形成,针对上述2个以上的转向方向中的各个转向方向求出自适应权重;权重合成部,其将针对上述2个以上的转向方向的自适应权重进行合成;加权运算部,其在使用上述合成部合成后的自适应权重,对上述元件阵列接收到的信号进行加权后将其合成。

12. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

上述整相合成部具备:自适应整相部,其通过进行上述自适应波束形成,针对上述2个以上的转向方向中的各个转向方向求出自适应权重;加权运算部,其在使用上述自适应权重,对上述元件阵列接收到的信号进行加权后将其合成;合成部,其将针对上述2个以上的转向方向中的各个转向方向的上述加权运算部的输出进行合成。

13. 根据权利要求1所述的超声波拍摄装置,其特征在于,

还具备控制部,其针对上述多个超声波元件在时序上不同的位置顺次设定激活通道,向上述接收波束形成器转交在上述激活通道中包含的上述超声波元件的接收信号,

某时刻的上述激活通道的上述2个以上的转向方向所示的点的位置与针对不同时刻的上述激活通道的上述2个以上的转向方向所示的点的一部分重叠。

超声波拍摄装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波拍摄被检测体内的图像的超声波拍摄技术。

背景技术

[0002] 超声波拍摄技术是使用超声波(无法听到的声波,一般是20kHz以上的高频的声波)非侵害地对以人体为代表的被检测体内部进行图像化的技术。作为一个例子,简单地说明是关于医用超声波拍摄装置。超声波探头向患者的体内发送超声波,接收从患者体内反射的回波信号。对于接收信号,在超声波探头和超声波拍摄装置本体的一方或其双方中实施了信号处理后,发送到图像显示部,显示超声波图像。更详细地说明,例如在超声波拍摄装置本体中的发送波束形成器中形成发送波束的信号,在经过收发分离电路(T/R)后,发送到超声波探头。超声波探头发送超声波。超声波探头在接收到来自体内的回波信号后,将信号传递到拍摄装置本体。在拍摄装置本体中,接收信号再次经过收发分离电路,在接收波束形成器中实施了整相处理后,传递到图像处理部。在图像处理部中,执行各种滤波器、扫描变换器等等各种图像处理。最终在图像显示部中显示超声波图像。

[0003] 这样,普通的超声波诊断装置由发送波束形成、接收波束形成、以及后端的图像处理的3个技术构成。特别发送时和接收时的波束形成器进行RF(高频)等级的信号处理,因此波束形成器的算法、安装构架决定超声波图像的基本画质。因此,波束形成器是装置的主干部分。

[0004] 接收波束形成器与焦点位置和元件的位置之间的关系对应地向构成超声波探头的多个元件的各接收信号(接收数据)赋予延迟量凹面型地分布的延迟时间,在使焦点虚拟地与空间的某一点一致后,与接收信号数据相加。将该方法称为基于延迟相加方式的整相。在该延迟相加方式中,将通过超声波诊断装置的多个元件接收到的接收数据和在诊断装置中积蓄的固定的权重向量相乘,在加权后相加。这不只是对接收波束形成器,在发送波束形成器中也同样。

[0005] 另一方面,作为超声波拍摄装置的基本问题,已知有方位方向分辨率的制约。通过具有有限的孔径的阵列进行超声波的收发,因此产生孔径部边沿的衍射的影响。如果准备无限长的阵列,则与深度方向同样地能够无限提高分辨率,但在现实中,存在收发阵列的长度这样的装置设计上的物理制约,因此妨碍了方位方向的分辨率提高。近年来,通过使在波束形成器的延迟相加时为了延迟而使用的上述固定的权重向量针对时序的一个个收发数据适应性地变化,得到更高精细度的超声波图像的实验正在受到关注。由此,波束形成技术中的本质问题之一即方位方向的分辨率有可能大幅地提高。

[0006] 特别是在近年,开始报告一种将以移动通信领域中发展出的MVDR法(Minimum Variance Distortionless Response最小方差无失真响应;Capon法)为代表的自适应信号处理的技术应用于接收数据的波束形成器来改善方位方向的分辨率的技术。通过根据接收数据的相关矩阵,使用于延迟相加的权重向量的复数部分适应性地变化,来实现这些适应性方法。即,以前,权重向量是固定值,但在适应性方法中,对接收信号的时间方向的每个采

样点使用接收信号通过计算求出权重向量,并将其与接收信号相乘。

[0007] 在自适应信号处理中,与现有的延迟相加方式相同,因介质中的不均匀音速分布、微小体的乱散射造成的超声波波面的失真成为问题。在自适应信号处理中,假定音速固定并且匀质(均匀)的介质来设定了装置所设定的接收波束形成器的焦点。因此,在声波传输存在失真的情况下,有时图像模糊、在与实际的位置不同的地方成像。在现有的延迟相加方式中,以前波面失真的修正成为问题,研究了利用互相关处理的像差修正技术,在自适应波束形成器中,因介质内的不均匀造成的超声波图像的画质有很大变化同样成为问题。

[0008] 作为波束形成器的现有技术,例如在专利文献1中记载了利用了固定的零方向的延迟相加波束形成器技术。

[0009] 在专利文献1的技术中,为了降低旁瓣的伪像,使主瓣朝向希望取得信息的对象物的预定的方向来生成第一接收信号,并且使零方向朝向上述预定的方向来生成第二接收信号。第二接收信号是几乎不包含对象物的预定的方向的信息的伪像(噪声)的信号,因此通过从第一接收信号减去第二接收信号,能够抑制超声波图像中的有用的信号成分的丢失,同时从第一接收信号中降低伪像(特别是专利文献1的0060段落)。

[0010] 现有技术文献

[0011] 专利文献

[0012] 专利文献1:日本特开2010-158374

发明内容

[0013] 发明要解决的问题

[0014] 实际的被检测体介质是不均匀的,因此发送的超声波信号在焦点处被反射,向焦点的周围散射。因此,在焦点的周围也存在焦点的对象物的信息。关于自适应波束形成器,指向性敏锐,因此无法取得存在于焦点的周围的超声波信号,存在超声波图像的画质恶化的问题。

[0015] 另外,存在以下的问题,即由于被检测体介质是不均匀的,产生因音速不均等造成的波面失真,由于该波面失真,来自焦点周围的介质的反射波混入到接收声波中。该来自周围的介质的反射波是与来自焦点的信号具有相关性的噪声信号(相关性噪声),因此难以通过通常的噪声降低技术除去。由于该相关性噪声,超声波图像的画质恶化。

[0016] 本发明的目的在于,提供一种超声波拍摄装置,其能够补偿因被检测体介质的不均匀性造成的画质恶化。

[0017] 解决问题的方案

[0018] 本发明的超声波拍摄装置的接收波束形成器具备:整相合成部,其在针对2个以上的转向方向分别对超声波元件阵列所接收到的信号进行整相处理后进行合成;转向方向指示部,其向整相合成部指示2个以上的转向方向。2个以上的转向方向包含接收聚焦点的方向以外的至少2个方向。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,通过将针对包含接收聚焦点方向以外的2个方向的2个以上的转向方向进行了整相处理后的信号进行合成,能够降低相关性噪声。由此,能够实现因波面失真造成的相关性噪声导致的超声波图像的画质恶化的补偿和S/N比的提高。

附图说明

- [0021] 图1是表示第一实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0022] 图2是表示第一实施方式的转向方向的说明图。
- [0023] 图3是说明第一实施方式的相关性噪声降低的作用的说明图。
- [0024] 图4(a)是表示第一实施方式的超声波拍摄装置的概要结构的立体图,(b)是框图。
- [0025] 图5是表示第二实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0026] 图6是表示图5的接收波束形成器的动作的流程图。
- [0027] 图7是表示第三实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0028] 图8是表示第四实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0029] 图9是表示图8的接收波束形成器的动作的流程图。
- [0030] 图10是表示第五实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0031] 图11是表示图10的接收波束形成器的详细结构的框图。
- [0032] 图12是表示第六实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0033] 图13是表示图12的整相处理部204的详细结构的框图。
- [0034] 图14是表示第七实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0035] 图15是表示第八实施方式的接收波束形成器的结构的框图。
- [0036] 图16是表示第九实施方式的接收波束形成器的一部分结构的框图。
- [0037] 图17是本实施方式的超声波拍摄装置的控制台的立体图。
- [0038] 图18是本实施方式的超声波拍摄装置的其他具体例子的控制台和图像显示部的立体图。
- [0039] 图19是表示本发明的延迟相加处理中的零角度检测的结果的图(二维绘图)。
- [0040] 图20是表示本发明的延迟相加处理中的零角度检测的结果的图(线轮廓)。
- [0041] 图21是表示本发明的自适应波束形成器中的零角度检测的结果的图(二维描绘)。
- [0042] 图22是表示本发明的自适应波束形成器中的零角度检测的结果的图(线轮廓)。
- [0043] 图23(a)和(b)是表示本发明的针对不同的被检测体得到的图像的对比度和零位置的图。

具体实施方式

- [0044] 说明本发明的一个实施方式的超声波诊断装置。
- [0045] (第一实施方式)
- [0046] 使用图1~图3说明第一实施方式的超声波诊断装置。如图1那样,第一实施方式的超声波诊断装置的结构为具备:超声波元件阵列101,其沿着预定的方向排列了多个超声波元件(超声波振子)105;接收波束形成器108,其对由超声波元件阵列101接收到的信号进行整相;图像处理部109,其使用接收波束形成器108输出的整相输出生成图像数据。接收波束形成器108具备整相合成部113、转向方向指示部112。整相合成部113进行在针对2个以上的转向方向分别对由超声波元件阵列101接收到的信号进行整相处理后将其合成的处理。转向方向指示部112向整相合成部113指示2个以上的转向方向。转向方向指示部112指示的2个以上的转向方向如图2所示包含接收聚焦点10的方向20以外的至少2个方向(在图2中,相

对于接收聚焦点10的方向20沿着超声波元件阵列106的排列方向分别向左右成预定的角度 θ_L 、 θ_R 的2个方向)21、22。在此所说的转向方向是指以预定的超声波元件105为中心朝向拍摄对象(被检测体)的方向,是包含超声波元件阵列101的超声波元件105的排列方向(即长度方向)和超声波元件105的超声波收发面的法线的面内的方向。

[0047] 如果2个方向21、22分别是接收聚焦点10的方向20以外的方向,则能够得到补偿因被检测体介质的不均匀性造成的画质恶化的一定的效果。另外,在2个方向21、22分别如图3所示是超声波元件阵列101的指向性轮廓的零角度 θ_{Nu11} 的方向的情况下,画质恶化修补的效果大,更理想。此外,此处所说的零角度 θ_{Nu11} 是接收信号表示零或极小值的角度。另外,2个以上的转向方向既可以包含接收聚焦点10的方向,也可以不包含。

[0048] 以下,更具体地说明第一实施方式的超声波拍摄装置。

[0049] 使用图4(a)、(b)进一步说明超声波拍摄装置的整体结构。图4(a)是装置的立体图,图4(b)是表示内部的概要结构的框图。

[0050] 如图4(a)那样,超声波拍摄装置具备超声波探头106、装置本体102、图像显示部103、控制台110。在装置本体102内,如图1(b)那样配置有发送波束形成器104、收发分离电路(T/R)107、接收波束形成器108、图像处理部109、控制它们的动作的控制部111。接收波束形成器108和图像处理部109具有上述的图1的结构。超声波探头106具备图1所示的超声波元件阵列101。

[0051] 发送波束形成器104生成发送波束用信号。发送波束用信号经过收发分离电路107被转交给超声波探头106。超声波探头106从超声波元件阵列101的超声波元件105向被检测体100的体内发送超声波。通过超声波探头106的超声波元件阵列101接收在体内反射的回波信号。接收信号再次经过收发分离电路107在接收波束形成器108中被实施整相运算处理等。

[0052] 接收波束形成器108如上述那样具备整相合成部113、转向方向指示部112。转向方向指示部112向整相合成部113指示2个以上的转向方向。2个以上的转向方向如图2那样,至少包含相对于接收聚焦点10的方向20沿着接收聚焦点10的超声波元件阵列106的排列方向成某预定的比 0° 大的角度 θ_L 、 θ_R 的2个方向21、22。也可以还包含接收聚焦点10的方向20。如果预定的角度 θ_L 、 θ_R 是图3的超声波元件阵列的左右的零角度 θ_{Nu11} 的方向,则更理想。此外,在此为了方便,说明将2个转向方向相对于接收聚焦点10的方向设定为左右各一个方向的例子,但是2个以上的转向方向相对于接收聚焦点10的方向设定为哪个方向都可以。特别在超声波换能器是2维阵列的情况下,没有左右这样的概念,可以设定为接收聚焦点以外的任意的2个以上的方向。

[0053] 整相合成部113具备整相处理部204和合成部206。整相处理部204在相对于转向方向21的点11分别对超声波元件阵列101的多个超声波元件105输出的接收信号进行整相后相加。对于转向方向22的点22,也同样进行整相相加。在具有其他转向方向的情况下,也同样进行整相相加。整相处理部204的整相处理无论是怎样的处理方法都可以,例如能够使用延迟相加处理、自适应整相处理。

[0054] 合成部206从整相处理部204接收与多个转向方向21、22等有关的各个整相相加结果,通过相加处理等将它们合成,输出整相信号 $y(n)$ 。

[0055] 合成部206的输出(整相信号 $y(n)$)被传送到图像处理部109,执行各种滤波器、扫

描变换器等的各种图像处理,生成超声波图像。超声波图像被传送到图像显示部103进行显示。

[0056] 这样,在本发明中,把关于2个方向21、22进行了整相处理后的信号进行合成,该2个方向21、22是相对于接收聚焦点10的方向20沿着超声波元件阵列106的排列方向成预定的角度 θ_L 、 θ_R 的方向,由此针对来自接收聚焦点10(应该接收的点、接收焦点)的信号S,得到降低了表示相关性的噪声(相关性噪声 N_c)的整相信号 $y(n)$ 。由此,能够得到S/N比大的整相信号 $y(n)$,能够提高超声波图像的画质。

[0057] 进一步对其进行说明。被检测体介质是不均匀的,因此发送的超声波信号在接收聚焦点10反射,散射到焦点周围的点,因此在接收聚焦点10的周围也存在接收聚焦点10的对象物的信息。另外,由于被检测体介质是不均匀的,产生因音速不均匀等造成的波面失真,由于该波面失真,来自接收聚焦点10周围的介质的反射波混入到接收声波中。该来自周围的介质的反射波是与来自接收聚焦点10的信号具有相关性的噪声信号(相关性噪声)。因此,需要再现散射到焦点周围的焦点的信息,同时降低来自焦点周围的介质的不必要的相关性噪声。

[0058] 此外,可知不只是反射波的传输过程,在发送声波直至到达接收聚焦点10的发送声波的传输过程中,也产生波面失真,因此成为增强了上述不必要的相关性噪声的因素。

[0059] 因此,在本发明中,将针对两个方向21、22进行了整相处理后的信号进行合成,该两个方向21、22是相对于接收聚焦点10的方向20沿着超声波元件阵列106的排列方向分别成预定的角度 θ_L 、 θ_R 的方向。例如,在超声波元件阵列101如图3那样具有角度方向的指向性轮廓的情况下,在本发明中,根据需要,将针对存在于两侧的零角度 θ_{Null} 的方向分别进行了整相处理后的信号与针对中心部即主瓣(超声波传输方向, $\theta=0^\circ$)的方向进行了整相处理后的信号进行合成。如果将表示接收聚焦点10的信息的信号表示为S,将相关性噪声表示为 N_c ,将无相关性噪声(白噪声)表示为 N_u ,则用 $(S+N_c+N_u)$ 表示使转向方向朝向主瓣方向20的情况下的整相处理部204的输出信号。在该情况下,信号的S/N比为 $SNR=S/(S+N_c+N_u)$ 。相关性噪声 N_c 是由于生物体不均匀而使行进方向混乱的相关性噪声,如图2那样从与接收聚焦点10不同的方向来到超声波元件阵列101。另外,无相关性噪声 N_u 是热噪声、电气噪声等,是与超声波元件阵列101的接收信号混合的不具有指向性的信号。

[0060] 另外,用 $(S_{left}+N_{c_left}+N_u)$ 表示使转向方向如图2那样朝向预定的角度 θ_L (例如左侧的第一个零角度 θ_{left_Null-1})的方向21的情况下的整相处理部204的输出信号。另外,用 $(S_{right}+N_{c_right}+N_u)$ 表示使转向方向朝向预定的角度 θ_R (例如右侧的第一个零角度 θ_{right_Null-1})的方向的情况下的整相处理部204的输出。其中, S_{left} 和 S_{right} 是表示接收聚焦点10的信息的信号。

[0061] 在此,角度 θ_L 和角度 θ_R 关于左右方向朝向不同的方向,因此 S_{left} 和 S_{right} 、 N_{c_left} 和 N_{c_right} 具有不只是信号的相位/时间相位不同而方向性也相反的成分。即, S_{left} 和 S_{right} 、 N_{c_left} 和 N_{c_right} 在时间空间的双方具有非对称性,成为在相加的情况下相互抵消的信号。由此,在整相合成部113的合成部206中,将 $(S_{left}+N_{c_left}+N_u)$ 和 $(S_{right}+N_{c_right}+N_u)$ 相加,由此能够消除相关性噪声 N_c 的成分。另外,特别在将角度 θ_L 和 θ_R 设定为零角度 θ_{Null} 的情况下,整相处理部204的输出信号中包含的 S_{left} 和 S_{right} 的信号占整体信号的比例小,因此在将针对向左右分别成预定的角度 θ_L 、 θ_R 的2个方向21、22进行

了整相处理后的信号进行了合成的情况下,与表示接收聚焦点10的信息的信号S_left和S_right的降低效果相比,相关性噪声Nc的降低效果大。由此,结果,能够进一步增大有助于提高SNR的比例。

[0062] 进而,如图2和图3所示那样,在左右的零波束方向以外还将主瓣方向20设定为转向方向,将针对各个转向方向的整相处理部204的输出进行合成,由此能够很大地降低相关性的噪声Nc' (=Nc_left+Nc_right+N)。另外,表示接收聚焦点10的信息的信号S' (=S+S_left+S_right)与主瓣方向20的S相比,不像相关性噪声Nc'那样很大地降低,因此提高SNR的效果进一步增大。

[0063] 另一方面,无相关性噪声Nu不具有方向性通过进行n次相加而成为(1/√n)倍,因此通过将多个转向方向的整相处理部204的输出相加而唯一减少。

[0064] 如以上那样,与原来的主瓣方向20的整相处理部204的输出信号(S+Nc+Nu)相比,除了左右的零波束方向21、22之外,还将主瓣方向20的整相处理部204的输出进行了合成后的信号(S'+Nc'+Nu')=(1/3)×{(S+N+R)+(S_left+Nc_left+Nu)+(S_right+Nc_right+Nu)}, SNR提高(公式(1))。此外,在此,将针对3个方向的整相处理部204的输出都设为权重1/3来进行相加,但也可以用不同的权重进行加权。

[0065] (公式1)

$$[0066] \quad \frac{S}{S+N_c+N_u} \leq \frac{S'}{S'+N_c'+N_u'} \quad \dots (1)$$

