



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105078511 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201510231022. 3

A61B 19/00(2006. 01)

(22) 申请日 2015. 05. 08

(30) 优先权数据

2014-097181 2014. 05. 08 JP

(71) 申请人 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 武田义浩

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金琰 薛仑

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

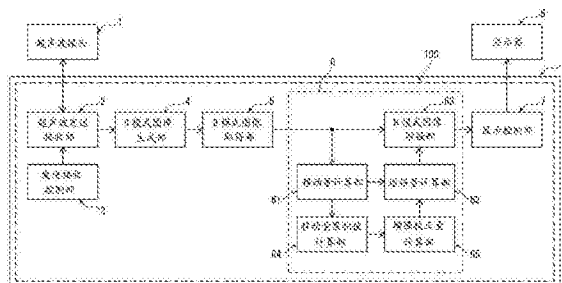
权利要求书2页 说明书18页 附图14页

(54) 发明名称

超声波图像处理方法以及使用该方法的超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波图像处理方法以及超声波诊断装置,提高穿刺针的视觉辨认性的同时防止穿刺针的伪增强所引起的画质降低。一种超声波图像处理方法,包括:移动量计算步骤(S201),根据在2个以上的帧接收信号中包含的同一像素区域的接收信号,按每个像素区域计算表示1个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;步骤(S202),将每个像素区域的移动量,沿着与超声波束发送方向大致平行的方向,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算在1个帧接收信号中包含的各像素区域的移动量累积值;步骤(S204),基于各像素区域的移动量和各像素区域的移动量累积值,计算对于在帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量;步骤(S205),基于增强量,按每个像素区域增强1个帧接收信号。



1. 一种超声波图像处理方法,对帧接收信号进行校正,该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,所述超声波图像处理方法包括:

取得时序地生成的 2 个以上的帧接收信号的步骤;

移动量计算步骤,根据在所述 2 个以上的帧接收信号中包含的由 1 个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号,按每个所述像素区域计算表示 1 个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;

将每个所述像素区域的移动量,沿着与所述超声波束发送方向大致平行的方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值,并将在所述 1 个帧接收信号中包含的各像素区域作为所述关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值的步骤;

基于所述各像素区域的移动量和所述各像素区域的移动量累积值,计算对于在所述帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量的步骤;以及

基于所述增强量,按每个像素区域增强所述 1 个帧接收信号的步骤。

2. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理方法,其中,

在将所述方向设为第一方向时,

在计算所述移动量累积值的步骤中,将通过所述关注像素区域且存在于与所述第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

3. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理方法,其中,

在将所述方向设为第一方向时,

在计算每个所述像素区域的移动量累积值的步骤中,将在存在于与所述第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量,沿着所述第一方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

4. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波图像处理方法,其中,

在计算所述增强量的步骤中,计算所述增强量,使得若校正对象的像素区域的移动量越大则所述增强量越增加,并且在对于所述校正对象的像素区域的移动量累积值超过了预定基准值时,若超过量越大则所述增强量越减少。

5. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波图像处理方法,其中,

在计算所述移动量累积值的步骤中,将每个所述像素区域的移动量沿着所述超声波束的发送接收方向进行累积。

6. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波图像处理方法,其中,

所述像素区域的移动量基于所述像素区域的接收信号表示的亮度与通过取得了该像素区域的接收信号的超声波扫描之前的超声波扫描取得的同一像素区域的接收信号表示的亮度之差来确定,若该差越大则所述移动量越大。

7. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波图像处理方法,其中,

若所述增强量越大,则所述像素区域的接收信号表示的亮度越被放大。

8. 如权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波图像处理方法,其中,

所述像素区域的接收信号表示的颜色基于所述增强量被变更。

9. 如权利要求 7 或 8 的任一项所述的超声波图像处理方法, 其中,
所述增强量越大则越增加对于所述像素区域的接收信号的增强效果时间。

10. 如权利要求 1 至 9 的任一项所述的超声波图像处理方法, 其中,
穿刺针被刺入所述被检体中的所述扫描范围中,
所述增强量在所述帧接收信号中的示出穿刺针的像素区域中大。

11. 如权利要求 1 至 9 的任一项所述的超声波图像处理方法, 其中,
所述帧接收信号是帧 B 模式图像信号或者帧音响线信号中的其中一个。

12. 一种计算机能够读取的非临时的记录介质, 记录有使计算机执行权利要求 1 至 11 的任一项所述的超声波图像处理方法的程序。

13. 一种超声波诊断装置, 对帧接收信号进行校正, 该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成, 所述超声波诊断装置包括:

接收信号取得部, 取得时序地生成的 2 个以上的帧接收信号;

移动量计算部, 根据在所述 2 个以上的帧接收信号中包含的由 1 个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号, 按每个所述像素区域计算表示 1 个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;

移动量累积值计算部, 将每个所述像素区域的移动量, 沿着与所述超声波束发送方向大致平行的方向, 从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积, 从而计算所述关注像素区域的移动量累积值, 并将在所述 1 个帧接收信号中包含的各像素区域作为所述关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值;

增强量计算部, 基于所述各像素区域的移动量和所述各像素区域的移动量累积值, 计算对于在所述帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量; 以及

接收信号增强部, 基于所述增强量, 按每个像素区域增强所述 1 个帧接收信号。

14. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置, 其中,
在将所述方向设为第一方向时,

移动量累积值计算部将通过所述关注像素区域且存在于与所述第一方向平行的直线上的像素区域的移动量, 从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积, 从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

15. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置, 其中,
在将所述方向设为第一方向时,

移动量累积值计算部将在存在于与所述第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量, 沿着所述第一方向, 从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积, 从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

16. 如权利要求 13 至 15 的任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

计算所述增强量, 使得若校正对象的像素区域的移动量越大则所述增强量越增加, 在对于所述校正对象的像素区域的移动量累积值超过了预定基准值时, 若超过量越大则所述增强量越减少。

超声波图像处理方法以及使用该方法的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本公开涉及超声波图像处理方法以及使用了该方法的超声波诊断装置,尤其,涉及用于使用了穿刺针的超声波图像诊断的技术。

背景技术

[0002] 近年来,在进行将穿刺针插入作为被检体的患者的生物体内而采集组织或体液,对其进行诊断的生物体组织诊断。此外,在麻醉科、集中治疗室、疼痛门诊科中,在实施使用了穿刺针的麻醉治疗。在这些诊断中,医生等的操作者观看由超声波探头取得的被检体内的超声波图像而确认穿刺针的位置,并实施穿刺针的穿刺。此时,需要能够在监视器上确认穿刺针、尤其是其前端部的位置,要求提高超声波诊断装置中的穿刺针的视觉辨认性。

[0003] 尤其,在穿刺针以锐角刺入被检体的情况下等、超声波束和穿刺针的角度小的条件下,由穿刺针反射而由超声波探头接收的反射超声波变弱,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,正在进行各种研究。例如,提出了如下方法:在超声波诊断装置中,计算超声波断层图像帧数据的时间差,将空间变化对超声波断层图像帧数据进行加法处理(例如,专利文献1)。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:(日本)特开2001-269339号公报

[0007] 但是,超声波诊断装置是从超声波探头向被检体内发送超声波束并将被反射的反射超声波可视化的方法。因此,若对由金属构成的穿刺针等折射率与生物体组织大不相同的物质照射超声波束,则存在超声波束在穿刺针和生物体的边界被强烈反射,超声波束不能充分到达比穿刺针更深处的情況,伴随于此的画质降低成为课题。

发明内容

[0008] 本公开是鉴于上述课题而完成的,其目的在于,提供一种超声波图像处理方法以及使用了该方法的超声波诊断装置,其在超声波图像诊断中提高穿刺针的视觉辨认性,且防止穿刺针的影响所引起的画质降低,方便使用。

[0009] 本公开的一个方式的超声波图像处理方法是,一种超声波图像处理方法,对帧接收信号进行校正,该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,其特征在于,所述超声波图像处理方法包括:取得时序地生成的2个以上的帧接收信号的步骤;移动量计算步骤,根据在所述2个以上的帧接收信号中包含的由1个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号,按每个所述像素区域计算表示1个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;将每个所述像素区域的移动量,沿着与所述超声波束发送方向大致平行的方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值,并将在所述1个帧接收信号中包含的各像素区域作为所述关注像素区域

而计算各像素区域的移动量累积值的步骤；基于所述各像素区域的移动量和所述各像素区域的移动量累积值，计算对于在所述帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量的步骤；以及基于所述增强量，按每个像素区域增强所述 1 个帧接收信号的步骤。

[0010] 此外，本公开的一个方式的超声波诊断装置是，一种超声波诊断装置，对帧接收信号进行校正，该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成，其特征在于，所述超声波诊断装置包括：接收信号取得部，取得时序地生成的 2 个以上的帧接收信号；移动量计算部，根据在所述 2 个以上的帧接收信号中包含的由 1 个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号，按每个所述像素区域计算表示 1 个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量；移动量累积值计算部，将每个所述像素区域的移动量，沿着与所述超声波束发送方向大致平行的方向，从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积，从而计算所述关注像素区域的移动量累积值，并将在所述 1 个帧接收信号中包含的各像素区域作为所述关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值；增强量计算部，基于所述各像素区域的移动量和所述各像素区域的移动量累积值，计算对于在所述帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量；以及接收信号增强部，基于所述增强量，按每个像素区域增强所述 1 个帧接收信号。

[0011] 根据本公开的一个方式的超声波图像处理方法以及使用了该方法的超声波诊断装置，通过上述结构，能够减轻对于穿刺针的伪增强（擬似強調），在超声波图像诊断中提高穿刺针的视觉辨认性，且能够防止穿刺针的影响所引起的画质降低。因此，能够提高超声波诊断装置的便利性。

附图说明

[0012] 图 1 是实施方式 1 的超声波诊断装置 10 的功能框图。

[0013] 图 2 是表示实施方式 1 的超声波诊断装置 10 中的增强处理部 6 的动作的流程图。

[0014] 图 3 是表示了实施方式 1 的超声波诊断装置 10 的增强量计算部 62 中的输入和输出的关系的特性图。

[0015] 图 4 是表示了实施方式 1 的超声波诊断装置 10 中的深度方向上的穿刺针的移动量和移动量累积值的测定结果。

[0016] 图 5 是表示了实施方式 1 的超声波诊断装置 10 的增强校正量计算部 65 中的输入和输出的关系的特性图。

[0017] 图 6 是表示了实施方式 1 的超声波诊断装置 10 的 B 模式图像增强部 63 中的 B 模式图像信号的输入亮度和输出亮度的关系的特性图。

[0018] 图 7 是由实施方式 1 的超声波诊断装置 10 取得的 B 模式图像。

[0019] 图 8 是由实施方式 1 的超声波诊断装置 10 取得的 B 模式图像。

[0020] 图 9(a) 至图 9(c) 是用于说明实施方式 2 的超声波诊断装置中的移动量累积值计算部 64 的动作的示意图。

[0021] 图 10 是表示实施方式 2 的超声波诊断装置中的增强处理部 6A 的动作的流程图。

[0022] 图 11 是由实施方式 2 的超声波诊断装置取得的穿刺针被增强的 B 模式图像。

[0023] 图 12 是实施方式 3 的超声波诊断装置 10A 的功能框图。

- [0024] 图 13 是现有的超声波诊断装置 10X 的功能框图。
- [0025] 图 14 是表示现有的超声波诊断装置 10X 中的增强处理部 6X 的动作的流程图。
- [0026] 图 15 是由现有的超声波诊断装置 10X 取得的 B 模式图像。
- [0027] 图 16 是由现有的超声波诊断装置 10X 取得的 B 模式图像。
- [0028] 图 17(a) 至图 17(d) 是用于说明现有的超声波诊断装置 10X 中的伴随着穿刺针增强处理的穿刺针阴影部分的伪增强的示意图。
- [0029] 标号说明
- [0030] 1、1X 超声波探头
- [0031] 2、2X 超声波发送接收部
- [0032] 3、3X 发送接收控制部
- [0033] 4、4X B 模式图像生成部（接收信号生成部）
- [0034] 5、5X B 模式图像取得部（接收信号取得部）
- [0035] 5A 音响线信号取得部（接收信号取得部）
- [0036] 6、6A、6Y 增强处理部
- [0037] 7、7X 显示控制部
- [0038] 8、8X 显示器
- [0039] 10、10A、10X 超声波诊断装置
- [0040] 61、61A、61X 移动量计算部
- [0041] 62、62X 增强量计算部
- [0042] 63、63X B 模式图像增强部（接收信号增强部）
- [0043] 63A 音响线信号增强部（接收信号增强部）
- [0044] 64 移动量累积值计算部
- [0045] 65 增强校正量计算部
- [0046] S201、S201X 移动量计算步骤
- [0047] S202、S202A 计算移动量累积值的步骤
- [0048] S2021A 沿着第一方向计算第二方向的移动量最大值的步骤
- [0049] S2022A 将第二方向的移动量最大值沿着第一方向进行累积的步骤
- [0050] S203 计算增强校正量的步骤
- [0051] S204 计算增强量的步骤
- [0052] S205、S202X 增强帧 B 模式图像信号（接收信号）的步骤

