



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102038518 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201010517177. 0

(22) 申请日 2010. 10. 15

(30) 优先权数据

2009-238767 2009. 10. 15 JP

2009-238768 2009. 10. 15 JP

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 濑古浩嗣 永濑优子 成田弘彦

横井温子

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

11225

代理人 黄威 张彬

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 2004-33658 A, 2004. 02. 05,

JP 2004-33658 A, 2004. 02. 05,

US 2006058605 A1, 2006. 03. 16,

US 5734384 A, 1998. 03. 31,

JP 2001145631 A, 2001. 05. 29,

JP 4096170 B2, 2008. 06. 04,

CN 101336833 A, 2009. 01. 07,

CN 1759812 A, 2006. 04. 19,

Stefan Roettger, ect. Smart

Hardware-Accelerated Volume Rendering.

《Joint EUROGRAPHICS - IEEE TCVG Symposium on Visualization》. 2003,

Stefan Roettger, ect. Smart

Hardware-Accelerated Volume Rendering.

《Joint EUROGRAPHICS - IEEE TCVG Symposium on Visualization》. 2003, pages 231-301.

审查员 张玲玲

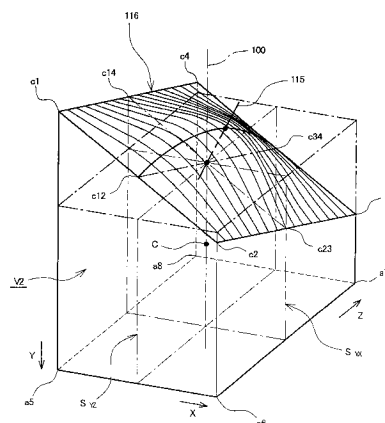
权利要求书2页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

超声波体数据处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波体数据处理装置, 该超声波体数据处理装置形成活体中的目标组织的三维图像。通过三维关注区域 (3D-ROI) 来限制绘制处理所应用的范围。三维关注区域具有作为绘制起始面的剪取平面。通过用户操作能够使剪取平面的形状变形成凸形形状或凹形形状, 并且剪取平面可以在二维方向上自由地倾斜。使用这种构造, 例如, 剪取平面能够适当地位于胎儿的脸与胎盘之间的间隙中。当使用经弯曲的剪取平面时, 在三维图像中趋于形成条纹图案噪声。为了解决或降低条纹图案噪声, 在对每条射线的三维像素计算中, 特殊三维像素计算被应用到每条射线的最终的三维像素。



1. 一种超声波体数据处理装置,包括:

三维关注区域设定单元,其对从活体中的三维空间获得的超声波体数据设定三维关注区域用于绘制处理;以及

三维超声波图像形成单元,其使用所述三维关注区域中的数据来执行所述绘制处理,以形成三维超声波图像,其中

所述三维关注区域具有在空间上分离目标组织和非目标组织的剪取平面,并且

所述三维关注区域设定单元包括:

变形单元,其使所述剪取平面变形;以及

倾斜单元,其使得整个剪取平面相对于所述超声波体数据倾斜。

2. 根据权利要求1所述的超声波体数据处理装置,其中

所述变形单元使所述剪取平面变形成凸形形状或凹形形状。

3. 根据权利要求2所述的超声波体数据处理装置,其中

所述剪取平面具有作为倾斜运动的三个方向的第一水平方向、第二水平方向和垂直方向,并且

所述变形单元根据用户指定的参数 h 确定所述剪取平面的代表点相对于由所述第一水平方向和所述第二水平方向确定的平面在所述垂直方向上的高度。

4. 根据权利要求3所述的超声波体数据处理装置,其中

所述代表点所在的样条插值曲线的两侧的样条插值曲线的形状在所述第一水平方向上为线对称关系,并且

所述代表点所在的样条插值曲线的两侧的样条插值曲线的形状在所述第二水平方向上为线对称关系。

5. 根据权利要求1所述的超声波体数据处理装置,其中

所述倾斜单元根据第一倾斜角度 θ_1 和第二倾斜角度 θ_2 来确定所述剪取平面的二维倾斜定向。

6. 根据权利要求1所述的超声波体数据处理装置,还包括:

