



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104706380 B

(45)授权公告日 2018.04.10

(21)申请号 201410766747.8

(22)申请日 2014.12.11

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 104706380 A

(43)申请公布日 2015.06.17

(30)优先权数据  
2013-256062 2013.12.11 JP

(73)专利权人 柯尼卡美能达株式会社  
地址 日本东京都

(72)发明人 高木一也

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所  
11105  
代理人 胡金珑 薛仑

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2009/0225827 A1,2009.09.10,  
EP 2345992 A2,2011.07.20,  
CN 103327907 A,2013.09.25,

审查员 谢春苓

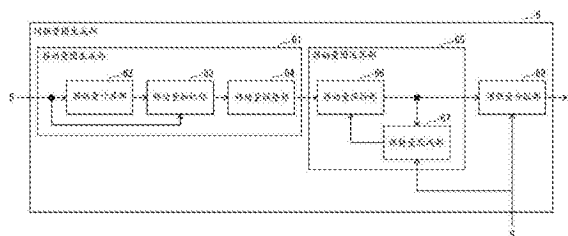
权利要求书3页 说明书16页 附图19页

(54)发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理方法

(57)摘要

一种对帧接收信号进行校正的超声波图像处理方法以及超声波诊断装置,其特征在于,取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示被拍摄体的移动的移动量,生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;保持基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算出的第二移动量图,且使用所述第一移动量图和所述第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,求得第三移动量图;使用所述第三移动量图,对所述帧接收信号进行增强处理,生成超声波图像;保持所述第三移动量图作为用于下一运算的第二移动量图。



1. 一种超声波诊断装置,使用超声波探头对被拍摄体发送超声波,并对从反射超声波得到的帧接收信号进行增强处理,生成超声波图像,其特征在于,具备:

超声波信号取得部,取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;

移动量图生成部,根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示帧内的被拍摄体像的移动的移动量,并生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;

移动量图运算部,保持基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算出的第二移动量图,且使用所述第一移动量图和所述第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,从而求得第三移动量图;以及

超声波图像增强部,使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号之中的至少一个进行增强处理,从而生成超声波图像,

所述移动量图运算部保持所述第三移动量图,作为用于下一运算的第二移动量图,

所述移动量图运算部将基于规定的衰减率而使所述第二移动量图中包含的像素区域的移动量减少的移动量、和所述第一移动量图中包含的该像素区域的移动量中的其中一个大的值,作为所述第三移动量图中的每个该像素区域的移动量。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述规定的衰减率依赖于所述帧接收信号的帧频。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

操作部,接受所述规定的衰减率的输入。

4. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

移动量加权部,基于所述两个以上的帧接收信号中的其中一个帧接收信号中相应位置的像素的亮度值,对所述移动量图生成部生成的所述第一移动量图的各移动量进行加权,并将加权后的第一移动量图输出至所述移动量图运算部。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述移动量加权部将用于对相应位置的像素的亮度值小于规定的值的移动量进行加权的加权系数设为0,将缩减后的第一移动量图中的移动量限定于相应位置的像素的亮度值比规定值大的、存在穿刺针的像的区域。

6. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

增强量调整部,在所述超声波探头正在所述被拍摄体表面上移动时检测表示该移动的超声波探头的移动量,基于与所述超声波探头的移动量相关的非递增函数来调整所述移动量图运算部生成的所述第三移动量图的移动量,将调整后的第三移动量图输出至所述超声波图像增强部。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述增强量调整部使用所述第一移动量图来计算所述超声波探头的移动量。

8. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波探头还具备:传感器,检测所述超声波探头的位置或者所述超声波探头的朝向,

所述增强量调整部将所述传感器的传感器值作为所述超声波探头的移动量。

9. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

增强量调整部,在所述超声波探头正在所述被拍摄体表面上移动时检测表示该移动的

超声波探头的移动量,基于与所述超声波探头的移动量相关的非递增函数来调整所述移动量图生成部生成的所述第一移动量图的移动量,将调整后的第一移动量图输出至所述移动量图运算部。

10. 如权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述增强量调整部使用所述第一移动量图来计算所述超声波探头的移动量。

11. 如权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述超声波探头还具备:传感器,检测所述超声波探头的位置或者所述超声波探头的朝向,

所述增强量调整部将所述传感器的传感器值设为所述超声波探头的移动量。

12. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述超声波图像增强部基于与所述第三移动量图中的该像素区域的移动量相关的非递减函数,使各像素区域的像素值变化,从而进行增强处理。

13. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述超声波图像增强部对所述第三移动量图中的该像素区域的移动量为规定的阈值以上的像素区域进行增强处理。

14. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述超声波图像增强部通过对所述第三移动量图中移动量为规定的阈值以上的像素区域重叠图标、和基于该像素区域中的所述图标的像素值的变化来进行增强处理。

15. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述超声波图像增强部通过对所述第三移动量图中移动量为最大的像素区域重叠图标、和基于该像素区域中的所述图标的像素值的变化来进行增强处理。

16. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:  
存储介质,用于保持所述第二移动量图,  
所述移动量图运算部将第二移动量图写入至所述存储介质从而进行保持。

17. 一种超声波图像处理方法,使用超声波探头对被拍摄体发送超声波,并对从反射超声波得到的帧接收信号进行增强处理,生成超声波图像,其特征在于,

取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;

根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示帧内的被拍摄体像的运动的移动量,并生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;

使用所述第一移动量图、和基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算并保持的第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,从而求得第三移动量图;

使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号中的至少一个进行增强处理,从而生成超声波图像;

保持所述第三移动量图,作为用于下一运算的第二移动量图;以及

将基于规定的衰减率而使所述第二移动量图中包含的像素区域的移动量减少的移动量、和所述第一移动量图中包含的该像素区域的移动量中的其中一个大的值,作为所述第三移动量图中的每个该像素区域的移动量。

18. 一种计算机能够读取的非暂时性的记录介质,记录了使处理器进行图像处理的程序,该处理器用于对帧接收信号进行校正的超声波诊断装置,该帧接收信号基于经由超声

波探头向被拍摄体内的扫描范围发送超声波波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,所述记录介质的特征在于,

所述图像处理中,

取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;

根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示帧内的被拍摄体像的移动的移动量,并生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;

使用所述第一移动量图、和基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算并保持的第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,从而求得第三移动量图;

使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号之中的至少一个进行增强处理,从而生成超声波图像;

保持所述第三移动量图,作为用于下一运算的第二移动量图;以及

将基于规定的衰减率而使所述第二移动量图中包含的像素区域的移动量减少的移动量、和所述第一移动量图中包含的该像素区域的移动量中的其中一个大的值,作为所述第三移动量图中的每个该像素区域的移动量。

## 超声波诊断装置、超声波图像处理方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使穿刺针的视觉辨认性提高的超声波诊断装置以及超声波图像处理技术。

### 背景技术

[0002] 近年,进行向作为被检体的患者的生物体内插入穿刺针来采取组织和体液,并对其诊断的生物体组织诊断。此外,在麻醉科、集中治疗室、疼痛门诊(ペインクリニック)科,实施利用穿刺针的麻醉治疗。在这些诊断中,医生等操作者观看由超声波探头取得的被检体内的超声波图像,确认穿刺针的位置,实施穿刺针的穿刺。此时,需要能够在监视器上确认穿刺针、特别是其前端部的位置,寻求超声波诊断装置中的穿刺针的视觉辨认性提高。

[0003] 特别是在穿刺针相对于被检体以锐角刺入的情况等超声波波束与穿刺针之间的角度小的条件下,由穿刺针反射而输入至超声波探头的反射超声波变弱,穿刺针的可视化变得不充分。因此,面向穿刺针的视觉辨认性提高进行了各种研究。

[0004] 例如,提出了如下方法:为了增大超声波波束与穿刺针之间的角度而不用将穿刺针相对于被检体以钝角刺入,变更超声波波束的发送方向(专利文献1)。此外,提出了将在帧间有差分的地方作为穿刺针移动的图像区域而增强的方法(专利文献2~4)。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:(日本)特许第4381344号

[0008] 专利文献2:(日本)特开2000-107178号公报

[0009] 专利文献3:(日本)特开2001-269339号公报

[0010] 专利文献4:(日本)特开2012-120747号公报

[0011] 但是,在变更超声波波束的发送方向的方法中,不能图像化为超声波图像的区域增加。此外,在将帧间差分作为穿刺针移动的图像区域而增强的方法中,存在移动量在空间上稀疏地被检测的倾向,不能得到充分的增强效果。

### 发明内容

[0012] 本公开是鉴于上述课题而完成的,其目的在于,提供提高被检体等超声波诊断装置的被拍摄体内的穿刺针等对象物的视觉辨认性,更便于使用的超声波诊断装置以及其超声波图像处理方法。

[0013] 本公开的一个方式所涉及的超声波诊断装置是使用超声波探头对被拍摄体发送超声波,对从反射超声波得到的帧接收信号进行增强处理,生成超声波图像的超声波诊断装置,其特征在于,具备:超声波信号取得部,取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;移动量图生成部,根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示被拍摄体的移动的移动量,并生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;移动量图运算部,保持基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算出的第二移动量图,且使用所

述第一移动量图和所述第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,从而求得第三移动量图;以及超声波图像增强部,使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号之中的至少一个进行增强处理,生成超声波图像,所述移动量图运算部保持所述第三移动量图,作为用于下一运算的第二移动量图。

[0014] 根据本公开,由于能够时序地累积被拍摄体内的对象物的移动,所以在结果上,能够实现空间上聚集的增强效果且能够将增强效果作为残像留存。

#### 附图说明

[0015] 图1是实施方式一所涉及的超声波诊断装置100的框图。

[0016] 图2是实施方式一所涉及的增强量图生成部6的框图。

[0017] 图3是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置100的动作的流程图。

[0018] 图4(a)是移动量计算部62生成的移动量图,(b)是B模式图像取得部5中保持的B模式图像,(c)是在移动量缩减部63进行了缩减之后的移动量图。

[0019] 图5(a)是实施方式一所涉及的移动量调整部64的加权系数,(b)是其他变形例所涉及的移动量调整部64的加权系数。

[0020] 图6(a)是在超声波探头1没有移动的情况下的移动量图的一例,(b)是在超声波探头1有移动的情况下的移动量图的一例。

[0021] 图7(a)是第一移动量图的一例,(b)是第二移动量图的一例,(c)是第三移动量图的一例。

[0022] 图8(a)是B模式图像取得部5中保持的B模式图像,(b)是增强量分配部68生成的增强量图,(c)是在B模式图像增强部7进行了增强处理之后的B模式图像。

[0023] 图9(a)是基于以往的增强处理的增强处理后的B模式图像,(b)是实施方式一所涉及的增强处理后的B模式图像。

[0024] 图10是表示移动量图运算部65的动作所涉及的移动量图的更新动作的示意图。

[0025] 图11是接受来自操作部9的输入的画面的一例。

[0026] 图12是变形例所涉及的超声波诊断装置110的框图。

[0027] 图13是变形例所涉及的增强量图生成部16的框图。

[0028] 图14是表示变形例所涉及的超声波诊断装置110的动作的流程图。

[0029] 图15是实施方式二所涉及的超声波诊断装置100A的框图。

[0030] 图16是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置100A的动作的流程图。

[0031] 图17是变形例所涉及的B模式图像信号的增强处理的一例。

[0032] 图18(a)是穿刺中的B模式图像的一例,(b)是变更了超声波波束的朝向的穿刺中的B模式图像的一例,(c)是变更了超声波波束的朝向的穿刺中的B模式图像的一例。

[0033] 图19是表示连续的2帧的B模式图像的移动量的分布的一例的示意图。

[0034] 标号说明

[0035] 100、100A、110 超声波诊断装置

[0036] 1 超声波探头

[0037] 2 超声波发送接收部

[0038] 3 发送接收控制部

- [0039] 4、4A B模式图像生成部
- [0040] 5 B模式图像取得部
- [0041] 5A 音响线信号取得部
- [0042] 6、6A、16 增强量图生成部
- [0043] 61 移动量图生成部
- [0044] 62 移动量计算部
- [0045] 63 移动量缩减部
- [0046] 64 移动量调整部
- [0047] 65、165 移动量图更新部
- [0048] 66 移动量保持部
- [0049] 67 保持量衰减部
- [0050] 166 阿尔法混合(アルファブレンド)部
- [0051] 167 移动量图保持部
- [0052] 68 增强量分配部
- [0053] 7 B模式图像增强部
- [0054] 7A 音响线信号增强部
- [0055] 8 显示控制部
- [0056] 9 操作部
- [0057] 10 显示部

### 具体实施方式

[0058] <实现发明的过程>

[0059] 关于穿刺针的视觉辨认性提高,进行了以下那样的研究。

[0060] 一个是较大地取得超声波波束与穿刺针之间的角度的方法。单纯地说,考虑通过如图18(a)的超声波图像601所示那样将穿刺针602相对于皮肤表面放倒为水平而插入,从而增大相对于超声波波束603的角度。但是,通过将穿刺针602放倒为水平,导致皮肤表面至被检体的体内组织的穿刺针602的路径长度变长,存在组织的损伤量增加的问题。因此,在专利文献1的技术中,通过如图18(b)的超声波图像611所示那样将超声波波束613的行进方向设为斜向而不是相对于皮肤表面正交的朝向,从而即使将穿刺针612相对于皮肤表面斜插入,也能较大地取得超声波波束与穿刺针之间的角度。但是,若设为如图18(c)的超声波图像621所示那样将穿刺针622在与皮肤表面正交的朝向靠近,则产生将超声波波束623相对于皮肤表面水平靠近的需要,存在不能图像化的区域增加的问题。此外,在超声波探头是元件以一维配置的线型或凸(コンベックス)型而不是以二维配置的矩阵型的情况下,不能将超声波波束的朝向控制为与振动元件的排列方向正交的朝向,所以相对于超声波探头的振动元件的排列方向与使穿刺针放倒的朝向正交的交叉法,不能得到效果。

[0061] 另一个是将在帧间有差分的地方作为穿刺针移动的图像区域而增强的方法。在专利文献2、专利文献3、专利文献4的技术中,对在帧间有差分的地方进行着色而增强。但是,由于连续的2帧的摄像时刻的间隔短,所以如图19的移动量图701所示那样,存在帧间差分(移动量)702在空间上稀疏地被检测的倾向。因此,不能充分地增强穿刺针。此外,存在若穿

刺针不再移动则没有增强效果的问题。进而,在移动了超声波探头的情况下,存在在超声波图像的全域上产生帧间差分,因此图像整体被增强的问题。

[0062] 因此,发明人研究将对于穿刺针的移动的增强效果在空间上聚集,在时序上也能够使其持续的穿刺针视觉辨认性提高方法,想到实施方式所涉及的超声波诊断装置、超声波图像处理方法、以及超声波图像处理程序。

[0063] 以下,使用附图详细说明实施方式所涉及的超声波诊断装置以及超声波图像处理方法、以及超声波图像处理程序。

[0064] 《用于实施本发明的方式的概要》

[0065] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置是使用超声波探头对被检体发送超声波,对从反射超声波得到的帧接收信号进行增强处理,生成超声波图像的超声波诊断装置,其特征在于,所述超声波诊断装置具备:超声波信号取得部,取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;移动量图生成部,根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示被拍摄体的移动的移动量,生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;移动量图运算部,保持基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算出的第二移动量图,且使用所述第一移动量图和所述第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,求得第三移动量图;以及超声波图像增强部,使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号之中的至少一个进行增强处理,生成超声波图像,所述移动量图运算部将所述第三移动量图作为用于下一运算的第二移动量图而保持。