[0067] 此外,整相合成部113的整相处理方法无论是怎样的方法都可以,通过使用自适应整相处理,能够通过表示接收聚焦点10的信息的信号S的成分从而具有指向性。即,几乎不减少希望信号成分的合成结果(1/3)×(S+S_left+S_right)中的希望的信号成分S地能够进一步提高相关性噪声Nc的减少效果,因此是理想的。

[0068] 这样,在第一实施方式中,将接收聚焦点的方向以外的至少2个方向的转向方向的整相处理结果进行合成,由此能够利用相关性噪声在时间空间中的非对称性,降低因波面失真造成的相关性噪声。并且,还能够收集来自接收聚焦点10的周围的信息,因此还能够收集在焦点处反射而散射到周围的信息。由此,能够得到以下的超声波拍摄装置,即使被检测体的介质不均匀,也能够防止画质恶化,并且还难以受到因波面失真造成的相关性噪声的影响,稳固性高,并且处理负荷小。

[0069] (第二实施方式)

[0070] 使用图5和图6说明第二实施方式的超声波拍摄装置。图5是表示接收波束形成器108的结构框图。图6是表示其动作的流程图。

[0071] 在第二实施方式中,第一实施方式的整相合成部113内的整相处理部204为了通过延迟相加处理进行整相处理,而具备P个延迟相加部204-1~204-P。P个是转向方向指示部112能够指定的最大的转向方向的个数。另外,转向方向指示部112具备根据超声波元件阵列101的条件和超声波照射条件计算零角度的零角度计算部501。将通过计算求出的零角度的方向作为转向方向而向整相处理部204进行指定。零角度的方向至少包含2个接收聚焦点10的方向以外的角度。整相处理部204的延迟相加部204-1~204-P针对指定的转向方向分别进行基于延迟相加的整相。

[0072] 另外,在第二实施方式中,控制部111内的激活通道设定部111a向超声波元件阵列101的有限口径的一部分设定激活通道201、202、203等。接收波束形成器108针对激活通道的接收信号进行接收波束形成处理。即,将构成接收到与1条发送超声波波束对应的接收回波的超声波元件阵列101的超声波元件105中的预定范围的K个元件105作为激活通道201,接收波束形成器108使用激活通道201的接收信号生成超声波传输方向的1条图像数据(光栅:整相输出 $y(n)$)。如图5那样,一边在超声波元件阵列101上逐渐错开位置一边顺序地构成激活通道202、激活通道201、激活通道203,针对各个激活通道202、201、203生成光栅,将该结果排列起来成为超声波图像。

[0073] 零角度计算部501针对所设定的激活通道201等计算零角度。

[0074] 以下,使用图6的流程进一步具体地进行说明。

[0075] 首先,控制部111生成与此时的拍摄条件对应的包含表示探头条件、超声波照射条件、零角度选择条件的信息的控制信号,并将其输出到零角度计算部501(步骤61)。

[0076] 零角度计算部501接受控制信号111的输出(步骤62),将控制信号中包含的信息作为参数,使用以下的公式(3)等计算零角度(步骤63)。公式(3)只用于计算发送的零角度,但对于接收,也能够通过同样的计算来计算零角度。另外,还能够计算作为这些发送/接收的重合的零角度。

[0077] 零角度的计算根据超声波的频率、发送波形等拍摄条件、在所使用的激活通道201~203中包含的超声波元件105的元件数(激活通道元件数)、发送/接收的口径、通道间隔(超声波元件105的间隔)、频率特性能够确定首要的零角度。即,能够使用从控制部111传达的控制信号计算零角度。

[0078] 例如,在超声波元件105是方形活塞型的情况下,能够根据以下的公式(2)计算通过超声波元件阵列101的激活通道201收发的超声波波束的指向性。 $D(\theta)$ 是转向角 θ 的超声波波束的强度。

[0079] (公式2)

$$[0080] \quad D(\theta) = \frac{\sin(ka \sin \theta)}{(ka \sin \theta)} \quad \dots (2)$$

[0081] 在公式(2)中, θ 是转向角, a 是激活通道(201~203)的口径, k 是波数。用音速 c 除以超声波的频率 f 所得的结果即 $k=c/f$ 来表示 k 。

[0082] 公式(2)的大小为零那样的角度 θ_{null} 是该情况下的零角度,能够根据公式(3)解析地求出。

[0083] (公式3)

$$[0084] \quad \theta_{null} = \arcsin\left(\frac{n\pi}{ka}\right) \quad \dots (3)$$

$$n = \pm 1, \pm 2, \pm 3 \dots$$

[0085] 如观察公式(3)可知的那样,零角度 θ_{null} 不是一个而是多个,如图3那样,具有以 $\theta=0^\circ$ (超声波照射方向=发送焦点的方向)为中心左右对称地各存在 n 个这样的特征。因此,作为控制信号,还从控制部111向零角度计算部501输入选择零角度的条件。零角度选择条

件是用于选择分别在左右存在的零角度 θ_{Nu11-1} 、 θ_{Nu11-2} 、 \dots 、 θ_{Nu11-n} 中的整相合成部113在处理中使用的零角度的条件。该条件例如像使用 $n=+1$ 和 $n=-1$ 的2个零角度、或使用 $n=\pm 1$ 、 ± 2 的4个那样地指示选择。此外,在 n 的符号是+的情况下,表示 $\theta > 0^\circ$ 、即相对于 $\theta = 0^\circ$ 位于右侧的零角度,在 n 的符号是-的情况下,表示 $\theta < 0^\circ$ 、即相对于 $\theta = 0^\circ$ 位于左侧的零角度。

[0086] 此外,在 $n = \pm 1$ 时效果最高,因此也可以只具有 $n = \pm 1$ 的处理部,不进行零选择,而必定使用 $n = \pm 1$ 的2个。

[0087] 零角度计算部501将通过计算求出的零角度中的按照零角度选择条件选择出的零角度的方向作为转向方向,输出到整相处理部204。作为转向方向所指定的信息的形式,例如可以是 $\theta = 10^\circ$ 、 -10° 那样的物理角度信息。另外,也可以将兼作用于激活(ON)整相处理部204的延迟相加部204-1、 \dots 、204-P的控制信号和上述角度信息的信号直接发送到延迟相加部204-1、 \dots 、204-n。该方法是实用上更理想的形式。例如,向延迟相加部204-1指定 $\theta_L = 10^\circ$ 来指示延迟相加处理,向延迟相加部204-n指定 $\theta_R = -10^\circ$ 来指示延迟相加处理。

[0088] 整相处理部204的延迟相加部204-1、 \dots 、204-P生成将从零角度计算部501指定的零角度的方向作为转向方向的情况下的整相信号并输出(步骤65)。这时,理想的是对于正面方向($\theta = 0^\circ$:接收焦点的方向20),也生成整相信号。即,在 $\theta = 10^\circ$ 、 -10° 是零角度的情况下,在延迟相加部204-1、204-2、204-3中,针对正面方向 $\theta = 0^\circ$ 和 $\theta = 10^\circ$ 和 $\theta = -10^\circ$ 的3个方向进行延迟相加处理,将其结果输出到合成部206。

[0089] 合成部206从延迟相加部204-1~204-P接受针对零方向和正面方向的整相信号的输入(步骤66)。在合成部206中,通过将这些输入相加来进行合成并输出(步骤67)。在相加时,例如可以是正面方向 $\theta = 0^\circ$ 和 $\theta = 10^\circ$ 以及 $\theta = -10^\circ$ 的3个方向各自的单纯相加(理想的是将相加结果乘以 $1/3$),也可以对每个转向方向在将整相信号乘以预定的权重后进行相加等。例如,可以增大正面方向的整相信号的比重,或相反地将零方向的整相信号乘以大的权重等来调整合成结果。

[0090] 将通过合成部206运算出的合成信号输出到图像处理部109。图像处理部109取得合成信号(步骤68),与现有的整相结果同样地进行处理,生成1个图像数据(光栅)。另外,一边逐渐错开激活通道201、202、203,一边分别得到光栅,并且排列光栅,由此加工为超声波图像。将超声波图像显示在图像显示部103中。通过以上操作,本发明的第二实施方式的流程结束。

[0091] 在上述的图6的流程中,在控制部111向零角度计算部501的控制信号的信息没有变化的情况下,即只要不对探头条件/超声波照射条件/零角度选择条件实施变更,则直到向延迟相加部204-1~204-P输出零角度信息为止的步骤(步骤61~65)的动作相同。由此,如图6那样,如果在步骤67中,针对1个采样的接收信号(一次的采样的接收信号的组),合成部206向图像处理部109输出了整相信号,则接收波束形成器108返回到步骤65,对每一个采样重复进行处理下一个采样的接收信号的动作。此外,在实用上,也可以在步骤67中结束上一个采样的合成信号的输出之前,开始在步骤65中进行下一个采样的接收信号的处理。即,如上述那样,图6的流程的过程跨过多段,因此即使在某个采样时刻的处理转移到下一个过程的时刻开始下一个采样的处理,在结构上和实用上也完全没有问题。

[0092] 另外,在上述的说明中,构成为在每次来自控制部111的控制信号所示的条件变更时,进行零角度的计算,但并不限于该结构,也可以在零角度计算部501中配置存储器502,

预先存储使控制信号所示的条件(探头条件/超声波照射条件/零角度选择条件)的每个组合的零角度的计算结果对应起来的表(零角度LUT(查找表))。由此,零角度计算部501可以从零角度LUT读出与控制信号所示的条件对应的零角度,设定到延迟相加部204-1~204-P,因此能够降低计算量。

[0093] 关于零角度LUT,可以将针对能够设定的全部条件(探头条件/超声波照射条件/零角度选择条件)预先求出零角度而制作的零角度LUT存储在存储器502中,但并不限于此,也可以构成为只针对一部分条件制作零角度LUT而存储在存储器502中,在零角度LUT中没有的条件下,零角度计算部501通过计算来求出。

[0094] 另外,也可以构成为将零角度计算部501通过计算求出的零角度与此时的控制信号所示的条件对应起来而存储在存储器502中,由此逐次生成零角度LUT。

[0095] 此外,如图5所示,在整相处理部204中准备P个延迟相加部204-1~204-P。这时,也可以对P个延迟相加部204-1~204-P分别预先分配与转向角度对应的延迟时间的组。例如,向第P个延迟相加部204-P分配最大的转向角度的延迟时间。由此,零角度计算部501只通过从延迟相加部204-1~204-P中选择与求出的转向角度对应的延迟相加部来指示计算动作,就能够指示针对该转向方向的整相处理。并不限于该方法,也可以构成为P个延迟相加部204-1~204-P根据零角度计算部501指定的转向方向,每次计算延迟时间组(On the Fly运算)。

[0096] 如上述那样,在第二实施方式中,通过针对接收聚焦点方向以外的至少2个方向的转向方向得到基于延迟相加处理的整相结果,并将它们进行合成,能够利用相关性噪声的时空间的非对称性,降低因波面失真造成的相关性噪声。另外,还能够收集在焦点反射而散射到周围的信息。由此,能够得到以下的超声波拍摄装置,即使被检测体的介质不均匀,也能够防止画质恶化,并且还难以受到因波面失真造成的相关性噪声的影响,稳固性高,并且处理负荷小。

[0097] 此外,第二实施方式的超声波拍摄装置的其他结构与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0098] (第三实施方式)

[0099] 作为第三实施方式,使用图7说明超声波拍摄装置。

[0100] 如图7那样,在第三实施方式中,接收波束形成器108具备帧存储器701和帧相加部702,进行孔径合成处理。此外,整相合成部113不具备合成部206。其他结构及其动作与第二实施方式相同。

[0101] 本发明的延迟相加部204的输出信号与公知的孔径合成处理的多方向(multi-look)接收数据相同。由此,通过将本发明应用于公知的孔径合成处理中的多个发送之间的多方向接收数据的合成时,能够通过孔径合成处理实现本发明的针对2个以上的转向方向的整相合成的处理。

[0102] 具体地说,在图7的帧存储器部701中逐次积蓄通过延迟相加部204-1~204-P对每个超声波发送所生成的P个数据。接着,在帧相加部702中,通过针对预想多个发送之间的同一点的每个角度将针对每个该发送积蓄的数据进行相加处理,由此进行孔径合成处理。通过进行这样的孔径合成处理,能够针对某个拍摄点,将从多个发送方向得到的接收数据重叠,能够得到高分辨率、高SN比和高帧速率的超声波图像。

[0103] 通过帧相加部702进行相加处理的数据是与第二实施方式的通过合成部206合成的数据(多个方向的延迟相加后数据)相同的数据。即,将来自转向方向指示部112的2个以上的转向方向作为合成角度信息向帧相加部702输入。帧相加部702从帧存储器701读出针对指定的2个以上的转向方向的数据来进行相加处理。由此,能够同时进行孔径合成处理、零方向的数据相加(2个以上的转向方向的相加)。

[0104] (第四实施方式)

[0105] 使用图8、图9说明第四实施方式的超声波拍摄装置。

[0106] 在第四实施方式中,转向方向指示部112具备零角度检测部207,使用超声波元件阵列101的实际的接收信号的整相信号,检测零角度。为了能够进行这样的处理,整相合成部113在整相处理部204中具备Q个延迟相加部204-1~204-Q,并且具备存储Q个延迟相加部204-1~204-Q的整相输出的存储器部205。

[0107] 并且,构成为零角度检测部207具备在第二实施方式中说明的零角度计算部501,针对通过计算求出的零角度周边进行零角度的扫描,来检测零角度。

[0108] 其他结构与第二实施方式相同,因此省略说明。

[0109] 以下,使用图9的流程图说明第四实施方式的接收波束形成器108的动作。在图9的流程中,向与图6的流程相同的步骤附加相同的符号。

[0110] 在第二实施方式中,构成为根据探头条件等超声波照射条件通过计算求出零角度,因此通过装置的设定、超声波照射条件等装置侧的条件决定了零角度。但是,实际的接收信号的指向性受到生物体的不均匀的声波传输的影响,接收波束的指向性针对接收信号的每个采样发生变化。因此,在第四实施方式中,零角度检测部207对接收信号的每个采样,根据实际的接收信号检测零角度。

[0111] 在控制部111中,与第二实施方式同样地,生成并输出与这时的拍摄条件对应的表示探头条件/超声波照射条件/零角度选择条件的控制信号(步骤61)。零角度计算部501取得这些控制信号,通过计算求出零角度(步骤62、63)。这些步骤61~63的详细内容如在第二实施方式中说明的那样。如果零角度计算部501通过计算求出了零角度,则零角度计算部207向存储器部205请求整相信号的数据。

[0112] 另一方面,整相合成部的延迟相加部204-1~204-Q针对预先确定的 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围中的各相差预定角度的Q个转向方向,分别进行延迟相加处理,输出整相信号(步骤92)。存储器部205存储 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围的每个转向角度的整相信号(步骤93)。 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围在物理上例如是 $-60^\circ \sim 60^\circ$ 的转向角度。

[0113] 存储器部205与步骤91中的零角度检测部207的请求对应地,向零角度检测部207输出针对 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围的Q个转向方向的整相信号(步骤94)。

[0114] 零角度检测部207接收针对 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围的Q个转向方向的整相信号,扫描 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围中的预定的角度范围 $\theta_1 \sim \theta_2$ 的整相信号,抽出最小(极小)的整相输出作为零角度 $\theta_{\text{Null_scan}}$ 并将其输出(步骤95、96)。按照 (θ_1, θ_2) 的组的个数重复该步骤。

[0115] 在此, $\theta_1 \sim \theta_2$ 的角度范围是包含零角度计算部501通过计算求出的零角度的预先确定的大小的角度范围,是设想在该角度之间存在实际的零角度的角度范围。即, (θ_1, θ_2) 的组是相对于零角度计算部501求出的 θ_{Null} 为 $\theta_1 < \theta_{\text{Null}} < \theta_2$ 的预先确定的大小的角度范围。另外, (θ_1, θ_2) 的组数与根据在控制信号中包含的零选择条件决定的零角度 θ_{Null} 的个数相同。

对此,如在第二实施方式中说明的那样。

[0116] 通过这些处理,零角度检测部207检测与基于零角度选择条件的个数相同个数的实际的零角度 $\theta_{\text{Null_scan}}$ 。

[0117] 零角度检测部207向存储器部205指示检测出的零角度 $\theta_{\text{Null_scan}}$ 。存储器部205向延迟相加部204传达所使用的零角度信息。检测出的零角度 $\theta_{\text{Null_scan}}$ 的传达方式与第二实施方式相同,例如通过 $\theta=10^\circ$ 、 -10° 这样的物理的角度信息来传达。

[0118] 存储器部205选择从零角度检测部207传达的零角度 $\theta_{\text{Null_scan}}$ 和正面方向($\theta=0^\circ$)的转向方向的整相信号,并将其输出到合成部206。即,在 $\theta=10^\circ$ 、 -10° 是零角度的情况下,存储器部205输出正面方向 $\theta=0^\circ$ 、 $\theta=10^\circ$ 、 $\theta=-10^\circ$ 的3个方向整相信号。此外,也可以不包含 $\theta=0^\circ$ 。

[0119] 合成部206从存储器部205取得零角度 $\theta_{\text{Null_scan}}$ 和正面方向($\theta=0^\circ$)的转向方向的整相信号(步骤97),通过相加来将其进行合成,然后输出到图像处理部109(步骤98)。在相加时,既可以是单纯相加,也可以在将每个整相信号乘以预定的权重后进行相加。

[0120] 图像处理部109取得合成部206所输出的合成后的整相信号,使用该整相信号,与第二实施方式同样地生成超声波图像,显示在图像显示部103(步骤99)。通过以上步骤,本发明的第四实施方式的处理流程结束。

[0121] 此外,关于接收信号的一个采样,如果在步骤98中合成部206对合成信号的输出结束,则分别返回到步骤91、92,对下一个采样的接收信号进行处理。

[0122] 如以上那样,在第四实施方式中,能够检测实际的接收信号的指向性的零角度,因此能够与因生物体中的不均匀的声波传输的影响造成的零角度的变化对应地设定零角度。由此,能够得到以下的超声波拍摄装置,即使被检测体的介质不均匀,也能够防止画质恶化,并且还难以受到因波面失真造成的相关性噪声的影响,稳固性高。

[0123] 此外,在本实施方式中,通过零角度计算部通过计算求出零角度,只对包含通过计算求出的零角度的预定的角度范围 $\theta_1\sim\theta_2$,由零角度检测部207进行零角度的扫描即可。因此,能够降低零角度检测部207的运算量。但是,本发明并不限于该结构,也可以是零角度检测部207不具备零角度计算部501,而对全部角度范围进行零角度的扫描。

[0124] 另外,也可以构成为零角度计算部501如在第二实施方式中说明的那样具备存储器502,参照存储器502内的零角度LUT求出零角度。

[0125] (第五实施方式)

[0126] 使用图10、图11说明第五实施方式的超声波拍摄装置。

[0127] 第五实施方式的超声波拍摄装置与第二实施方式同样,但整相处理部204进行自适应整相处理这一点与第二实施方式不同。即,整相处理部如图10所示,具备延迟电路511、自适应整相部512。延迟电路511是与接收聚焦点10的位置对应地使由k个超声波元件105构成的激活通道201等的k个接收信号延迟的电路。此外,不只是超声波发送方向(0° 方向),也可以在从发送方向稍微倾斜的角度方向上准备多个接收聚焦点10(接收多波束处理)。在该情况下,对每个该倾斜的角度并列地准备整相合成部113。