具体实施方式

[0053] 《关于实现用于实施发明的方式的经过》

[0054] 发明人们为了在超声波图像诊断中提高穿刺针的视觉辨认性,进行了各种研究。图 13 是表示现有的超声波诊断装置 10X 的结构的框图。超声波诊断装置 10X 由超声波发送接收部 2X、发送接收控制部 3X、B 模式图像生成部 4X、B 模式图像取得部 5X、增强处理部 6X 以及显示控制部 7X 构成。增强处理部由移动量计算部 61X、增强量计算部 62X、B 模式图像增强部 63X 构成。此外,构成为在超声波诊断装置 10X 的超声波发送接收部 2X 上能够连接超声波探头 1X,在显示控制部 7X 上能够连接显示器 8X。

[0055] 说明超声波诊断装置 10X 的动作。超声波发送接收部 2X 基于来自发送接收控制部 3X 的发送控制信号,进行发送处理,该发送处理对超声波探头 1X 提供用于使其向被检体内的扫描范围发送超声波束的脉冲状的发送超声波信号。进一步,超声波发送接收部 2X 进行时序的超声波扫描,该时序的超声波扫描在将基于从超声波探头 1X 取得的反射超声波的超声波信号进行放大之后 AD 变换的 RF 信号进行整相相加,从而生成沿着深度方向连续的音响线信号,并输出到 B 模式图像取得部 5X。并且,在每次进行超声波扫描时,时序地将音响线信号输出到 B 模式图像生成部 4X。

[0056] B 模式图像生成部 4X 对音响线信号实施包络线检波、对数压缩等的处理而进行亮度变换,并将该亮度信号坐标变换为正交坐标系,从而生成 B 模式图像信号。由 B 模式图像生成部 4X 生成的 B 模式图像信号在每次进行超声波扫描时,时序地发送到 B 模式图像取得部 5X 并存储。B 模式图像取得部 5X 是存储 B 模式图像信号的缓冲器。

[0057] 接着,在增强处理部 6X 中,对 B 模式图像信号实施增强处理。图 14 是表示超声波诊断装置 10X 中的增强处理部 6X 的动作的流程图。

[0058] 在步骤 S201X 中,移动量计算部 61X 从 B 模式图像取得部 5X 读出当前帧和当前帧之前的帧的 2 个帧的 B 模式图像信号,并按每个像素求帧间差。帧间差是指,当前帧的 B 模式图像信号表示的亮度与从被检体的同一位置取得的当前帧之前的帧的 B 模式图像信号表示的亮度之差,与表示对象物的移动的移动量大致成正比。通过使用上述帧间差等,能够提取表示穿刺针的移动的 B 模式图像信号的部分。

[0059] 在步骤 S202X 中,增强量计算部 62X 基于移动量而计算增强量,B 模式图像增强部 63X 按每个像素,基于增强量而增强 B 模式图像信号,并将增强 B 模式图像信号输出到显示控制部 7X,在显示器 8X 中显示 B 模式图像。能够在帧间差表示的移动量越大则对于该 B 模式图像信号的增强量越大的条件下,确定对于像素的增强量。

[0060] 图 15 以及图 16 是由现有的超声波诊断装置 10X 取得的 B 模式图像。在图 15 以及图 16 中,位于由虚线包围的区域 A 的上方的白色斑点状的部分是被增强的穿刺针的显示图像。此外,在区域 A 内的穿刺针的显示图像的下方存在染成白色的部分。这是穿刺针的阴影被伪增强的部分,认为是伴随着穿刺针增强处理的噪声。以下,使用附图说明穿刺针阴影的伪增强的发生理由。

[0061] 图 17 是用于说明现有的超声波诊断装置 10X 中的伴随着穿刺针增强处理的穿刺针阴影部分的伪增强的示意图。在使用了穿刺针的超声波诊断中,穿刺针刺入从超声波探头向被检体内发送超声波束的扫描范围(图 17(a))。此时,伴随着穿刺针的刺入,在穿刺针的下方产生超声波束不能被充分照射的阴影区域(图 17(b))。如上所述,通过根据当前和例如紧接之前的 2 个帧的 B 模式图像信号中的每个像素的帧间差而导出的移动量,计算出各像素的增强量。因此,在图 17(b)中,伴随着穿刺针的刺入而新成为阴影的部分,由于在与紧接之前的帧的对比中被识别为亮度发生了变化,所以检测出与亮度变化量对应的移动量(图 17(c))。其结果,对伴随着穿刺针的刺入而新成为阴影的部分的像素被分配与亮度变化对应的增强量,该像素的 B 模式图像信号被增强(图 17(d))。

[0062] 由于这样的、穿刺针阴影的伪增强是本来在测定对象中不存在的虚像,在有效率且适当地进行诊断的方面并不好。因此,发明人们对在 B 模式图像的穿刺针增强处理中实施对于穿刺针的增强处理时防止发生伪增强的技术进行专心研究,想到了本发明的实施方

式的超声波图像处理方法以及使用了该超声波图像处理方法的超声波诊断装置。

[0063] 以下,使用附图详细说明实施方式的超声波图像处理方法以及使用了该超声波图像处理方法的超声波诊断装置。

[0064] 《用于实施本发明的方式的概要》

[0065] 本实施方式的超声波图像处理方法是,一种超声波图像处理方法,对帧接收信号进行校正,该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,其特征在于,所述超声波图像处理方法包括:取得时序地生成的2个以上的帧接收信号的步骤;移动量计算步骤,根据在所述2个以上的帧接收信号中包含的由1个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号,按每个所述像素区域计算表示1个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;将每个所述像素区域的移动量,沿着与所述超声波束发送方向大致平行的方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值,并将在所述1个帧接收信号中包含的各像素区域作为所述关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值的步骤;基于所述各像素区域的移动量和所述各像素区域的移动量累积值,计算对于在所述帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量的步骤;以及基于所述增强量,按每个像素区域增强所述1个帧接收信号的步骤。

[0066] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:在将所述方向设为第一方向时,在计算所述移动量累积值的步骤中,将通过所述关注像素区域且存在于与所述第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

[0067] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:在将所述方向设为第一方向时,在计算每个所述像素区域的移动量累积值的步骤中,将在存在于与所述第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量,沿着所述第一方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

[0068] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:在计算所述增强量的步骤中,计算所述增强量,使得若校正对象的像素区域的移动量越大则所述增强量越增加,在对于所述校正对象的像素区域的移动量累积值超过了预定基准值时,若超过量越大则所述增强量越减少。

[0069] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:在计算所述移动量累积值的步骤中,将每个所述像素区域的移动量沿着所述超声波束的发送接收方向进行累积。

[0070] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:所述像素区域的移动量基于所述像素区域的接收信号表示的亮度与通过取得了该像素区域的接收信号的超声波扫描之前的超声波扫描取得的同一像素区域的接收信号表示的亮度之差来确定,若该差越大则所述移动量越大。

[0071] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:所述增强量越大,则所述像素区域的接收信号表示的亮度越被放大。

[0072] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:所述像素区域的接收信号表示的颜色基于所述增强量而被变更。

[0073] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:所述增强量越大则越增加对于所述像素区域的接收信号的增强效果时间。

[0074] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:穿刺针被刺入所述被检体中的所述扫描范围中,所述增强量在所述帧接收信号中的示出穿刺针的像素区域中大。

[0075] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:所述帧接收信号是帧 B 模式图像信号或者帧音响线信号中的其中一个。

[0076] 此外,在其他方式中,也可以是一种计算机能够读取的非临时的记录介质,记录有使计算机执行上述超声波图像处理方法的程序。

[0077] 本实施方式的超声波诊断装置是,一种超声波诊断装置,对帧接收信号进行校正,该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,其特征在于,所述超声波诊断装置包括:接收信号取得部,取得时序地生成的 2 个以上的帧接收信号;移动量计算部,根据在所述 2 个以上的帧接收信号中包含的由 1 个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号,按每个所述像素区域计算表示 1 个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;移动量累积值计算部,将每个所述像素区域的移动量,沿着与所述超声波束发送方向大致平行的方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值,并将在所述 1 个帧接收信号中包含的各像素区域作为所述关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值;增强量计算部,基于所述各像素区域的移动量和所述各像素区域的移动量累积值,计算对于在所述帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量;以及接收信号增强部,基于所述增强量,按每个像素区域增强所述 1 个帧接收信号。

[0078] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:在将所述方向设为第一方向时,移动量累积值计算部将通过所述关注像素区域且存在于与所述第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

[0079] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:在将所述方向设为第一方向时,移动量累积值计算部将在存在于与所述第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量,沿着所述第一方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至所述关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值。

[0080] 此外,在其他方式中,也可以是如下结构:计算所述增强量,使得若校正对象的像素区域的移动量越大则所述增强量越增加,在对于所述校正对象的像素区域的移动量累积值超过了预定基准值时,若超过量越大则所述增强量越减少。

[0081] 《实施方式 1》

[0082] 以下,参照附图说明实施方式 1 的超声波诊断装置。

[0083] <整体结构>

[0084] 1. 超声波诊断装置 10

[0085] 图 1 是实施方式 1 的超声波诊断装置 10 的功能框图。超声波诊断装置 10 由控制电路 100 构成,该控制电路 100 包括超声波发送接收部 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、增强处理部 6 以及显示控制部 7。

[0086] 构成控制电路 100 的各元素分别通过例如 FPGA(现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array))、ASIC(特定应用集成电路(Application Specific Integrated Circuit))等的硬件电路而实现。或者,也可以是由 CPU(中央处理器(Central Processing Unit))或 GPGPU(通用计算图形处理单元(General-Purpose computing on Graphics Processing Unit))或处理器等的可编程设备和软件实现的结构。这些结构元素既能够设为一个电路部件,也能够设为多个电路部件的集合体。此外,既能够将多个结构元素进行组合而设为一个电路部件,也能够设为多个电路部件的集合体。此外,构成为在超声波诊断装置 10 的超声波发送接收部 2 上能够连接超声波探头 1,在显示控制部 7 上能够连接显示器 8。图 1 表示在超声波诊断装置 10 上连接了超声波探头 1、显示器 8 的状态。

[0087] 接着,说明在超声波诊断装置 10 上从外部连接的各元素。

[0088] 2. 超声波探头 1

[0089] 超声波探头 1 具有例如沿着一维方向(以下,设为“振子排列方向”)排列的多个振子(未图示)。超声波探头 1 将从后述的超声波发送接收部 2 提供的脉冲状的电信号(以下,设为“发送超声波信号”)变换为脉冲状的超声波。超声波探头 1 在使超声波探头 1 的振子侧外表面接触到被检体的皮肤表面的状态下,将从多个振子发出的由多个超声波构成的超声波束向测定对象发送。然后,超声波探头 1 接收来自被检体的多个反射超声波,由多个振子将这些反射超声波分别变换为电信号(以下,设为“接收超声波信号”),并将接收超声波信号提供给超声波发送接收部 2。

[0090] 另外,在实施方式 1 中,例示了具有沿着一维方向排列的多个振子的超声波探头 1,但能够使用于本实施方式的超声波探头 1 并不限于此。例如,也可以使用沿着二维方向排列振子的二维排列振子、使沿着一维方向排列的多个振子机械地摇动而取得三维的断层图像的摇动型超声波探头,能够根据测定而适当区分使用。

[0091] 此外,超声波探头 1 也可以将后述的超声波发送接收部 2 的一部分的功能设置在超声波探头侧。例如,也可以在超声波探头侧设置如下功能:基于用于生成从超声波发送接收部 2 输出的发送电信号的控制信号(以下,设为“发送控制信号”),在超声波探头 1 内生成发送电信号,并将该发送电信号变换为超声波。此外,也可以在超声波探头侧设置如下功能:在将接收到的反射超声波变换为接收电信号之后,基于该接收电信号而生成后述的接收信号。

[0092] 3. 显示器 8

[0093] 显示器 8 是所谓的图像显示用的显示装置,将来自后述的显示控制部 7 的图像输出显示在显示画面。在显示器 8 中,能够使用液晶显示器、CRT、有机 EL 显示器等。

[0094] <各部分结构>

[0095] 接着,说明在超声波诊断装置 10 中包含的各块的结构。

[0096] 1. 超声波发送接收部 2

[0097] 超声波发送接收部 2 连接到超声波探头 1。超声波发送接收部 2 是基于来自发送接收控制部 3 的发送控制信号,进行对超声波探头 1 提供用于使其产生超声波束的脉冲状的发送超声波信号的发送处理的电路。具体而言,超声波发送接收部 2 例如包括时钟产生电路、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。延迟电路是用于按每个

振子对超声波束的发送定时设定延迟时间,使超声波束的发送延迟时间而进行超声波束的聚焦或转向的电路。

[0098] 此外,进一步,超声波发送接收部 2 在将基于从超声波探头 1 取得的反射超声波的接收超声波信号进行放大之后进行 AD 变换的 RF 信号进行整相相加,从而生成沿着深度方向连续的音响线信号。并且,进行接收处理,即按照副扫描的顺序,按照时序将音响线信号输出到 B 模式图像生成部 4。

[0099] RF 信号例如由多个信号构成,该多个信号由振子排列方向、和超声波的发送方向即与振子排列垂直的方向构成,各信号是将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。

[0100] 音响线信号是构成整相相加处理后的 RF 信号的沿着深度方向连续的数据。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。音响线信号构筑由多个信号构成的帧,该多个信号例如由振子排列方向、和超声波的发送方向即与振子排列垂直的方向构成。将通过一次超声波扫描而取得的音响线信号称为帧音响线信号。另外,“帧”是指构筑一张断层图像所需的一个成批的信号的单位。

[0101] 超声波发送接收部 2 重复连续地进行发送处理以及接收处理。

[0102] 2. 发送接收控制部 3

[0103] 发送接收控制部 3 是生成发送控制信号以及接收控制信号,并输出到超声波发送接收部 2 的电路。在本实施方式中,在发送控制信号以及接收控制信号中,表示发送接收的定时等的信息输出到超声波发送接收部 2。