尺寸调整单元,其根据所述剪取平面的倾斜角度来调整所述剪取平面的尺寸。

7. 根据权利要求6所述的超声波体数据处理装置,其中

随着所述剪取平面的所述倾斜角度被增大,所述尺寸调整单元增大所述剪取平面的所述尺寸。

8. 根据权利要求7所述的超声波体数据处理装置,其中

在第一步骤中,所述变形单元生成变形后的剪取平面;

在所述第一步骤之后的第二步骤中,所述倾斜单元使得所述变形后的剪取平面倾斜,以生成变形和倾斜后的剪取平面;以及

在所述第二步骤之后的第三步骤中,所述尺寸调整单元调整所述变形和倾斜后的剪取平面的尺寸,以生成变形、倾斜和尺寸调整后的剪取平面。

9. 根据权利要求8所述的超声波体数据处理装置,其中

所述变形单元生成第一三维形状数据,作为所述变形后的剪取平面;

所述倾斜单元通过所述第一三维形状数据的旋转变换来生成第二三维形状数据,作为所述变形和倾斜后的剪取平面;

所述尺寸调整单元通过所述第二三维形状数据的放大变换来生成第三三维形状数据，作为所述变形、倾斜和尺寸调整后的剪取平面；以及

基于所述第三三维形状数据来限定当执行所述绘制处理时每条射线上的三维像素计算起始点。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波体数据处理装置，还包括：

断层分析图像形成单元，其基于所述超声波体数据来形成彼此正交的第一断层分析图像和第二断层分析图像；

图形图像形成单元，其形成表示所述三维关注区域的彼此正交的两个剖面的第一图形图像和第二图形图像；以及

显示单元，其显示所述第一图形图像组合在所述第一断层分析图像上的第一显示图像，并显示所述第二图形图像组合在所述第二断层分析图像上的第二显示图像，其中

当改变所述三维关注区域时，连同所述三维关注区域的改变一起，改变所述第一图形图像和所述第二图形图像的内容。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波体数据处理装置，还包括：

存储单元，其存储多个初始参数集；以及

选择单元，其从所述多个初始参数集中选择特定的参数集，其中

所述三维关注区域设定单元根据所述特定的参数集来设定初始三维关注区域。

12. 一种超声波体数据处理方法，用于对从活体中的三维空间获得的超声波体数据设定用于绘制的三维关注区域，所述超声波体数据处理方法包括：

剪取平面生成步骤，其生成剪取平面，所述剪取平面为在所述三维关注区域中包含的平面并在空间上分离目标组织和非目标组织，其中

所述剪取平面生成步骤包括：

变形步骤，其基于用户的输入使所述剪取平面变形，以及

倾斜步骤，其基于所述用户的输入使得整个剪取平面相对于所述超声波体数据倾斜。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波体数据处理装置，其中

所述目标组织为胎儿，并且所述非目标组织为子宫或胎盘。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波体数据处理装置，其中

所述三维超声波图像形成单元通过为所述三维关注区域设定多条射线并沿着每条射线重复地执行三维像素计算来形成所述三维超声波图像，并且

对每条射线的多次三维像素计算包括用于抑制条纹图案出现的特殊三维像素计算，所述条纹图案由所述三维关注区域中的弯曲的起始面和终止面中的至少一个引起。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波体数据处理装置，其中

所述特殊三维像素计算为使用比以一定采样间隔为每条射线设定多个采样点时引起的所述一定采样间隔小的零数的三维像素计算。

超声波体数据处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波体数据 (volume data) 处理装置, 尤其涉及一种用于限制三维图像处理所应用的范围的三维关注区域 (3D-ROI, three-dimensional region of interest) 的设定技术。