[0066] 此外,在其他方式中,也可以是所述移动量图运算部将基于规定的衰减率而使所述第二移动量图中包含的像素区域的移动量减少的移动量、和所述第一移动量图中包含的该像素区域的移动量之中的其中一个大的值,设为所述第三移动量图中的每个该像素区域的移动量。

[0067] 此外,在其他方式中,也可以是所述规定的衰减率依赖于所述帧接收信号的帧频。

[0068] 此外,在其他方式中,也可以还具备:操作部,接受所述规定的衰减值的输入。

[0069] 此外,在其他方式中,也可以是所述移动量图运算部通过对所述第二移动量图和所述第一移动量图进行阿尔法混合处理,生成所述第三移动量图。

[0070] 此外,在其他方式中,也可以是所述阿尔法混合的阿尔法值依赖于所述帧接收信号的帧频。

[0071] 此外,在其他方式中,也可以还具备:操作部,接受所述阿尔法混合的阿尔法值的输入。

[0072] 此外,在其他方式中,也可以还具备:增强量调整部,检测所述超声波探头的移动量,基于与所述超声波探头的移动量相关的非递增函数来调整所述两个以上的帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量。

[0073] 此外,在其他方式中,也可以是所述增强量调整部调整所述第一移动量图、所述第三移动量图之中的任一方的移动量。

[0074] 此外,在其他方式中,也可以是所述增强量调整部使用所述第一移动量图来计算超声波探头的移动量。

[0075] 此外,在其他方式中,也可以是所述超声波探头还具备:传感器,检测所述超声波探头的位置或者所述超声波探头的朝向,所述增强量调整部将所述传感器的传感器值作为

所述超声波探头的移动量。

[0076] 此外,在其他方式中,也可以是所述超声波图像增强部基于与所述第三移动量图中的该像素区域的移动量相关的非递减函数,使各像素区域的像素值变化,从而增强所述两个以上的帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号。

[0077] 此外,在其他方式中,也可以是所述超声波图像增强部对所述第三移动量图中的该像素区域的移动量为规定的阈值以上的像素区域进行接收信号的增强。

[0078] 此外,在其他方式中,也可以是所述超声波图像增强部通过对于所述第三移动量图中移动量为规定的阈值以上的像素区域重叠图标、和基于该像素区域中的所述图标的像素值的变化来进行接收信号的增强。

[0079] 此外,在其他方式中,也可以是所述超声波图像增强部通过对于所述第三移动量图中移动量为最大的像素区域重叠图标、和基于该像素区域中的所述图标的像素值的变化来进行接收信号的增强。

[0080] 此外,在其他方式中,也可以是所述移动量图更新部具备:存储介质,用于在内部保持所述第二移动量图,所述移动量图更新部通过将所述新求得的第三移动量图保持在所述存储介质中从而保持新的第二移动量图。

[0081] 本实施方式所涉及的超声波图像处理方法是使用超声波探头对被检体发送超声波,对从反射超声波得到的帧接收信号进行增强处理,生成超声波图像的超声波图像处理方法,其特征在于,取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示被拍摄体的移动的移动量,生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;使用所述第一移动量图、和基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算并保持的第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,求得第三移动量图;使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号之中的至少一个进行增强处理,生成超声波图像;保持所述第三移动量图,作为用于下一运算的第二移动量图而保持。

[0082] 本实施方式所涉及的记录介质是一种计算机能够读取的非暂时性的记录介质,记录了使处理器进行图像处理的程序,该处理器用于对帧接收信号进行校正的超声波诊断装置,该帧接收信号基于经由超声波探头向被拍摄体内的扫描范围发送超声波波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,所述记录介质的特征在于,所述图像处理中,取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号;根据所述两个以上的帧接收信号,对每个像素区域计算表示帧内的被拍摄体像的移动的移动量,并生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图;使用所述第一移动量图、和基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算并保持的第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算,从而求得第三移动量图;使用所述第三移动量图,对所述两个以上的帧接收信号之中的至少一个进行增强处理,从而生成超声波图像;保持所述第三移动量图,作为用于下一运算的第二移动量图。

[0083] 《实施方式一》

[0084] 以下,参照附图说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置。

[0085] <结构>

[0086] <超声波诊断装置100>

[0087] 图1是表示超声波诊断装置100的结构的框图。超声波诊断装置100具备超声波发

送接收部2、发送接收控制部3、B模式图像生成部4、B模式图像取得部5、增强量图生成部6、B模式图像增强部7、显示控制部8。此外,构成超声波探头1能够连接到超声波发送接收部2,操作部9能够经由未图示的控制部连接到增强量图生成部6,显示部10能够连接到显示控制部8。图1表示超声波探头1、操作部9、显示部10被连接到超声波诊断装置100的状态。

[0088] 超声波探头1例如具有在一维方向(以下,称为“振子排列方向”)上排列的多个振子(未图示)。各振子例如由PZT(锆钛酸铅)构成。超声波探头1将由超声波发送接收部2生成的脉冲状的电信号(以下,称为“超声波发送信号”)变换为脉冲状的超声波。超声波探头1以将超声波探头1的振子侧外表面与被检体的皮肤表面等被拍摄体的表面接触的状态,向测定对象发送由从多个振子发出的多个超声波构成的超声波波束。并且,超声波探头1接收来自被拍摄体的多个反射超声波,通过多个振子将这些反射超声波分别变换为电信号(以下,设为“超声波接收信号”),将超声波接收信号供应给超声波发送接收部2。

[0089] 超声波发送接收部2基于来自发送接收控制部3的发送控制信号,进行供应用于使超声波探头1发送超声波波束的脉冲状的超声波发送信号的发送处理。具体而言,超声波发送接收部2例如具备时钟产生电路、脉冲产生电路、延迟电路。时钟产生电路是产生决定超声波波束的发送定时的时钟信号的电路。脉冲产生电路是用于产生驱动各振子的脉冲信号的电路。延迟电路是用于关于超声波波束的发送定时按每个振子设定延迟时间,使超声波波束的发送延迟时间而进行超声波波束的聚焦或转向(ステアリング)的电路。

[0090] 此外,超声波发送接收部2从超声波探头1取得基于反射超声波的超声波接收信号,在对超声波接收信号进行了放大后对AD变换后的RF信号进行整相相加,生成在深度方向上连续的音响线信号(音響線信号)。并且,按子扫描的顺序时序地进行将音响线信号输出至B模式图像生成部4的接收处理。

[0091] RF信号例如由以超声波的发送方向且与振子排列垂直的方向构成的多个信号构成,各信号是对从反射超声波的振幅变换的电信号进行了A/D变换的数字信号。

[0092] 音响线信号是构成整相相加处理后的RF信号的在深度方向上连续的数据。深度方向是发送超声波信号从被检者的体表向体内前进的方向。音响线信号例如构筑由以超声波的发送方向且与振子排列垂直的方向构成的多个信号构成的帧。将通过一次超声波扫描取得的音响线信号称为帧音响线信号。另外,“帧”是指在构筑一张断层图像上所需的一个整体的信号的单位。

[0093] 超声波发送接收部2重复连续进行发送处理以及接收处理。

[0094] 发送接收控制部3生成发送控制信号以及接收控制信号,输出至超声波发送接收部2。在本实施方式中,发送控制信号以及接收控制信号包含表示发送接收的定时等的信息。

[0095] B模式图像生成部4将各帧的音响线信号变换为与其强度对应的亮度信号,对该亮度信号实施向正交坐标系的坐标变换,从而生成B模式图像信号。B模式图像生成部4将所生成的各帧的B模式图像输出至B模式图像取得部5。具体而言,B模式图像生成部4对音响线信号实施包络线检波、对数压缩等处理并进行亮度变换,对其亮度信号实施向正交坐标系的坐标变换,从而生成B模式图像信号。即,B模式图像信号是将超声波接收信号的强度以亮度来表示的图像信号。在每次进行超声波扫描时由B模式图像生成部4生成的B模式图像信号时序地被发送至B模式图像取得部5。

[0096] B模式图像取得部5是用于存储在每次进行超声波扫描时时序地被发送的B模式图像信号的缓冲器。B模式图像取得部5例如通过RAM、闪速存储器、硬盘驱动等而实现。

[0097] 此外,在本说明书中,将B模式图像信号、或成为生成B模式图像信号的基础的音响线信号总称为接收信号(超声波接收信号)。

[0098] 增强量图生成部6将B模式图像取得部5中存储的B模式图像信号、和从操作部9输入的“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的参数作为输入。增强量图生成部6生成增强伴随穿刺针的插入的移动量的增强量图,并输出至B模式图像增强部7。增强量图是表示对于B模式图像信号的各像素或规定区域的增强量的图。关于增强量图生成部6的具体构成在后面叙述。

[0099] B模式图像增强部7分别通过B模式图像取得部5取得B模式图像信号,通过增强量图生成部6取得增强量图,对B模式图像信号的各像素区域实施增强处理。此时,B模式图像增强部7以增强量越大则越放大对象像素区域的接收信号所示出的亮度的方式,对B模式图像信号实施增强处理。B模式图像增强部7向显示控制部8输出增强完毕的B模式图像信号。

[0100] 显示控制部8使所连接的显示部10显示增强完毕的B模式图像信号。

[0101] 操作部9是用于向增强量图生成部6输入“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的参数的接口,例如是追踪球、鼠标等指示设备。

[0102] 显示部10是连接到显示控制部8的图像显示装置,例如是液晶显示器或有机EL显示器等。另外,显示部10和操作部9也可以作为一体化的触摸面板而实现。

[0103] 超声波发送接收部2、发送接收控制部3、B模式图像生成部4、B模式图像增强部7、显示控制部8分别通过例如存储器、CPU(中央处理单元,Central Processing Unit)或GPU(图形处理单元,Graphic Processing Unit)等的可编程设备和软件、或FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array)、ASIC(专用集成电路,Application Specific Integrated Circuit)等的硬件来实现。

[0104] <增强量图生成部6>

[0105] 接着,说明增强量图生成部6的结构。

[0106] 图2是增强量图生成部6的框图。增强量图生成部6由移动量图生成部61、移动量图运算部65、增强量分配部68构成。

[0107] 移动量图生成部61根据B模式图像取得部5中存储着的两张B模式图像而生成移动量图。移动量图根据两张B模式图像的差分而生成,是表示像素区域单位的移动量的图。移动量是表示B模式图像信号中的对象物的移动的值。在本实施方式中,是两张B模式图像中的亮度值的均方误差。另外,像素区域是成为在进行增强量图的处理或B模式图像的增强处理等时的最小单位的由一个以上的像素构成的区域。在本实施方式中,像素区域是一个像素,像素区域单位的处理与像素单位的处理相同。

[0108] 移动量图生成部61由移动量计算部62、移动量缩减部63、移动量调整部64构成。

[0109] 若B模式图像取得部5取得B模式图像信号,则移动量计算部62根据该最新帧的B模式图像信号与前一个帧的B模式图像信号的差分,生成移动量图。

[0110] 移动量缩减部63分别从移动量计算部62取得移动量图,从B模式图像取得部5取得最新帧的B模式图像信号,基于B模式图像信号的亮度而进行对移动量图的加权。具体而言,在移动量图的各像素中,以对应的B模式图像信号的亮度值越大则移动量越大、对应的B模

式图像信号的亮度值越小则移动量越小的方式来进行加权。这是由于在B模式图像信号中，一般而言穿刺针的亮度值高，由此，能够针对穿刺针的可能性高的区域增大移动量。

[0111] 移动量调整部64取得移动量缩减部63进行了加权的移动量图，基于移动量的总量，进行对移动量图的加权。具体而言，计算将移动量图内的全部像素的移动量相加的总移动量。接着，基于例如图5(a)所示的非递增函数，以总移动量越小则移动量越大、总移动量越大则移动量越小的方式，使用与总移动量对应的加权系数，对移动量图内的全部像素的移动量进行加权。这是因为在超声波探头1移动了的情况下，基本上在全部的像素中检测到移动量，与超声波探头1没有移动的情况相比总移动量变大。由此，能够防止在超声波探头1移动了的情况下，对B模式图像信号的全域进行增强。

[0112] 移动量图运算部65由移动量保持部66和保持量衰减部67构成。

[0113] 移动量保持部66根据从移动量图生成部61取得的移动量图(以下，称为“第一移动量图”)、和被内置在移动量保持部66中的存储介质所保持的保持图(以下，称为“第二移动量图”)，生成新的保持图(以下，称为“第三移动量图”)。具体而言，移动量保持部66按每个像素，计算第一移动量图的移动量和第二移动量图的移动量之中的其中一个大的值，使用所计算出的移动量来生成第三移动量图。所生成的第三移动量图被输出至保持量衰减部67和增强量分配部68。

[0114] 保持量衰减部67从移动量保持部66取得第三移动量图，使移动量衰减。具体而言，通过对第三移动量图中的全部像素的移动量乘以大于0且小于1的衰减率从而进行衰减。即，衰减率为越小的值则衰减越强，为越大的值则衰减越弱。衰减率依赖于从操作部9输入的“残像时间”、和B模式图像信号的帧频。残像时间越短则衰减率越小，此外帧频越少则衰减率越小。例如，在残像时间为4秒、帧频为每秒30帧的情况下，为了2秒中移动量减半，衰减率被设定为0.989。衰减了移动量的第三移动量图被输出至移动量保持部66。移动量保持部66将衰减了移动量的第三移动量图作为保持图而保持在存储介质中。由此，在生成下一帧相关的第三移动量图时，移动量衰减的第三移动量图被用作第二移动量图。

[0115] 增强量分配部68从移动量图运算部65取得第三移动量图，将移动量变换为增强量而生成增强量图。增强量依赖于第三移动量图的各像素的移动量、和从操作部9输入的“增强强度”“增强颜色”。

[0116] 移动量计算部62、移动量缩减部63、移动量调整部64、移动量保持部66、保持量衰减部67、增强量分配部68分别通过例如存储器、CPU(中央处理单元, Central Processing Unit)或GPU(图形处理单元, Graphic Processing Unit)等的可编程设备和软件、或FPGA(现场可编程门阵列, Field Programmable Gate Array)、ASIC(专用集成电路, Application Specific Integrated Circuit)等的硬件来实现。另外，移动量保持部66例如具有由RAM、闪速存储器、硬盘驱动等构成的存储装置。

[0117] <动作>

[0118] 首先，接受“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的各参数的设定。具体而言，例如，将图11所示的设定画面显示在显示部10中，增强强度使用滑动条401，残像时间使用滑动条402，增强颜色分别使用单选按钮403、404，从操作部9接受来自操作者的输入。“增强强度”是表示增强效果的强度的参数，“残像时间”是表示残留增强效果的的时间的参数，“增强颜色”是表示是否着色的参数。在没有输入的情况下，使用在超声波诊断装置100中预先设定

的值。

[0119] 接着,说明对于接收信号的动作。图3是表示每帧的超声波诊断装置100的动作的流程图。

[0120] 首先,取得接收信号(步骤S101)。具体而言,将超声波探头1配置在被拍摄体表面,通过超声波发送接收部2进行发送处理从而从超声波探头1将超声波发送至被拍摄体内,基于经由超声波探头1而来自被拍摄体的反射超声波进行接收处理从而生成音响线信号。进行将该发送处理以及接收处理重复与超声波探头1的振子数等相应的次数的扫描,从而构筑由一个音响线信号构成的帧。并且,在每次进行扫描时将所构筑的帧的音响线信号输出至B模式图像生成部4。B模式图像生成部4将帧的音响线信号作为输入而生成B模式图像信号,在每次进行扫描时时序地输出至B模式图像取得部5。