[0104] 3. B 模式图像生成部 4

[0105] B 模式图像生成部 4 是将帧内的各个音响线信号变换为对应于其强度的亮度信号,并将该亮度信号坐标变换为正交坐标系,从而生成帧 B 模式图像信号的电路。B 模式图像生成部 4 按每个帧逐次进行该处理,并将生成的断层图像输出到 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、对数压缩等的处理而进行亮度变换,并将该亮度信号坐标变换为正交坐标系,从而生成 B 模式图像信号。即,B 模式图像信号是由亮度来表示了超声波接收信号的强度的信号。由 B 模式图像生成部 4 生成的帧 B 模式图像信号在每次进行超声波扫描时按时序发送到 B 模式图像取得部 5。

[0106] 4. B 模式图像取得部 5

[0107] B 模式图像取得部 5 是包括缓冲器的电路,该缓冲器将由 B 模式图像生成部 4 生成的 B 模式图像信号作为输入,存储在每次进行超声波扫描时按时序发送的帧 B 模式图像信号。

[0108] 此外,在本说明书中,将 B 模式图像信号或者成为生成 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)。

[0109] 5. 增强处理部 6

[0110] 增强处理部 6 由移动量计算部 61、增强量计算部 62、移动量累积值计算部 64、增强校正量计算部 65 以及 B 模式图像增强部 63 构成。

[0111] (5.1) 移动量计算部 61

[0112] 移动量计算部 61 是通过对从 B 模式图像取得部 5 取得的多个帧的 B 模式图像信号表示的亮度取帧间差,从而计算表示帧 B 模式图像信号中的对象物的移动的移动量的电

路。这里,“像素区域中的对象物”是指,像素区域的图像表示的被检体的组织或刺入被检体的组织的穿刺针等的人工物。在本实施方式中,计算表示穿刺针的移动的移动量。具体而言,帧增强量图制作部 62 从 B 模式图像取得部 5 读出包括当前帧的 2 个以上的帧 B 模式图像信号,在由 1 个或者多个像素构成的同一个像素区域间取例如亮度信息的帧间差。并且,在该帧间差的值越大则当前帧 B 模式图像信号的同一像素区域的移动量越大的条件下,计算移动量。在计算出的帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域的移动量输出到增强量计算部 62 以及移动量累积值计算部 64。

[0113] (5.2) 移动量累积值计算部 64

[0114] 移动量累积值计算部 64 是如下电路:将每个像素区域的移动量,沿着与帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向大致平行的方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值,并将在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域作为关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值。

[0115] 这里,“与帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向大致平行的方向”(以后,设为“第一方向”)是指,与 B 模式图像显示上的超声波束发送方向的角度为 ± 45 度以下的方向。此外,“超声波束发送方向”是指, B 模式图像显示上的音响线信号的深度方向。例如,在正交坐标上显示了 B 模式图像时,在 B 模式图像上任意地设定的 x 方向以及 y 方向中、与 B 模式图像中的音响线信号的深度方向构成的角度小的方向成为第一方向。

[0116] 在本实施方式中,将通过关注像素区域且存在于与第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值,并通过对在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域进行该处理,从而计算各像素区域的移动量累积值。在计算出的帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域的移动量累积值输出到增强校正量计算部 65。

[0117] (5.3) 增强校正量计算部 65

[0118] 增强校正量计算部 65 是基于帧 B 模式图像信号的各像素区域的移动量累积值,计算对于各像素区域的增强校正量的电路。计算对于各像素区域的增强校正量,使得在超过了各像素区域的移动量累积值的预定基准值时,超过量越大则对于各像素区域的增强量越减少。计算出的对于各像素区域的增强校正量输出到增强量计算部 62。

[0119] (5.4) 增强量计算部 62

[0120] 增强量计算部 62 是从移动量计算部 61 取得各像素区域的移动量,从增强校正量计算部 65 取得各像素区域的增强校正量,并基于帧 B 模式图像信号的各像素区域的移动量而计算对于各像素的增强量的电路。计算对于各像素区域的增强量,使得各像素区域的移动量越大则对于该像素区域的 B 模式图像信号的增强量越增加,且基于对于各像素区域的增强校正量而增强量减少。

[0121] (5.5) B 模式图像增强部 63

[0122] B 模式图像增强部 63 是从 B 模式图像取得部 5 取得帧 B 模式图像信号,从增强量计算部 62 取得对于帧 B 模式图像信号的各像素区域的增强量,并对帧 B 模式图像信号的各像素区域的 B 模式图像信号实施增强处理的电路。此时, B 模式图像增强部 63 对 B 模式图像信号实施增强处理,使得增强量越大则对象像素区域的接收信号表示的亮度越被放大。

被增强的增强完毕帧 B 模式图像信号输出到显示控制部 7。

[0123] 6. 显示控制部 7

[0124] 显示控制部 7 是使外部连接的显示器 8 显示基于增强完毕帧 B 模式图像信号的 B 模式图像的电路。

[0125] <关于动作>

[0126] 说明由以上的结构构成的超声波诊断装置 10 的动作。图 2 是表示实施方式 1 的超声波诊断装置 10 中的增强处理部 6 的动作的流程图。

[0127] 1. 步骤 S201

[0128] 在步骤 S201 中,根据多个帧 B 模式图像信号而计算各像素区域的移动量。根据帧 B 模式图像信号的各像素区域的帧间差,检测帧 B 模式图像信号上的对象物的移动量。具体而言,帧增强量图制作部 62 从 B 模式图像取得部 5 读出包括当前帧的 2 个以上的帧 B 模式图像信号,在由 1 个或者多个像素构成的同一个像素区域间例如取亮度信息的帧间差。这里,帧间差是,当前帧 B 模式图像信号表示的亮度与在其之前取得的 1 个以上的帧 B 模式图像信号表示的亮度的、由 1 个或者多个像素构成的同一像素区域之间的差。在像素区域由多个像素构成的情况下,能够使用多个像素的平均亮度而计算像素区域间的亮度之差。此外,也可以是在使用 3 个以上的帧 B 模式图像信号而取帧间差的情况下,例如计算在 2 个帧间进行的多个帧间差的结果的平均值或方差值的结构。并且,计算移动量,使得该计算值越大则当前 B 帧 B 模式图像信号的同一像素区域的移动量越大。

[0129] 2. 步骤 S202

[0130] 在步骤 S202 中,将通过关注像素区域且存在于和与超声波束发送方向大致平行的第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值,在相对于第一方向垂直的第二方向的各位置进行该处理,并对在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域进行该处理,从而计算各像素区域的移动量累积值。

[0131] 3. 步骤 S203

[0132] 在步骤 S203 中,增强校正量计算部 65 基于帧 B 模式图像信号的各像素区域的移动量累积值,计算对于各像素区域的增强校正量。计算对于各像素区域的增强校正量,使得在超过了各像素区域的移动量累积值的预定基准值时,超过量越大则对于各像素区域的增强量越减少。

[0133] 4. 步骤 S204

[0134] 在步骤 S204 中,增强量计算部 62 基于从移动量计算部 61 提供的各像素区域的移动量和从增强校正量计算部 65 提供的各像素区域的增强校正量,计算对于帧 B 模式图像信号的各像素的增强量。计算对于各像素区域的增强量,使得各像素区域的移动量越大则对于该像素区域的 B 模式图像信号的增强量越增加,且基于对于各像素区域的增强校正量而增强量减少。

[0135] 5. 步骤 S205

[0136] B 模式图像增强部 63 基于从 B 模式图像取得部 5 提供的帧 B 模式图像信号和从增强量计算部 62 提供的对于帧 B 模式图像信号的各像素区域的增强量,对帧 B 模式图像信号的各像素区域的 B 模式图像信号实施增强处理。此时,B 模式图像增强部 63 对 B 模式图像

信号实施增强处理,使得增强量越大则对象像素区域的接收信号表示的亮度越被放大。在与第一方向垂直的第二方向的各位置上进行该处理 (S206),生成被增强的增强完毕帧 B 模式图像信号。

[0137] 增强完毕帧 B 模式图像信号输出到显示控制部 7,在显示器 8 中显示增强完毕帧 B 模式图像信号,在每次进行超声波扫描时进行更新而显示增强完毕帧 B 模式图像的处理。

[0138] <关于穿刺针增强处理中的伪增强的防止>

[0139] 接着,使用附图说明超声波诊断装置 10 中的穿刺针增强处理中的伪增强的防止效果。

[0140] 图 3 是表示了超声波诊断装置 10 中的增强量计算部 62 中的、作为输入的移动量和计算出的增强量 k_1 的关系的特性图。在本实施方式中,如图 3 所示,设为增强量 k_1 与移动量成比例关系的结构。

[0141] 接着,研究了在穿刺针刺入被检体时取得的 B 模式图像信号中的、移动量和移动量累积值在音响线信号的深度方向上的分布。图 4 是表示了超声波诊断装置 10 中的深度方向的穿刺针的移动量和移动量累积值的测定结果。如图 4 所示,移动量 (虚线) 在有穿刺针的深度 (40 像素附近) 上有峰,且还分布在比穿刺针深的范围 (超过 40 像素且至 180 像素附近)。比穿刺针深的范围中的移动量的分布受到穿刺针的阴影的影响。这是因为,如上所述,伴随着穿刺针的刺入而新成为超声波束照射中的穿刺针的阴影区域的部分,由于在与前帧的对比中被认为亮度发生了变化,所以被认为有与亮度变化量对应的移动量。

[0142] 移动量累积值 (实线) 的分布是将该移动量分布沿着深度方向进行积分而获得的。移动量累积值如下分布:在有穿刺针的深度 (40 像素附近) 中急剧上升,若超过深度 40 像素则倾斜变得平缓,在渐增直到深度 120 像素附近之后饱和。此外,根据发明人们的实验,穿刺针存在的深度中的移动量累积值的上升量,即使在改变了深度的情况下也成为大致一定。其理由在于,由于穿刺针是表面光滑的金属,其粗细也被基准限定在规定范围,所以在将穿刺针刺入了被检体时的 B 模式图像信号上的亮度变化、以及从亮度变化导出的移动量也成为一定。因此,通过检测移动量累积值的上升,能够正确地检测穿刺针的刺入深度。

[0143] 图 5 是表示了超声波诊断装置 10 的增强校正量计算部 65 中的、作为输入的移动量累积值和作为输出的增强校正量 k_2 的关系的特性图。如图 5 所示,增强校正量 k_2 是 0 至 1 的范围的系数,预定基准值 m 是想要留下穿刺针的增强的移动量累积值的范围。在本实施方式中,设为增强校正量 k_2 在移动量累积值为直到预定基准值 m 为止的范围中为 1,若移动量累积值超过预定基准值 m 则向 0 减少的结构。移动量累积值的预定基准值 m 能够根据图 4 等的实验结果来确定。例如,预定基准值 m 优选设为稍微超过在有穿刺针的深度 (图 4 中的 40 像素附近) 中的急剧的上升后的值的移动量累积值。在本实施方式中,优选为在 6 至 10 的范围、进一步优选为在 6 至 8 的范围中包含的值。

[0144] 由此,计算增强量 ($k_1 \times k_2$),使得校正对象的像素区域的移动量越大则增强量越增加,在对于校正对象的像素区域的移动量累积值超过了预定基准值时,超过量越大则增强量越减少。

[0145] 图 6 是表示了超声波诊断装置 10 的 B 模式图像增强部 63 中的 B 模式图像信号的输入亮度和输出亮度的关系的特性图。在本实施方式中的对于 B 模式图像信号的增强处理

中,输入信号基于增强量 ($k1 \times k2$) 而被放大后输出。

[0146] 接着,关于超声波诊断装置 10 中的穿刺针增强处理中的伪增强的防止效果,显示 B 模式图像而进行了评价。图 7 以及图 8 是由超声波诊断装置 10 取得的 B 模式图像。在图 7 以及图 8 中,位于由虚线包围的区域 A 的上方的白的部分是被增强的穿刺针的显示图像。可知与作为由超声波诊断装置 10X 取得的 B 模式图像的图 15 同等地,穿刺针被增强。另一方面,可知在区域 A 内的穿刺针的显示图像的下方染成白色的部分,与图 15 相比被减轻显得不明显。图 15 中看到的上述染成白色的部分是,穿刺针的阴影被伪增强的部分且是伴随穿刺针增强处理的噪声。由此,在超声波诊断装置 10 中,可知通过采用上述结构,伴随着穿刺针增强处理的穿刺针阴影的伪增强被减轻。

[0147] <小结>

[0148] 以上,如所说明,在实施方式 1 的超声波图像处理的方法以及使用了该方法的超声波诊断装置中,通过上述的结构,能够减轻对于穿刺针的伪增强。因此,在超声波图像诊断中能够提高穿刺针的视觉辨认性,且防止穿刺针的影响所引起的画质降低,能够提高超声波诊断装置的便利性。

[0149] 《实施方式 2》

[0150] 在实施方式 1 的超声波诊断装置 10 中,移动量累积值计算部 64 设为如下结构:将通过关注像素区域且存在于与第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值,通过对在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域进行该处理,从而计算各像素区域的移动量累积值。但是,移动量累积值计算部 64 只要将每个像素区域的移动量,沿着与帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向大致平行的方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域的移动量累积值即可,移动量累积值计算部 64 的结构能够适当变更。