背景技术

[0002] 近年来, 在医疗领域中, 正在普及三维超声波诊断。例如, 在产科医学领域中, 将超声波发送到包括母体中的胎儿的三维空间 (发送和接收空间) 并将超声波从该三维空间中发送回来, 并获得体数据 (三维超声波数据)。将绘制 (rendering) 处理应用到体数据以形成胎儿的三维图像。作为形成三维图像的方法, 已知例如体绘制的方法。在体绘制中, 设定穿过要形成图像的空间的多条射线 (视线), 从每条射线的起点到终点连续地执行三维像素计算。对每条射线的三维像素计算的最终结果被设定为射线的像素值。三维图像形成为对多条射线计算出的多个像素值的集合。其他已知的图像处理方法包括面绘制、累积投影等。

[0003] 当要形成为图像的目标组织的三维图像将要形成时, 期望的是, 尽可能地防止与目标组织相邻的其他组织 (非目标组织) 的图像形成。更具体地, 在体绘制中, 在对每条射线继续进行三维像素计算的过程中, 如果三维像素计算也被应用到存在于目标组织的较近侧 (靠近观察点的一侧) 的其他组织, 则可能发生的问题是, 目标组织被隐藏在其他组织的后面, 并且不能在最终形成的三维图像中观测到目标组织。例如, 在表示子宫中的胎儿的三维图像中, 可能存在的问题是, 最期望观测到的胎儿的脸被隐藏在存在于胎儿前面的胎盘的后面。

[0004] 考虑到这点, 三维关注区域 (3D-ROI) 得到使用。三维关注区域一般为存在于三维数据处理空间中的部分空间, 并且为用于限制绘制处理所应用的范围的空间。通过以如下方式在三维数据处理空间中设定三维关注区域能够解决上述问题: 胎儿 (更具体为与胎儿相对应的数据) 位于三维关注区域中, 胎盘 (更具体为与胎盘相对应的数据) 位于三维关注区域的外部。在三维数据处理空间中, 三维关注区域在概念上被看作三维图形。通常, 三维关注区域具有绘制起始面。例如, 当形成胎儿的三维图像时, 手动地或自动地设定绘制起始面, 以使绘制起始面位于胎儿的脸与胎盘之间。因为绘制起始面具有组织分离功能, 绘制起始面可以被称作剪取平面 (clipping plane)。

[0005] 背景技术参考文献 1 (JP 2004-113603A) 公开了一种用于改变三维关注区域的形状的技术。根据该技术, 可以生成具有以倾斜的方式裁切的特殊角部分的立方体形状作为三维关注区域。背景技术参考文献 2 (JP 2004-33658A) 公开了一种具有基于多个点限定的自由曲面的三维关注区域。背景技术参考文献 3 (JP 2006-61698A (USP 7, 433, 504)) 公开了一种具有自由曲面的三维关注区域。在背景技术参考文献 3 公开的技术中, 在两个正交的剖面上通过用户指定坐标来限定自由曲面的形状。使用称为虚拟点的特殊点, 以将对一个剖面的坐标指定反映到另一个剖面。背景技术参考文献 4 (JP2001-145631A) 公开了一种

自动地设定三维关注区域的技术。背景技术参考文献 5(JP 2000-339486A) 公开了一种改变采样间隔以防止形成由体绘制导致的条纹图案的技术。

[0006] 因为期望为其形成图像的组织和不期望为其形成图像的组织在活体中具有各种形状,不适合使用简单的立方体形状作为三维关注区域的形状。特别地,当作为绘制起始面的剪取平面被设定为简单平面时,将变得很难充分地分离待成像的组织 and 不用成像的组织。因此,不能够使用在背景技术参考文献 1 中说明的技术。

[0007] 同时,为了减少用户的负担并缩短检查时间,期望的是,能够容易并快速地设定三维关注区域。特别地,期望能够容易并快速地设定绘制起始面的位置、形状以及定向。然而,因为参考文献 2 中说明的技术要求在断层分析图像上沿着组织的表面形状单独地定位多个点,趋于强加了操作的负担。