[0121] 接着,移动量计算部62生成移动量图(步骤S102)。移动量计算部62读入B模式图像取得部5得到的帧B模式图像信号、和前一个帧的B模式图像信号,以图像区域为单位来计算移动量,生成移动量图。

[0122] 接着,移动量缩减部63进行移动量的缩减(步骤S103)。具体而言,分别从移动量计算部62取得移动量图,从B模式图像取得部5取得最新帧的B模式图像信号,基于B模式图像信号的亮度而进行对移动量图的加权。将移动量图和B模式图像信号的例子分别在图4(a)、图4(b)中示出。图4(b)描绘了包含前端部200c和针管部200b的穿刺针200。前端部200c的亮度比针管部200b的亮度高(另外,图4(b)将亮度高的像素以黑色示出,将亮度低的像素以白色示出。除了图9(a)、图9(b)之外其他B模式图像信号也同样)。在图4(a)中,虚线200a示出穿刺针的位置,示出在穿刺针上存在移动量(非0)的区域302、和在与穿刺针不同的区域中存在移动量的区域303。将进行了加重的结果以图4(c)示出。前端部200c上的区域311的移动量、和针管部200b上的区域312的移动量仍然为大的值,另一方面,在与穿刺针不同的区域313中,由于亮度低而移动量变小。结果上,能够将有移动量的区域缩减到被推测为穿刺针上的像素上。

[0123] 接着,移动量调整部64进行移动量的调整(步骤S104)。具体而言,计算将移动量图内的全部像素的移动量相加的总移动量,基于如图5(a)所示的非递增函数,使用与总移动量对应的加权系数,对移动量图内的全部像素的移动量进行加权。在B模式图像取得部5得到的帧B模式图像信号、和前一个帧的B模式图像信号之间,超声波探头1的位置和朝向没有变化的情况下,进行了缩减之后的移动量图如图6(a)所示,仅在穿刺针的周围移动量变大。另一方面,在B模式图像取得部5得到的帧B模式图像信号、和前一个帧的B模式图像信号之间,超声波探头1的位置和朝向有变化的情况下,如图6(b)所示,在穿刺针以外的区域的基本上全域321中都存在移动量,在移动量图的基本上全域中存在移动量。即,总移动量表示超声波探头1的移动量。因此,通过移动量根据总移动量而减少那样的加权,抑制在超声波探头1移动的情况下,图像整体被增强的情况。

[0124] 接着,移动量保持部66生成第三移动量图(步骤S105)。具体而言,以映射位置为相同的位置即坐标为相同的像素区域为单位,进行将第一移动量图中的移动量、和第二移动量图中的移动量之中的其中一个较大的移动量设为对于该坐标的像素区域的第三移动量的运算,将对第一移动量图以及第二移动量图的全域进行该运算从而生成第三移动量图。分别以图7(a)示出第一移动量图,以图7(b)示出第二移动量图,以图7(c)示出所生成的第

三移动量图。另外,图7(a)、图7(b)、图7(c)中的以虚线包围的区域表示穿刺针的位置。在此,设为第一移动量图中的区域330的移动量比第二移动量图中的区域340的移动量大。此时,图7(c)中移动量如下。即,在与第一移动量图中的区域330对应的区域中,反映区域330的移动量。在与第一移动量图中的区域330不对应而与第二移动量图中的区域340对应的区域中,反映区域340的移动量。在与第一移动量图中的区域330和第二移动量图中的区域340的哪个都不对应的区域中,移动量成为零。由此,能够将如图9(a)所示那样具有在两张B模式图像的差分中在空间上稀疏地被检测的倾向的移动量如图9(b)那样时序地累积,结果上能够将移动量在空间上汇集。此外,由于移动量在时序上残留,所以能够作为残像而残留。

[0125] 接着,增强量分配部68根据第三移动量图生成增强量图(步骤S106)。具体而言,在“增强颜色”的设定为有效的情况下,基于“增强强度”的参数设定,基于与移动量相关的非递减函数而改变色调。在“增强颜色”的设定为无效的情况下,基于“增强强度”的参数设定,基于与移动量相关的非递减函数,提高B模式图像的亮度值。

[0126] 接着,B模式图像增强部7基于增强量图而进行增强处理(步骤S107)。图8(c)是将图8(a)所示的B模式图像信号基于图8(b)所示的增强量图进行了增强处理的结果的B模式图像。所生成的B模式图像通过显示控制部8显示在显示部10中。

[0127] 最后,保持量衰减部67使第三移动量图衰减(步骤S108)。具体而言,基于依赖于“残像时间”和帧频的衰减率,使与第三移动量图的各像素区域对应的移动量衰减。衰减后的第三移动量图被保持在被内置在移动量保持部66中的存储介质中,在下一帧中用作第二移动量图。图10表示示意图。基于第一移动量图1a和第二移动量图2a的第三移动量图3a通过保持量衰减部67而被衰减移动量,并被保持在被内置在移动量保持部66中的存储介质中。被保持的衰减后的第三移动量图3a在下一帧中,作为第二移动量图2b,与第一移动量图1b一起用于生成第三移动量图3b。同样,第三移动量图3b通过保持量衰减部67而被衰减移动量,并被保持在被内置在移动量保持部66中的存储介质中。结果,衰减后的第三移动量图3b在下一帧中,作为第二移动量图2c,与第一移动量图1c一起用于生成第三移动量图3c。此时,在第三移动量图3a成为第二移动量图2b时,以及第三移动量图3b成为第二移动量图2c时,移动量分别被衰减。因此,第一移动量图1a的移动量给予第三移动量图的影响在每次第三移动量图3a、3b、3c和帧被更新时变小。从而,能够仅进行“残像时间”期间的增强。

[0128] <总结>

[0129] 通过上述结构,在第三移动量图中时序地积蓄穿刺针的移动。因此,能够实现在空间上汇集而不是稀疏的增强效果,能够提高穿刺针的视觉辨认性。另一方面,在第二移动量图中,由以前的第一移动量图所引起的移动量在每次帧被更新时减少。因此,增强效果作为残像残存而不会立刻消失,另一方面,也不会长时间持续残留。

[0130] 进而,在超声波探头正在移动的情况下,移动量被调整而增强效果被抑制。因此,在超声波探头正在移动的情况下不会增强画面整体,此外在超声波探头正在移动的情况下不需要进行使增强处理停止的操作。

[0131] 《变形例》

[0132] <结构>

[0133] 图12表示变形例所涉及的超声波诊断装置110的框图。另外,关于与图1相同的结构,使用相同的符号,省略说明。

[0134] 超声波诊断装置110除了具备增强量图生成部16来代替增强量图生成部6之外,是与超声波诊断装置100相同的结构。

[0135] 图13表示增强量图生成部16的框图。另外,关于与图2相同的结构,使用相同的符号,省略说明。

[0136] 增强量图生成部16除了具备移动量图运算部165来代替移动量图运算部65之外,是与增强量图生成部6相同的结构。移动量图运算部165具备阿尔法混合部166和移动量图保持部167。

[0137] 阿尔法混合部166根据移动量图生成部61生成的第一移动量图、和移动量图保持部167中保持的移动量图(以下,称为“第四移动量图”)而生成第三移动量图。具体而言,将第一移动量图和第四移动量图作为以移动量为像素值的图像而进行阿尔法混合处理,合成第三移动量图。阿尔法混合处理是如下处理:基于规定的阿尔法值 $\alpha$  ( $0 < \alpha < 1$ ),以像素为单位,将对“第一移动量图的像素值(移动量)”和“第四移动量图的像素值(移动量)”以 $(1-\alpha)$ 比 $\alpha$ 的比率线性结合后的值作为合成后的“第三移动量图的像素值(移动量)”。即,若将某坐标的像素中的第一移动量图的移动量设为 $V_1$ ,将第四移动量图的移动量设为 $V_4$ ,将第三移动量图的移动量设为 $V_3$ ,则 $V_3 = (1-\alpha) \times V_1 + \alpha \times V_4$ 。规定的阿尔法值 $\alpha$ 依赖于从操作部9输入的“残像时间”、和B模式图像信号的帧频。阿尔法值 $\alpha$ 与衰减率相同,残像时间越短则越小,此外帧频越少则越小。例如,在残像时间为1秒、帧频为每秒20帧的情况下,为了使0.5秒之前的帧的移动量减半,设为 $\alpha = 0.93$ 。

[0138] 移动量图保持部167是保持第四移动量图的存储介质。移动量图保持部167将阿尔法混合部166生成的第三移动量图直接作为第四移动量图而保持,在下一帧的处理中,将所保持的第四移动量图输出至阿尔法混合部166。

[0139] <动作>

[0140] 首先,接受“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的各参数的设定。由于细节与实施方式一相同所以进行省略。

[0141] 接着,说明对于接收信号的动作。图14是表示每帧的超声波诊断装置110的动作用的流程图。另外,关于与图3相同的动作,使用相同的步骤号,省略详细的说明。

[0142] 首先,取得接收信号(步骤S101)。

[0143] 接着,移动量计算部62生成移动量图(步骤S102)。

[0144] 接着,移动量缩减部63进行移动量的缩减(步骤S103)。

[0145] 接着,移动量调整部64进行移动量的调整(步骤S104)。

[0146] 接着,阿尔法混合部166生成第三移动量图(步骤S205)。具体而言,按每个像素区域,进行将移动量图生成部61生成的第一移动量图的移动量、和移动量图保持部167中保持的第四移动量图的移动量以 $(1-\alpha)$ 比 $\alpha$ 的比率线性结合后的值作为第三移动量图的移动量的合成处理。由此,能够增强移动在时序上连续的区域,关于移动在时序上稀疏的区域的增强被抑制。

[0147] 接着,增强量分配部68根据第三移动量图而生成增强量图(步骤S106)。

[0148] 接着,B模式图像增强部7基于增强量图进行增强处理(步骤S107)。

[0149] 最后,移动量图保持部167将第三移动量图作为第四移动量图而保持(步骤S208)。

[0150] <总结>

[0151] 本变形例中的第四移动量图是一个之前的帧中的第三移动量图,除了没有通过保持量衰减部67衰减移动量的点之外,与第二移动量图等同。这是因为阿尔法混合部166中的阿尔法值 $\alpha$ 具备保持量衰减部67的衰减率的效果。即,以对前一个帧中的第三移动量图中的移动量累计衰减率而反映到新的第三移动量图的方式,对前一个帧中的第三移动量图中的移动量累计阿尔法值 $\alpha$ 后反映到新的第三移动量图。由此,第四移动量图(前一个帧中的第三移动量图)波及到新的第三移动量图的效果通过阿尔法值 $\alpha$ 而衰减。

[0152] 由此,通过由阿尔法混合部166生成第三移动量图,能够集中进行由保持量衰减部67进行的移动量的衰减和由移动量保持部66进行的第三移动量图的生成。

[0153] 《实施方式二》

[0154] <结构>

[0155] 图15表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置100A的框图。另外,关于与图1相同的结构,使用相同的符号,省略说明。

[0156] 超声波诊断装置100A除了对音响线信号生成增强量图并进行增强处理后生成B模式图像之外,是与超声波诊断装置100相同的结构。

[0157] 音响线信号取得部5A是存储在每次进行超声波扫描时时序地生成的各帧的音响线信号的缓冲器。

[0158] 增强量图生成部6A将音响线信号取得部5A中存储的音响线信号、和从操作部9输入的“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的参数设为输入。增强量图生成部6生成增强伴随穿刺针的插入的移动量的增强量图,并输出至音响线信号增强部7A。增强量图生成部6A除了代替B模式图像信号而基于音响线信号生成增强量图之外,进行与增强量图生成部6相同的动作。

[0159] 音响线信号增强部7A分别取得音响线信号取得部5A中存储的音响线信号,从增强量图6取得增强量图,对音响线信号的各像素区域实施增强处理。音响线信号增强部7A除了代替B模式图像信号而对音响线信号进行增强处理之外,进行与B模式图像增强部7相同的动作。

[0160] B模式图像生成部4A将音响线信号增强部7A进行了增强处理的音响线信号变换为与其强度对应的亮度信号,对该亮度信号实施向正交坐标系的坐标变换从而生成B模式图像信号。B模式图像生成部4A除了代替超声波发送接收部2生成的音响线信号而对音响线信号增强部7A进行了增强处理的音响线信号变换为B模式图像之外,进行与B模式图像生成部4相同的动作。

[0161] <动作>

[0162] 首先,接受“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的各参数的设定。由于细节与实施方式一相同所以进行省略。

[0163] 接着,说明对于接收信号的动作。图16是表示每帧的超声波诊断装置100A的动作的流程图。另外,关于与图3相同的动作,使用相同的步骤号,省略详细的说明。

[0164] 首先,取得接收信号(步骤S301)。具体而言,将超声波探头1配置在被拍摄体表面,超声波发送接收部2进行发送处理,从而从超声波探头1将超声波发送至被拍摄体内,基于经由超声波探头1而来自被拍摄体的反射超声波进行接收处理从而生成音响线信号。进行将该发送处理以及接收处理重复与超声波探头1的振子数等相应的次数的扫描,从而构筑

由一个音响线信号构成的帧。并且,在每次进行扫描时将所构筑的帧的音响线信号输出至音响线信号取得部5A。

[0165] 接着,增强量图生成部6A生成移动量图(步骤S302)。具体而言,读入音响线信号取得部5A得到的音响线信号、和前一个音响线信号,生成移动量图。由于除了使用音响线信号来代替B模式图像信号以外与步骤S102相同,所以省略详细的说明。

[0166] 接着,增强量图生成部6A进行移动量的缩减(步骤S303)。除了分别使用基于音响线信号移动量图来代替基于B模式图像信号移动量图,使用音响线信号的强度来代替B模式图像信号的亮度以外与步骤S103相同,所以省略详细的说明。

[0167] 接着,增强量图生成部6A的移动量调整部进行移动量的调整(步骤S304)。由于除了使用基于音响线信号移动量图来代替基于B模式图像信号移动量图以外与步骤S104相同,所以省略详细的说明。

[0168] 接着,增强量图生成部6A生成第三移动量图(步骤S105)。

[0169] 接着,增强量图生成部6A根据第三移动量图而生成增强量图(步骤S106)。

[0170] 接着,音响线信号增强部7A基于增强量图而进行增强处理(步骤S307)。由于除了增强音响线信号来代替B模式图像信号以外与步骤S107相同,所以省略详细的说明。

[0171] 接着,B模式图像生成部4A将音响线信号变换为B模式图像信号(步骤S308)。具体而言,将音响线信号增强部7A进行了增强处理的音响线信号变换为与其强度对应的亮度信号,对该亮度信号实施向正交坐标系的坐标变换,从而生成B模式图像信号。

[0172] 最后,增强量图生成部6A使第三移动量图衰减(步骤S108)。

[0173] <总结>

[0174] 在实施方式二中,对生成B模式图像信号之前的音响线信号进行了增强处理。通过这样,例如即使在B模式图像生成部4A或显示控制部8存在于超声波诊断装置100A的外部的情况下,也能够进行穿刺针的增强处理。