[0128] 自适应整相部512如图11那样,具备矩阵运算部、自适应波束转向部301,针对通过零角度计算部501指定的转向方向分别求出自适应权重w。自适应合成部516使用自适应权重w,对延迟电路511输出的延迟后接收信号进行整相并进行合成。此外,零角度计算部501

的动作与第二实施方式相同。

[0129] 这样,在第五实施方式中,接收波束形成器108进行自适应整相处理,因此能够得到以下的效果,几乎不减少希望的信号成分S,能够更有效地降低相关性噪声Nu。

[0130] 以下,具体说明自适应整相处理。如果构成激活通道201的超声波元件105的个数(通道数)是K个,则能够使用超声波元件105的输出 $x_k(n)$,将某快照时刻n的延迟电路511的延迟后接收数据表示为下述公式(4)的左边的向量 $x(n)$ 。

[0131] (公式4)

$$[0132] \quad x(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_k(n)]^T \quad \cdots (4)$$

[0133] 将该延迟后接收数据 $x(n)$ 分别输入到自适应处理部512-1~512-P。自适应处理部512-1~512-P针对零角度计算部501指定的每个转向方向,生成由快照时刻n的K个通道中的每个通道的权重值 $w_k(n)$ 构成的自适应权重向量 $w_p(n) = [w_{p1}(n), w_{p2}(n), \dots, w_{pK}(n)]^T$ 。即,在转向方向是P个的情况下,生成 $w_1(n), w_2(n), \dots, w_p(n)$ 。

[0134] 自适应合成部516在将自适应权重 $w_1(n), w_2(n), \dots, w_p(n)$ 进行合成后,与延迟后接收数据 $x(n)$ 进行内积运算(加权运算),由此得到某快照时刻n的自适应波束形成器输出 $y(n)$ 。

[0135] 自适应整相部512的自适应处理部512-1~512-P如图11那样具备矩阵运算部300和自适应波束转向部301。自适应处理部512-1~512-P既可以分别具备矩阵运算部300和自适应波束转向部301,也可以由自适应处理部512-1~512-P共享一组矩阵运算部300和自适应波束转向部301。

[0136] 关于延迟后接收数据向量 $x(n)$,在矩阵运算部300中通过下式(5)求出空间协方差矩阵 $R(n)$ 。在求出 $R(n)$ 时,既可以将 $x(n)$ 直接用作实际信号,也可以实施希耳伯特转换、基带调制等,变换为复数的数据。在此,作为具有更一般性的形式,以以下的情况为例子进行说明,即将 $x(n)$ 变换为复数数据 $\xi(n)$,如公式(5)那样求出空间协方差矩阵 $R(n)$ 。公式(5)的 $R(n)$ 是取得公式(6)所示的复数向量 $\xi(n)$ 和该(复数)共轭转置向量 $\xi^H(n)$ 的积的总体平均所得的结果。

[0137] (公式5)

$$[0138] \quad \mathbf{R}(n) = E[\xi(n)\xi^H(n)] = E \left\{ \begin{array}{cccc} \xi_1(n)\xi_1^*(n) & \xi_1(n)\xi_2^*(n) & \cdots & \xi_1(n)\xi_k^*(n) \\ \xi_2(n)\xi_1^*(n) & \xi_2(n)\xi_2^*(n) & \cdots & \xi_2(n)\xi_k^*(n) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \xi_k(n)\xi_1^*(n) & \xi_k(n)\xi_2^*(n) & \cdots & \xi_k(n)\xi_k^*(n) \end{array} \right\}$$

$$= \frac{1}{N} \sum_{s=-S}^S \xi(n+s) \xi^H(n+s) \quad \cdots (5)$$

[0139] (公式6)

$$[0140] \quad \xi(n) = [\xi_1(n), \xi_2(n), \dots, \xi_k(n)]^T \quad \cdots (6)$$

[0141] 此外,在公式(5)中,可以使总体平均数N为对象快照中的 $\xi(n)$ 的前后各一个S采样的总和 $N=2S+1$ 点,如公式(5)的最右边那样为均匀平均。另外,除此以外,时间方向的平均化的方法可以采取梯形权重等在将时间方向各采样乘以任意的权重后取得相加平均的方法。从矩阵运算部300输出的空间协方差矩阵 $R(n)$ 接着被输入到自适应波束转向部301。

[0142] 在取得了空间协方差矩阵 $R(n)$ 的自适应波束转向部301中,使用MVDR法计算权重向量 $w_p(n)$ 。用公式(7)表示从零角度计算部501指定的转向向量 a_p 。

[0143] (公式7)

$$\begin{aligned}
 \mathbf{a}_p &= \left[\exp\{j\psi_1(\theta_p, \phi_p, f_p)\}, \exp\{j\psi_2(\theta_p, \phi_p, f_p)\}, \dots, \exp\{j\psi_K(\theta_p, \phi_p, f_p)\} \right] \\
 [0144] \quad &= \left[1, \exp\left\{-j\frac{2\pi}{\lambda_p}d \sin\theta_p\right\}, \exp\left\{-j\frac{2\pi}{\lambda_p}2d \sin\theta_p\right\}, \dots, \exp\left\{-j\frac{2\pi}{\lambda_p}(K-1)d \sin\theta_p\right\} \right] \\
 &\quad \dots \quad (7)
 \end{aligned}$$

[0145] 在上述公式(7)中, p 是转向向量的个数,作为总数 P ,是满足 $0 < p < P+1$ 的整数。如公式(7)那样,转向向量 a_p 是具有与激活通道的个数相等的 K 个向量要素($0 \sim (K-1)$)的方向向量,用接收频率 f_p 、以及超声波元件105的表面的法线向量方向和转向向量所成的角(以下称为转向角度) (θ_p, ϕ_p) 的函数来表示。

[0146] θ_p 是从法线向量的打开角, ϕ_p 是从超声波元件105的排列方向的回旋角度。在超声波探头106的超声波元件105的排列是一维的直线(线性)阵列的情况下,用公式(7)的最终式表示转向角度。在此, λ_p 是与频率 f_p 对应的声波的波长, d 是超声波元件105的元件中心之间的间隔(元件间距)。

[0147] 在此,根据公式(8)计算关于上述那样的转向向量 a_p 的方向的基于MVDR法的权重向量 $w_p(n)$ 。由此,通过自适应处理部512-1~512-P分别针对不同的转向向量 a_p 计算权重向量 $w_p(n)$,能够得到转向向量 a_p 的个数 P 的自适应权重向量 $w_1(n) \sim w_P(n)$ 。

[0148] (公式8)

$$[0149] \quad \mathbf{w}_p(n) = \frac{\mathbf{R}^{-1}(n)}{\mathbf{a}_p^H \mathbf{R}^{-1}(n) \mathbf{a}_p} \quad \dots \quad (8)$$

[0150] 在公式(8)中, $R(n)$ 是根据公式(5)生成的时间方向的某快照 n 的空间协方差矩阵,上标的-1表示逆矩阵。

[0151] 此外,在激活通道201的中心轴上、即激活通道个数是偶数的情况下,使接收焦点10位于经过构成激活通道201的 K 个超声波元件105中的第 $K/2$ 个和第 $(K+2)/2$ 个元件之间的中点的法线(与激活通道面垂直的法线)上。另外,在激活通道数是奇数的情况下,使其位于经过构成激活通道201的 K 个超声波元件105中的第 $(K+1)/2$ 个超声波元件105的中点的法线(与激活通道面垂直的法线)上。

[0152] 在图11中表示了转向方向的总数 $P=3$ 的情况,因此表示了自适应权重向量 $w_1(n) \sim w_P(n)$ 为3个的例子,但实际上,从自适应波束转向部301输出通过零角度计算部501指定的个数的自适应权重向量。

[0153] 在延迟电路204中实施了延迟处理,因此例如线性扫描的某一个时刻 n 的接收数据向量 $x(n)$ 成为波面与法线向量的方向即 $\theta=0^\circ$ 方向一致的数据。由此,在公式(7)中,如果使 $\theta_p=0^\circ$,则转向向量 a_p 为 $a_p=[1, 1, \dots, 1]^T$,求出针对焦点方向的自适应权重向量 $w(n)$ 。关于焦点方向的自适应权重向量 $w(n)$ 与基于现有的MVDB法的自适应权重向量 $w(n)$ 一致。

[0154] 把从自适应波束转向部301输出的 P 个自适应权重向量 $w_1(n) \sim w_P(n)$ 输入到自适应合成部516。如图11那样,自适应合成部516在权重合成部306中对 P 个自适应权重向量 $w_1(n)$

$\sim w_p(n)$ 进行相加,取得算术平均,如公式(9)那样计算合成权重向量 $w_{sum}(n)$ 。例如,如图11那样, $P=3$ 个的自适应权重向量的合成权重向量 $w_{sum}(n)$ 为 $w_{sum}(n) = \{w_1(n)+w_2(n)+w_3(n)\}/3$ 。

[0155] (公式9)

$$[0156] \quad w_{sum}(n) = \sum_{p=1}^P w_p(n) = \frac{1}{P} \{w_1(n) + w_2(n) + \dots + w_p(n) + \dots + w_p(n)\} \quad \dots \quad (9)$$

[0157] 此外,在求出该合成权重向量 $w_{sum}(n)$ 的前级,也可以配置固定切趾(APODIZATION)乘法部305,对各个权重向量 $w_p(n)$ 乘以固定的切趾。例如,可以乘以具有增大 $\theta=0^\circ$ 方向的自适应权重向量 $w_p(n)$ 的值,除此以外的方向的值变小那样的分布的固定切趾 b_p ,这通过公式(10)的运算来实现。

[0158] (公式10)

$$[0159] \quad w_{sum}(n) = \sum_{p=1}^P b_p w_p(n) = \frac{1}{P} \{b_1 w_1(n) + b_2 w_2(n) + \dots + b_p w_p(n) + \dots + b_p w_p(n)\} \quad \dots \quad (10)$$

[0160] 例如,在图11的结构中,在固定切趾乘法部305中,准备 b_1 、 b_2 、 b_3 的固定切趾权重。在该情况下,从权重合成部输出的合成权重为 $w_{sum}(n) = \{b_1 w_1(n) + b_2 w_2(n) + b_3 w_3(n)\}/3$ 。

[0161] 接着,将合成权重向量 $w_{sum}(n)$ 输入到自适应合成部516内的加权运算部307。加权运算部307包含乘法部3071,如公式(11)那样进行合成权重向量 $w_{sum}(n)$ 和从延迟电路204通过旁路线207传达的延迟后的接收数据向量 $x(n)$ 之间的内积运算,得到整相输出 $y(n)$ 。具体地说,通过乘法部3071计算权重向量和延迟后接收数据向量的各自的通道要素之间(1~K)的积。相加部3072计算通过加权运算部307的乘法部3071得到的K个积的总和,作为自适应合成部516的最终输出(整相输出 $y(n)$ 、标量值)。

[0162] 公式(11)

$$[0163] \quad y(n) = w_{sum}^H(n) x(n) \quad \dots \quad (11)$$

[0164] 将该加权运算部307的整相输出 $y(n)$ 输出到图像处理部109。通过在构成一个光栅的N个采样中从最初的采样 $n=1$ 到最终采样 $n=N$ 为止重复进行以上的处理,加权运算部307顺序地向图像处理部109输出整相输出 $y(1)$ 、 $y(2)$ 、 \dots 、 $y(N)$ 。一边使激活通道201在超声波元件阵列101上向激活通道202、203位移,一边分别取得通过公式(11)得到的1个光栅的整相输出 $y(n)$ 。在图像处理部109中,通过与超声波元件阵列106的扫描方式等对应的扫描变换器,排列全部的光栅而生成二维图像。另外,进行各种滤波处理等各种后端图像处理、测量应用的运算。最终,在图像显示部103中显示超声波图像、测量应用的运算结果。

[0165] 这样,在第五实施方式中,通过使用自适应整相处理,能够得到可以在抑制希望的信号成分S的降低的同时,更有效地降低相关性噪声 N_u 的效果。

[0166] 此外,在第五实施方式中,作为上述矩阵运算部300中的运算算法的其他方法之一,也可以进行使用了子阵列矩阵的空间平均运算。如公式(12)那样,用部分空间向量 $\hat{\xi}_1(n)$ (公式(13))的积来表示空间平均运算中的子阵列矩阵 \hat{R}_{SUB1} 。部分空间向量 $\hat{\xi}_1(n)$ 是与K个激活通道相对的延迟后接收数据(在此用一般化的复数信号向量 $\xi(n)$ 表示,但也可以用实际信号向量 $x(n)$ 代替)中排除了一部分(L个元件)成分后的向量。由此,部分空间向量的总数是 $K-L+1$ 个($0 < L$ (小写 L) $< K-L+1$)。

[0167] (公式12)

$$[0168] \quad \mathbf{R}_{\text{SUB}l}^{\wedge}(n) = \xi_l^{\wedge}(n)\xi_l^{\wedge H}(n) \quad \dots \quad (12)$$

[0169] (公式13)

$$[0170] \quad \xi_l^{\wedge}(n) = [\xi_l(n), \xi_{l+1}(n), \dots, \xi_{l+L-1}(n)]^T \quad \dots \quad (13)$$

[0171] 如果使该子阵列矩阵的主对角成分与空间协方差矩阵R(n)的主对角成分一致地逐个错开采样,则成为K-L+1个子阵列矩阵的空间平均处理,得到公式(14)的子阵列空间协方差矩阵R^(n)。在通过自适应波束转向部301运算该子阵列空间协方差矩阵R^(n)时,通过用上述公式(8)的R(n)进行置换来使用,能够如公式(15)那样运算权重向量wp(n)。此外,在该情况下,矩阵计算部300的输出为L×L的大小,另外构成权重向量wp(n)的要素的个数为L。

[0172] (公式14)

$$[0173] \quad \begin{aligned} \mathbf{R}^{\wedge}(n) &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=1}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \mathbf{R}_{\text{SUB}l}^{\wedge} \quad \dots \quad (14) \\ &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=1}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \xi_l^{\wedge}(n)\xi_l^{\wedge H}(n) \end{aligned}$$

[0174] (公式15)

$$[0175] \quad \mathbf{w}_p(n) = \frac{\mathbf{R}^{\wedge^{-1}}(n)}{\mathbf{a}_p^H \mathbf{R}^{\wedge^{-1}}(n) \mathbf{a}_p} \quad \dots \quad (15)$$

[0176] 另外,作为空间平均法的另一个例子,也可以使用向前向后空间平均法。在该情况下,可以如公式(16)那样用向后部分空间向量ξ~1(n)的积求出向后的子阵列矩阵R~SUB1(n)。此外,用公式(17)表示向后部分空间向量。另外,如公式(18)所示那样,可以通过与向前空间平均同样的运算,如公式(18)那样计算向后的子阵列空间矩阵R~(n)。接着,可以如公式(19)那样,与上述的向前空间平均时的子阵列空间矩阵R^(n)进行算术平均,由此最终求出向前/向后的子阵列空间协方差矩阵RFB(n)。与向前空间平均的情况同样地,在自适应波束转向部301中的运算中将该向前/向后的子阵列空间协方差矩阵RFB(n)用公式(8)的R(n)进行置换来使用,由此能够如公式(20)那样运算权重向量wp(n)。此外,在该情况下,矩阵运算部300的输出也还是L×L的大小,另外构成权重向量wp(n)的要素的个数为L。

[0177] (公式16)

$$[0178] \quad \mathbf{R}_{\text{SUB}l}^{\sim}(n) = \xi_l^{\sim}(n)\xi_l^{\sim H}(n) \quad \dots \quad (16)$$

[0179] (公式17)

$$[0180] \quad \xi_l^{\sim}(n) = [\xi_{K-l+1}(n), \xi_{K-l+2}(n), \dots, \xi_{K-l+K}(n)]^T \quad \dots \quad (17)$$

[0181] (公式18)

$$\begin{aligned}
 [0182] \quad \mathbf{R}^-(n) &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=3}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \mathbf{R}_{\text{SUB}_l}^-(n) \\
 &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=3}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \xi_l^-(n) \xi_l^{-H}(n) \cdots \quad (18)
 \end{aligned}$$

[0183] (公式19)

$$[0184] \quad \mathbf{R}_{\text{FB}}(n) = \frac{\mathbf{R}^+(n) + \mathbf{R}^-(n)}{2} \cdots \quad (19)$$

[0185] (公式20)

$$[0186] \quad \mathbf{w}_p(n) = \frac{\mathbf{R}_{\text{FB}}^{-1}(n)}{\mathbf{a}_p^H \mathbf{R}_{\text{FB}}^{-1}(n) \mathbf{a}_p} \cdots \quad (20)$$

[0187] 使用空间平均法通过公式(15)或公式(20)计算出的多个(P个)权重向量 \mathbf{w}_p 与不使用空间平均法的情况同样地被传达到自适应合成部516。

[0188] 在此,在使用了空间平均法的情况下,权重向量 \mathbf{w}_p 的要素数是L。由此,为了最终进行内积运算部307中的运算,需要追加进行以下运算(公式(21))的块,即根据具有K个成分的 $\xi(n)$ 作出具有L个成分的向量 $\mathbf{g}(n)$ 。例如,可以如图11所示那样,构成为在旁路线207的途中在加权运算部307的前级配置维度压缩部308,维度压缩部308根据具有K个要素的 $\xi(n)$ 生成具有L个要素的向量 $\mathbf{g}(n)$ 。此外,也可以将维度压缩部308配置在合成部206的内部。

[0189] 用公式(22)表示使用了空间平均法时的整相输出 $y(n)$ 。

[0190] (公式21)

$$[0191] \quad \mathbf{g}(n) = \sum_{l=1}^{K-L+1} \xi_l^+(n) \cdots \quad (21)$$

[0192] (公式22)

$$[0193] \quad y(n) = \mathbf{w}_{\text{sum}}^H(n) \mathbf{g}(n) \cdots \quad (22)$$

[0194] 这样,在矩阵运算部300中进行子阵列矩阵的空间平均处理,由此能够得到抑制在超声波接收信号中包含的相关性的噪声。由此,通过将子阵列矩阵的空间平均处理与将焦点的周边的多个自适应权重向量进行合成的结构组合起来,能够得到噪声的影响更少的超声波图像。

[0195] 以上,在第五实施方式中,作为自适应波束形成方法的一个例子,以MVDB为例子进行了说明,但在自适应波束转向部301中应用的算法只要是使用由矩阵运算部300计算的空间协方差矩阵的算法即可,也可以是MMSE法、APES法、利用空间协方差矩阵及其固有值/固有向量的Eigenspace-MV法(ESMV、EIBMV)、ESPRIT法、MUSIC法等其他任意的的方法。

[0196] (第六实施方式)

[0197] 使用图12和图13说明第六实施方式的超声波拍摄装置。第六实施方式的超声波拍摄装置与第四实施方式同样地,使用整相处理部204的整相信号由零角度检测部207检测实