[0008] 本发明人所做的研究已表明,在许多情况下,待成像的组织的表面形状和不用成像的组织的表面形状为近似凸面形状或为近似凹面形状。另外,发现在许多情况下,组织之间的间隙相对于三维关注区域的中心轴(绘制中心线)倾斜。基于这一来自经验的知识,背景技术参考文献 3 中所公开的技术不能够用于充分地分离目标组织。尽管背景技术参考文献 3 的技术能够自由地改变三维关注区域的上表面(剪取平面)的形状,但是不能够改变上表面的总体倾斜度。上表面的四个角的高度通常相同,在倾斜的间隙中插入上表面非常困难。在背景技术参考文献 3 中所公开的技术中,三维关注区域本身可以相对于体数据倾斜。然而,在这种情况下,可能出现其他问题,例如,绘制方向的变化或在三维关注区域中包含不需成像的组织。上述问题是要解决的第一个问题。

[0009] 在使用三维关注区域执行体绘制的情况下,如果绘制的起始面和终止面中的一个或两个是弯曲的,则射线的路径长度将不一致。如果基于射线的一定规则性以预定采样间隔来确定采样点的阵列,则问题是,沿着弯曲方向产生周期性,并且在超声波图像上形成条纹图案。例如,当剪取平面(即,绘制起始面)为凸形球面或凹形球面时,趋于形成多环形状的条纹图案,并且,当剪取平面具有例如半圆筒的形状时,趋于形成垂直的条纹图案。特别地,当在终止面的周围存在强反射性物体时,这一问题变得显著。当在多条射线中采样点的阵列不一致时,起始面将变成阶梯形状。在这种情况下,如果在起始面的附近存在强反射性物体,则在很大程度上趋于形成条纹图案。在任一情况下,当在多条射线中路径长度和位置不一致时,趋于出现上述问题。由于这种条纹形状使三维超声波图像的外形显著地退化并使疾病诊断不清楚,强烈地期望抑制条纹图案。这个问题是要解决的第二个问题。

发明内容

[0010] (1) 第一个问题的解决方案

[0011] 本发明的第一个优点是能够合适地设定应用绘制的三维关注区域中剪取平面的定向。换句话说,第一个优点是,能够独立并快速地设定应用绘制的三维关注区域中剪取平面的定向和形状,以使得能够减少用户在操作过程中的负担并缩短检查时间。

[0012] 根据本发明的一个方案,提供一种超声波体数据处理装置,包括:三维关注区域设定单元,其对从活体中的三维空间获得的超声波体数据设定三维关注区域用于绘制处理;以及三维超声波图像形成单元,其使用三维关注区域中的数据来执行绘制处理,以形成三维超声波图像,其中,三维关注区域具有在空间上分离目标组织和非目标组织的剪取平面,

并且三维关注区域设定单元包括使剪取平面变形的变形单元和使得整个剪取平面倾斜的倾斜单元。

[0013] 在上述构造中,通过向活体中的三维空间发送超声波并从活体中的三维空间接收超声波来获得超声波体数据。三维关注区域设定单元对超声波体数据设定虚拟的三维关注区域。三维关注区域为应用绘制处理的部分区域。期望绘制处理为基于体绘制的处理,但是绘制处理可以为任何其他处理。三维关注区域具有用作分离面或边界面的剪取平面。特别地,剪取平面为绘制起始面,但是也可以为任何其他的表面。在任何情况下,剪取平面为以在空间上分离待成像的目标组织和不用成像的非目标组织为目的的表面。三维关注区域设定单元包括期望以软件的功能实现的变形单元和倾斜单元。变形单元使剪取平面的形状变形。在这种情况下,通过移动剪取平面穿过的一个或多个代表点可以使剪取平面变形。优选地,根据代表点的高度位置来确定剪取平面的形状。倾斜单元使得整个剪取平面在剪取平面变形之后或之前倾斜。可以采用能够使得剪取平面仅在第一方向上倾斜的结构,而优选地采用使得剪取平面在第一方向和第二方向上均倾斜的结构。在任一情况下,如果整个剪取平面能够被倾斜,则剪取平面能够倾斜以与在两个组织表面彼此相对的状态下组织之间的间隙的倾斜方向匹配。例如,当剪取平面具有四个角时,能够根据剪取平面的二维倾斜任意地设定四个角的高度。剪取平面可以变形之后倾斜,或者剪取平面可以倾斜之后变形。作为选择,可以采用以自由的方式使得同时或交替地变形和倾斜的构造。当变得需要通过剪取平面的倾斜来校正尺寸时,对剪取平面应用放大处理(或缩小处理)。