[0175] 《实施方式所涉及的其他变形例》

[0176] (1) 在实施方式一、二以及变形例中,说明了增强量分配部68基于“增强强度”的参数设定,基于与移动量相关的非递减函数,在“增强颜色”的设定为有效的情况下改变色调,在“增强颜色”的设定为无效的情况下提高B模式图像的亮度值的情况。但是,增强量的分配不限于上述的例子。例如,也可以对移动量为规定的阈值以上的区域改变色调,或者提高B模式图像的亮度值。或者也可以对移动量为规定的阈值以上的区域重叠图标。图17表示在B模式图像信号501中,对移动量为规定的阈值以上的区域即穿刺针502的前端重叠了圆形的图标503的例子。另外,也可以代替移动量为规定的阈值以上的区域而对移动量在B模式图像信号中最大的区域重叠图标。此外,也可以进行图标的重叠、和改变色调或者提高B模式图像的亮度值的处理的双方。

[0177] (2) 在实施方式一、二以及变形例中,说明了移动量调整部64基于移动量图中的总移动量,使用图5(a)的非递增函数来调整移动量的情况。但是,移动量的调整的方法不限于上述的例子。例如,也可以使用图5(b)所示的非递增函数来调整移动量。在图5(b)所示的非递增函数中,在总移动量为规定的值以下的情况下权重不减少。这是为了通过不源于超声波探头1的移动的移动量而使得移动量不会降低。不源于超声波探头1的移动的移动量例如是除了穿刺针的移动之外,呼吸或脉搏等被检体的体内的移动。

[0178] 另外,用于调整移动量的非递增函数不限于图5(a)、图5(b)所示的非递增函数,满足以下三个条件的非递增函数即可:(1)在总移动量(超声波探头的移动量)被认为小到超声波探头1没有移动的程度那样的情况下权重大,(2)在总移动量(超声波探头的移动量)大到被认为超声波探头1有移动的程度那样的情况下权重小,(3)在总移动量(超声波探头的移动量)增加了的情况下权重不变大。

[0179] 此外,例如,也可以在超声波探头1中具备位置传感器或用于检测朝向的角度传感器等,使用这些传感器来检测超声波探头1的移动,以超声波探头1的移动越大则移动量越小的方式来调整移动量。

[0180] (3)在实施方式一、二以及变形例中,说明了移动量缩减部63分别从移动量计算部62取得移动量图,从B模式图像取得部5取得最新帧的B模式图像信号,基于B模式图像信号的亮度而进行对移动量图的加权的情况。但是,移动量的缩减的方法不限于上述的例子。例如,移动量缩减部63也可以使用对于亮度值的非递减函数来对移动量图中的各像素区域进行加权。此外,例如,移动量缩减部63也可以针对亮度值小于规定的值的像素区域进行将移动量设为0那样的缩减。通过这样,能够仅将移动量缩减至亮度值高的区域。

[0181] (4)在实施方式一、二以及变形例中,说明了在生成第一移动量图时进行由移动量缩减部63进行的移动量的缩减、以及由移动量调整部64进行的移动量的调整的情况。但是,移动量的缩减以及调整不限于上述的例子。例如,移动量的缩减或移动量的调整也可以对移动量保持部66或者阿尔法混合部166生成的第三移动量图进行。或者,例如也可以代替移动量的缩减或移动量的调整而对增强量分配部68生成的增强量图进行增强量的缩减或增强量的调整。此时,为了调整增强量,能够使用增强量图中的总增强量。

[0182] (5)在实施方式一、二中,说明了保持量衰减部67对第三移动量图进行移动量的衰减,移动量保持部66将衰减后的第三移动量图作为第二移动量图而保持在存储介质中,将存储介质中保持的第二移动量图用于生成下一帧的第三移动量图的情况。但是,第二移动量图的保持方法不限于上述的例子。例如,也可以调换保持移动量图而读入至下一帧的动作、和对第三移动量图进行移动量的衰减的的动作的顺序。即,也可以将移动量保持部66生成的第三移动量图直接保持至存储介质,在取得了下一帧相关的第一移动量图时保持量衰减部67读出存储介质中保持的前一个帧相关的第三移动量图而进行移动量的衰减,作为第二移动量图而输出至移动量保持部66。

[0183] 或者,例如,也可以不是移动量保持部66而是保持量衰减部67具备存储介质,保持量衰减部67将衰减后的第三移动量图作为第二移动量图而保持。或者,例如也可以是保持量衰减部67具备1帧量的延迟电路,在保持量衰减部67从移动量保持部66取得了第三移动量图的1帧后,将衰减后的第三移动量图作为第二移动量图而输出至移动量保持部66。通过这样,能够不使用存储介质而实现移动量图运算部65。

[0184] (6)在实施方式一、二中,说明了移动量保持部66按每个像素计算第一移动量图的移动量和第二移动量图的移动量之中的其中一个大的值,使用所计算出的移动量而生成第三移动量图的情况。但是,第三移动量图的生成方法不限于上述的例子。例如,移动量保持部66也可以如阿尔法混合部166那样,对第一移动量图的移动量和第二移动量图的移动量进行线性结合而生成第三移动量图。即,若将某特定坐标的像素区域中的第一移动量图的移动量设为 $V_1$ ,将第二移动量图的移动量设为 $V_2$ ,将第三移动量图的移动量设为 $V_3$ ,则 $V_3 = \beta_1$

$\times V_1 + \beta_2 \times V_2$ 。在此,例如,若将 $\beta_2$ 设为1, $\beta_1$ 设为从1减去了保持量衰减部67的衰减率的值,则成为与阿尔法混合等同的处理。另外,不限于上述例子,也可以是 $\beta_1, \beta_2$ 使用比0大且1以下的任意的值。

[0185] (7) 在实施方式一、二以及变形例中,说明了移动量计算部62将两张B模式图像中的每个像素区域的亮度值的均方误差作为移动量而计算的情况。但是,移动量的计算方法不限于上述的例子。例如,也可以使用规定的检查表来计算移动量。此外,例如,也可以将两张B模式图像中的对应点的距离(移动矢量的大小)作为移动量。

[0186] (8) 在实施方式一、二以及变形例中,首先,说明了接受“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的各参数的设定,在没有设定的情况下使用超声波诊断装置中预先设定的值的情况。但是,各参数的设定的方法不限于上述的例子。例如,在从操作部9接收到规定的输入的情况下,也可以随时接受“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的各参数的设定。此外,在没有“增强强度”“残像时间”“增强颜色”的各参数的设定的情况下,也可以使用没有设定的参数的前一个值。

[0187] (9) 在实施方式二中,以与实施方式一相同的方法生成了第三移动量图,但例如也可以与实施方式一的变形例相同,以阿尔法混合来生成第三移动量图。

[0188] (10) 在实施方式二中,说明了对音响线信号进行增强处理的情况,但增强处理的对象不限于音响线信号。例如,也可以对音响线信号实施包络线检波、对数压缩等处理,对进行了亮度变换的接收信号进行增强处理,将增强处理后的接收信号坐标变换为正交坐标系而生成B模式图像信号。此外,例如,也可以对将音响线信号坐标变换为正交坐标系的接收信号进行增强处理,对增强处理后的接收信号实施包络线检波、对数压缩等处理并进行亮度变换,生成B模式图像信号。即,也可以对音响线信号变换为B模式图像信号的途中的任意的状态的接收信号进行增强处理,将增强处理后的接收信号变换为B模式图像信号。

[0189] 或者,也可以在对音响线信号生成增强量图后,生成B模式图像信号,对所生成的B模式图像信号基于增强量图进行增强处理。通过这样,能够进行色调的变更或图标的重叠等对B模式图像信号能容易地进行的增强处理。或者同样地,也可以对任意的状态的接收信号生成增强量图,将接收信号变换为B模式图像信号后,对B模式图像信号基于增强量图进行增强处理。

[0190] (11) 在实施方式一、二以及变形例中,设为像素区域为1个像素,但像素区域不一定限于1个像素。例如,像素区域也可以是由以2个像素 $\times$ 2个像素构成的4个像素构成的区域。通过这样,能够减轻移动量图的生成、更新、增强量图的生成、增强处理的处理量。

[0191] (12) 在实施方式一、二以及变形例中,设为超声波诊断装置连接到超声波探头1、操作部9、显示部10的结构,但不是必须限于该结构。例如,也可以具备超声波探头1、操作部9、显示部10的一部分或者全部。或者,也可以是超声波诊断装置不具备超声波探头1、超声波发送接收部2、发送接收控制部3、B模式图像生成部4,而是从外部直接取得B模式图像的结构。

[0192] (13) 实施方式以及各变形例所涉及的超声波诊断装置也可以将其结构要素的全部或一部分通过一个芯片或多个芯片的集成电路而实现,也可以通过计算机的程序而实现,此外也可以以任意方式来实施。例如,也可以将超声波诊断装置以一个芯片实现,也可以仅将增强量图生成部以一个芯片实现,而将显示控制部等以其他芯片实现。

[0193] 在通过集成电路实现的情况下,典型地说,作为LSI(大规模集成电路, Large Scale Integration)而实现。在此,设为LSI,但有时也根据集成度的差异而被称呼为IC、系统LSI、Super LSI, Ultra LSI。

[0194] 此外,集成电路化的方法不限于LSI,也可以通过专用电路或通用处理器实现。也可以利用在制造LSI后能够进行编程的FPGA(现场可编程门阵列, Field Programmable Gate Array)、能够重构LSI内部的电路单元的连接和设定的可重构处理器。

[0195] 进而,若由于半导体技术的进步或派生的其他技术,置换为LSI的集成电路化的技术出现,则当然也可以使用该技术来进行功能块的集成化。

[0196] 此外,各实施方式以及各变形例所涉及的超声波诊断装置也可以通过被写入至记录介质的程序、和读入程序并执行的计算机来实现。记录介质也可以是存储卡、CD-ROM等任何记录介质。此外,本公开所涉及的超声波诊断装置也可以通过经由网络下载的程序、和从网络下载程序并执行的计算机来实现。

[0197] (14)以上说明的实施方式都表示本发明的优选的一具体例。实施方式所示的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等为一例,不限定本发明的主旨。此外,关于实施方式中的结构要素之中,表示本发明的最上位概念的独立权利要求中没有记载的步骤作为构成更优选的方式的任意的结构要素而说明。

[0198] 此外,为了容易理解发明,存在上述各实施方式中列举的各图的结构要素的比例尺与实际的比例尺不同的情况。此外本发明不限定于上述各实施方式的记载,能够在不脱离本发明的主旨的范围被进行适当变更。

[0199] 进而,在超声波诊断装置中在基板上还存在电路部件、引线等部件,但关于电布线、电路,能够基于该技术领域中的通常的知识而实施各种方式,与本发明的说明没有直接关系,所以省略说明。另外,上述所示的各图是示意图,不一定是严格地进行图示的图。

[0200] 本公开所涉及的超声波诊断装置、超声波图像处理方法、记录介质中使用的穿刺针视觉辨认性提高方法在使用超声波诊断装置进行的麻醉、标本采取等的穿刺手术中 useful。