[0151] 在实施方式 2 中,移动量累积值计算部 64 设为如下结构:将在存在于与第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量,沿着第一方向,从位于所述超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算所述关注像素区域的移动量累积值,通过对在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域进行该处理,从而计算各像素区域的移动量累积值。除了移动量累积值计算部 64 以外的结构,与实施方式 1 所示的各元素相同,所以省略说明。

[0152] <结构>

[0153] 以下,参照附图说明实施方式 1 的超声波诊断装置。

[0154] 图 9(a) 至图 9(c) 是用于说明实施方式 2 的超声波诊断装置中的移动量累积值计算部 64 的结构的示意图。

[0155] 图 9(a) 是表示实施方式 1 的移动量累积值计算部 64 的结构的示意图。如本图所示,在实施方式 1 中,将移动量,沿着第一方向,从位于超声波束的上游侧端部的像素区域至关注像素区域进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值。因此,在帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向与第一方向不平行而是构成一定的角度的情况下,在脱离了位于穿刺针的第一方向下方的部分的位置中,移动量累积值减少,对于该部分的增强校正量减少。

[0156] 因此,存在在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域的一部分超出位于从 B 模式图像信号上的穿刺针的第一方向的下方的部分,对超出的部分进行伪增强的课题。图 9(a) 的位于扇形状内的右下方的白色斑是残留了伪增强的部分。

[0157] 此外,即使帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向和第一方向平行,在超声波束为向涡中侧扩展的形状的波束的情况下,有时在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域的一部分也会超过从 B 模式图像信号上的穿刺针的第一方向下方区域,存在同样的课题。

[0158] 另一方面,图 9(b)、图 9(c) 是表示实施方式 2 的移动量累积值计算部 64 的结构的示意图。如本图所示,在实施方式 2 中,在各垂直方向(第一方向)的位置上,沿着水平方向(第二方向)计算各像素区域的移动量的最大值(图 9(b))。并且,将该最大值,沿着第一方向,从位于超声波束的上游侧端部的像素区域至关注像素区域进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值(图 9(c))。通过对在当前帧 B 模式图像信号中包含的各像素区域进行该处理,从而计算各像素区域的移动量累积值。

[0159] 由此,沿着第一方向的移动量累积值成为将第二方向上的各第一方向位置中的移动量的最大值沿着第一方向进行了累积的值。因此,即使是在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域的一部分位于脱离了穿刺针的第一方向下方的位置的情况下,该阴影区域的一部分中的移动量累积值也成为与位于穿刺针的第一方向下方时相同的值。因此,能够防止对在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域中、从穿刺针的第一方向下方超出的部分进行伪增强的情况。

[0160] <关于动作>

[0161] 图 2 是表示实施方式 2 的超声波诊断装置中的增强处理部 6 的动作的流程图。

[0162] 1. 步骤 S201

[0163] 步骤 S201 与实施方式 1 相同。根据多个帧 B 模式图像信号的帧间差,检测帧 B 模式图像信号中的对象物的移动量。

[0164] 2. 步骤 S202A

[0165] 步骤 S202A 具有子步骤 S2021A 以及子步骤 S2022A。

[0166] 在子步骤 S2021A 中,移动量累积值计算部 64 计算在存在于与第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量,作为第二方向的移动量最大值。

[0167] 在子步骤 S2022A 中,将第二方向的移动量最大值,沿着第一方向,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值。通过对在当前帧 B 模式图像信号中包含的全部像素区域进行以上的处理,从而计算各像素区域的移动量累积值。

[0168] 3. 步骤 S203

[0169] 步骤 S203 与实施方式 1 相同。增强校正量计算部 65 基于帧 B 模式图像信号的各像素区域的移动量累积值,计算对于各像素区域的增强校正量。

[0170] 4. 步骤 S204

[0171] 步骤 S204 与实施方式 1 相同。增强量计算部 62 基于从移动量计算部 61 提供的各像素区域的移动量和从增强校正量计算部 65 提供的各像素区域的增强校正量,计算对于帧 B 模式图像信号的各像素的增强量。

[0172] 5. 步骤 S205

[0173] B 模式图像增强部 63 与实施方式 1 相同。基于从 B 模式图像取得部 5 提供的帧 B 模式图像信号和从增强量计算部 62 提供的对于帧 B 模式图像信号的各像素区域的增强量, 对帧 B 模式图像信号的各像素区域的 B 模式图像信号实施增强处理。生成被增强的增强完毕帧 B 模式图像信号, 并经由显示控制部 7 显示在显示器 8 中。

[0174] <关于伪增强的防止效果>

[0175] 接着, 从 B 模式图像显示评价了实施方式 2 中的伪增强的防止效果。图 11 是由实施方式 2 的超声波诊断装置取得的 B 模式图像。图 8 是由实施方式 1 的超声波诊断装置 10 取得的 B 模式图像。在图 8 中, 位于由虚线包围的区域 A 的右下方的虚线附近的白色斑是, 在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域的一部分从 B 模式图像上的穿刺针的第一方向下方区域超出而被伪增强的部分。相对于此, 在图 11 中, 位于由虚线包围的区域 A 内的白色斑被淡化而变得不明显。即, 可知在实施方式 2 的结构中, 对在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域中、从穿刺针的第一方向下方超出的部分进行基于移动量累积值的增强校正, 在实施方式 1 中产生的伪增强被减轻。

[0176] <小结>

[0177] 以上, 如所说明, 在实施方式 2 的超声波图像处理方法以及使用了该方法的超声波诊断装置中, 除了实施方式 1 中的效果之外, 还起到以下的效果。

[0178] 即, 在帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向和第一方向不平行而是构成一定的角度的情况下, 存在在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域的一部分从 B 模式图像信号上的穿刺针向沿着第一方向的下方超出, 对超出的部分进行伪增强而残留伪增强的课题。在超声波束为向涡中侧扩展的形状的波束的情况下, 也存在同样的课题。

[0179] 相对于此, 在实施方式 2 中, 通过如上述的结构, 对上述的超出的部分也计算出基于移动量累积值的增强校正量, 能够减轻在实施方式 1 中产生的伪增强。

[0180] 《实施方式 3》

[0181] 在实施方式 1 中, 设为基于根据在多个帧 B 模式图像信号中包含的像素区域的 B 模式图像信号而计算出的移动量, 计算对于像素区域的 B 模式图像信号的增强量, 从而增强帧 B 模式图像信号的结构。

[0182] 但是, 只要基于根据在多个帧接收信号中包含的像素区域的接收信号而计算出的特性值, 计算对于像素区域的接收信号的增强量, 进行对于多个帧接收信号的增强处理即可, 实施增强处理的对象能够适当变更。

[0183] 在实施方式 3 的超声波诊断装置 10A 中, 其特征点在于设为如下结构: 基于根据在多个帧的音响线信号中包含的由 1 个或者多个像素构成的像素区域的音响线信号而计算出的移动量, 计算对于像素区域的音响线信号的增强量, 从而对帧的音响线信号进行增强处理。

[0184] <结构>

[0185] 以下, 说明超声波诊断装置 10A 的结构。图 12 是实施方式 3 的超声波诊断装置 10A 的功能框图。超声波诊断装置 10A 由控制电路 100A 构成, 该控制电路 100A 包括超声波发送接收部 2、发送接收控制部 3、B 模式图像生成部 4、音响线信号取得部 5A、增强处理部 6A、以及显示控制部 7。其中, 关于除了音响线信号取得部 5A、增强处理部 6A 以外的结构, 与实

施方式 1 所示的各元素相同,省略说明。

[0186] 1. 音响线信号取得部 5A

[0187] 音响线信号取得部 5A 是包括缓冲器的电路,该缓冲器将由超声波发送接收部 2 生成的音响线信号作为输入,存储在每次进行扫描时按时序发送的帧音响线信号。帧音响线信号输出到增强处理部 6A。

[0188] 2. 增强处理部 6A

[0189] 增强处理部 6A 由移动量计算部 61、增强量计算部 62、移动量累积值计算部 64、增强校正量计算部 65、以及音响线信号增强部 63A 构成。其中,除了音响线信号增强部 63A 以外的结构与实施方式 1 相同,省略说明。此外,在音响线信号增强部 63A 中,除了增强处理的对象从模式图像信号置换为音响线信号之外,结构以及动作相同。

[0190] 音响线信号增强部 63A 是从音响线信号取得部 5A 取得帧音响线信号,从增强量计算部 62 取得对于帧音响线信号的各像素区域的增强量,并对帧音响线信号的各像素区域的音响线信号实施增强处理的电路。被增强的增强完毕帧音响线信号输出到 B 模式图像生成部 4。增强完毕帧音响线信号变换为 B 模式图像信号,并经由显示控制部 7 显示在显示器 8 中。

[0191] 超声波诊断装置 10A 中的增强处理动作除了在图 2 的流程图中 B 模式图像信号置换为音响线信号以外相同。

[0192] <小结>

[0193] 以上,如所说明,超声波诊断装置 10A 除了在实施方式 1 中表示的超声波诊断装置 10 的效果之外,还起到以下的效果。

[0194] 在超声波诊断装置 10A 中,基于根据在多个帧的音响线信号中包含的像素区域的音响线信号而计算出的特性值,制作每个像素区域的增强量。由此,通过对音响线信号而不是对 B 模式图像信号进行增强处理,能够排除在 B 模式图像生成时包含的操作者固有的画质调整的影响而在音响线信号的阶段决定对于穿刺针的增强量。因此,能够决定不依赖操作者固有的调整的增强量。

[0195] 此外,如上所述,在帧 B 模式图像信号上的超声波束发送方向和第一方向不平行而是构成一定的角度的情况下,存在在穿刺针的超声波束发送方向下游侧产生的阴影区域的一部分从 B 模式图像信号上的穿刺针的第一方向下方区域超出,对超出的部分进行伪增强的课题。在实施方式 3 中,通过上述的结构,由于计算移动量累积值的第一方向成为音响线信号的方向,所以第一方向和超声波束的发送方向始终平行。因此,不存在超出的部分本身,也不产生对该部分进行伪增强的课题。因此,使用与实施方式 1 相同的处理方法,也能够消除伪增强。

[0196] <其他的变形例>

[0197] 以上,说明了各实施方式的超声波诊断装置。另外,本发明并不限于各实施方式,能够基于实施方式而适当变更。

[0198] 在上述实施方式中,设为 B 模式图像增强部 63 对 B 模式图像信号实施增强处理,使得增强量越大则对象像素区域的接收信号表示的亮度越被放大的结构。但是,增强量的显示方式并不限于此,也可以适当变更,例如,也可以设为 B 模式图像增强部 63 对 B 模式图像信号实施增强处理,使得基于增强量并基于对象像素区域的接收信号,在显示器中显

示的颜色被变更的结构。此外,也可以设为按时序对 B 模式图像信号实施增强处理,使得增强量越大则越增加对于对象像素区域的接收信号的增强效果时间的结构。由此,能够更加显著地表现增强效果。

[0199] 此外,在上述实施方式中,超声波探头表示了多个压电元件一维方向排列的超声波探头结构。但是,超声波探头的结构并不限于此,例如,也能够使用多个压电变换元件二维排列的超声波探头。在使用了二维排列的超声波探头的情况下,通过单独改变对压电变换元件提供电压的定时或电压的值,能够控制所发送的超声波束的照射位置或照射方向。

[0200] 此外,超声波探头也可以包括发送接收处理部的一部分的功能。例如,基于用于生成从发送接收处理部输出的发送电信号的控制信号,在超声波探头内生成发送电信号,并将该发送电信号变换为超声波。能够一并采用将接收到的反射超声波变换为接收电信号,在超声波探头内基于接收电信号而生成接收信号的结构。

[0201] 此外,在各实施方式的超声波诊断装置中包含的各处理部典型地作为集成电路即 LSI 而实现。它们既可以单独进行单片化,也可以包括一部分或者全部而进行单片化。

[0202] 此外,在实施方式中,各块作为基于独立的硬件的结构而说明。但是,构成超声波诊断装置的各块不需要一定由独立的硬件构成,例如,也可以是由根据需要而将各块进行一体的 CPU 以及软件来实现其功能的结构。

[0203] 此外,超声波诊断装置的各功能块也可以将各个功能块的一部分或者全部的功能典型地作为集成电路即 LSI 而实现。它们既可以单独进行单片化,也可以包括一部分或者全部而进行单片化。另外,LSI 根据集成度的差异,也有被称为 IC、系统 LSI、超 (Super) LSI、超级 (Ultra) LSI 的情况。

[0204] 另外,集成电路化的方法不限于 LSI,也可以由专用电路或通用处理器实现。在 LSI 制造后,也可以利用能够进行编程的 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 (ReConfigurable Processor)。

[0205] 进一步,若通过半导体技术的进步或派生的其他技术而出现置换为 LSI 的集成电路化的技术,则当然也可以使用该技术进行功能块的集成化。

[0206] 此外,也可以通过由 CPU 等的处理器执行程序而实现各实施方式的超声波诊断装置的功能的一部分或者全部。

[0207] 进一步,本发明也可以是上述程序,也可以是记录有上述程序的非临时性的计算机能够读取的记录介质。此外,上述程序当然能够经由互联网等的传输介质而流通。

[0208] 此外,框图中的功能块的分割是一例,也可以将多个功能块作为一个功能块而实现,或者将一个功能块分割为多个,或者将一部分功能转移到其他的功能块。此外,也可以将具有类似的功能的多个功能块的功能由单一的硬件或者软件并行或者时分方式进行处理。