[0014] 根据上述构造,能够获得如下优点:能够在活体中的目标组织与非目标组织之间容易并快速地设定剪取平面。特别地,因为能够将剪取平面的形状设定为适当的形状,并且同时能够将剪取平面的定向设定为适当的定向,能够提高绘制处理结果的质量。例如,当形成胎儿的三维图像时,可以容易地避免例如胎儿的脸被隐藏在胎盘的后面的问题。超声波体数据处理装置可以由超声波诊断装置形成,通过处理由超声波诊断装置获得的数据的计算机形成或者通过另外的装置形成。

[0015] 根据本发明的另一方案,期望的是,在超声波体数据处理装置中,变形单元使剪取平面变形成凸形形状或凹形形状。由于组织之间的间隙的形状基于经验在许多情况下为凹面或凸面,期望能选择凸形形状和凹形形状两者作为剪取平面的形状。作为选择,也可以采用具有带有多个凹部和凸起的复杂形状的面作为剪取平面。然而,考虑到用户的可操作性,优选的是,采用通过在垂直方向上移动中心处的代表点来允许快速指定简单的凸型剪取平面或凹型剪取平面的结构。

[0016] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,剪取平面具有作为倾斜运动的三个方向的第一水平方向、第二水平方向和垂直方向,并且变形单元根据用户指定的参数 h 确定剪取平面的代表点在垂直方向上的高度。三个方向在保持正交关系的同时运动。垂直方向对应于法线的方向,并且,由于在垂直方向上设定代表点的高度,能够自由地设定剪取平面的变形方向和曲率半径。

[0017] 根据本发明的另一方案,期望的是,在超声波体数据处理装置中,代表点的两侧的形狀在第一水平方向上为线对称关系,并且代表点的两侧的形狀在第二水平方向上为线对称关系。由于这种对称,可以允许用户直观且容易地识别三维关注区域。

[0018] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,倾斜单元根据第

一倾斜角度 θ_1 和第二倾斜角度 θ_2 来确定剪取平面的二维倾斜定向。通过允许单独设定两个方向上的倾斜角度,可以在组织之间的间隙所存在的方向上与剪取平面精确地匹配。

[0019] 根据本发明的另一方案,优选的是,超声波体数据处理装置还包括根据剪取平面的倾斜角度来调整剪取平面的尺寸的尺寸调整单元。当剪取平面倾斜时,剪取平面的投影图形可能与三维关注区域的投影图形不匹配,导致出现投影图形之间的空间偏差。考虑到这点,通过执行剪取平面的尺寸调整(特别是放大处理)能够使投影图形的尺寸匹配。使用这种构造,能够保持正常的三维形状。除了剪取平面的尺寸调整之外,还可以执行关注区域本身的尺寸调整。除了放大校正之外,可以采用缩小校正。

[0020] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,随着剪取平面的倾斜角度被增大,尺寸调整单元增大剪取平面的尺寸。在这种情况下,期望的是,采用使得在保持形状相似的同时改变剪取平面的尺寸的构造。