[0201] 2013年12月11日申请的日本专利申请2013-256062号中包含的权利要求书、说明书、附图以及摘要的公开内容全部被引用至本申请。

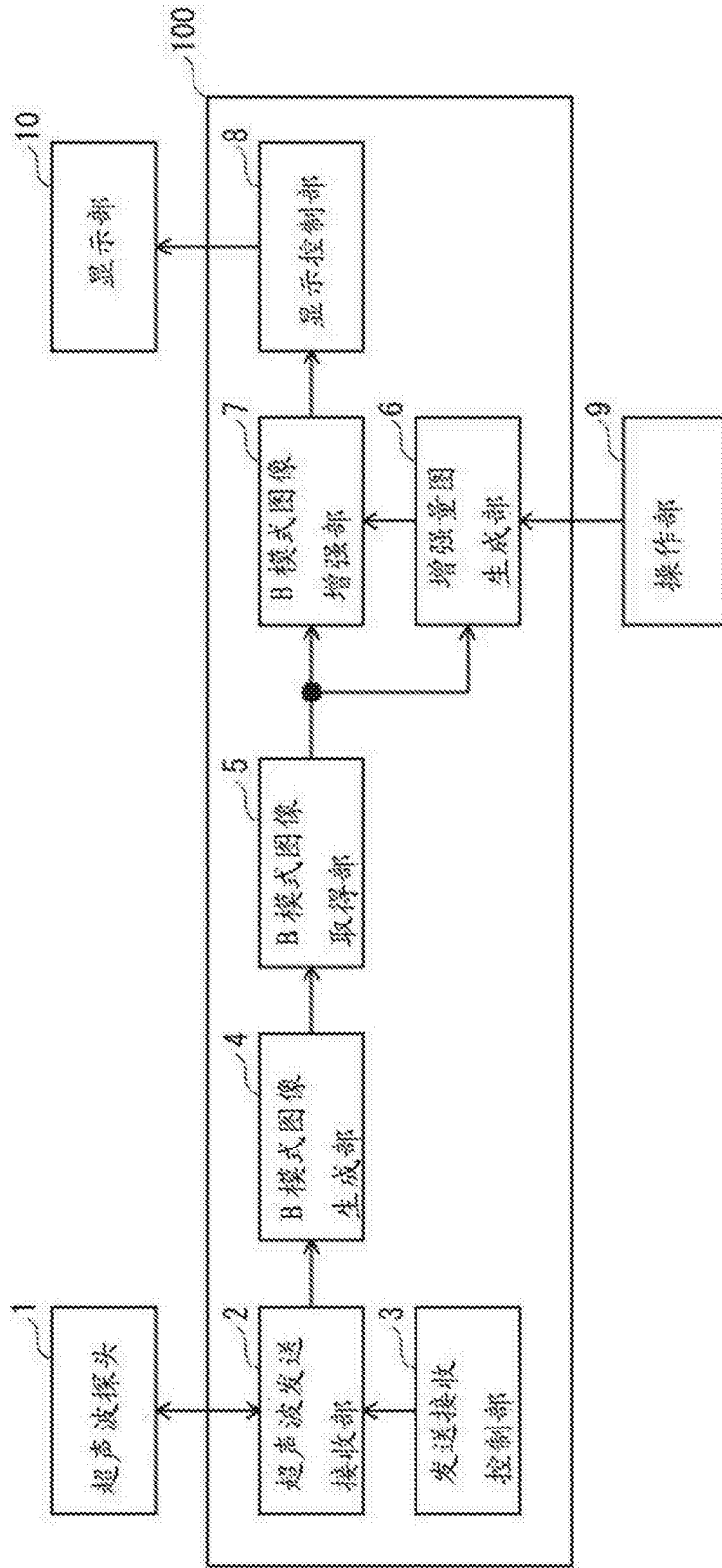


图1

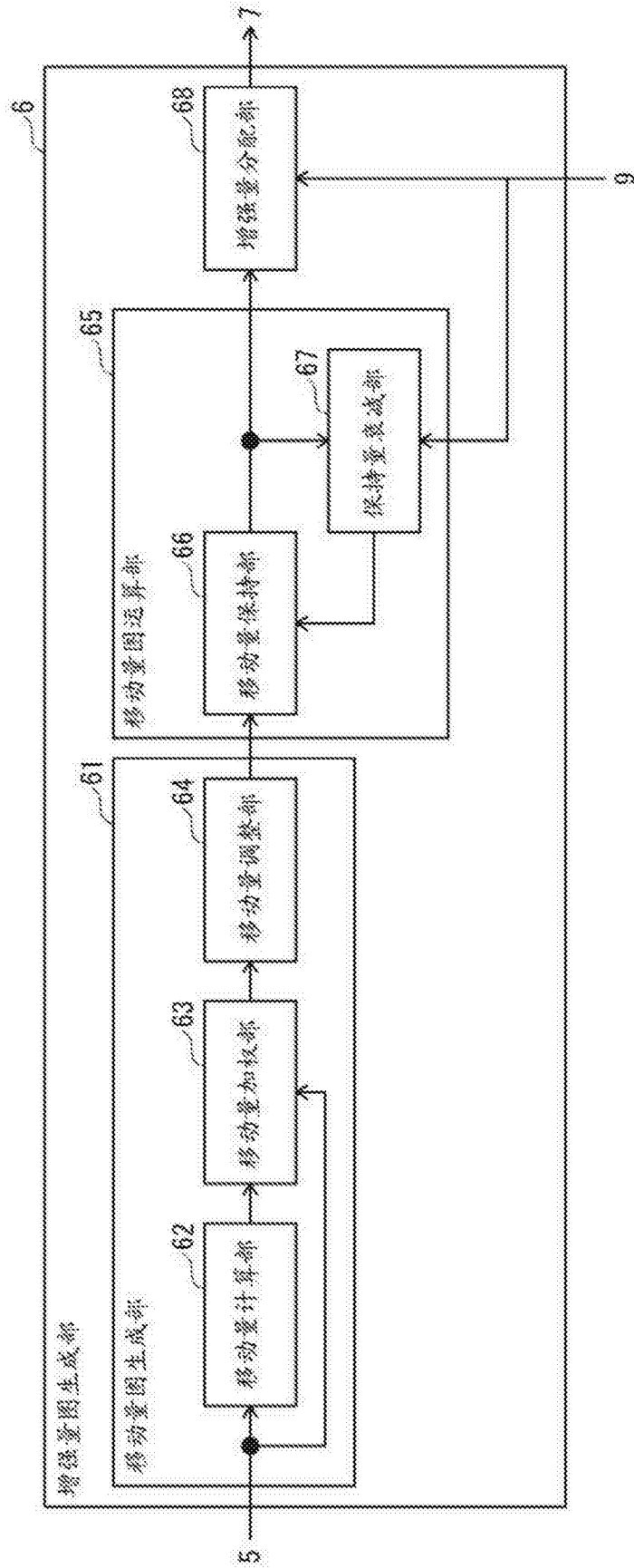


图2

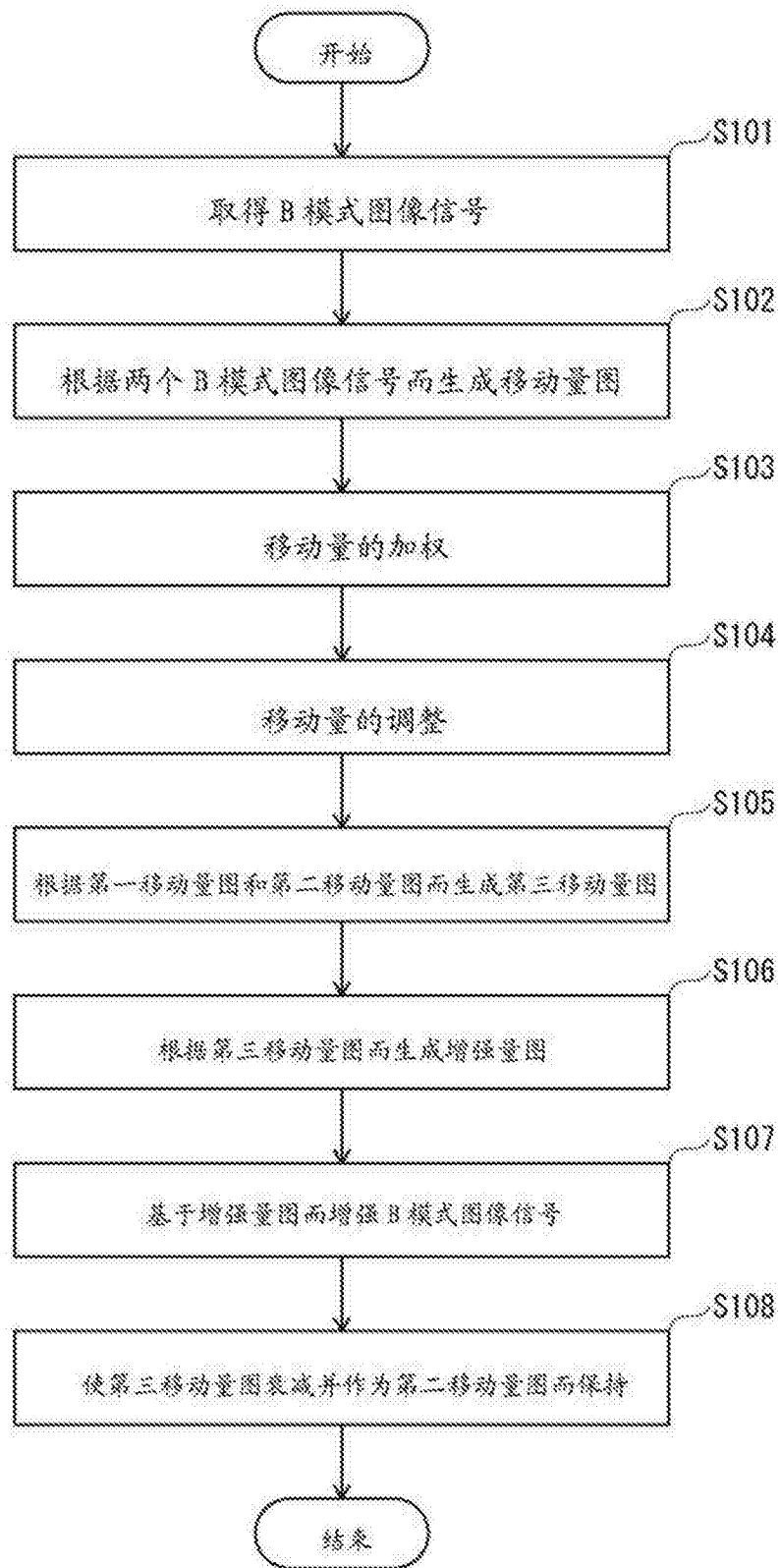


图3

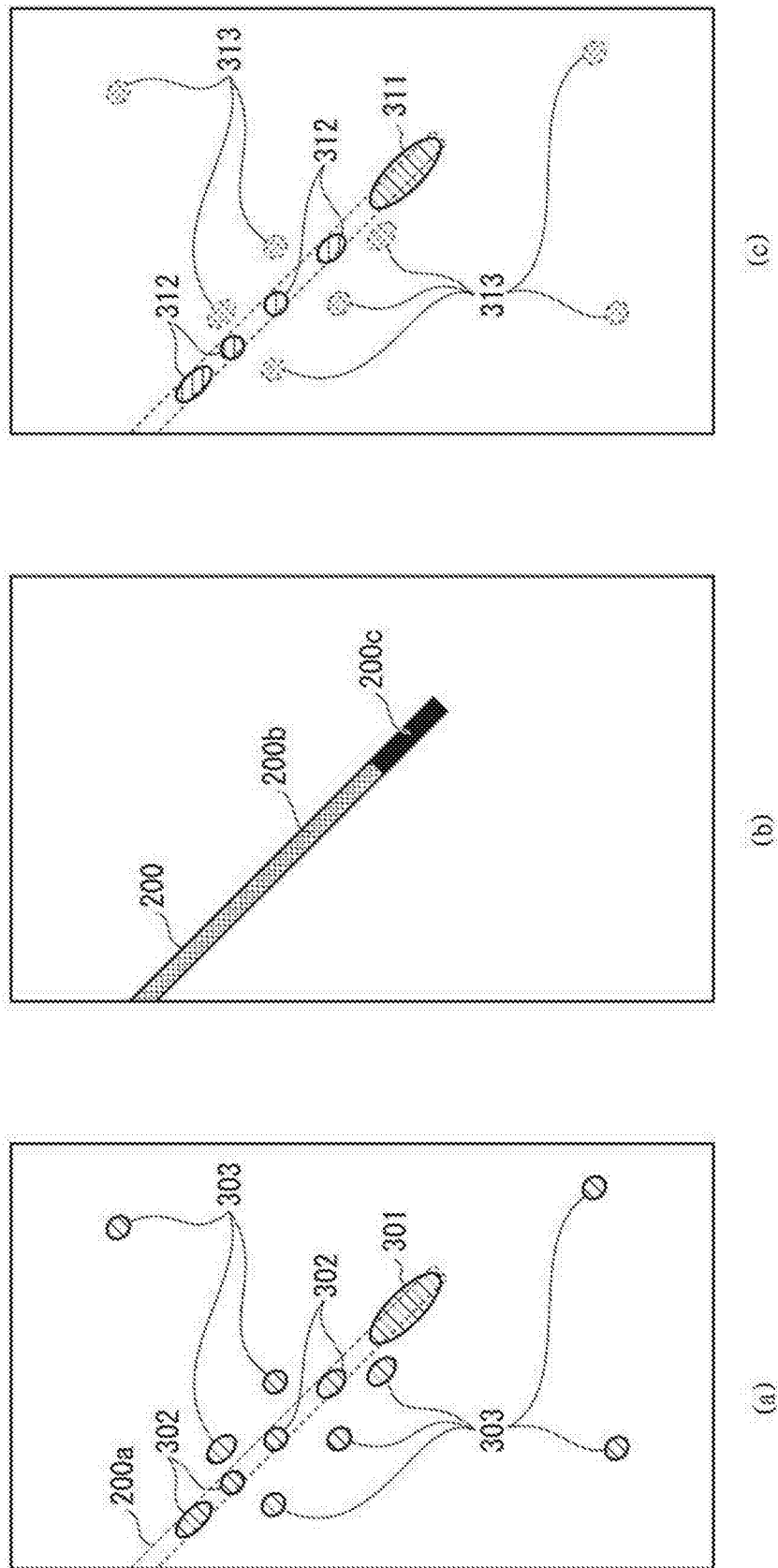
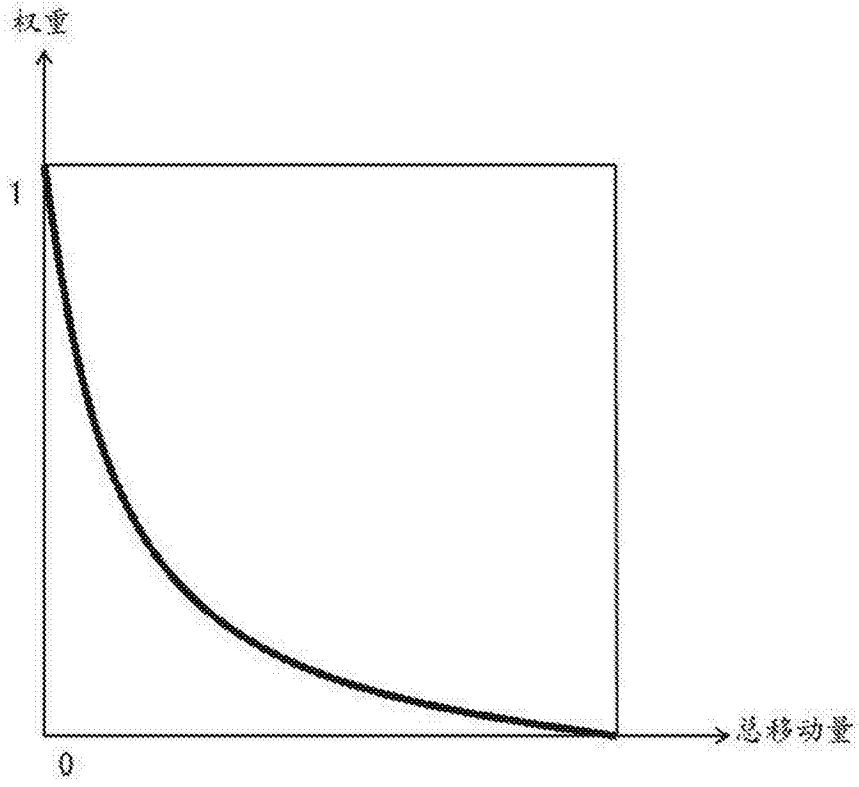
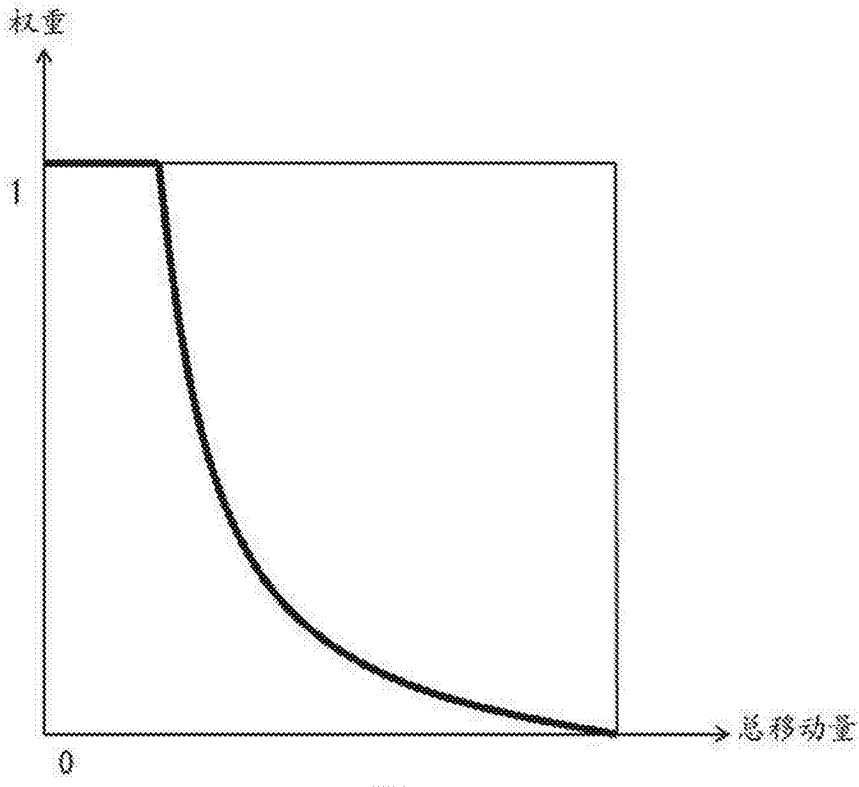


图4



(a)



(b)