实际的零角度,但在整相处理部204进行自适应整相处理这一点上与第四实施方式不同。

[0198] 具体地说,如图12所示,在整相处理部204中具备延迟电路511和自适应整相部612。自适应整相部612具备Q个自适应处理部612-1~612-Q。延迟电路511具有与第五实施方式同样的结构和动作。

[0199] 自适应处理部612-1~612-Q与第四实施方式同样地,针对 $\theta_{\min} \sim \theta_{\max}$ 的角度范围的Q个转向方向求出整相输出。自适应处理部612-1~612-Q如图13所示,不只是与第五实施方式的自适应处理部512-1~512-P同样地,通过矩阵运算部300和自适应波束转向部301分别求出自适应权重向量 $w_1(n) \sim w_Q(n)$,自适应处理部612-1~612-Q还分别包括乘法部3071和相加部3072。自适应处理部612-1的乘法部3071进行权重向量 $w_1(n)$ 和从延迟电路511通过旁路线207传达的延迟后的接收数据向量 $x(n)$ 之间的内积运算,相加部3072将其相加来输出整相输出 $y_1(n)$ 。同样,自适应处理部612-1~612-Q输出整相输出 $y_2(n) \sim y_Q(n)$ 。此外,也可以配置固定切趾乘法部305,向权重向量 $w_1(n)$ 乘以固定的切趾。

[0200] 存储器部205和零角度检测部207的动作与第四实施方式相同,因此省略说明。

[0201] 在第六实施方式中,将针对转向方向通过自适应整相处理求出的整相信号进行合成,因此能够使降低因波面失真造成的相关性噪声的效果大。另外,使用通过自适应整相处理求出的整相信号来检测零角度,因此具有零角度的检测精度也高的效果。

[0202] (第七实施方式)

[0203] 使用图14说明第七实施方式的超声波拍摄装置。第七实施方式具有组合了第四实施方式的图4的结构和第六实施方式的图12的结构所得的接收波束形成器108。该接收波束形成器108具备通过图8的延迟相加针对Q个转向方向得到整相信号的整相处理部204、存储该整相信号的存储器部205,零检测部207根据通过延迟相加而整相处理后的Q个整相信号,检测零角度。另一方面,该接收波束形成器108具备通过图12的自适应处理得到整相信号的整相处理部204',自适应整相部612通过自适应整相处理求出针对通过零角度检测部207指定的P个零角度的转向方向的各个整相信号 $y_1(n) \sim y_P(n)$ 。合成部206对整相信号 $y_1(n) \sim y_P(n)$ 进行相加来进行合成,求出整相信号 $y(n)$ 。

[0204] 在本实施方式中,根据通过延迟相加处理求出的整相信号而检测零角度,只针对零角度检测部207指定的转向方向进行自适应整相处理即可,因此能够通过比第六实施方式少的运算量,将针对转向方向通过自适应整相处理求出的整相信号进行合成。由此,能够通过少的运算量提高因波形失真造成的相关性噪声的降低效果。

[0205] 此外,也可以将图14的自适应整相部612和合成部206置换为图10的自适应整相部512和自适应合成部516。

[0206] (第八实施方式)

[0207] 使用图15说明第八实施方式的超声波拍摄装置。

[0208] 在第八实施方式中,构成为在第五实施方式的图10的接收波束形成器108中进行孔径合成。

[0209] 使用图15具体说明本发明的第八实施方式的超声波拍摄装置。与第三实施方式同样地,在第八实施方式中,逐次地将针对每个超声波发送生成的R个数据积蓄在图15的帧存储器部701中。帧相加部702针对预想多个发送之间的同一点的每个角度将该针对每个发送积蓄的数据进行相加处理,由此同时进行本发明的针对2个以上的转向方向的整相合成处

理和孔径合成处理。通过进行孔径合成处理,能够针对某拍摄点,使从多个发送方向得到的接收数据重叠,能够得到高分辨率、高SN比、高帧速率的超声波图像。

[0210] 第八实施方式如图15那样,帧存储器701的前级的整相处理与第三实施方式的图7的结构不同。在第三实施方式中,多个延迟相加部204-1~204-P被设置在整相合成部113,但在第八实施方式中,整相合成部113具备具有第五实施方式的图5的延迟电路511和自适应整相部512的R个整相处理部204。

[0211] 在帧存储器701中,逐次积蓄由R个整相处理部204针对每个超声波发送生成的自适应整相处理后的R个整相信号。帧相加部702接收来自转向方向指示部112的2个以上的转向方向来作为合成角度信息,从帧存储器701中读出针对所指定的2个以上的转向方向的数据来进行相加处理。由此,能够同时进行孔径合成处理、零方向的数据相加(2个以上的转向方向的相加)。

[0212] 在第八实施方式中,将针对转向方向通过自适应整相处理求出的整相信号进行合成,因此与第三实施方式相比,降低因波面失真造成的相关性噪声的效果大。另外,能够使用通过自适应整相处理求出的整相信号计算零角度,因此具有零角度的检测精度也高的效果。

[0213] (第九实施方式)

[0214] 使用图16说明第九实施方式的超声波拍摄装置。

[0215] 第九实施方式表示第五~第八实施方式的自适应合成部的其他的实施方式。通过第五~第八实施方式,自适应合成部的内部既可以是图11所示的在第五实施方式中说明的结构,也可以是第九实施方式的图16的结构。

[0216] 在图11所示的第五实施方式中,构成为自适应合成部516通过权重合成部306合成多个自适应权重向量 $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 、 $w_3(n)$,通过得到的合成权重 $w_{sum}(n)$ 进行延迟后接收数据 $x(n)$ 的整相相加处理。该运算是线性运算,因此也可以使权重合成和整相相加处理的顺序相反。因此,在第九实施方式的自适应合成部206中,如图16所示,针对多个自适应权重向量 $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 、 $w_3(n)$ 中的每个自适应权重向量配置有多个乘法部(3071-1、3071-2、3071-3)和计算相乘后的要素(延迟后数据)之和从而得到合成前整相输出的多个相加部3072-1、3072-2、3072-3。乘法部3071和相加部3072的每个组构成每个自适应权重向量的一个内积运算部,通过准备多个这些组,来构成内积运算部307。乘法部3071-1、3071-2、3071-3分别通过旁路输入2071、2072、2073输入延迟后接收数据 $x(n)$ 。在内积运算部307的后级配置输出合成部500。

[0217] 通过这样的结构,在内积运算部307中,使用权重向量 $w_1(n)$ 对旁路输入2071进行整相相加,使用权重向量 $w_2(n)$ 对旁路输入2072进行整相相加,使用权重向量 $w_3(n)$ 对旁路输入2073进行整相相加,由此计算与各转向向量对应的合成前的多个整相输出 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ (下式(23))。在其后级在输出合成部500中,取得与各转向向量对应的整相输出 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ 的算术平均,如公式(24)那样得到合成整相输出 $y_{sum}(n)$ 。

[0218] (公式23)

$$[0219] \quad y_p(n) = \mathbf{w}_p^H(n) \mathbf{x}(n) \quad \dots \quad (23)$$

[0220] (公式24)

$$[0221] \quad y_{\text{sum}}(n) = \sum_{p=1}^P y_p(n) = \frac{1}{P} \{y_1(n) + y_2(n) + \cdots + y_p(n) + \cdots + y_p(n)\} \quad \dots (24)$$

[0222] 此外,如图16所示,在本实施方式中,也可以附加固定切趾乘法部305。在图16中,固定切趾乘法部305配置在内积运算部307的前级。但是,固定切趾乘法部305的位置并不限于图16的位置。如根据线性计算可知的那样,既可以将固定切趾乘法部305附加在内积运算部307和输出合成部500之间,进而也可以将固定切趾乘法部305附加在内积运算部中的乘法部3071~3和相加部3072-1~3之间,无论在何种情况下,都可以用公式(25)表示最终的合成整相输出 $y_{\text{sum}}(n)$ 。

[0223] 公式(25)

$$[0224] \quad y_{\text{sum}}(n) = \sum_{p=1}^P b_p y_p(n) = \frac{1}{P} \{b_1 y_1(n) + b_2 y_2(n) + \cdots + b_p y_p(n) + \cdots + b_p y_p(n)\} \quad \dots (25)$$

[0225] 如以上那样,第五实施方式和第八实施方式由于是对权重进行合成然后进行内积运算、还是将内积运算后的整相输出进行合成这样的不同,为不同的实施方式。另一方面,最终的输出是线性运算因此是相同的,第五实施方式的最终的整相输出即公式(22)的 $y(n)$ 和第八实施方式的最终的合成整相输出 $y_{\text{sum}}(n)$ 为相等的值。

[0226] (第九实施方式)

[0227] 在图17中表示第一~第八的超声波拍摄装置的控制台110的一个例子。为了实现上述的实施方式,可以在超声波诊断装置的控制台110中,作为用于变更转向方向的个数等的操作部,配置带有刻度的旋钮部1001、1002等。另外,作为用于对通过计算求出在上述各实施方式中说明的零角度、还是检测零角度等的模式进行切换等的操作部,可以在控制台110配置开关部1004。由此,操作者能够一边观察实际的超声波图像,一边变更整相合成处理的各种参数,以对每个被检测体100最优的条件进行拍摄、诊断。另外,也可以构成为将设定的值显示在图像显示部103的显示区域的一部分1104。

[0228] 另外,控制台的模式的切换部也可以与不同的探头的切换、拍摄条件、拍摄顺序对应地进行切换。例如,既可以是对能够与线性探头、凸面探头、扇区探头、二维阵列探头、机械式3D拍摄探头等探头对应地应用不同的转向方向的组来生成图像的模式进行切换的切换部,另外例如也可以是能够对发送/接收聚焦、发送/接收频率、帧速率、并行波束形成个数、组织谐波、造影对比度等拍摄条件、拍摄顺序中的每一个应用不同的转向方向的组来生成图像的切换部。

[0229] 在图18中,表示本发明的超声波诊断装置的其他具体例子的控制台110、图像显示部103的立体图。在图18的结构中,准备用于手术者一边参照通常的超声波图像(没有进行本发明的合成处理的图像)103一边设定特定的ROI(关注区域)1101的手动的操作部1103(例如鼠标)。由此,手术者能够只针对特定的ROI1101生成实施了本发明的各实施方式的处理后的图像1102。另外,实施了本发明的处理的图像1102也可以显示在图像显示部103的其他区域中。

[0230] 另外,也可以构成为手术者能够通过手动的操作部1103设定拍摄条件的参数。

[0231] (实施方式的效果的具体例子)

[0232] 在图19中表示进行第四实施方式的图8的延迟相加处理的整相处理部204的整相信号的轮廓。图19是以转向角度 θ 为横轴、以深度为纵轴的二维图表1201。图19中的虚线1202表示根据第二实施方式的图5的结构由零角度计算部501根据超声波元件105的间距、频率等计算出的收发波束的零角度。实线1203是第四实施方式的图8的零角度检测部207检测出的零角度(极小点)的轨迹,表示出实际向被检测体照射超声波时的零角度。

[0233] 如观察图9可知的那样,可知在通过计算决定的零角度和实际照射超声波而检测出的零角度之间产生了偏差。

[0234] 图20针对图19的不同的3个深度,在转向角度 θ 方向上表示第四实施方式的整相处理部204的整相信号的输出的大小。即,图20表示了针对不同的3个深度的指向性。如观察图20可知的那样,在各个线轮廓1301、1302、1303上看到的极小值的位置1304、1305、1306不同。

[0235] 根据图19、图20可知,如第五实施方式等那样,通过零角度检测部207进行零检测,能够将转向方向设定为正确的零角度的方向,因此能够期待提高相关性噪声的降低效果。

[0236] 在图21中,表示进行第六实施方式的图12的自适应整相处理的整相处理部204的整相信号的轮廓。图21中的虚线1202表示根据第二实施方式的图5的结构,由零角度计算部501根据超声波元件105的间距、频率等计算出的收发波束的零角度。实线1403是第六实施方式的图12的零角度检测部207检测出的零角度(极小点)的轨迹,表示了实际向被检测体照射超声波的情况下的零角度。

[0237] 图22针对图21的不同的3个深度,在转向角度 θ 方向上表示出第六实施方式的整相处理部204的整相信号的输出的大小。如观察图22可知的那样,在各个线轮廓1501、1502、1503上观察到的极小值的位置1504、1505、1506不同。

[0238] 根据图21、图22可知,关于进行自适应整相处理的情况,也如第六实施方式等那样,通过零角度检测部207进行零检测,能够将转向方向设定为正确的零角度的方向,因此能够期待提高相关性噪声的降低效果。

[0239] 最后,使用图23表示本发明的零检测的效果。图23(a)、(b)表示出通过第六实施方式的自适应整相处理检测零角度的图12的超声波拍摄装置将不同的被检测体作为对象来照射超声波时的关于某深度的转向方向 θ 的图像对比度1601、1602的轮廓。在图23(a)、(b)中,虚线1603、1604分别表示零角度检测部207检测出的零角度。可知零角度1603和1604的角度不同,零角度根据被检测体而不同。

[0240] 观察图23(a)、(b)的线轮廓1601、1602可知,图像对比度正好在零角度的方向上为最大。零角度的图像对比度能够得到比其他转向角度高5~6dB的图像对比度。由此可知,通过如第六实施方式那样检测零角度并将左右的零角度的方向设定为转向方向来合成整相信号,能够降低噪声,显著地提高图像对比度。

[0241] 附图标记说明

[0242] 100:被检测体;101:超声波元件阵列;102:装置本体;103:图像显示部;104:发送波束形成器;106:超声波探头;107:收发分离电路(T/R);108:接收波束形成器;109:图像处理部;110:控制台;111:控制部;204:整相处理部;205:存储器部;206:周边信息合成部;