[0209] 此外,执行上述的步骤的顺序是为了具体说明本发明而例示的,也可以是上述以外的顺序。此外,上述步骤的一部分也可以与其他的步骤同时 (并行) 执行。

[0210] 此外,也可以将各实施方式的超声波诊断装置以及其变形例的功能中的至少一部分进行组合。

[0211] 进一步,对本实施方式实施了本领域的技术人员能够想到的范围内的变更的各种变形例也包含在本发明中。

[0212] 《总结》

[0213] 以上,如所说明,本实施方式的超声波图像处理方法是,一种超声波图像处理方法,对帧接收信号进行校正,该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,其特征在于,所述超声波图像处理方法包括:取得时序地生成的2个以上的帧接收信号的步骤;移动量计算步骤S201,根据在2个以上的帧接收信号中包含的由1个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号,按每个像素区域计算表示1个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;将每个像素区域的移动量,沿着与超声波束发送方向大致平行的方向,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值,并将在1个帧接收信号中包含的各像素区域作为关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值的步骤S202;基于各像素区域的移动量和各像素区域的移动量累积值,计算对于在帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量的步骤S204;以及基于增强量,按每个像素区域增强1个帧接收信号的步骤S205。

[0214] 此外,本实施方式的超声波诊断装置是,一种超声波诊断装置,对帧接收信号进行校正,该帧接收信号基于通过超声波探头向被检体内的扫描范围发送超声波束并接收反射超声波的时序的超声波扫描而生成,其特征在于,所述超声波诊断装置包括:接收信号取得部5,取得时序地生成的2个以上的帧接收信号;移动量计算部61,根据在2个以上的帧接收信号中包含的由1个或者多个像素构成的同一像素区域的接收信号,按每个像素区域计算表示1个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量;移动量累积值计算部64,将每个像素区域的移动量,沿着与超声波束发送方向大致平行的方向,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值,并将在1个帧接收信号中包含的各像素区域作为关注像素区域而计算各像素区域的移动量累积值;增强量计算部62,基于各像素区域的移动量和各像素区域的移动量累积值,计算对于在帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量;以及接收信号增强部63,基于增强量,按每个像素区域增强1个帧接收信号。

[0215] 此外,也可以是如下结构:在将方向设为第一方向时,移动量累积值计算部63将通过关注像素区域且存在于与第一方向平行的直线上的像素区域的移动量,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值。

[0216] 此外,也可以是如下结构:移动量累积值计算部63将在存在于与第一方向垂直的第二方向的像素区域中移动量最大的像素区域的移动量,沿着第一方向,从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积,从而计算关注像素区域的移动量累积值。

[0217] 根据本公开的一个方式的超声波图像处理方法以及使用了该超声波图像处理方法的超声波诊断装置,通过上述结构,能够减轻对于穿刺针的伪增强,能够在超声波图像诊断中提高穿刺针的视觉辨认性,且防止穿刺针的影响所引起的画质降低。因此,能够提高超声波诊断装置的便利性。

[0218] 《补充》

[0219] 以上说明的实施方式都是表示本发明的优选的一个具体例的方式。在实施方式中示出的数值、形状、材料、结构元素、结构元素的配置位置以及连接方式、工序、工序的顺序等是一例，并不是限定本发明的宗旨。此外，关于在实施方式中的结构元素中、没有记载在表示本发明的最上位概念的独立权利要求中的工序，作为构成进一步优选的方式的任意的结构元素而说明。

[0220] 此外，为了容易理解发明，有时在上述各实施方式中举出的各附图的结构元素的比例尺与实际不同。此外，本发明并非由上述各实施方式的记载所限定，在不脱离本发明的要旨的范围内能够适当变更。

[0221] 进一步，在超声波诊断装置中，在基板上还存在电路部件、引线等的构件，但由于电布线、电路能够基于本领域技术的公知常识而实施各种方式，与本发明的说明没有直接关系，所以省略说明。此外，上述示出的各附图是示意图，并非是严格图示的。

[0222] 产业上的可利用性

[0223] 根据本公开的超声波图像处理方法以及使用了该方法的超声波诊断装置，通过设为上述结构，对于操作者而言，能够提高便利性。因此，能够在超声波图像处理方法以及使用了该超声波图像处理方法的超声波诊断装置中广泛地活用。

[0224] 在 2014 年 5 月 8 日申请的日本专利申请 2014-097181 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援用到本申请中。