图5

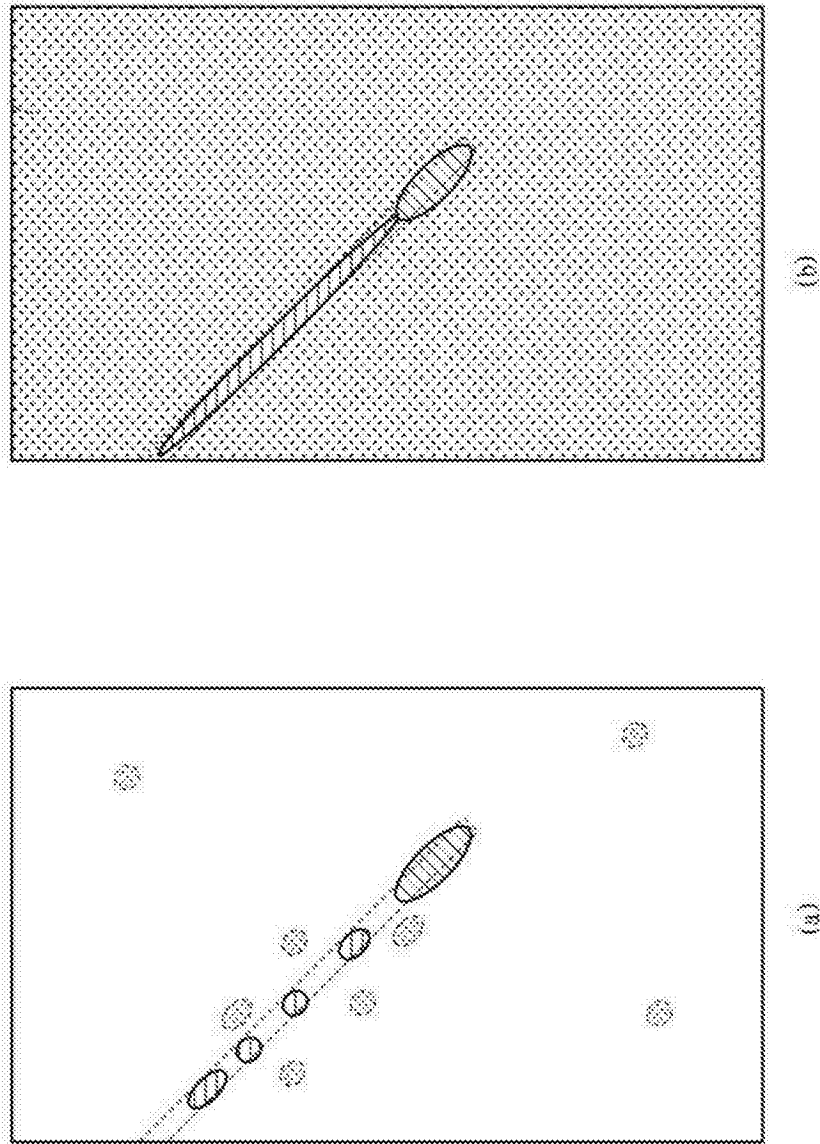


图6

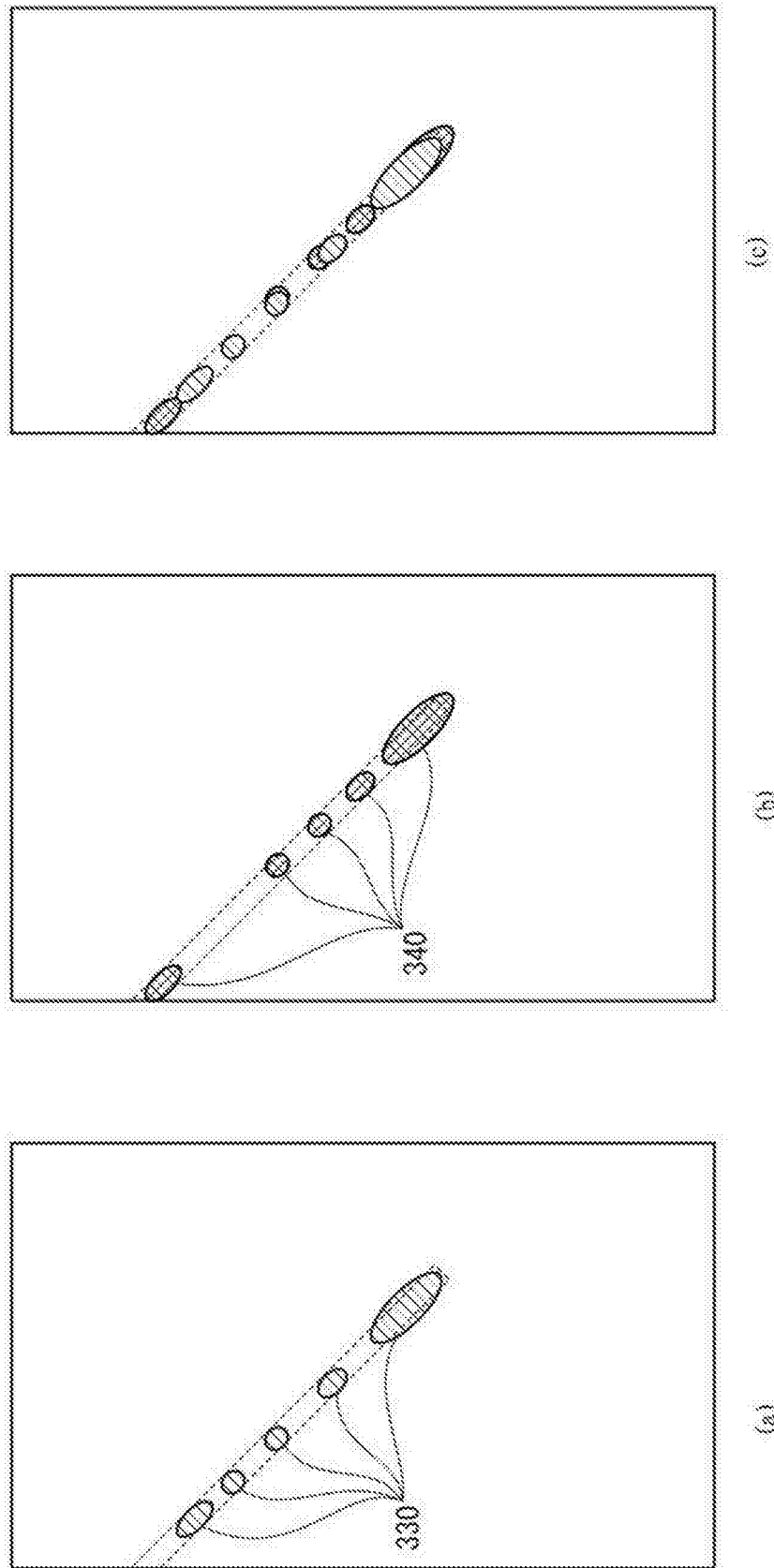


图7

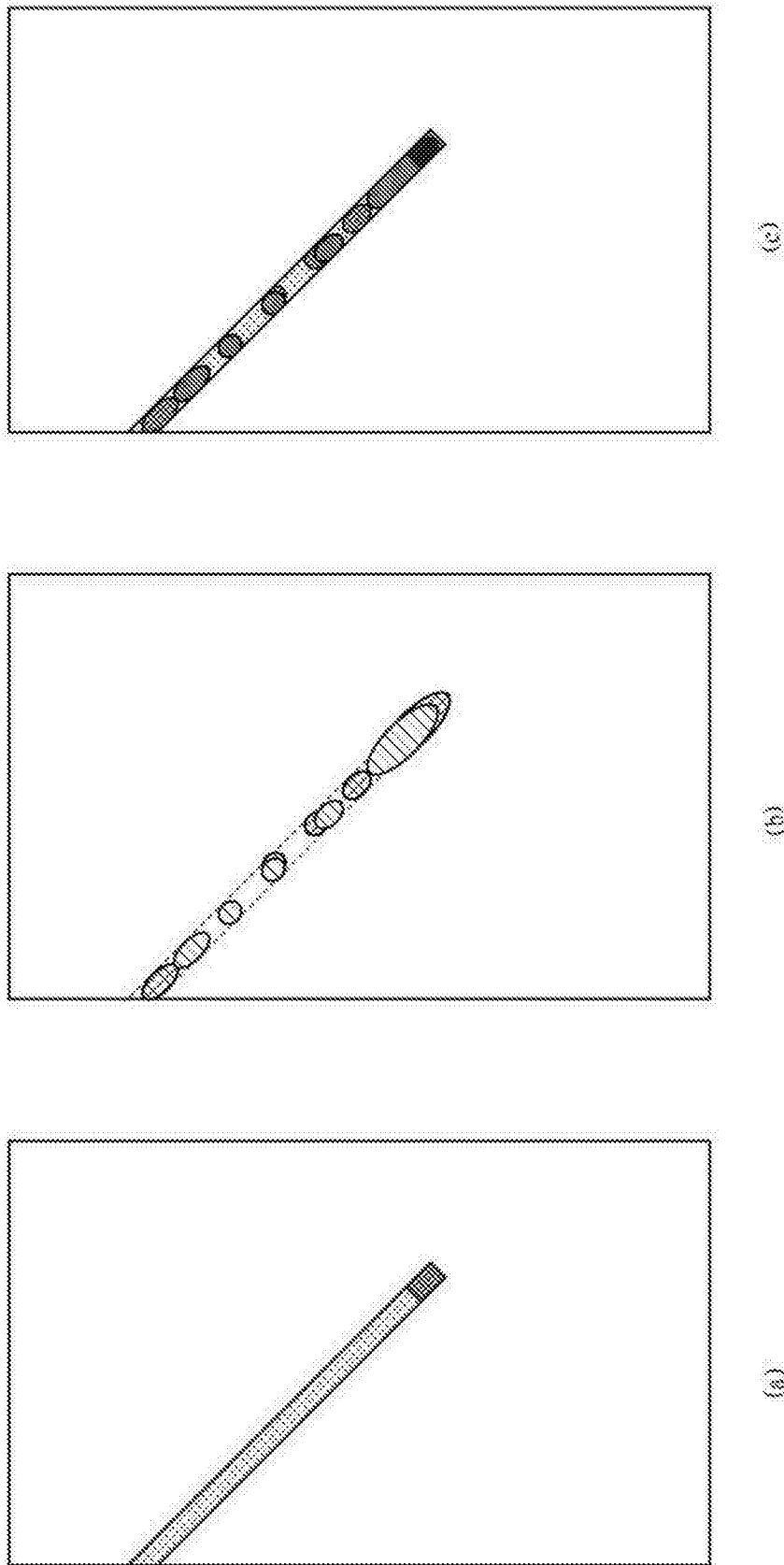
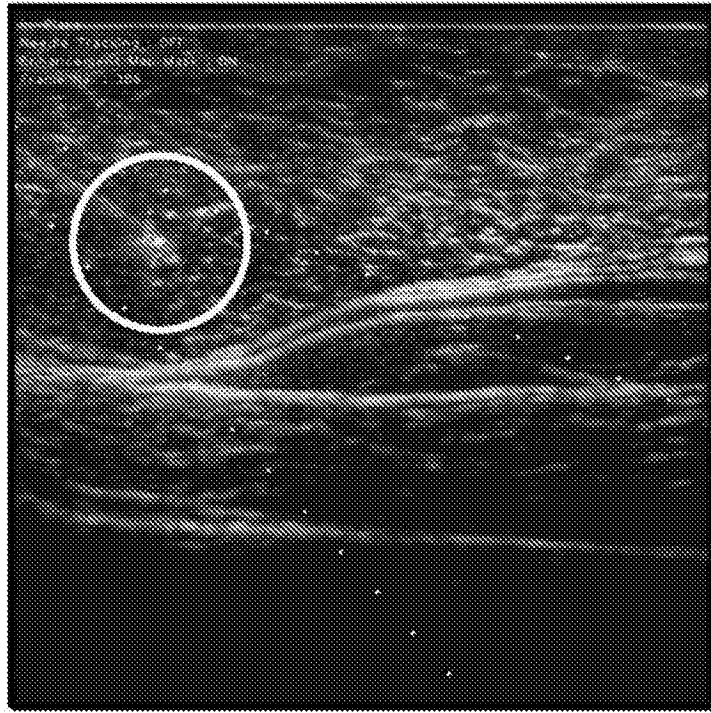
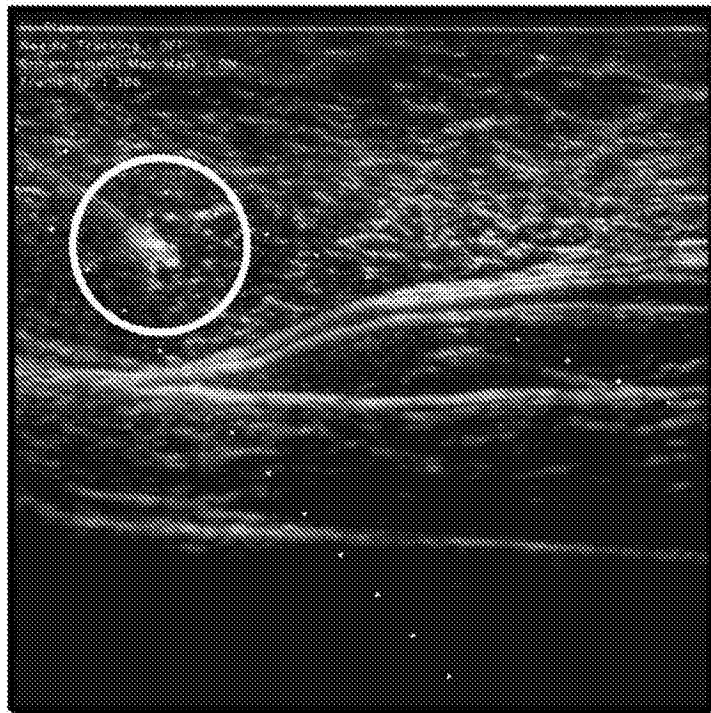


图8



(a)



(b)