207:零角度检测部;301:自适应波束转向部;501:零角度计算部;701:通道存储器;702:帧相加部;1001、1002:旋钮部。

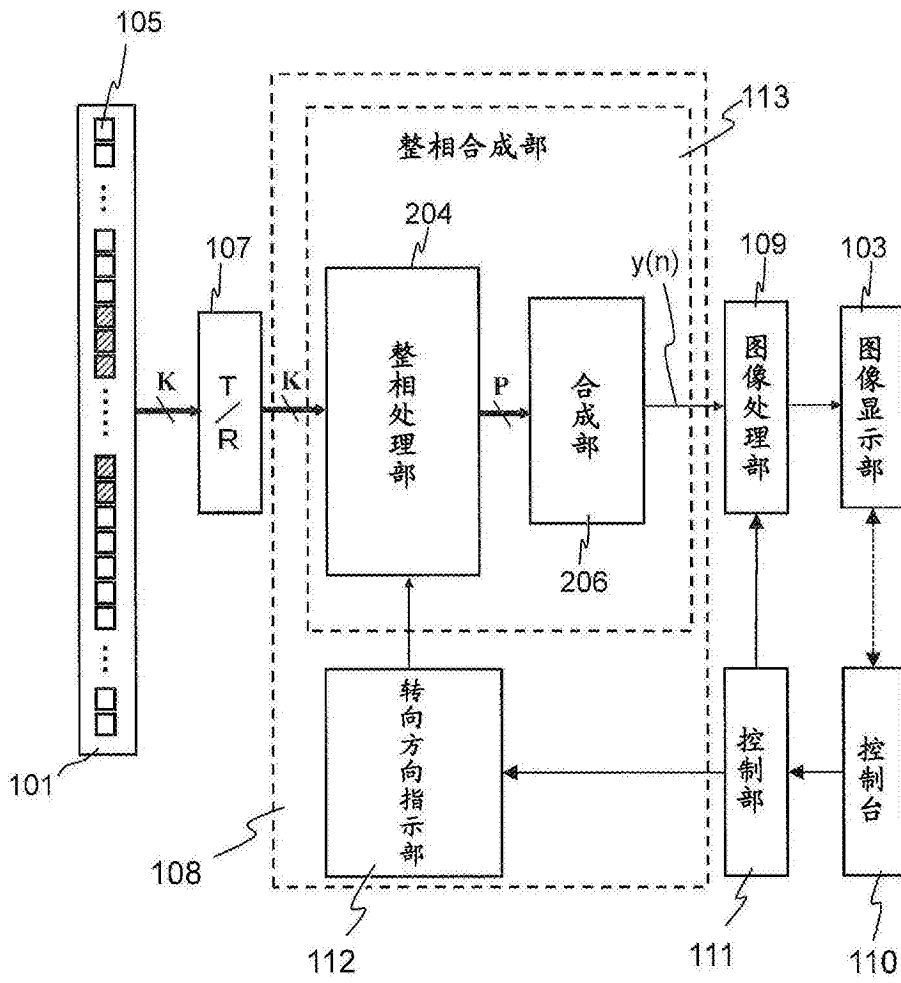


图1

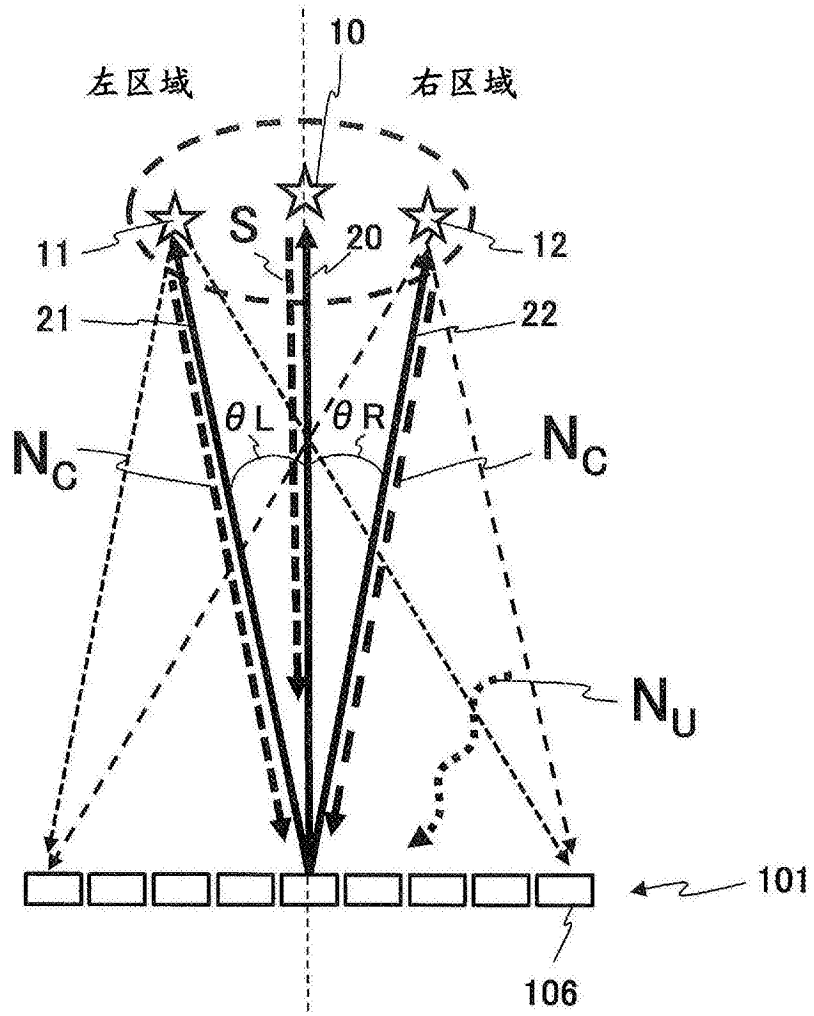


图2

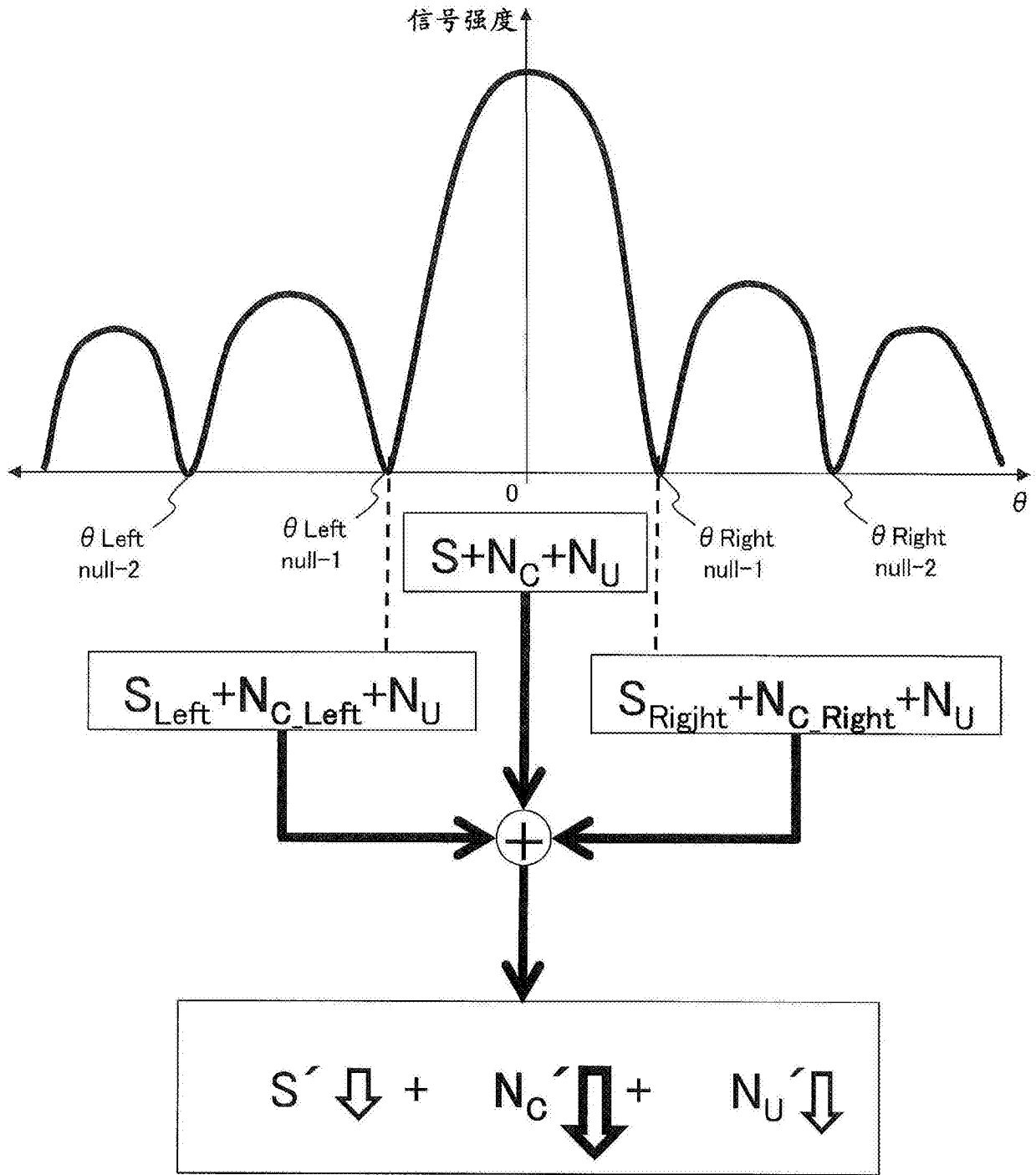


图3

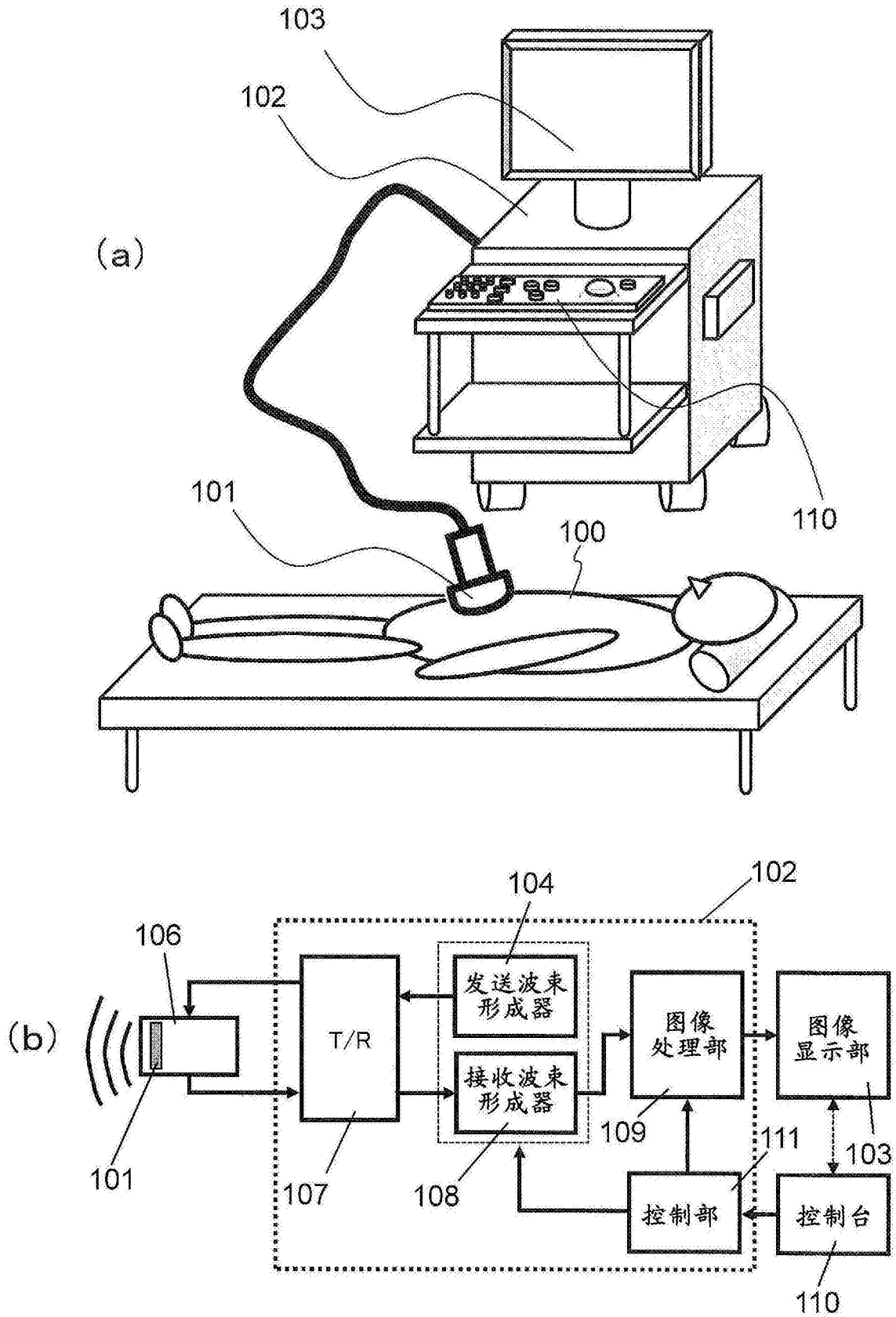


图4

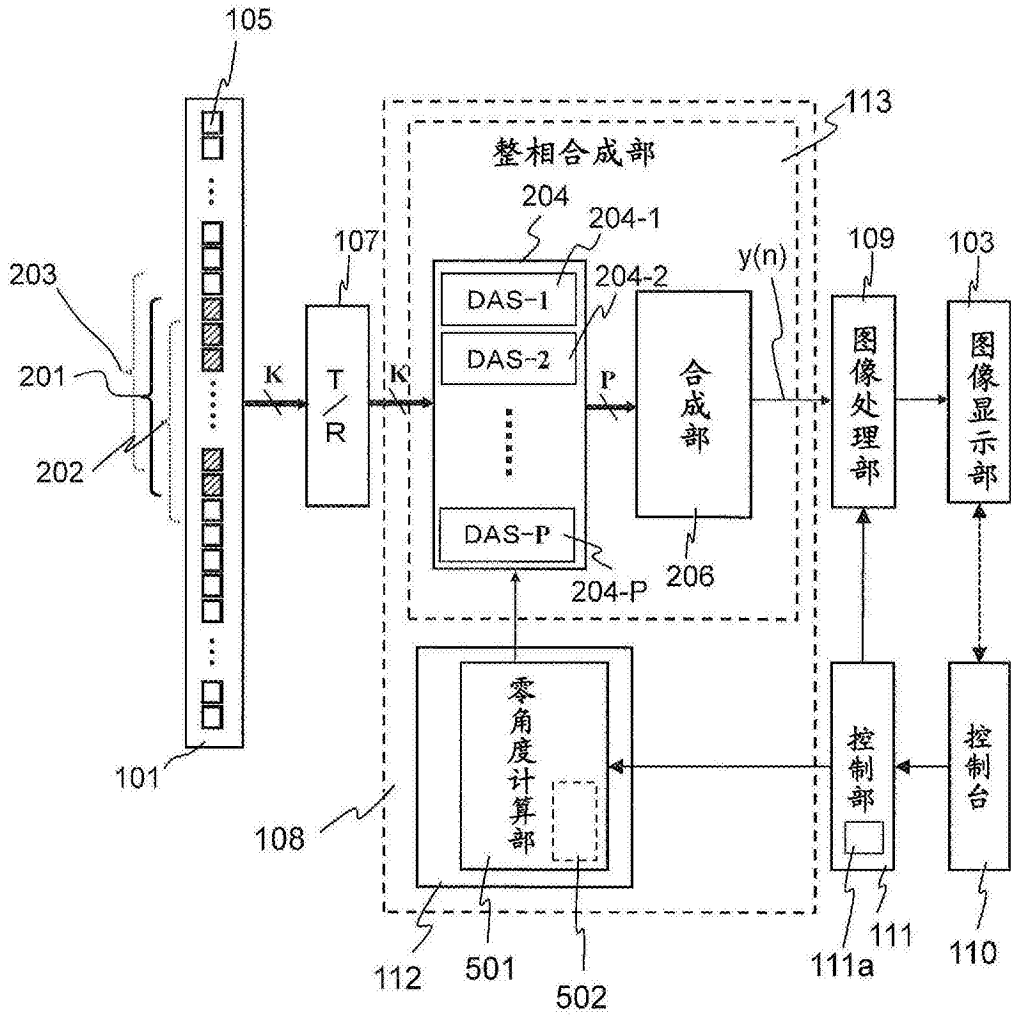


图5

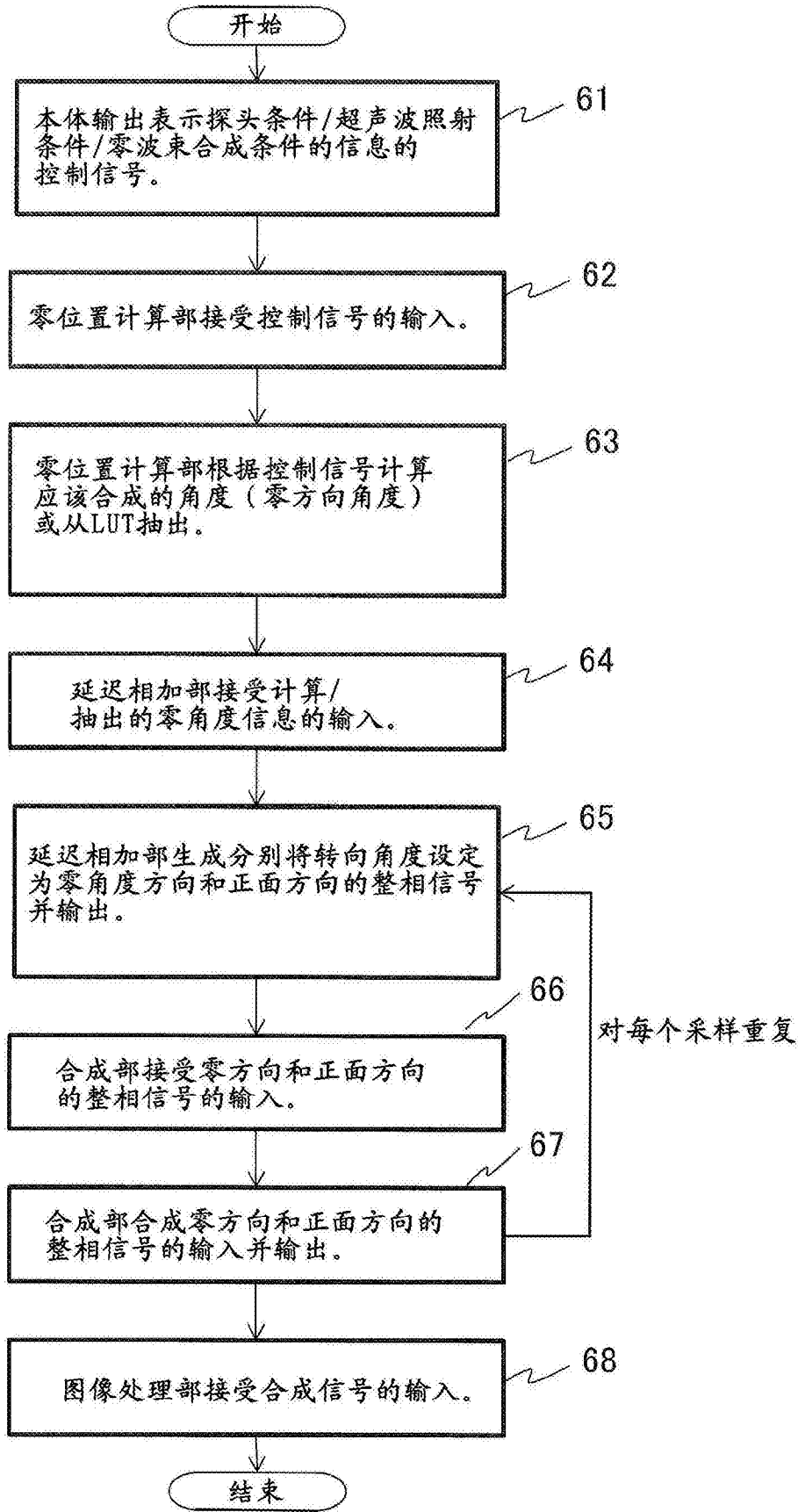


图6

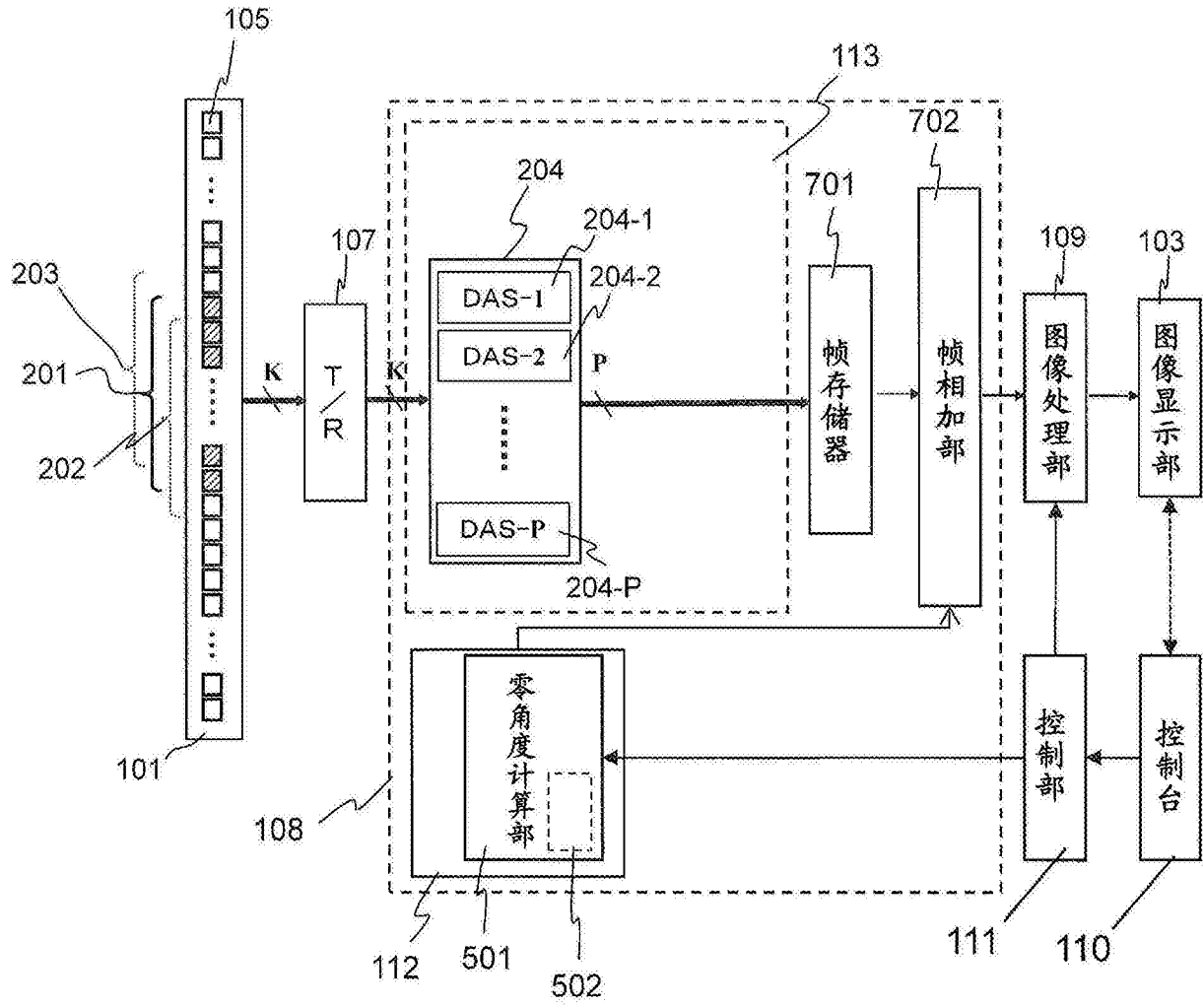


图7

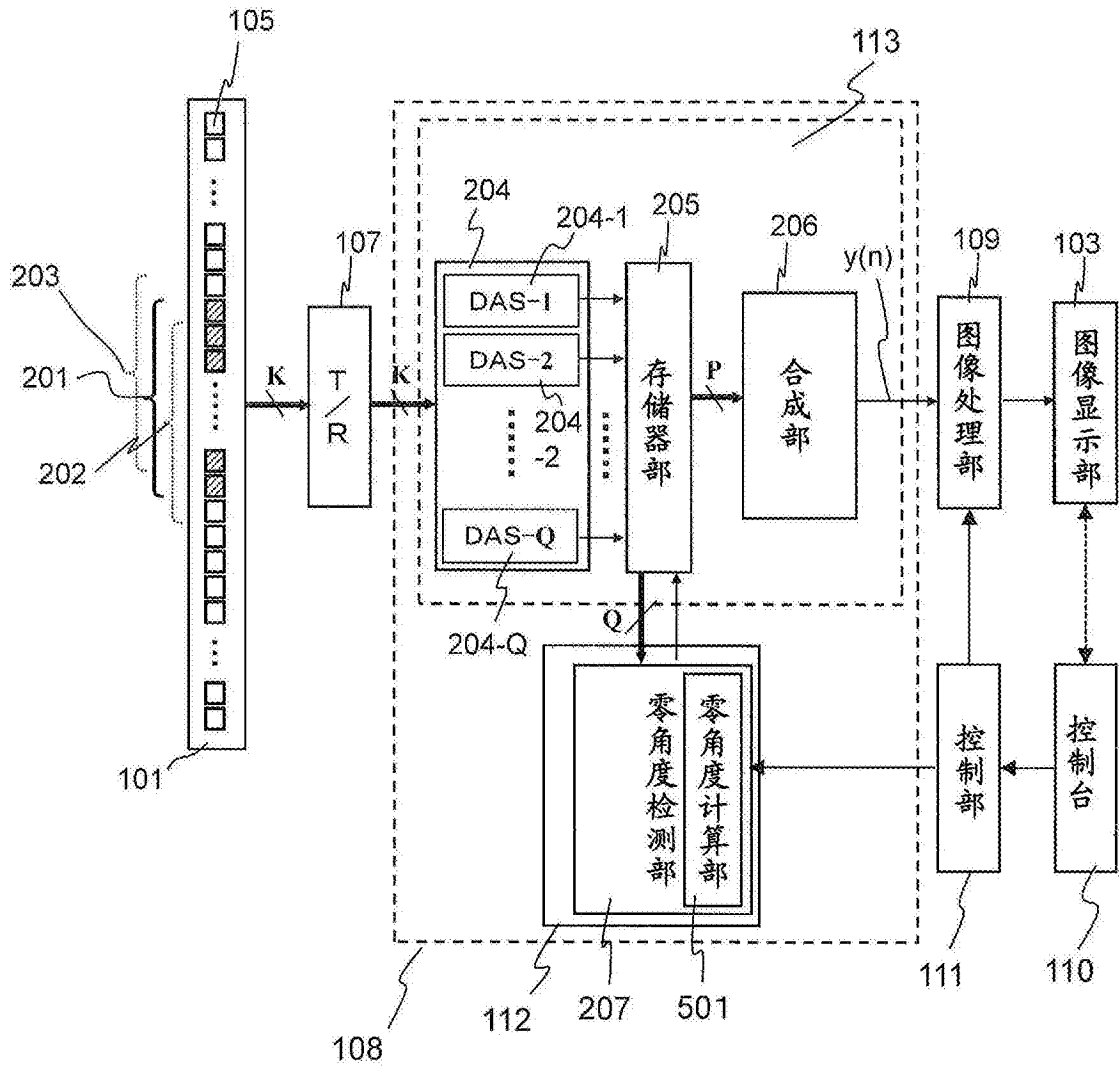


图8

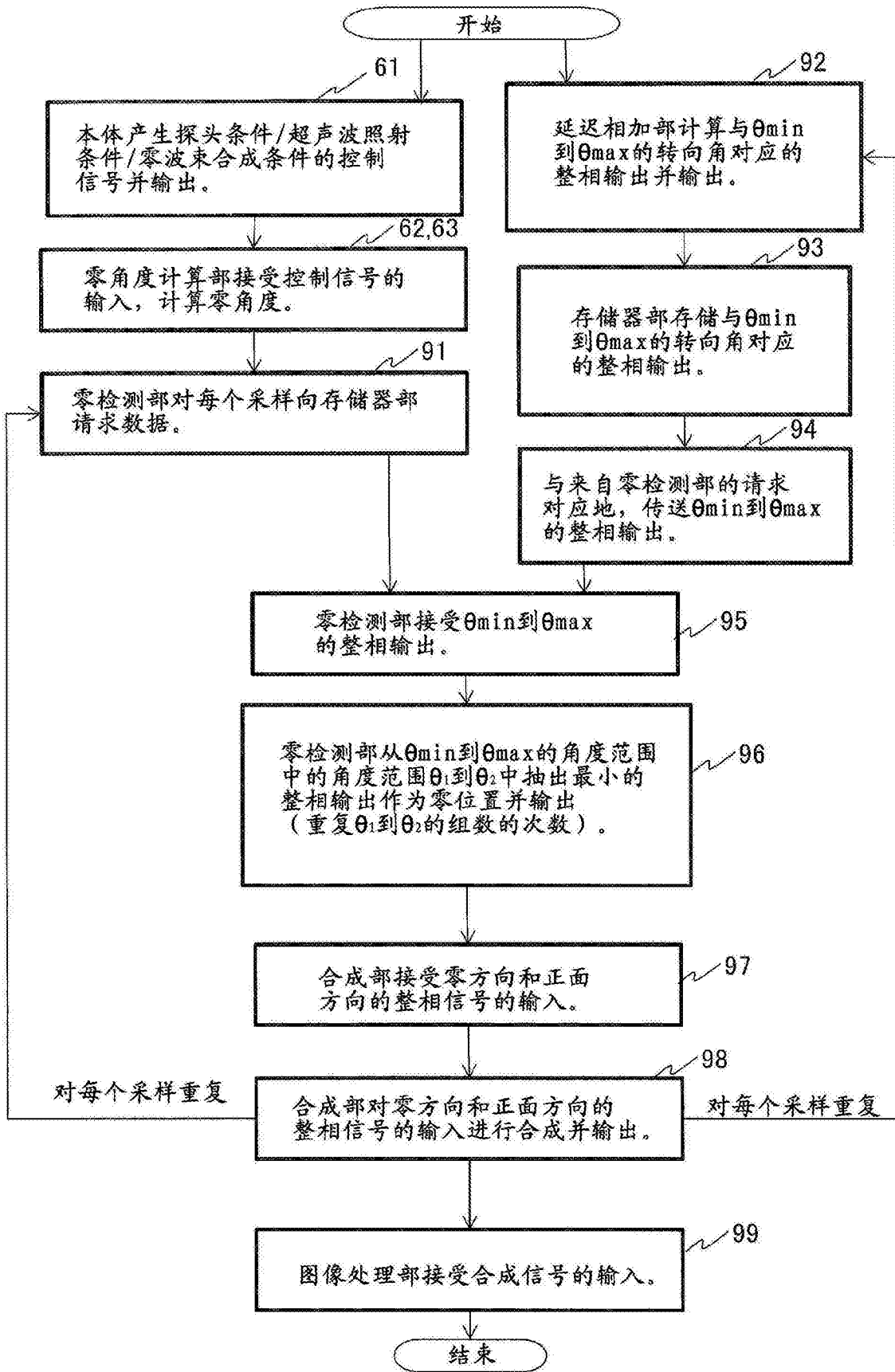