[0021] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,在第一步骤中,变形单元生成变形后的剪取平面;在第一步骤之后的第二步骤中,倾斜单元使得变形后的剪取平面倾斜,以生成变形和倾斜后的剪取平面;以及在第二步骤之后的第三步骤中,尺寸调整单元调整变形和倾斜后的剪取平面的尺寸,以生成变形、倾斜和尺寸调整后的剪取平面。使用这种构造,能够简化计算,并且能够快速地执行软件处理。

[0022] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,变形单元生成第一三维形状数据,作为变形后的剪取平面;倾斜单元通过第一三维形状数据的旋转变换来生成第二三维形状数据,作为变形和倾斜后的剪取平面;尺寸调整单元通过第二三维形状数据的放大变换来生成第三三维形状数据,作为变形、倾斜和尺寸调整后的剪取平面;以及基于第三三维形状数据来限定当执行绘制处理时每条射线上的三维像素计算起点。剪取平面可以由函数而不是空间分布的点来表示。

[0023] 根据本发明的另一方案,优选的是,超声波体数据处理装置还包括:断层分析图像形成单元,其基于超声波体数据来形成彼此正交的第一断层分析图像和第二断层分析图像;图形图像形成单元,其形成表示三维关注区域的彼此正交的两个剖面的第一图形图像和第二图形图像;以及显示单元,其显示第一图形图像组合在第一断层分析图像上的第一显示图像,并显示第二图形图像组合在第二断层分析图像上的第二显示图像,其中,当改变三维关注区域时,连同三维关注区域的改变一起,改变第一图形图像和第二图形图像的内容。用户能够通过这样的第一显示图像和第二显示图像来识别三维关注区域的位置、形状等。

[0024] 根据本发明的另一方案,优选的是,超声波体数据处理装置还包括:存储单元,其存储多个初始参数集;以及选择单元,其从多个初始参数集中选择特定的参数集,其中,三维关注区域设定单元根据特定的参数集来设定初始三维关注区域。通过提前准备与多个初始形状相对应的多个初始参数集,可以快速地设定期望的三维关注区域,并且能够减小在这种情况下强加于用户的负担。优选的是,构造装置使得能够另外地寄存限定过去已经设定的三维关注区域的参数集,并在之后使用。

[0025] (2) 第二个问题的解决方案

[0026] 本发明的第二个优点是,减少或解决形成在三维图像上的条纹图案。

[0027] 根据本发明的一个方案,提供一种超声波体数据处理装置,包括:三维关注区域设

定单元,其对超声波体数据设定应用绘制处理的三维关注区域;以及三维超声波图像形成单元,其通过为三维关注区域设定多条射线并沿着每条射线重复地执行三维像素计算来形成三维超声波图像,其中,对每条射线的多次三维像素计算包括用于抑制条纹图案形成的特殊三维像素计算,条纹图案由三维关注区域中的弯曲的起始面和终止面中的至少一个引起。

[0028] 根据上述构造,在使用三维关注区域执行绘制处理的情况下,即使当三维关注区域中的绘制起始面和绘制终止面中的一个弯曲时,因为执行用于抑制条纹图案形成的特殊三维像素计算,当显示三维图像时,不形成条纹图案,或者即使形成条纹图案,条纹图案也不会变得明显。使用这种构造,可以提高三维图像的质量。当三维关注区域中的绘制起始面和绘制终止面中的至少一个为非平面时或者当在三维关注区域中设定的多条射线的路径长度沿着射线的布置方向变化时,能够应用上述特殊处理。

[0029] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,特殊三维像素计算为使用比以一定采样间隔为每条射线设定多个采样点时引起的一定采样间隔小的零数(fraction)的三维像素计算。使用这一构造,能够将射线中的非均匀度识别为零数,并且能够使用零数来执行减小非均匀度的处理。

[0030] 根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,零数对应于作为终止面之前的一个三维像素的三维像素与终止面之间的距离。根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,特殊三维像素计算为对基于终止面确定出的终止三维像素的三维像素计算并且其中距离用作权重值。根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,终止三维像素为由一定采样间隔确定出的三维像素。根据本发明的另一方案,优选的是,在超声波体数据处理装置中,终止三维像素为另外设定在终止面上并且不是由一定采样间隔确定出的三维像素。