图9

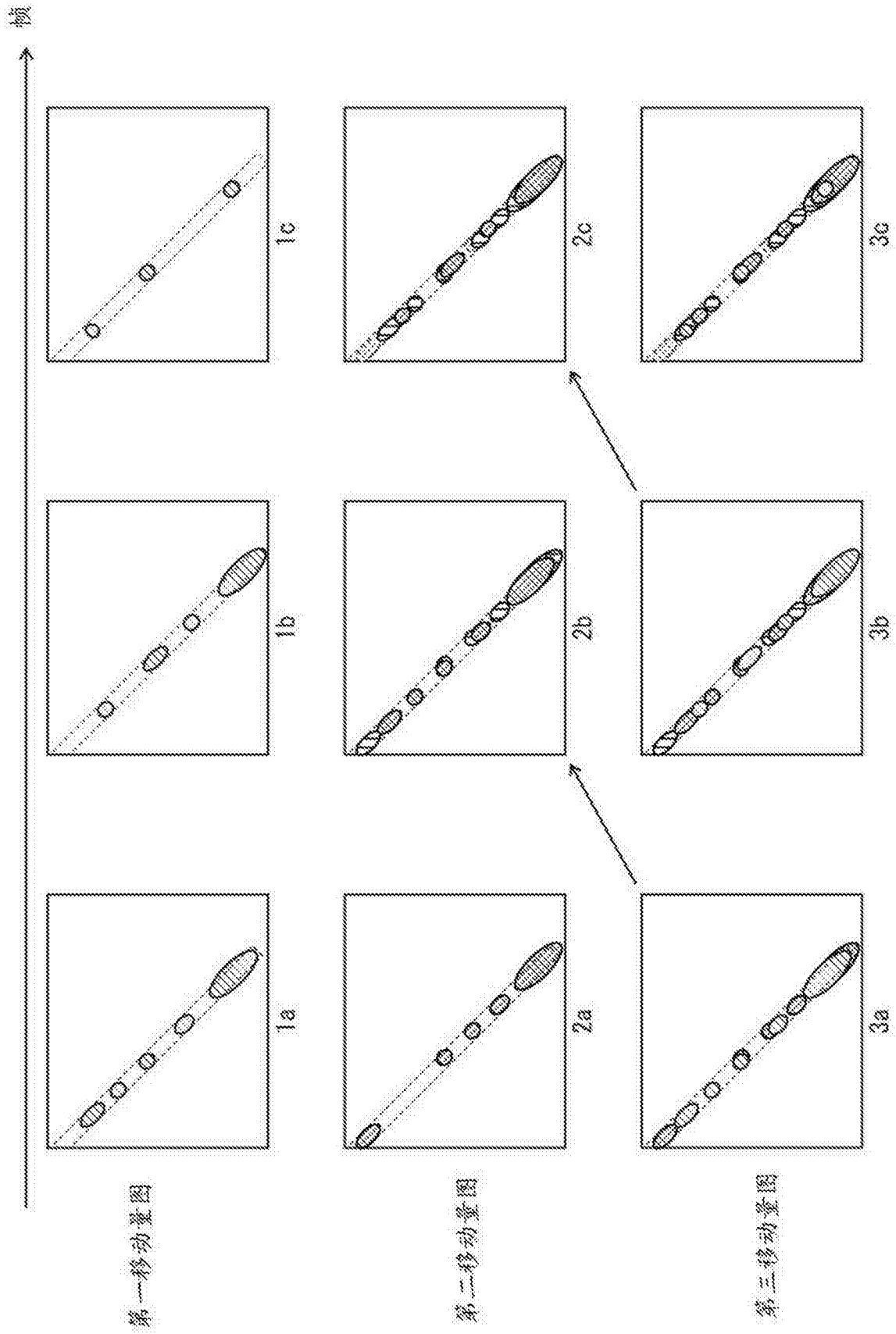


图10

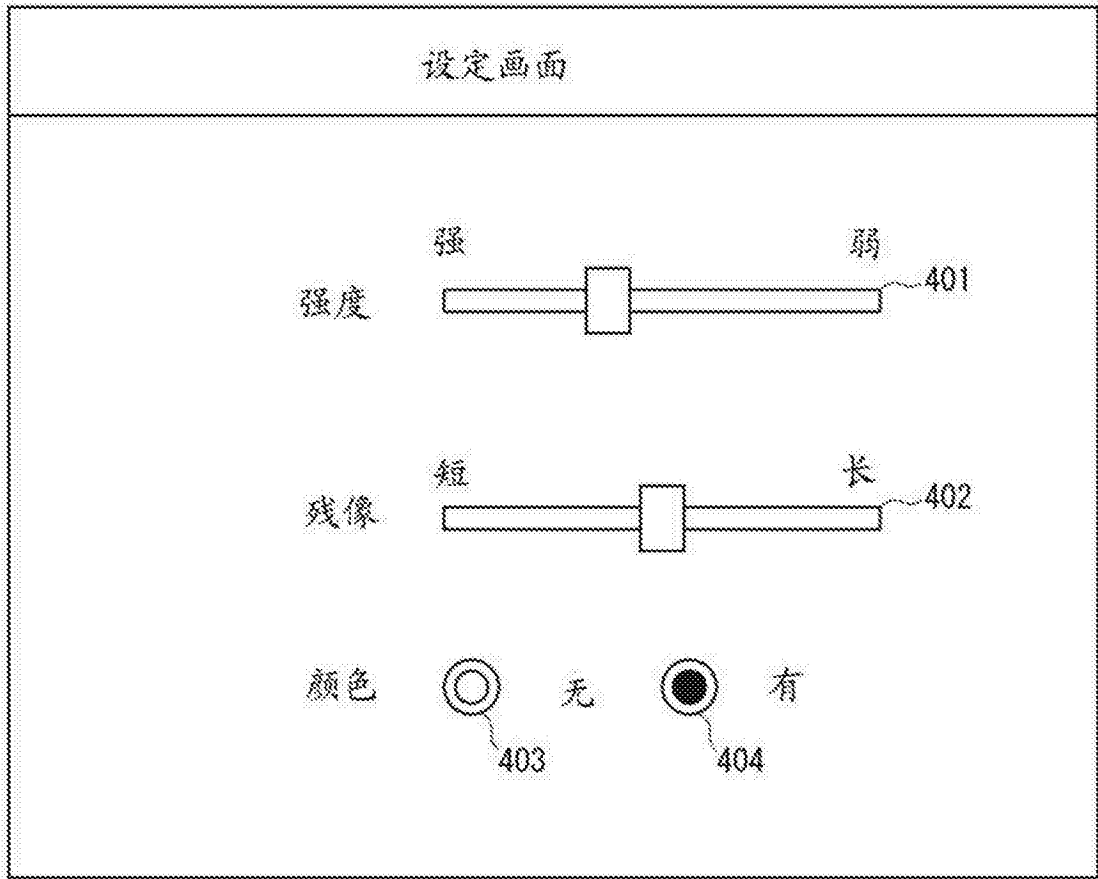


图11

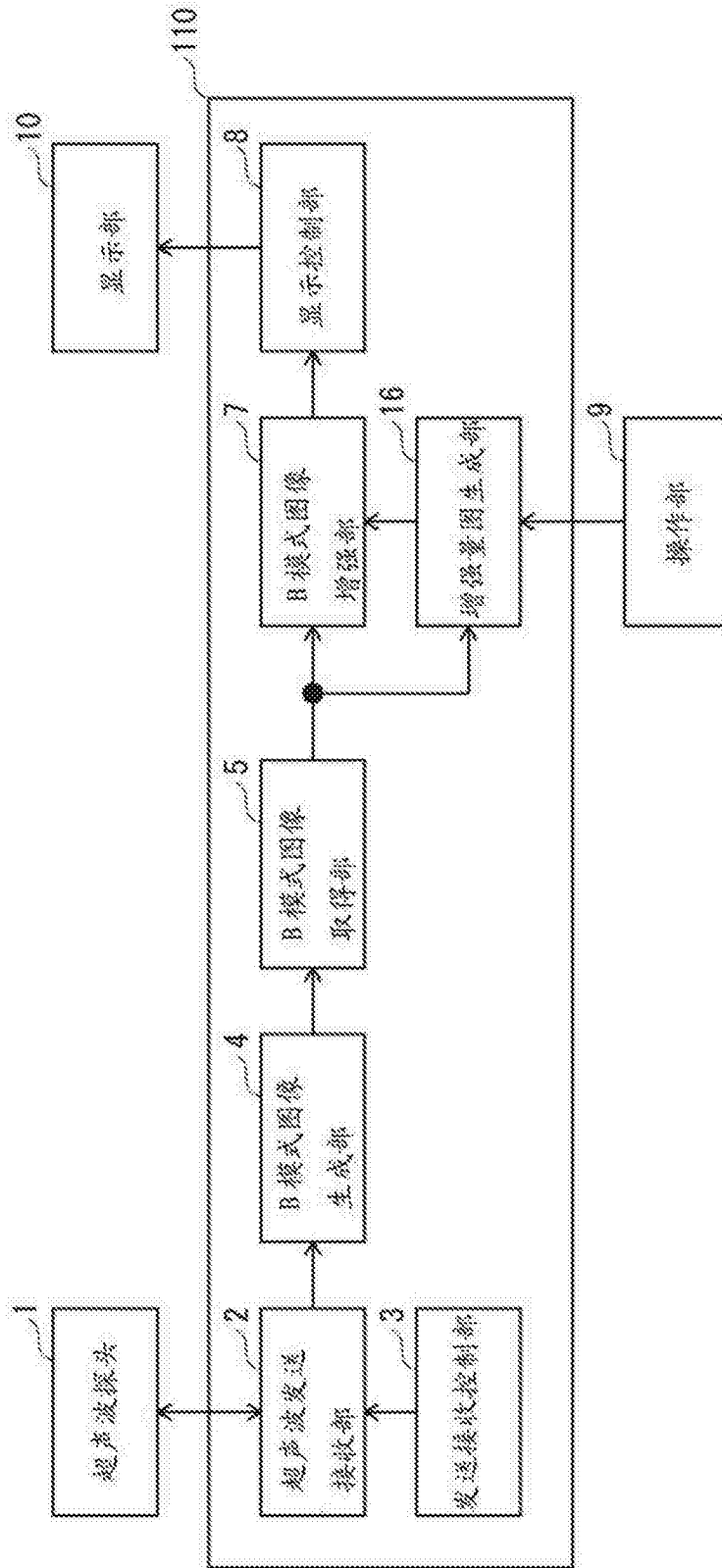


图12

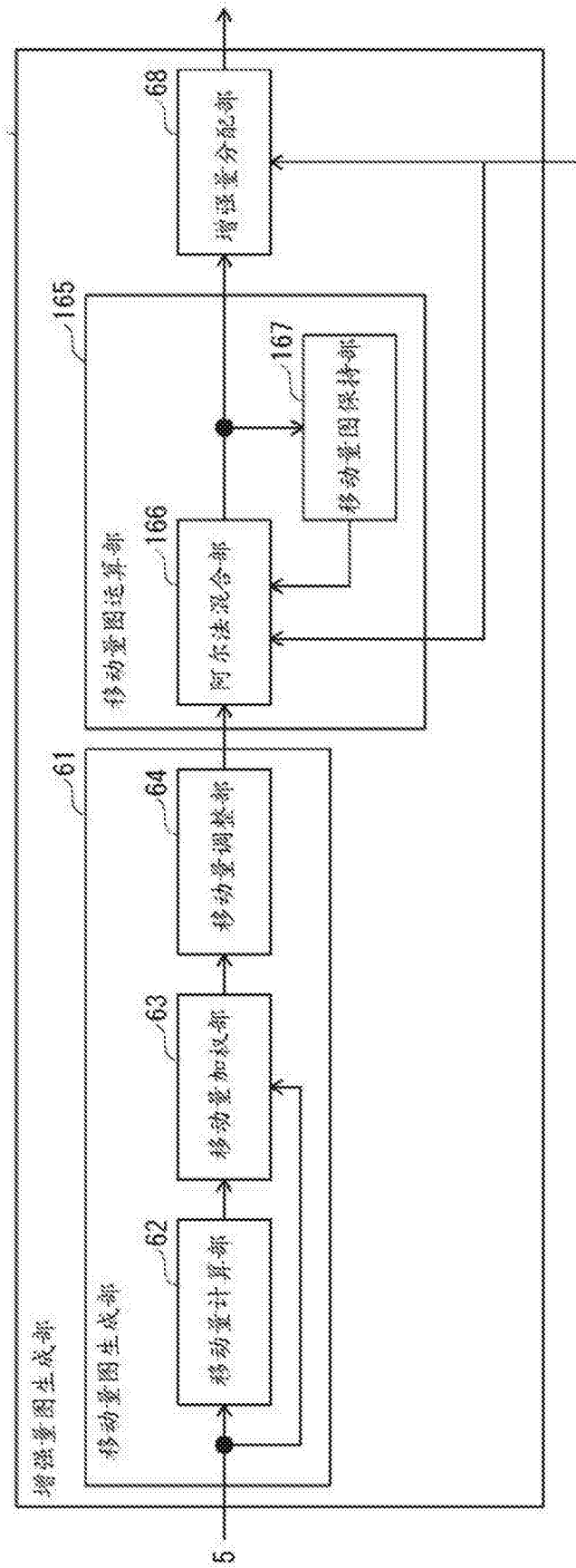


图13

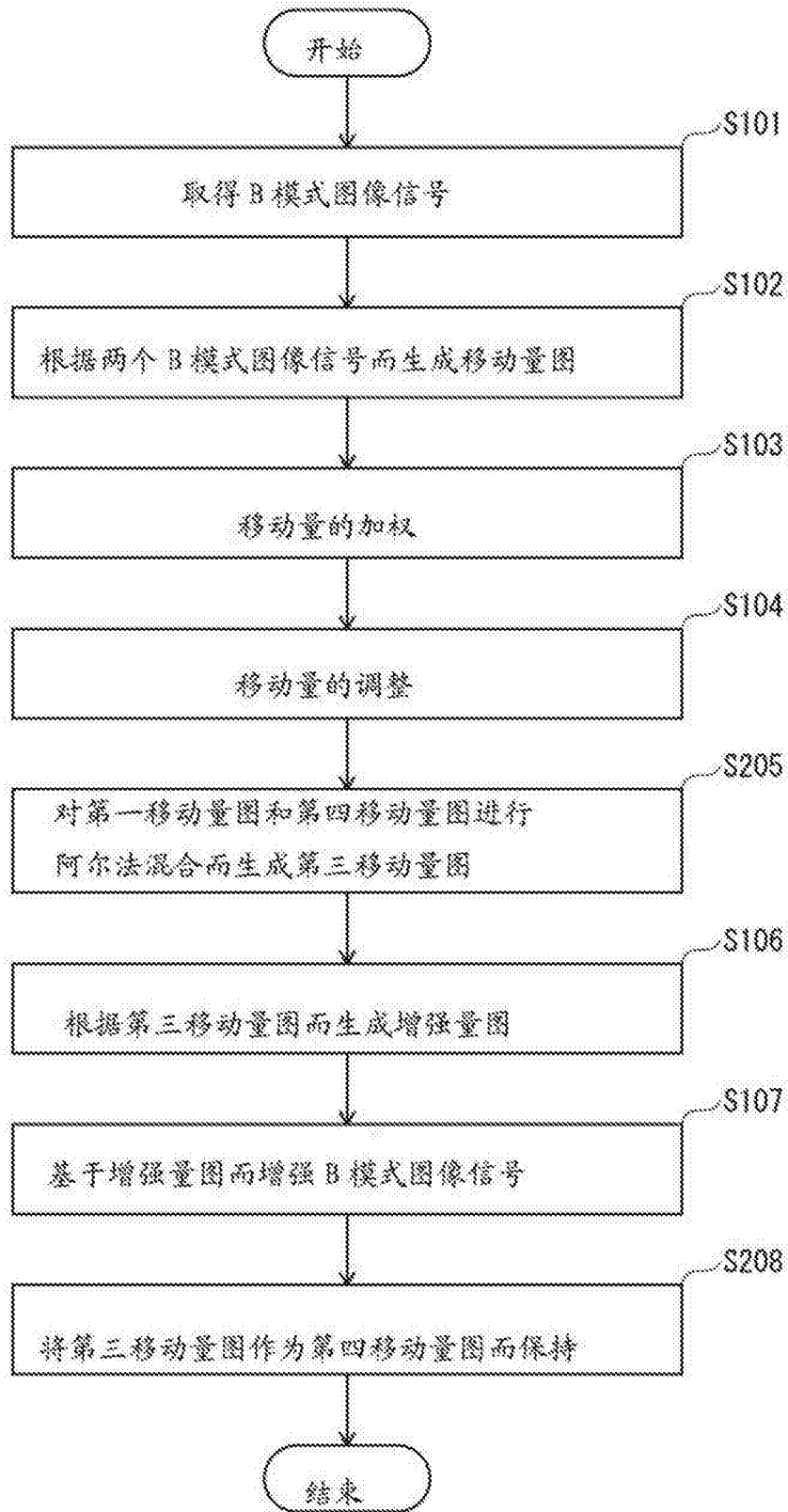


图14

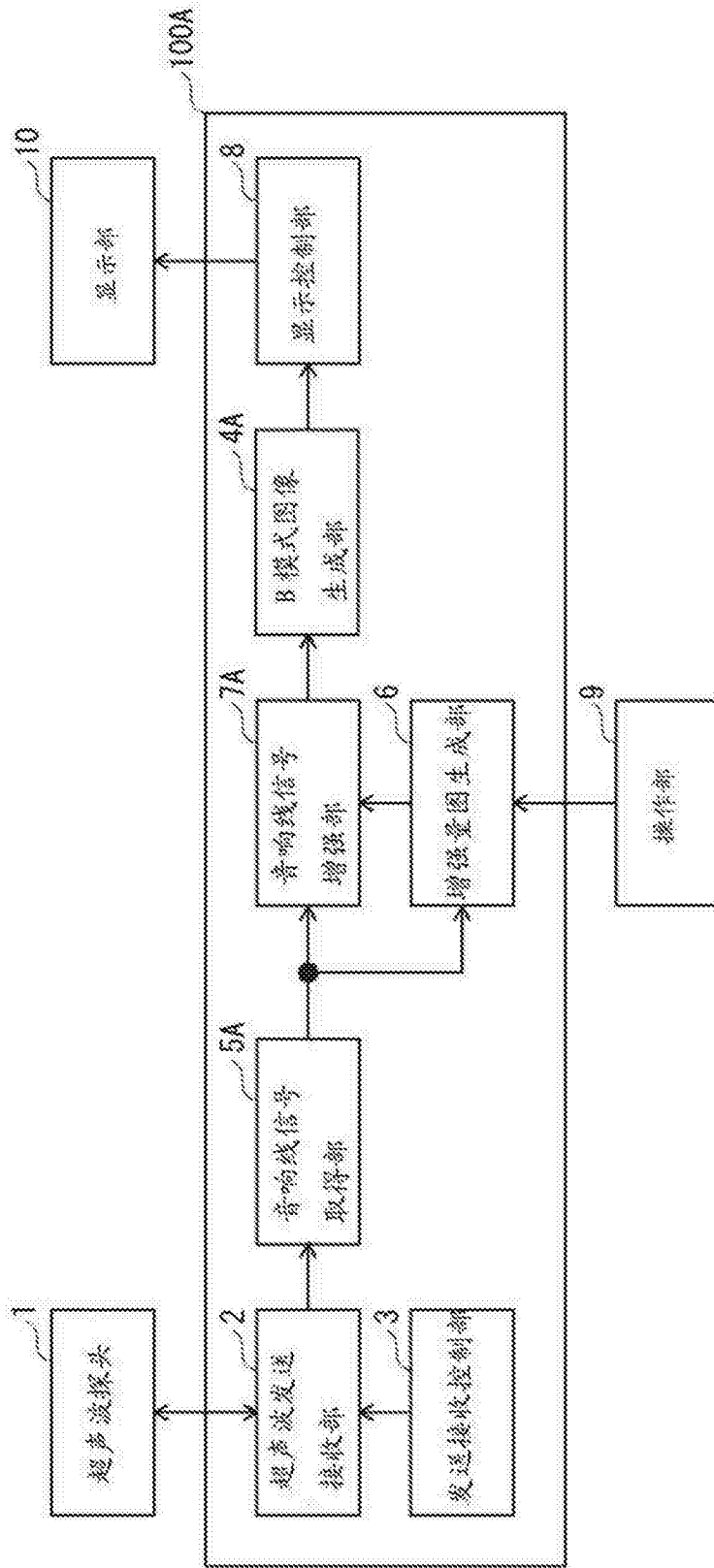


图15

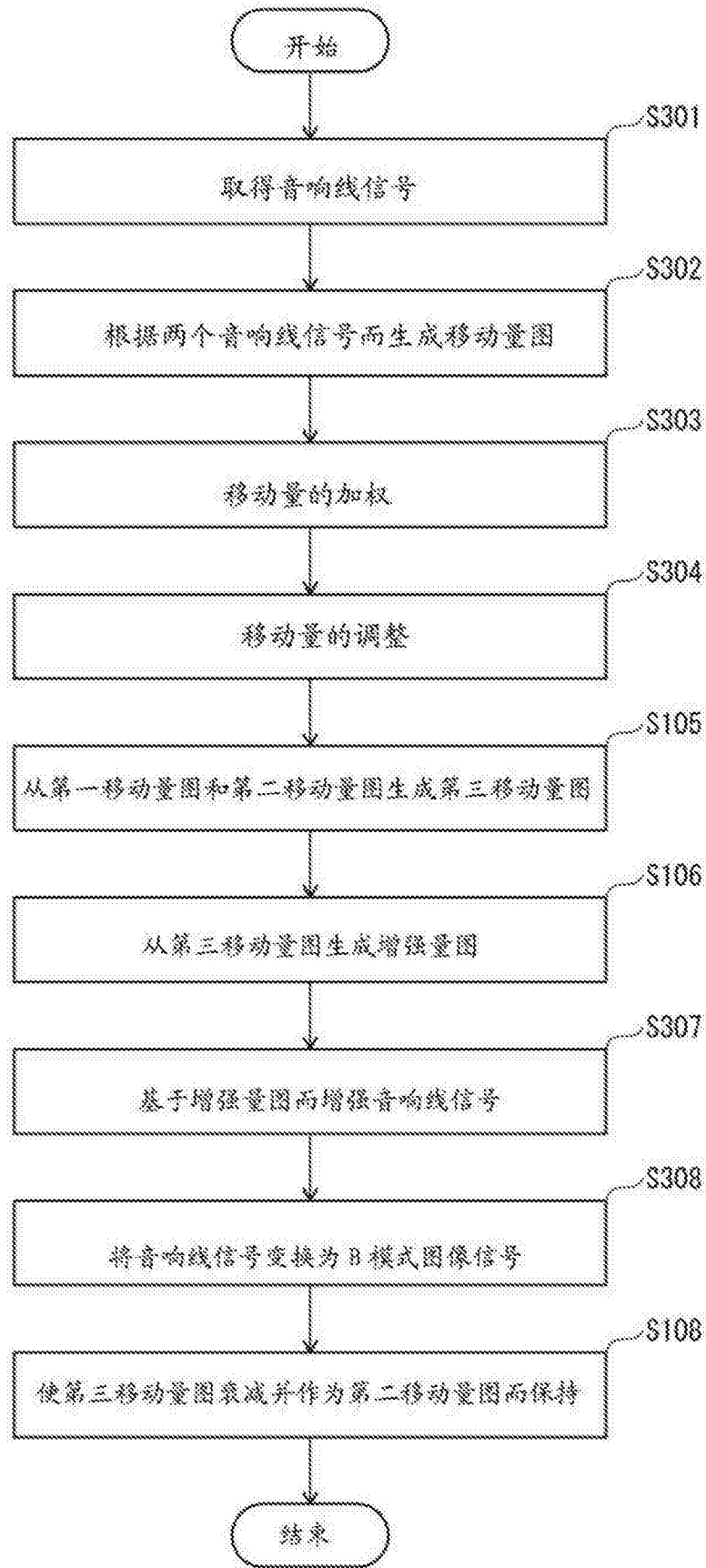


图16

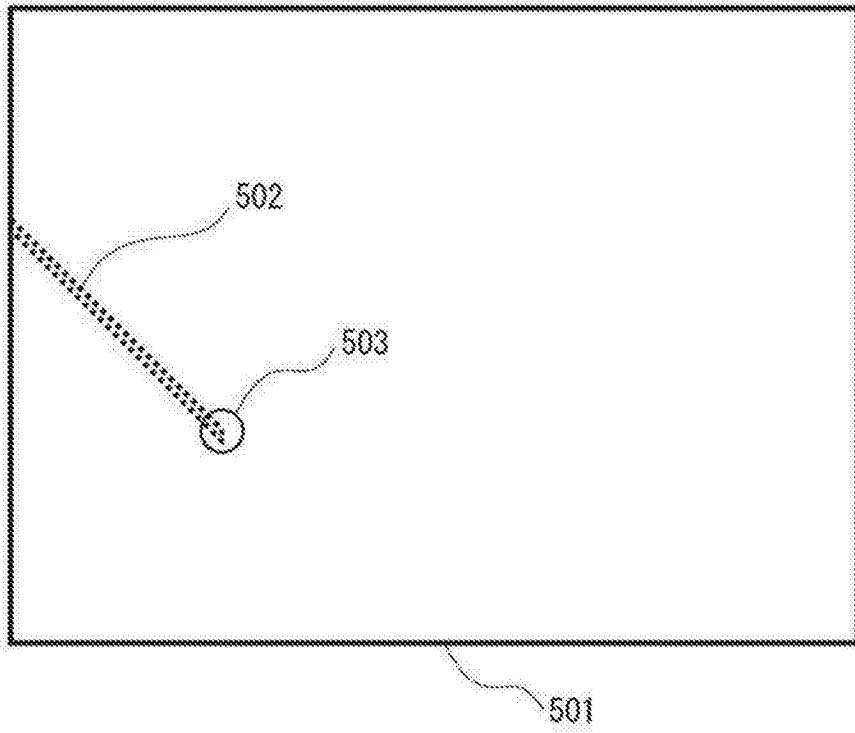


图17

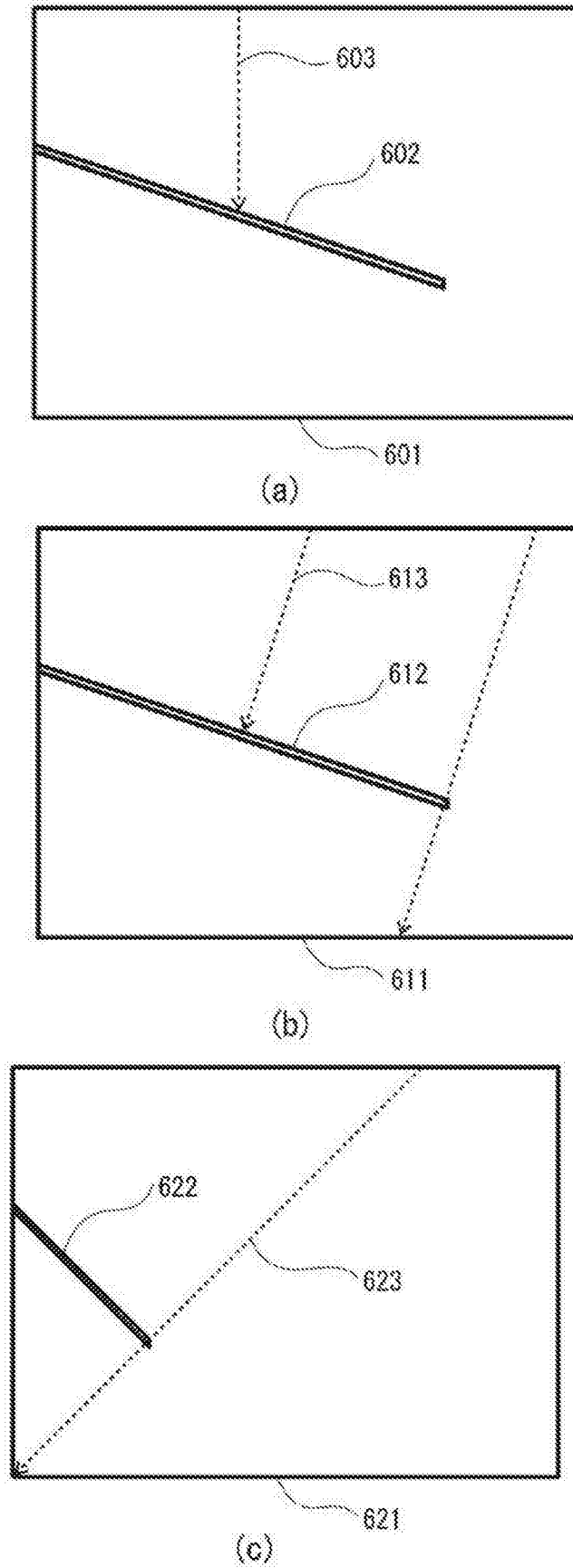


图18

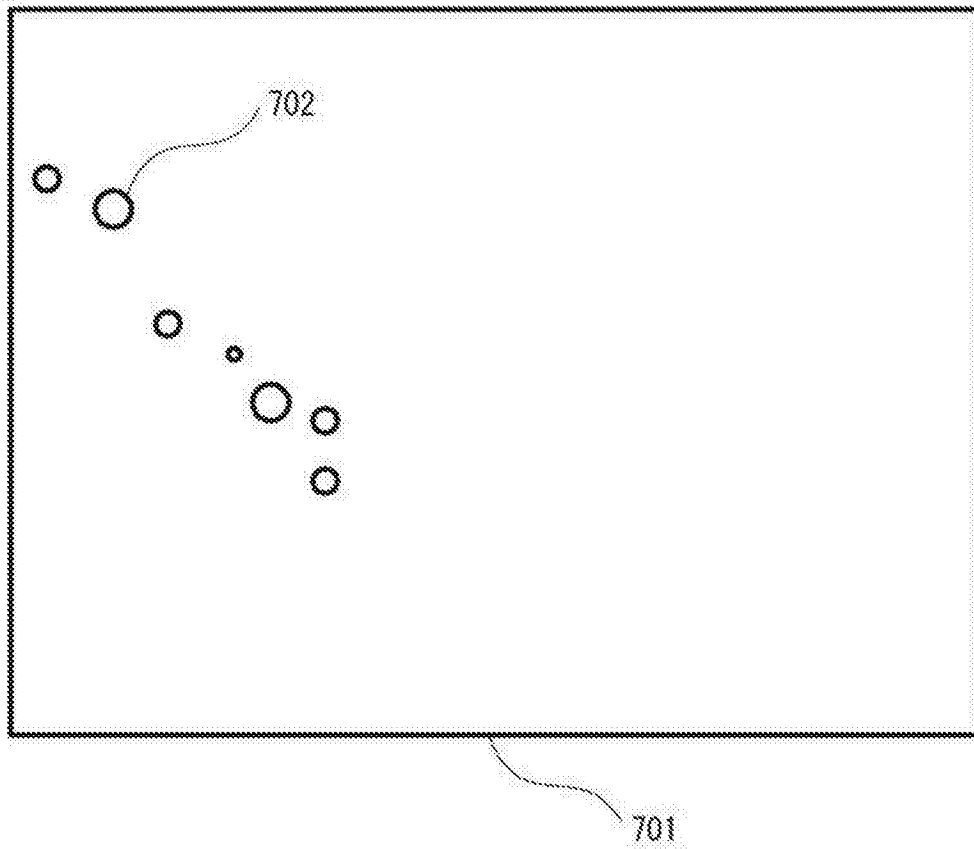


图19

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104706380B</a>	公开(公告)日	2018-04-10
申请号	CN201410766747.8	申请日	2014-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	高木一也		
发明人	高木一也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52046 G06T2207/10132 G06T7/254		
优先权	2013256062 2013-12-11 JP		
其他公开文献	CN104706380A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种对帧接收信号进行校正的超声波图像处理方法以及超声波诊断装置，其特征在于，取得所生成的时刻不同的两个以上的帧接收信号；根据所述两个以上的帧接收信号，对每个像素区域计算表示被拍摄体的移动的移动量，生成映射了帧内的各像素区域的移动量的第一移动量图；保持基于过去计算出的各像素区域的移动量而运算出的第二移动量图，且使用所述第一移动量图和所述第二移动量图中的各像素区域的移动量进行运算，求得第三移动量图；使用所述第三移动量图，对所述帧接收信号进行增强处理，生成超声波图像；保持所述第三移动量图作为用于下一运算的第二移动量图。