图9

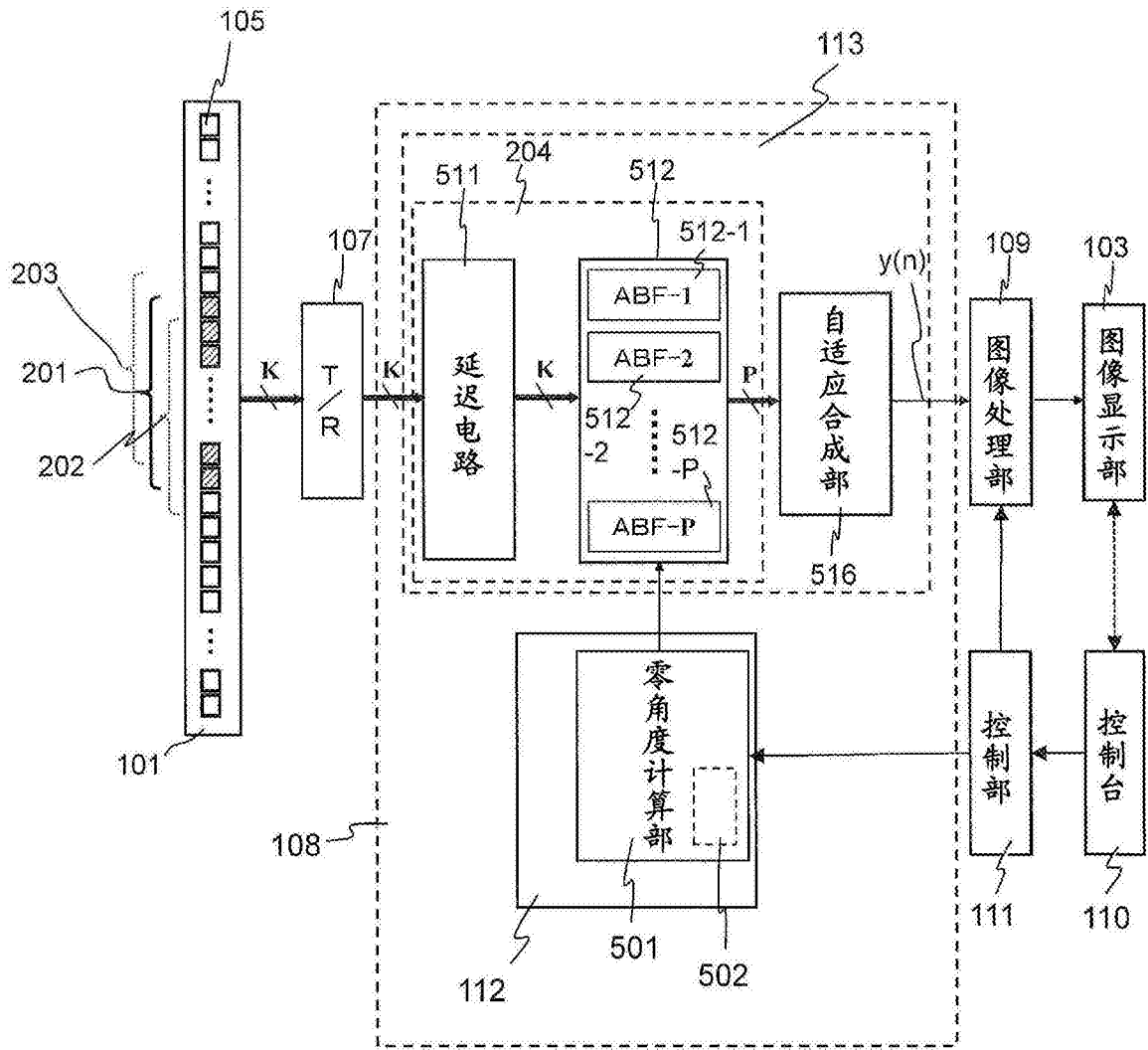


图10

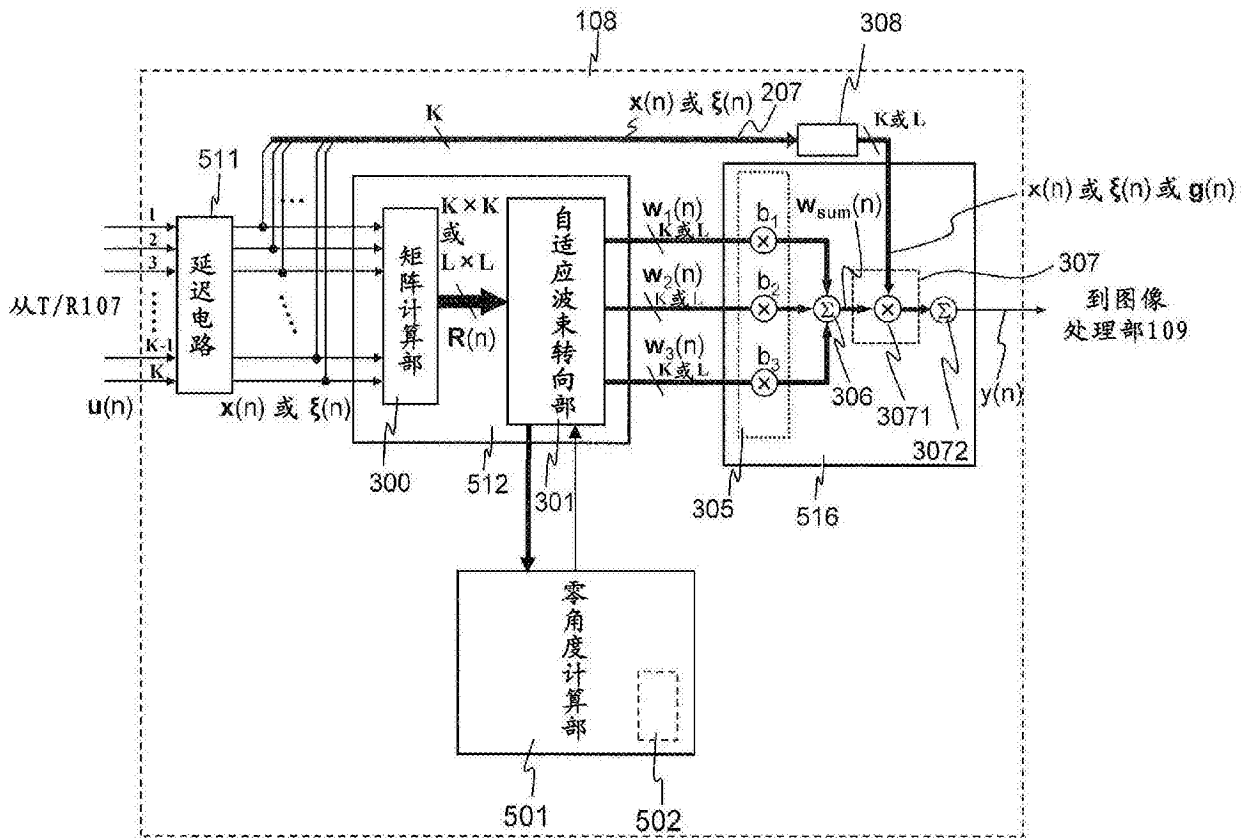


图11

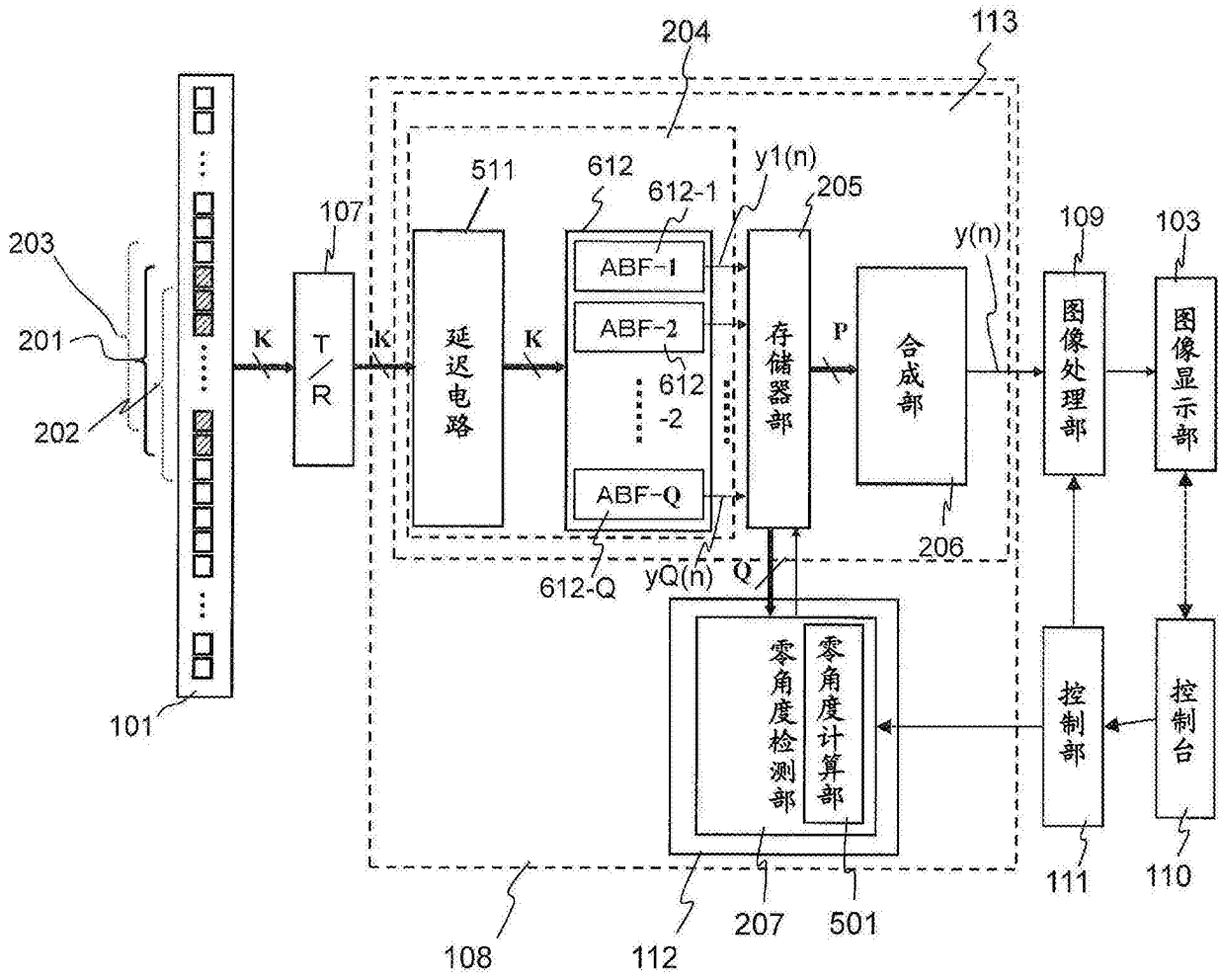


图12

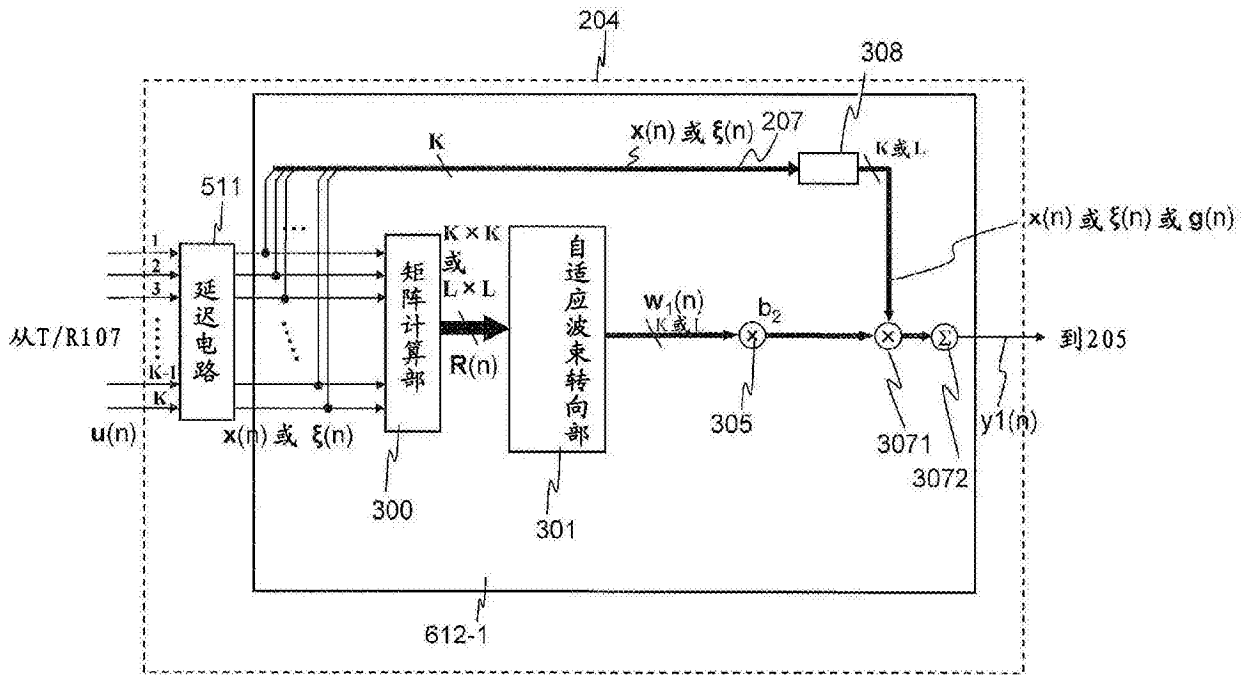


图13

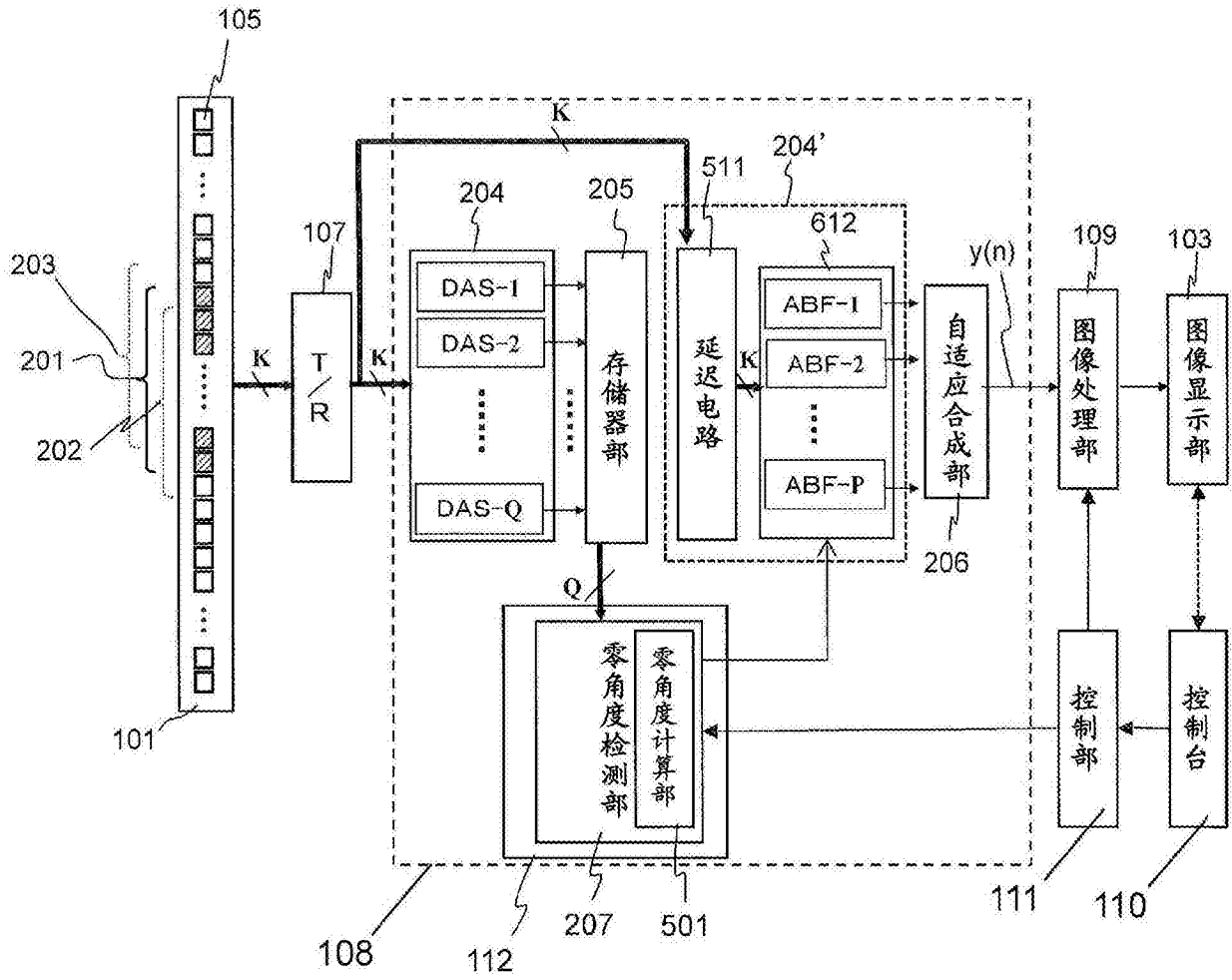


图14

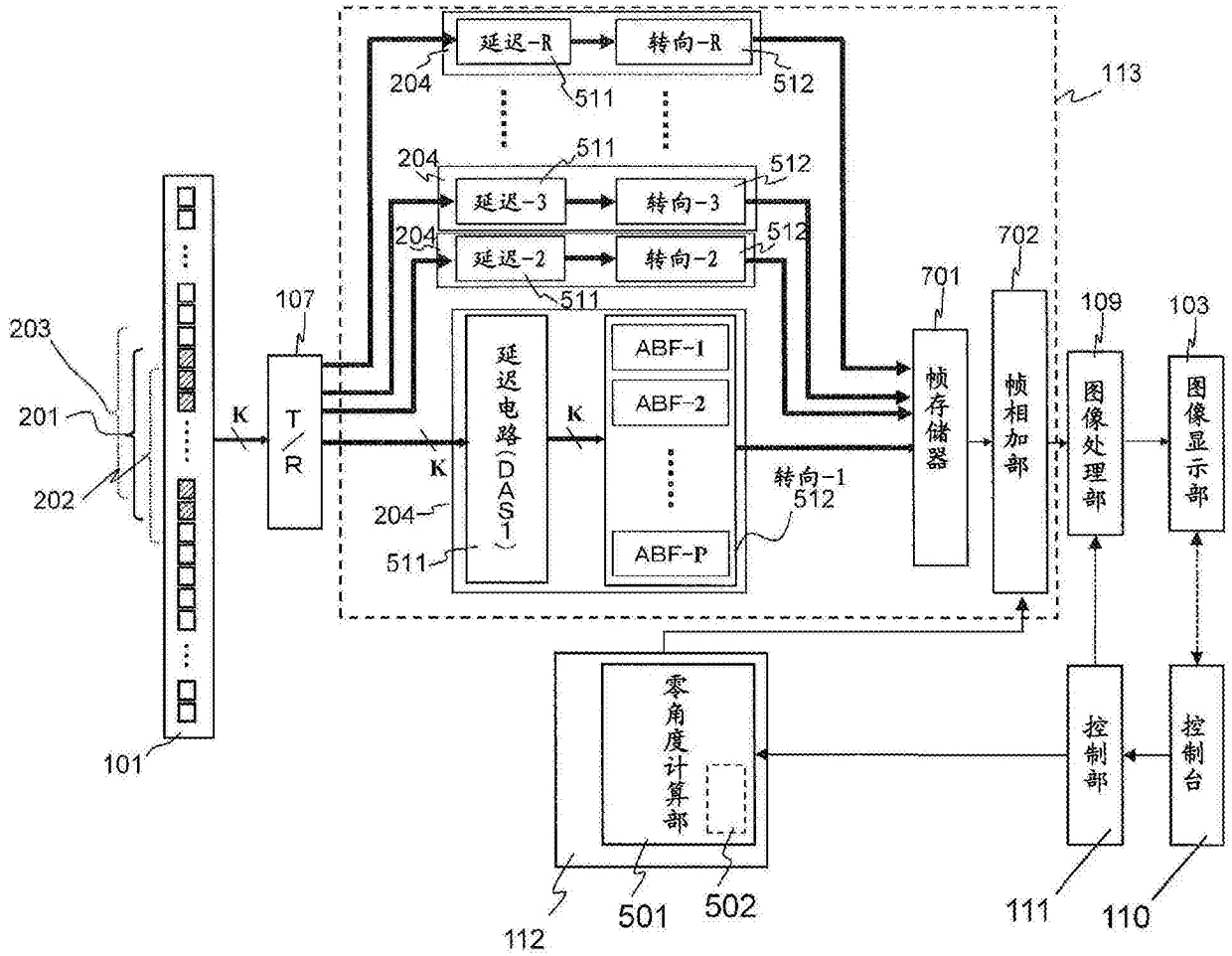


图15

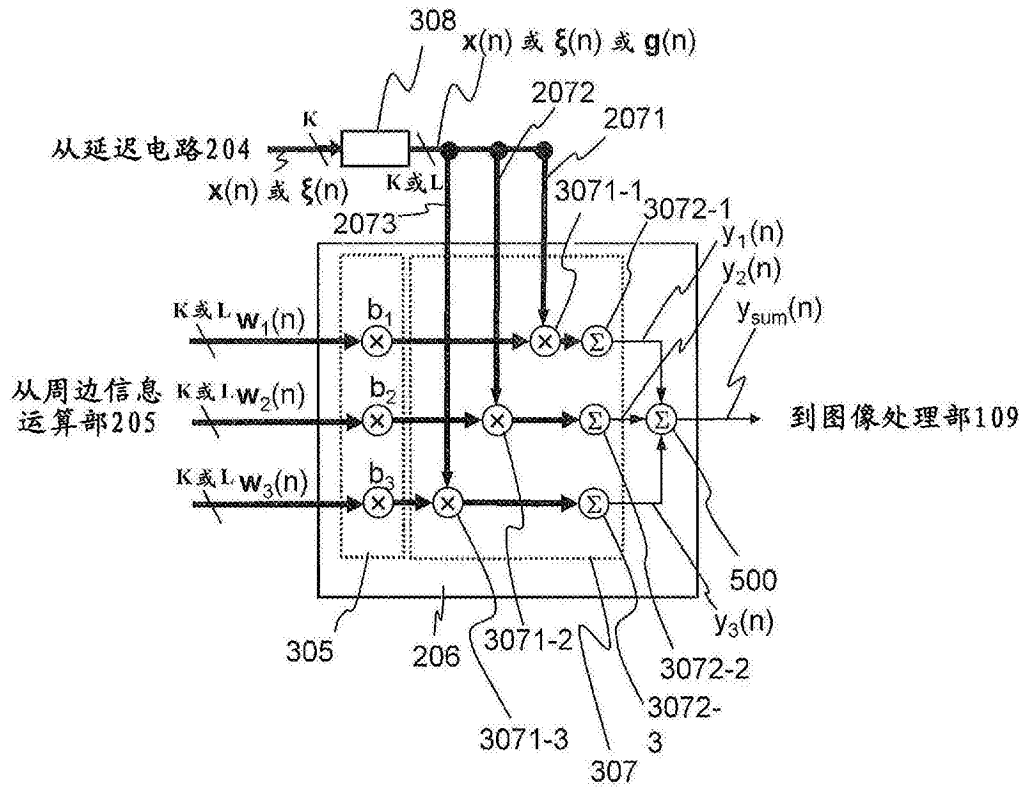


图16

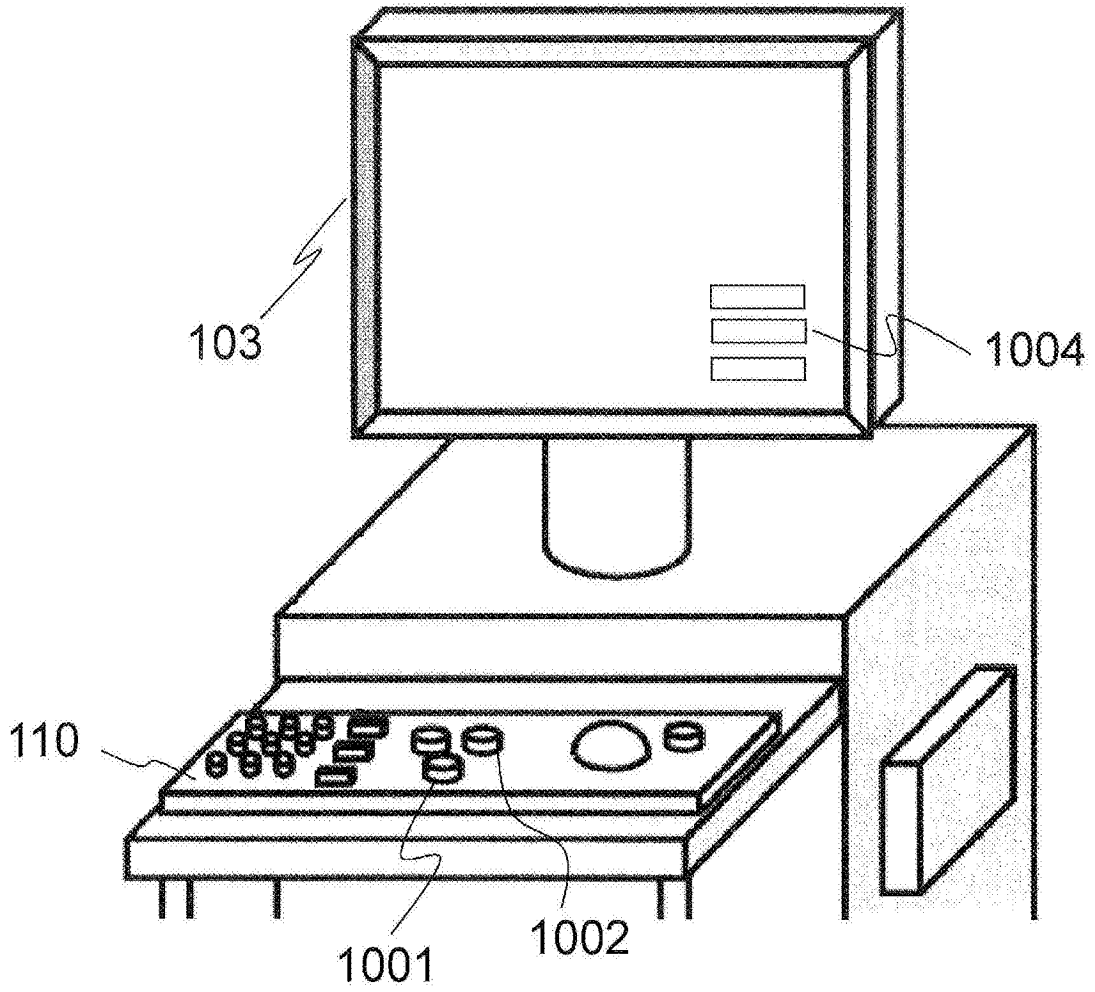


图17

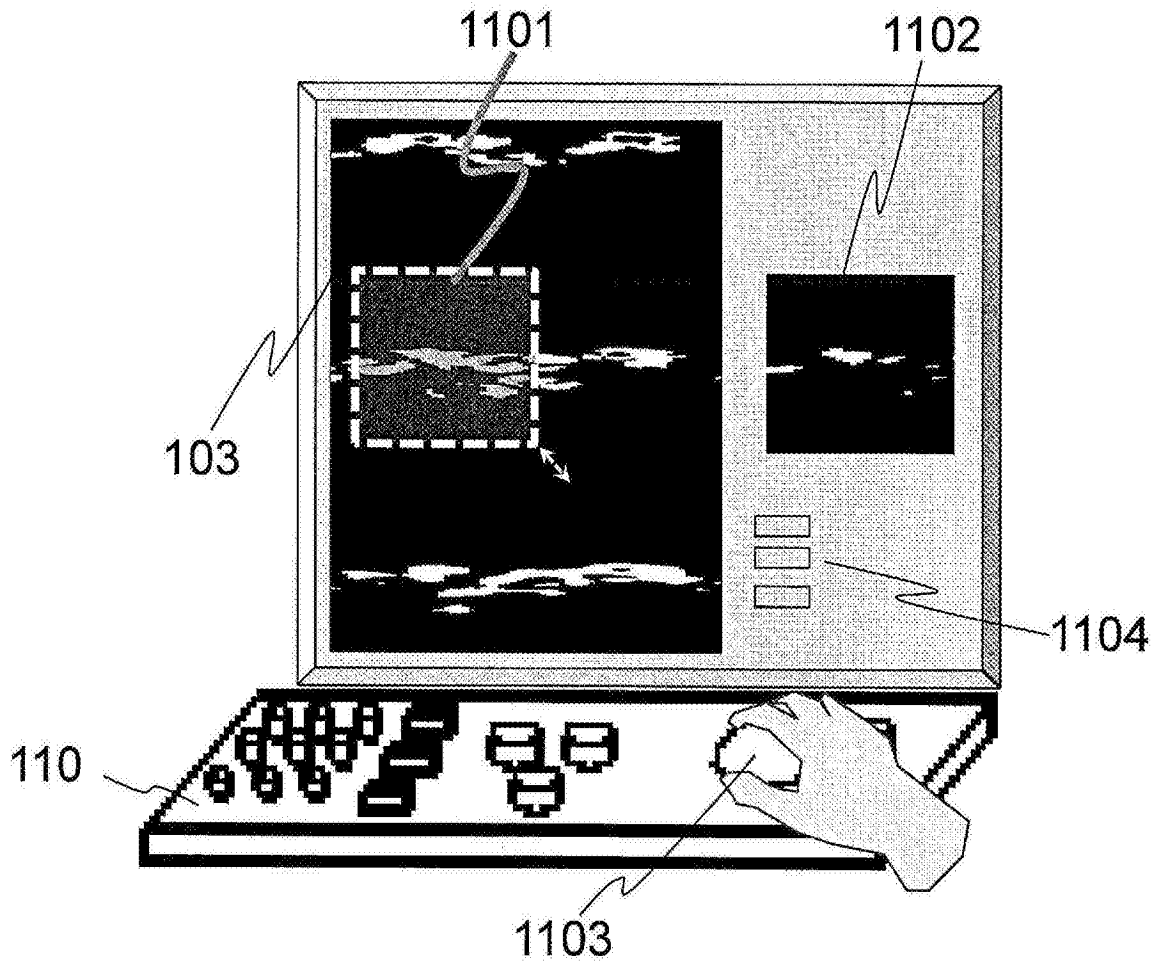


图18