附图说明

[0031] 图1为示出根据本发明的优选实施例的超声波体数据处理装置的总体结构的方框图。

[0032] 图2为示例在显示器上显示的图像的图。

[0033] 图3为用于说明使用三维关注区域的绘制处理的图。

[0034] 图4为示出在存储单元中存储的多个参数集的图。

[0035] 图5为用于说明三维关注区域的生成过程的概念图。

[0036] 图6为示出变形后的剪取平面的概念图。

[0037] 图7为示出变形和倾斜后的剪取平面的概念图。

[0038] 图8为示出变形、倾斜和放大后的剪取平面的概念图。

[0039] 图9为用于说明设定三维关注区域的方法的流程图。

[0040] 图10为示出三维关注区域的YX剖面形状和YZ剖面形状的图。

[0041] 图11为示出三维关注区域的YX剖面形状的生成过程的流程图。

[0042] 图12为示出三维关注区域的YZ剖面形状的生成过程的流程图。

[0043] 图13为示出多条射线中终点的位置变得不一致的现象的图。

[0044] 图14为示出在三维图像上形成的条纹图案的图。

[0045] 图 15 为用于说明抑制条纹图案形成的两种方法的图。

[0046] 图 16 为示出对于多条射线使多个终点一致的方法的图。

[0047] 图 17 为示出通过应用本发明的优选实施例的方法消除条纹图案的图。

具体实施方式

[0048] 现在将参考附图说明本发明的优选实施例。

[0049] (1) 三维关注区域的设定

[0050] 图 1 为示出用作超声波体数据处理装置的超声波诊断装置的方框图。超声波诊断装置用于医疗领域中,并且具有通过发送和接收超声波来形成活体内的组织的三维图像的功能。在本实施例中,待成像的目标组织为胎儿。作为选择,可以形成其他组织的图像。

[0051] 探头 10 为用于捕获三维回波数据的发送和接收单元。在本实施例中,探头 10 包括 1D 阵列传感器,以及机械地扫描 1D 阵列传感器的扫描机构。通过 1D 阵列传感器形成超声波束,通过超声波束的电子扫描形成扫描平面,并且通过机械地对扫描平面扫描形成作为三维回波数据捕获空间的三维空间 12。作为选择,可以为探头 10 设置 2D 阵列传感器,并且可以二维地电子扫描超声波束。而且,使用这一结构,能够形成三维空间 12。作为电子扫描方法,已知例如电子扇形扫描、电子线性扫描等方法。使得探头 10 与体表面接触。作为选择,可以使用插入体腔中的探头。当执行胎儿的超声波诊断时,使得探头 10 与母体的胃部的表面接触,并且在这种状态下发送和接收超声波。

[0052] 发送和接收单元 16 用作发送波束形成器和接收波束形成器。具体地,在发送时,多个发送信号从发送和接收单元 16 被供给到探头 10,并且形成发送波束。在接收时,通过探头 10 接收来自活体的反射波,并且将多个接收信号从探头 10 输出到发送和接收单元 16。在发送和接收单元 16 中,对多个接收信号执行整相和求和处理,并且在整相和求和之后输出波束数据作为接收信号。将由信号处理模块(未示出)执行的各种信号处理应用到波束数据,并且将经处理的波束数据存储于 3D 存储器 18 中。一个波束数据集包括沿波束方向排列的多个回波数据集。

[0053] 3D 存储器 18 具有与三维空间 12 相对应的数据空间。在 3D 存储器 18 中,体数据被存储为从三维空间 12 获得的回波数据的集合。实际上,通过对多个回波数据集的坐标变换和插值处理形成体数据。作为选择,可以形成包括多普勒信息的体数据。作为选择,不是当写入数据时而是当读取数据时,可以执行对每个回波数据集的坐标变换。