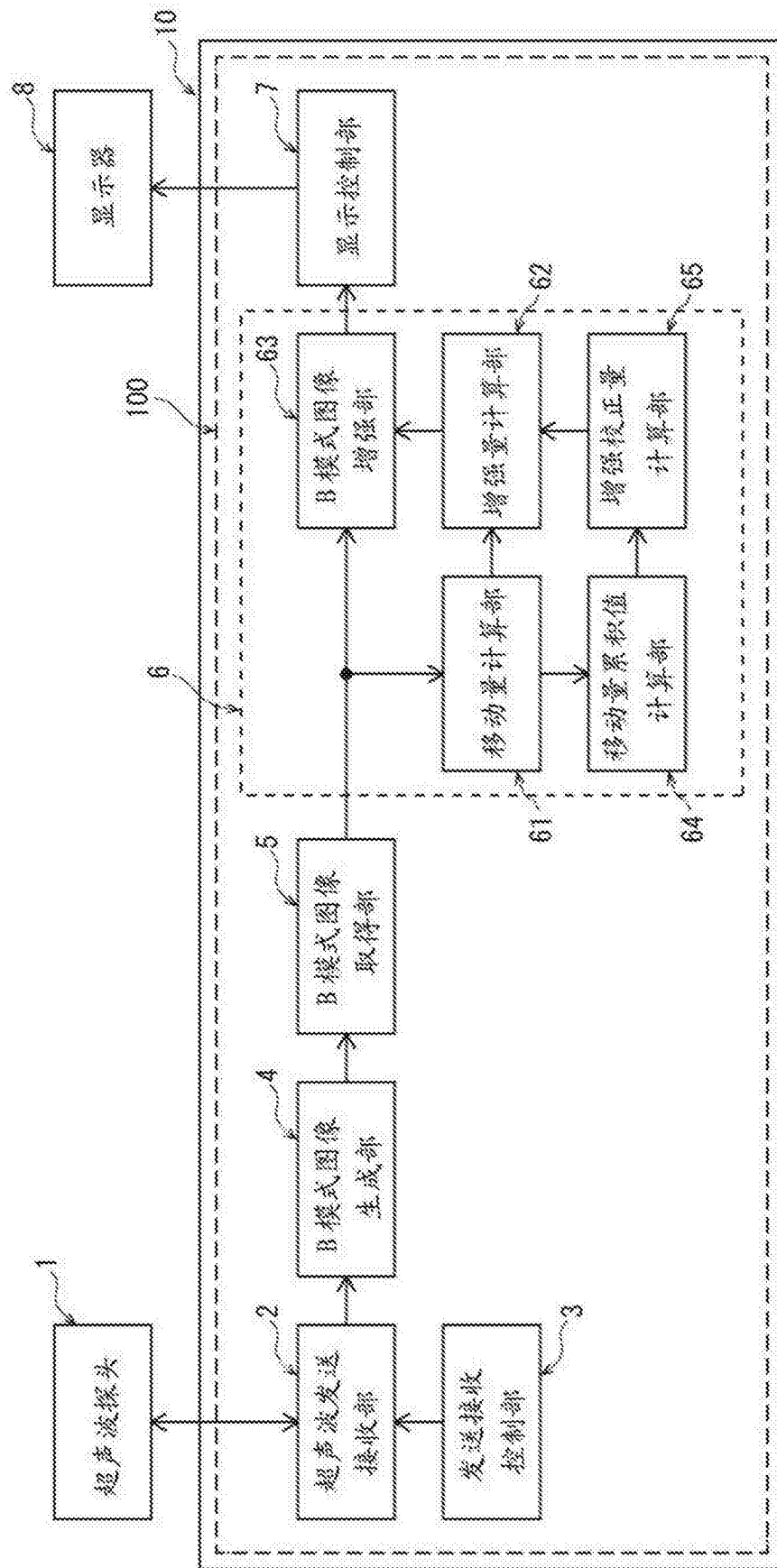


图 1

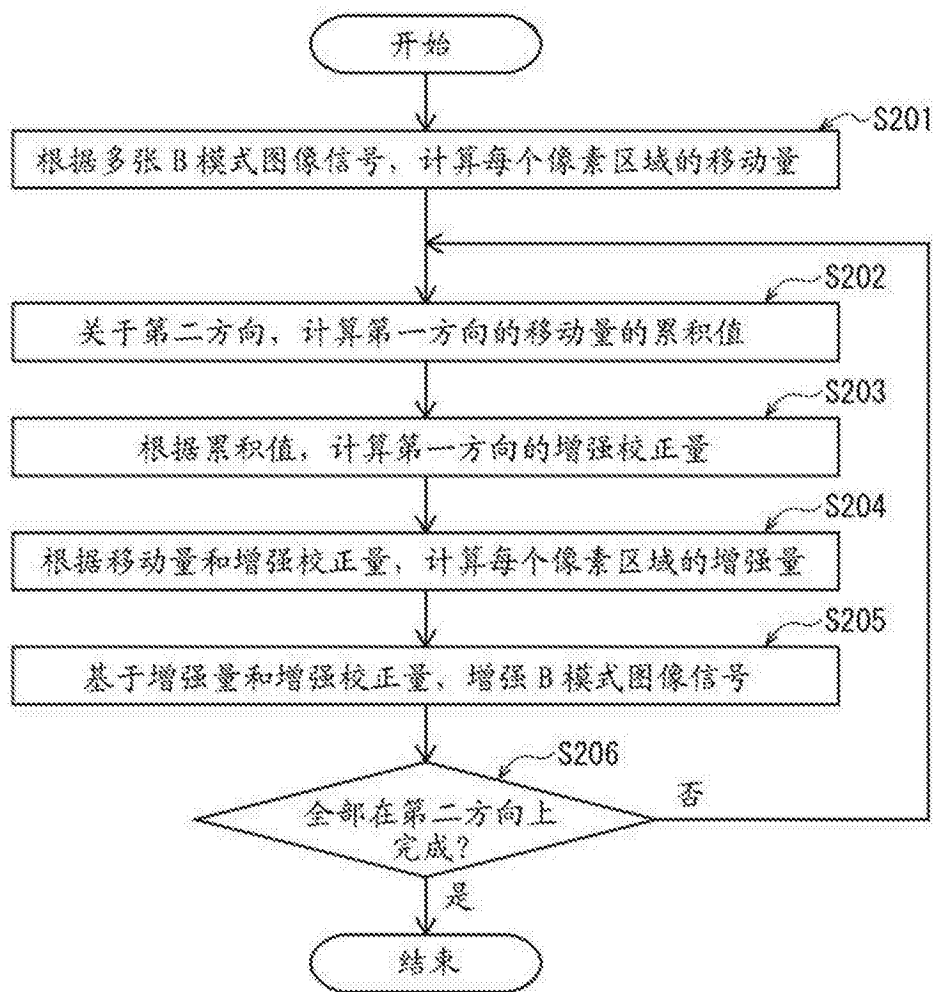


图 2

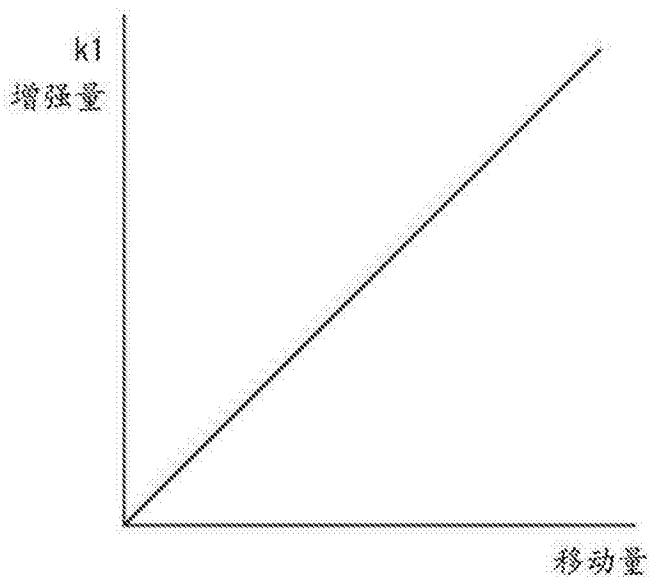


图 3

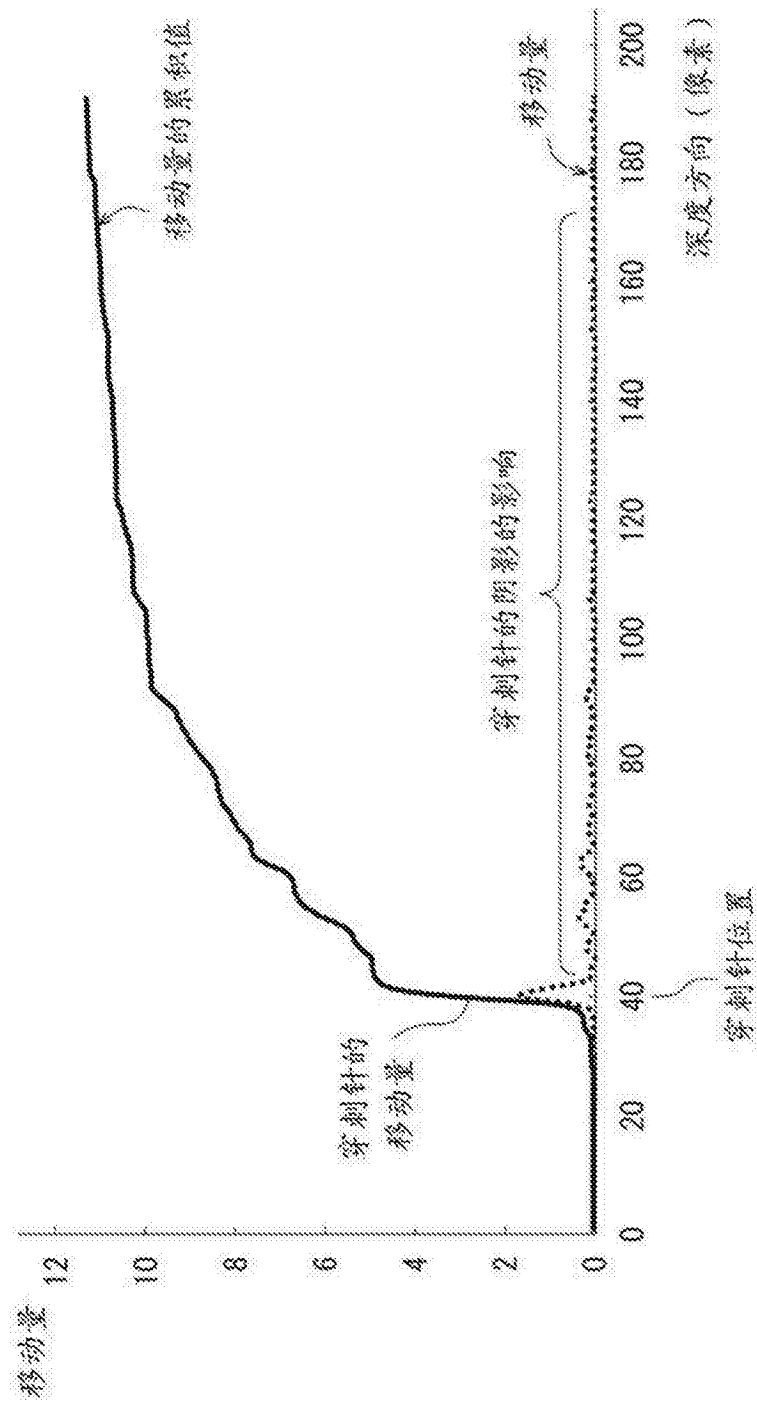


图 4

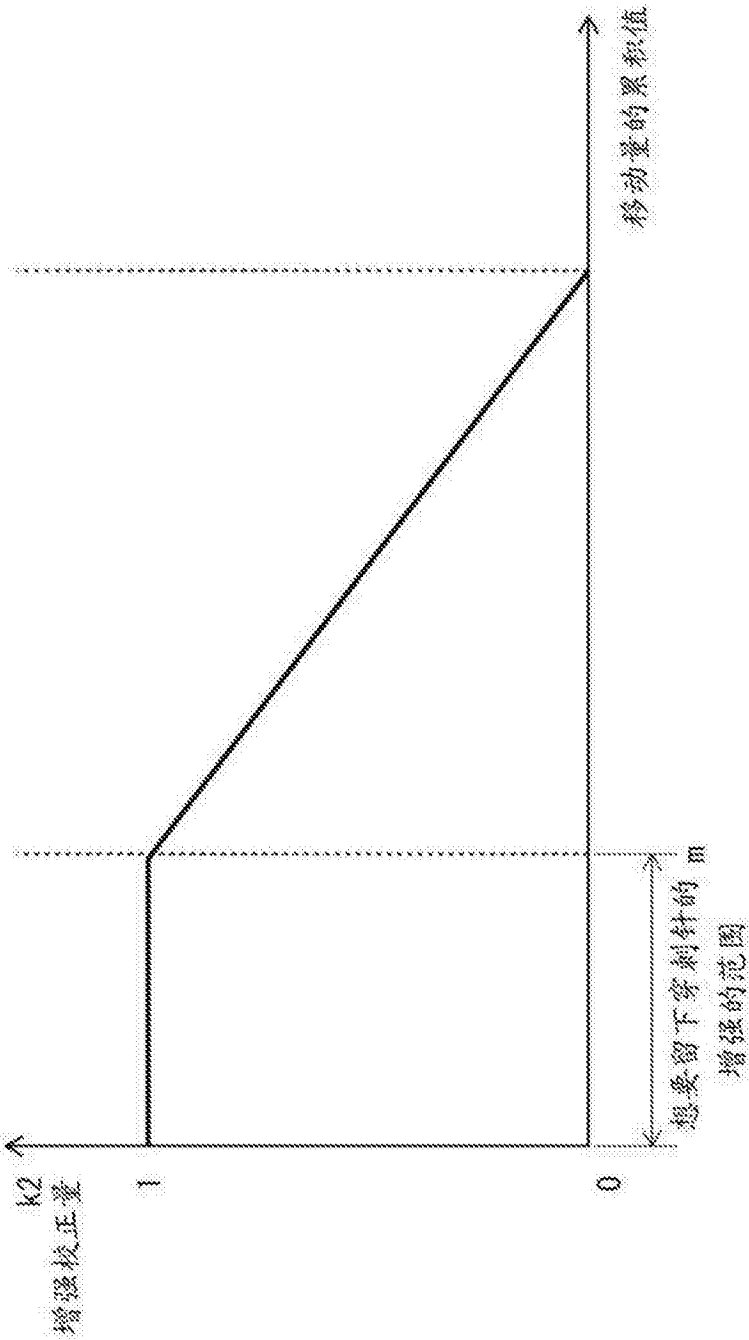


图 5

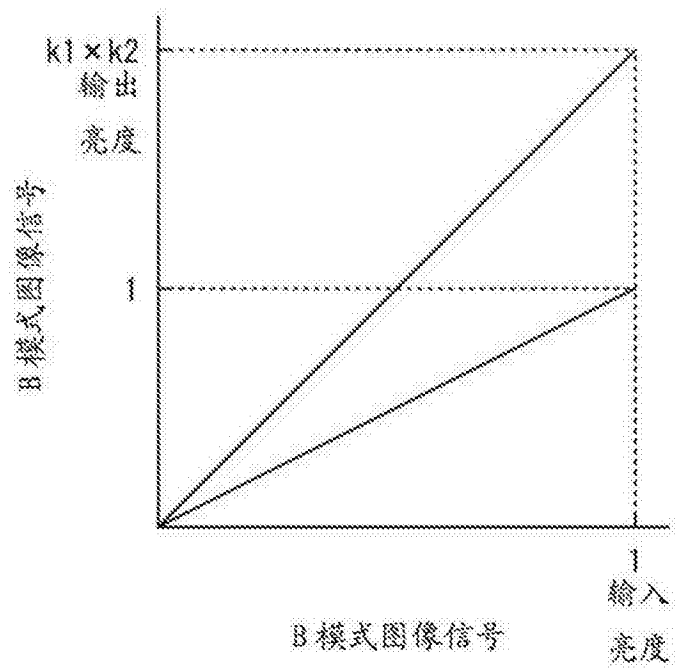


图 6

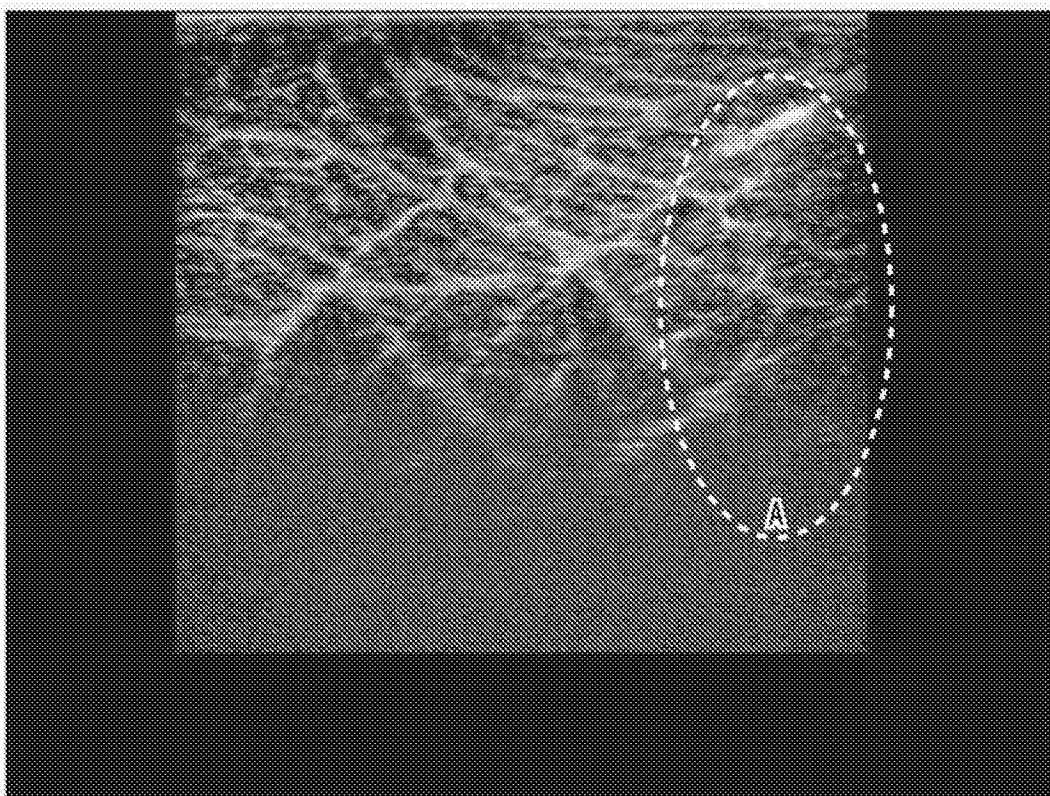


图 7

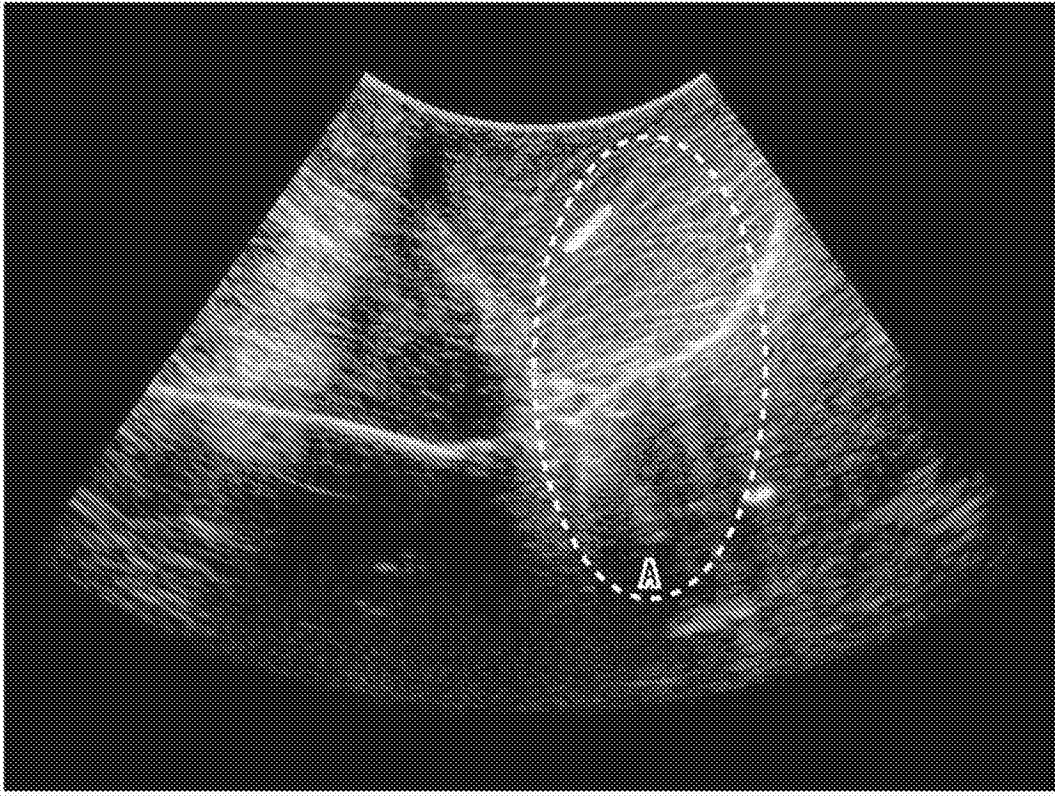


图 8

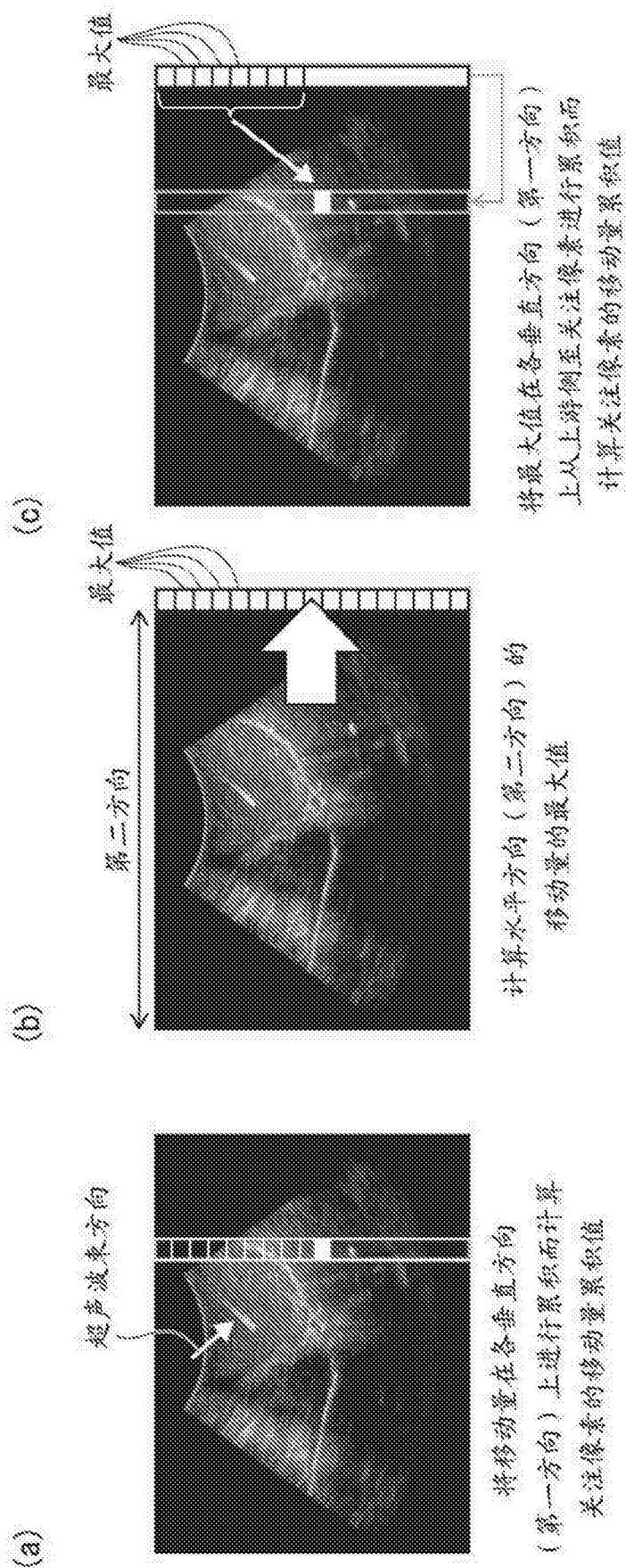


图 9

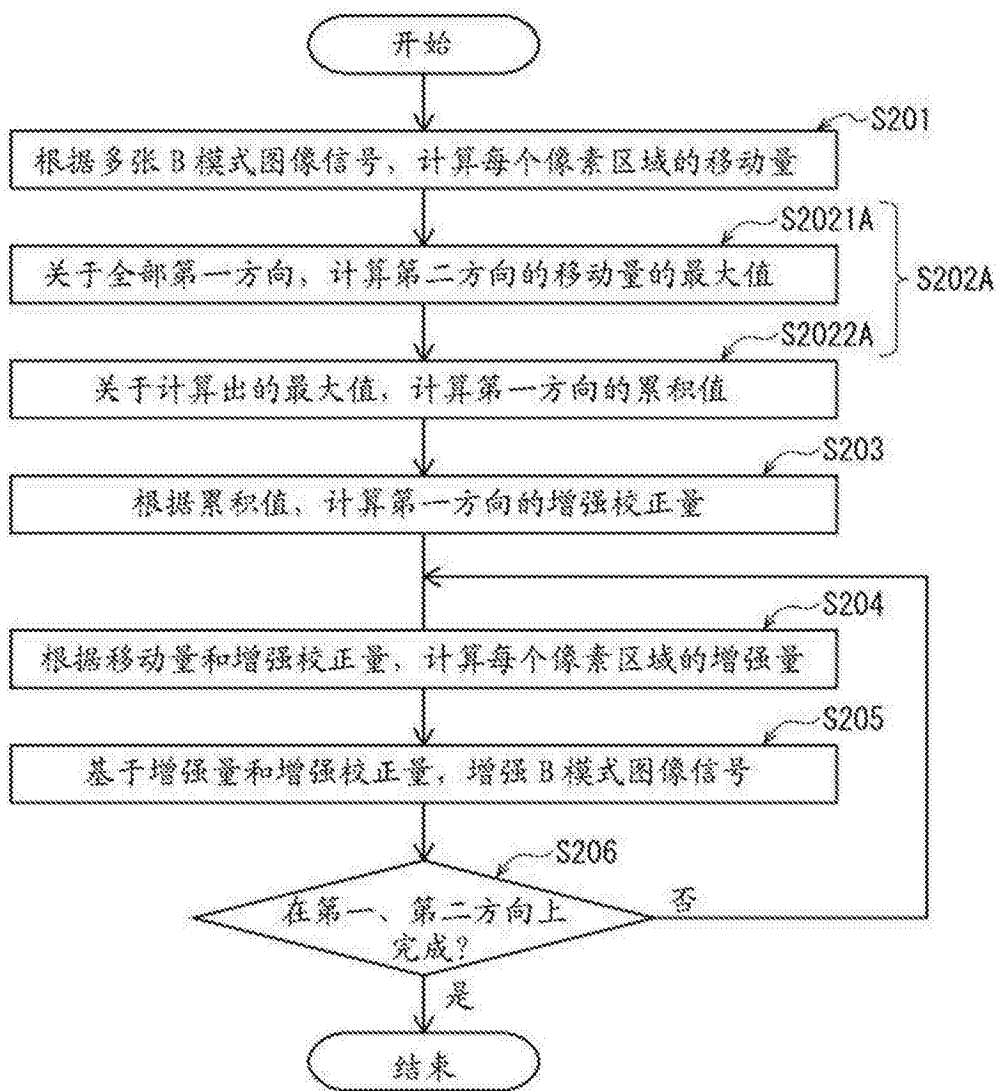


图 10

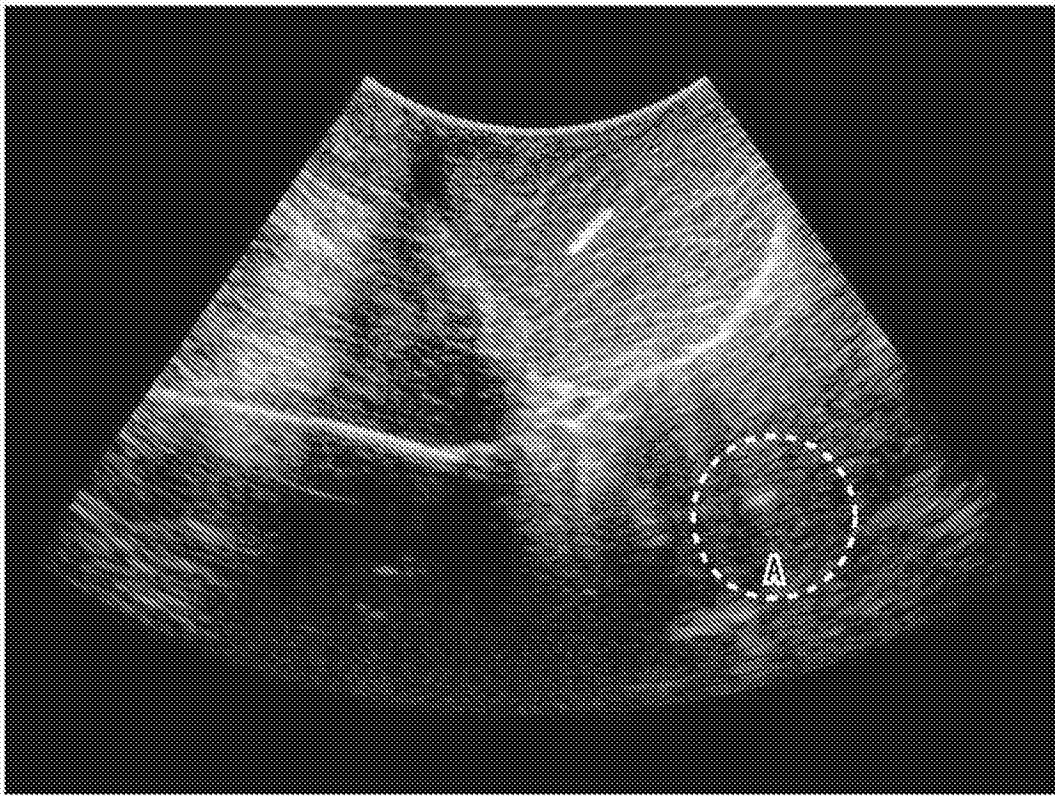


图 11

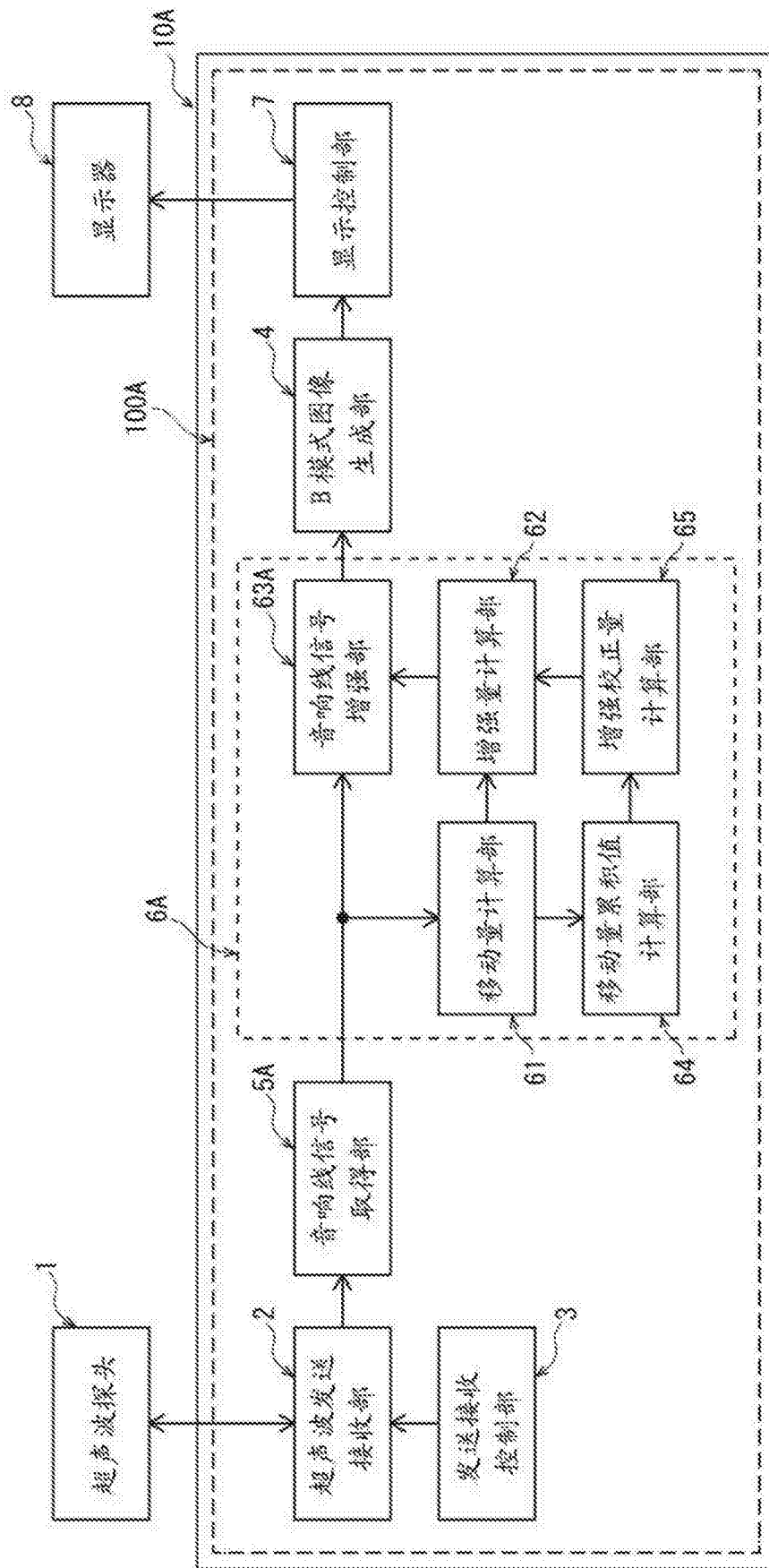