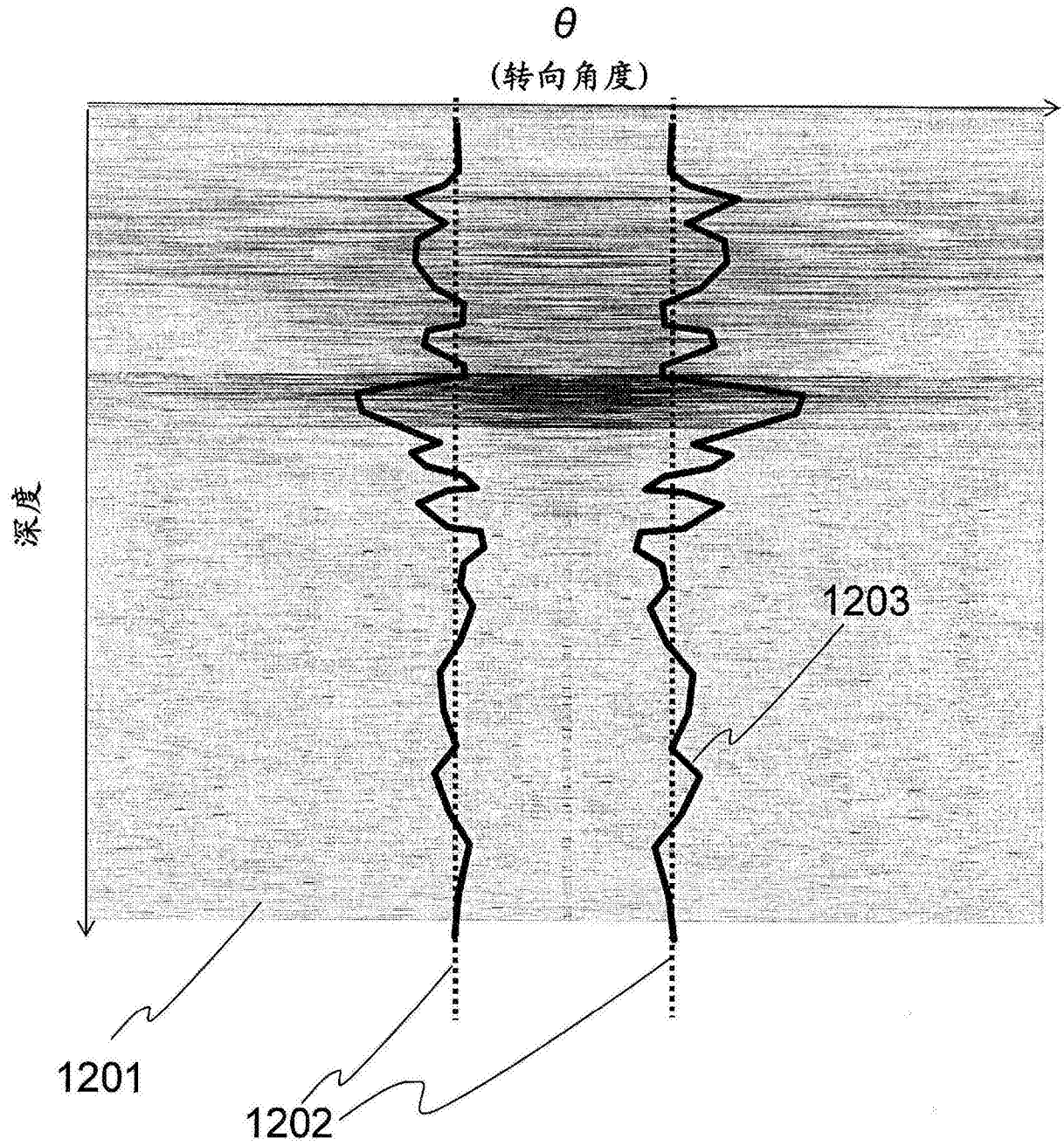


图19

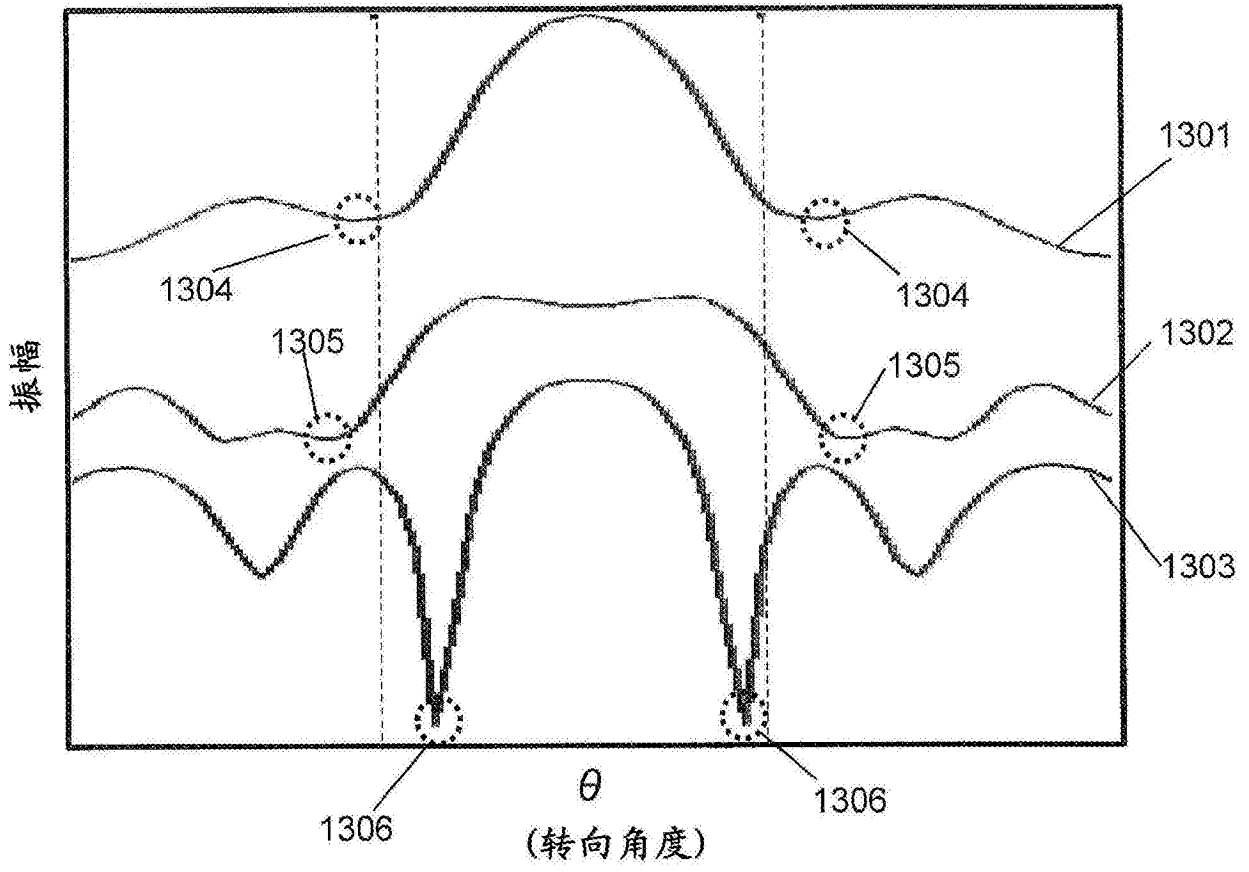


图20

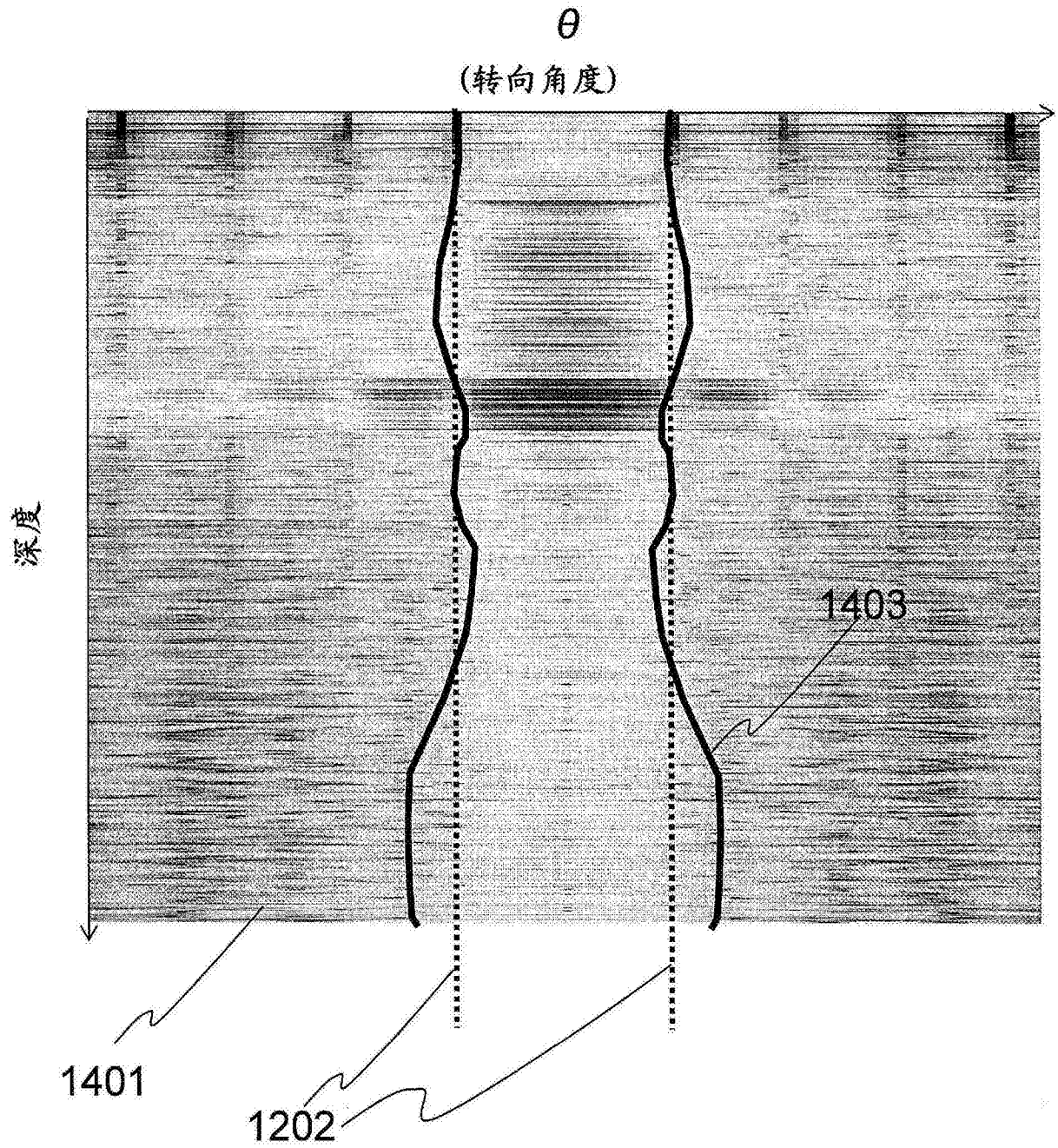


图21

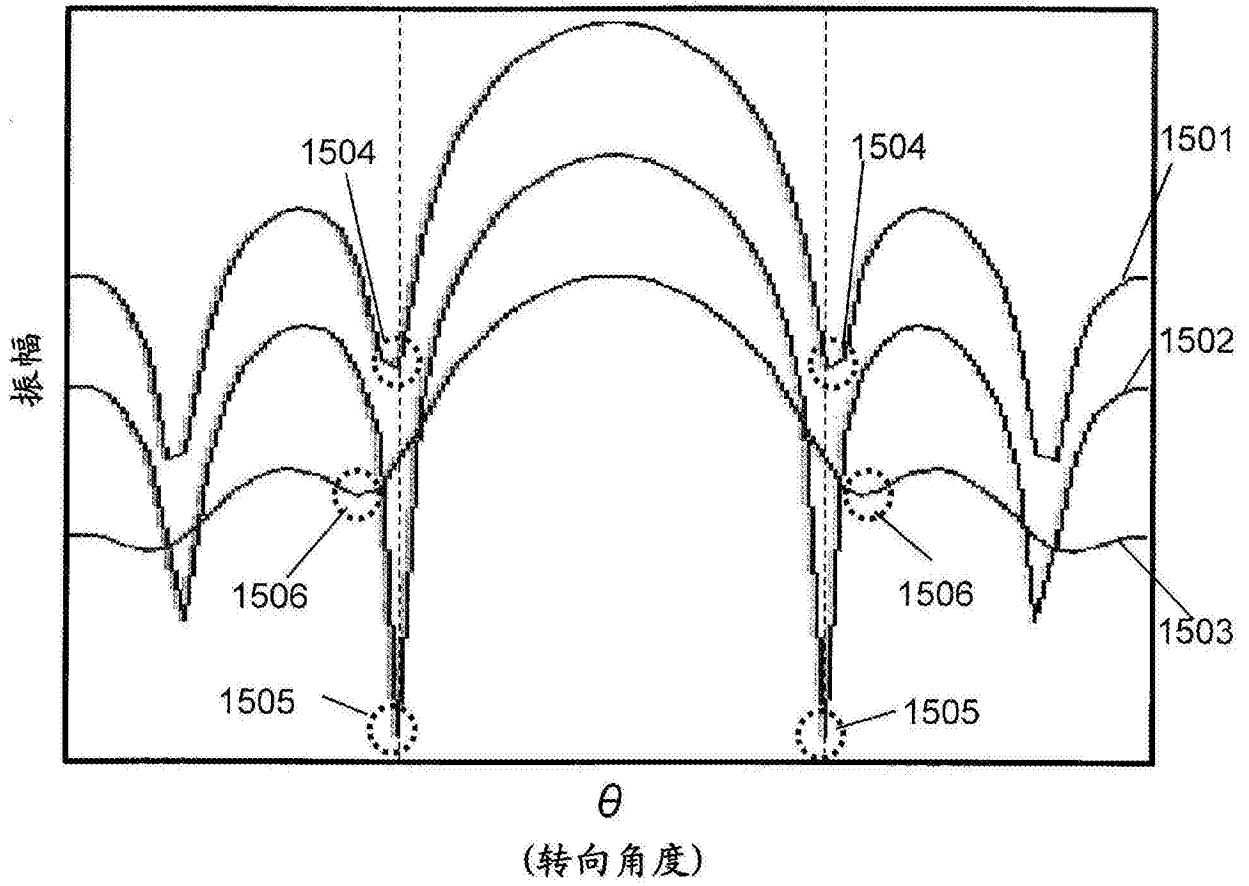


图22

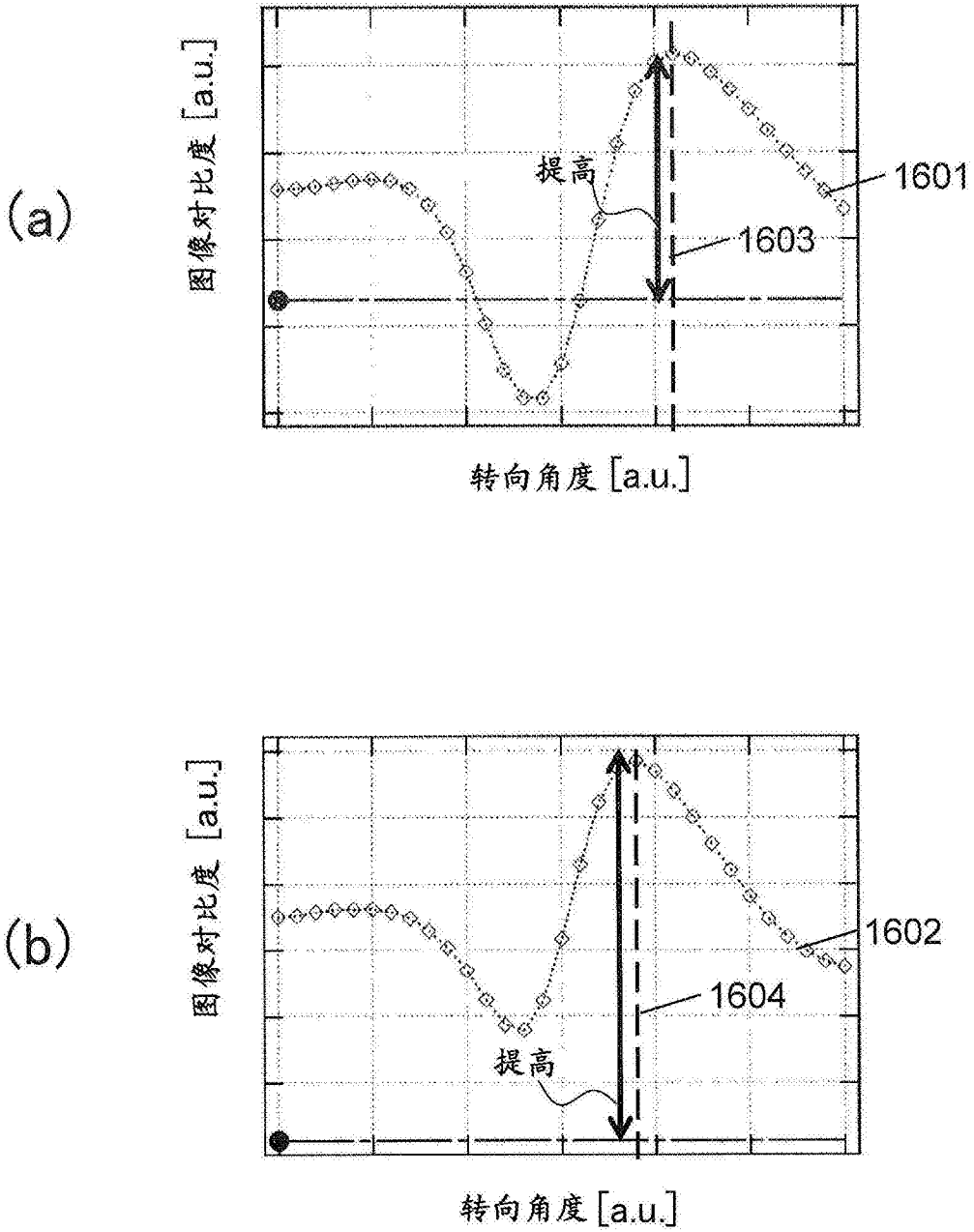


图23

专利名称(译)	超声波拍摄装置		
公开(公告)号	CN104902825B	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201480004316.6	申请日	2014-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	池田贞一郎 鱒泽裕 高野慎太 石原千鹤枝		
发明人	池田贞一郎 鱒泽裕 高野慎太 石原千鹤枝		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4461 A61B8/4488 A61B8/5207 G01N29/262 G01S7/52049 G01S15/8915 A61B8/145 A61B8/4494 A61B8/5269 G01S7/52085		
代理人(译)	文志		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	2013003863 2013-01-11 JP		
其他公开文献	CN104902825A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波拍摄装置，其能够补偿因被检测体介质的不均匀性造成的画质恶化。接收波束形成器(108)针对2个以上的转向方向分别对超声波元件(105)接收到的信号进行整相处理后进行合成。由转向方向指示部(112)指示2个以上的转向方向。2个以上的转向方向包含相对于接收焦点的方向沿着超声波元件阵列的排列方向在左右分别成预定的角度的2个方向。理想的是该预定的角度是零角度。