图 12

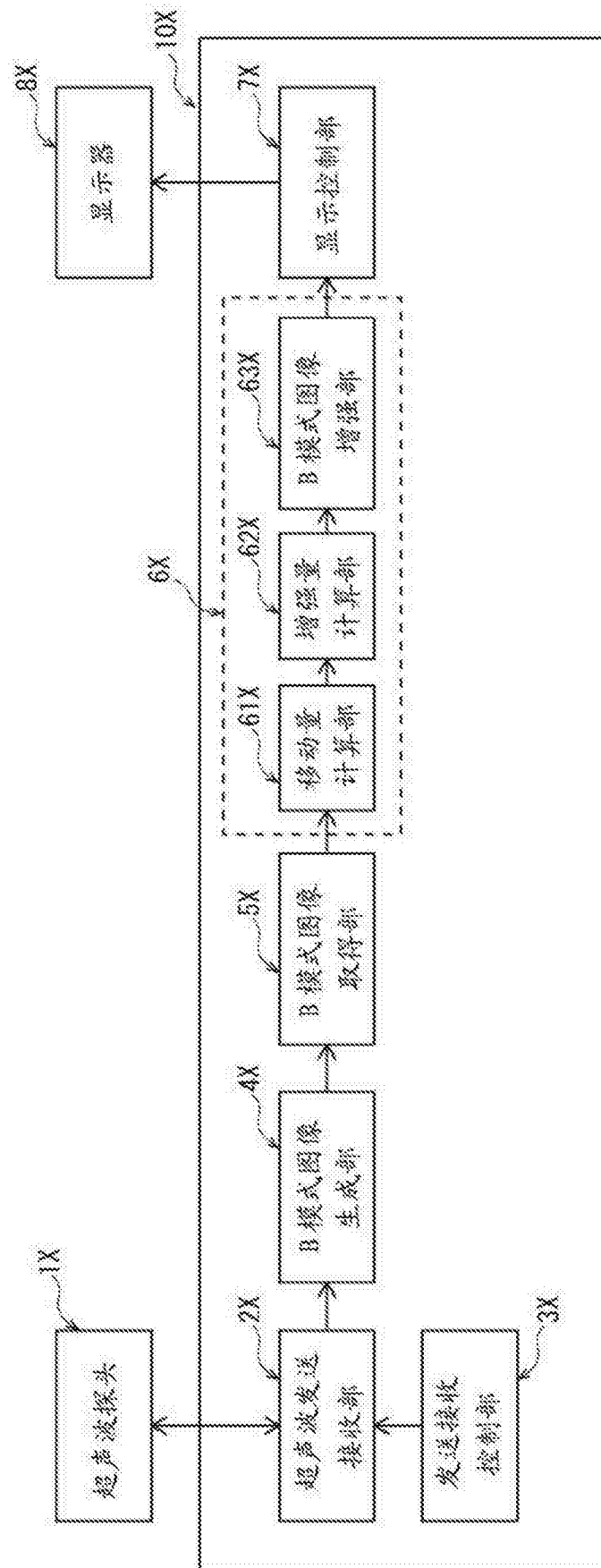


图 13

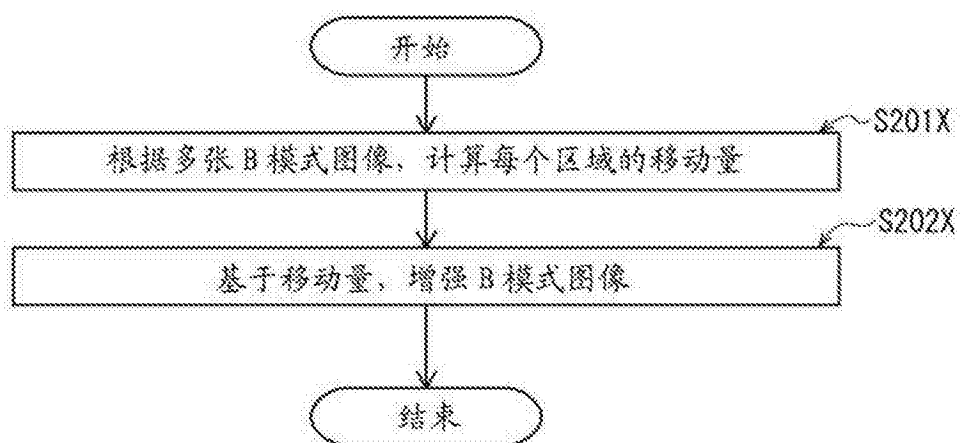


图 14

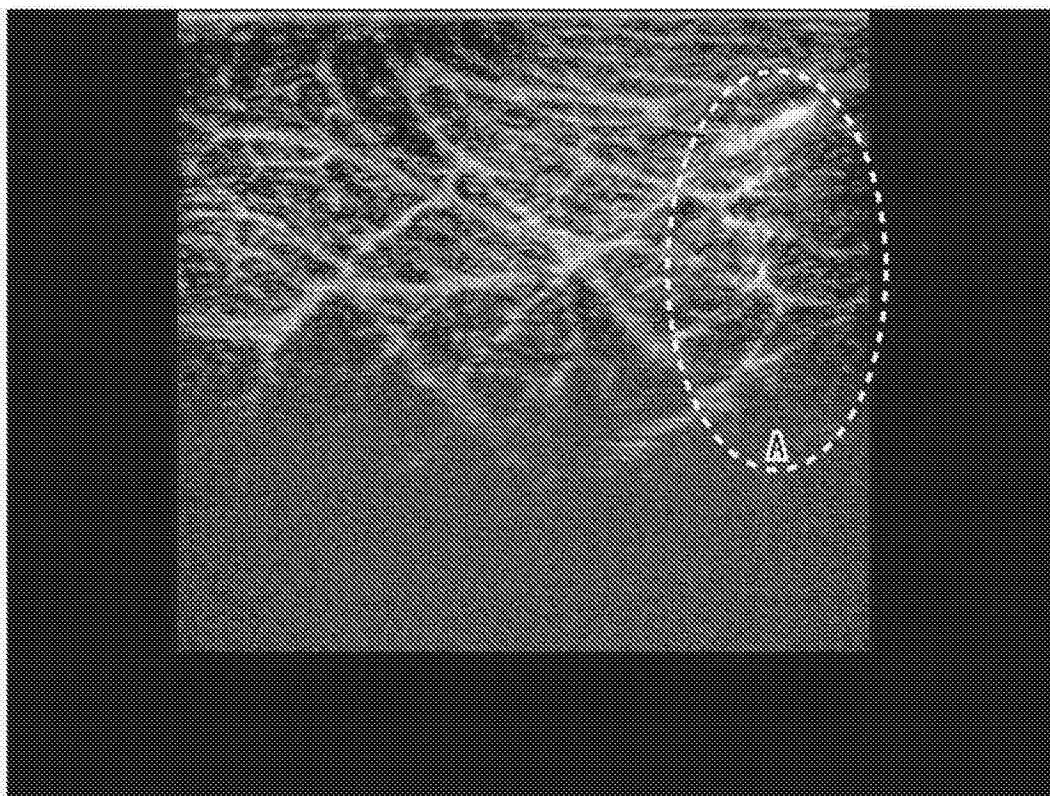


图 15

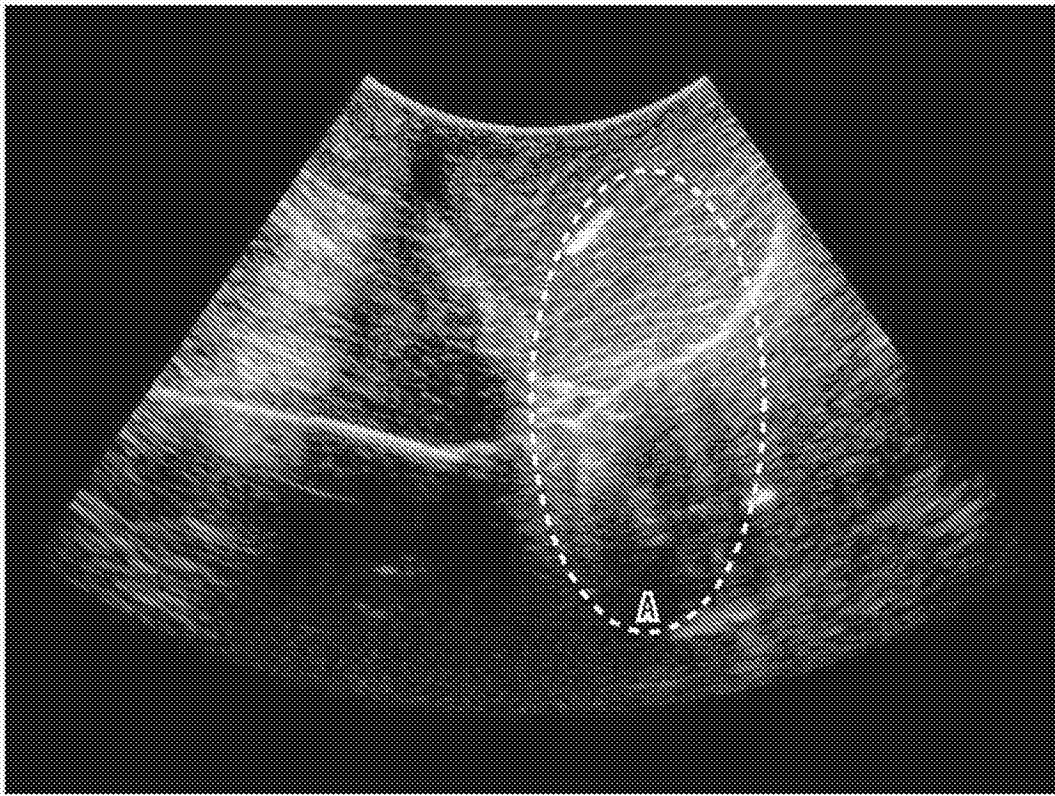


图 16

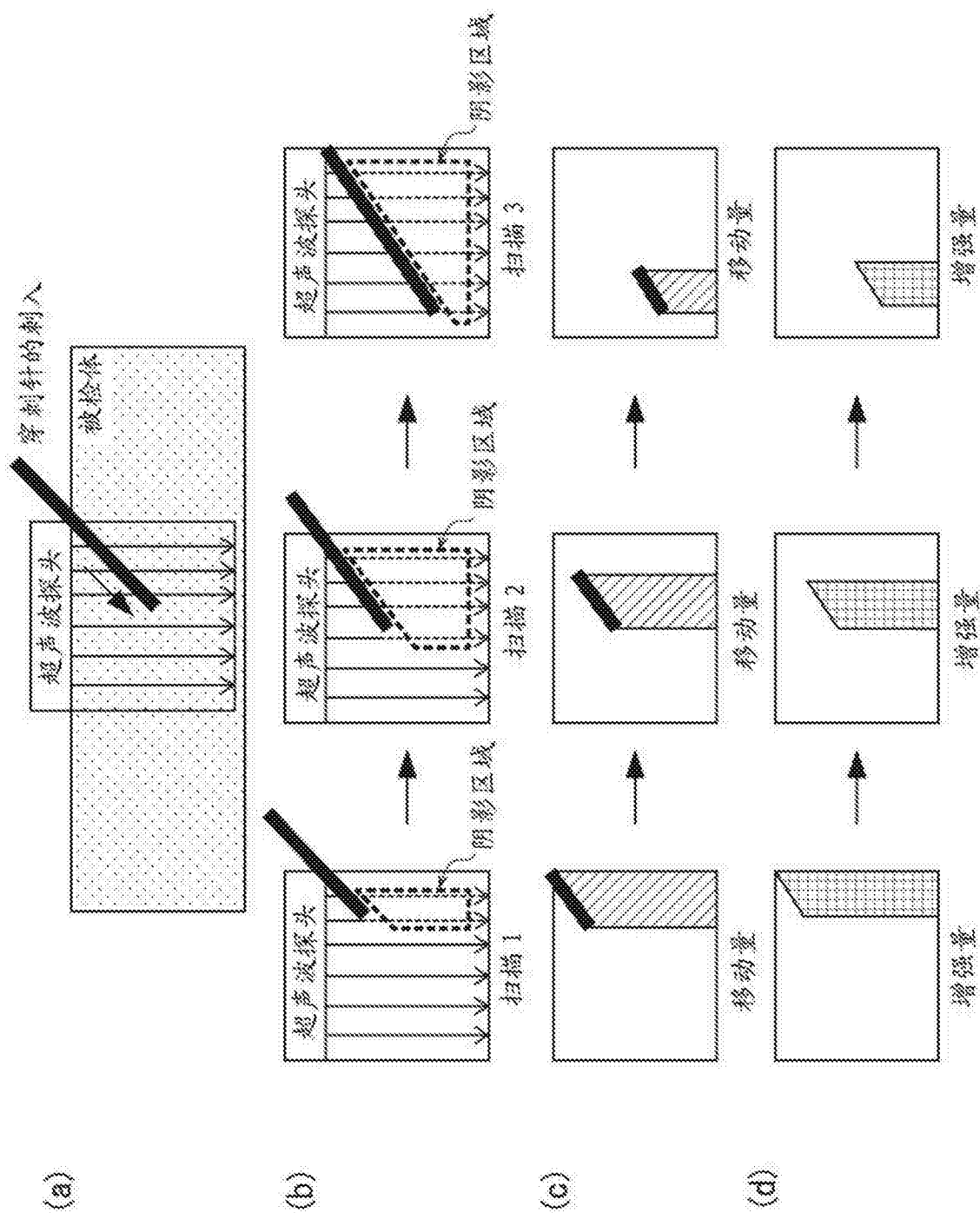


图 17

专利名称(译)	超声波图像处理方法以及使用该方法的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105078511A	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201510231022.3	申请日	2015-05-08
[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 武田义浩		
发明人	高木一也 武田义浩		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5253 A61B8/54 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S7/52077 G01S7/5208 G01S15/8915		
优先权	2014097181 2014-05-08 JP		
其他公开文献	CN105078511B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波图像处理方法以及超声波诊断装置，提高穿刺针的视觉辨认性的同时防止穿刺针的伪增强所引起的画质降低。一种超声波图像处理方法，包括：移动量计算步骤(S201)，根据在2个以上的帧接收信号中包含的同一像素区域的接收信号，按每个像素区域计算表示1个帧接收信号中的该像素区域中的对象物的移动的移动量；步骤(S202)，将每个像素区域的移动量，沿着与超声波束发送方向大致平行的方向，从位于超声波束上游侧端部的像素区域至关注像素区域的位置进行累积，从而计算在1个帧接收信号中包含的各像素区域的移动量累积值；步骤(S204)，基于各像素区域的移动量和各像素区域的移动量累积值，计算对于在帧接收信号中包含的各像素区域的接收信号的增强量；步骤(S205)，基于增强量，按每个像素区域增强1个帧接收信号。