[0054] 体绘制单元 20 根据由控制器 36 给出的绘制条件使用三维关注区域内的数据来执行绘制处理,以形成三维图像。图像数据被输出到显示处理器 22。作为体绘制方法,已知各种方法,并且可以选择性地使用这些方法。作为选择,可以使用例如面绘制的其他图像处理来代替体绘制。

[0055] 断层分析图像形成单元 24、26 和 28 为形成黑白 B 模式断层分析图像的模块。在本实施例中,形成与穿过三维关注区域的中心点(原点)的三个切断面对应的三个断层分析图像(三切面)。作为选择,切断面可以被形成为在后面说明的 X 方向、Y 方向或者 Z 方向上可移动。由断层分析图像形成单元 24、26 和 28 形成的三个断层分析图像的数据被输出到显示处理器 22。通过控制器 36 设置断层分析图像形成单元 24、26 和 28 的图像处理所需的条件。

[0056] 图形图像形成单元 30、32 和 34 为在三个断层分析图像上形成以重叠的方式显示的图形图像的模块。在本实施例中,图形图像形成单元 30 形成表示关注区域的 YX 剖面的图形图像,并且图形图像形成单元 32 形成表示三维关注区域的 YZ 剖面的图形图像。图形图像形成单元 34 形成表示三维关注区域的其他剖面形状的图形图像。这样形成的图像被输出到显示处理器 22。通过控制器 36 设置图形图像形成单元 30、32 和 34 形成图像所需的条件和数据。

[0057] 显示处理器 22 包括图像合成功能,基于多个输入图像形成显示图像,并且将表示显示图像的数据输出到显示器 42。后面将参考图 2 说明将要在显示器 42 上显示的图像的示例。

[0058] 在本实施例中,控制器 36 由 CPU 和操作程序形成。体绘制单元 20、断层分析图像形成单元 24、26 和 28 以及图形图像形成单元 30、32 和 34 实现为软件的功能。存储单元 38 连接到控制器 36,输入单元 40 连接到控制器 36。在本实施例中,输入单元 40 由操作面板形成,并且操作面板包括键盘、跟踪球等。用户能够使用输入单元 40 输入设定三维关注区域所需的数值。存储单元 38 提前存储多个参数集,后面将参考图 4 对参数集进行说明。另外,在存储单元 38 中确保工作区,在需要时将表示剪取平面的形状数据存储在在工作区中。在本实施例中,控制器 36 具有三维关注区域的设定功能。后面将参考图 5 至图 12 说明该功能。

[0059] 图 2 示出了在显示器上显示的图像的示例。附图标记 44 表示显示图像。显示图像 44 包括三个断层分析图像 46、48 和 50,并且还包括三维图像 52。三个断层分析图像 46、48 和 50 彼此为正交关系,并在整体上形成三切面(triplane)。更具体地,断层分析图像 46 为表示 YX 剖面的断层分析图像,并且作为图形图像的剖面形状 S_{YX} 被包括在断层分析图像 46 中。剖面形状 S_{YX} 表示三维关注区域的 YX 剖面,并且包括表示剪取平面的剖面的曲线 118。附图标记 54 表示待成像的组织,附图标记 56 表示不用成像的组织。曲线 118 沿着组织 54 与组织 56 之间的间隙弯曲并倾斜。

[0060] 断层分析图像 48 包括表示三维关注区域的 YZ 剖面的剖面形状 S_{YZ} 并包括表示剪取平面的 YZ 剖面的曲线 128。曲线 128 沿着待成像的组织 54 与不用成像的组织 56 之间的间隙倾斜并弯曲,并在空间上分离这两个组织。作为选择,代替具有凸形形状的曲线 118 和 128,可以设定具有凹形形状的曲线 118 和 128。

[0061] 在断层分析图像 50 中,描绘了表示三维关注区域的 XZ 剖面的四边形形状的剖面形状 58。用户能够任意地改变三维关注区域的位置和尺寸。如后面将详细说明的,用户能够任意地设定剪取平面的形状和定向。

[0062] 三维图像 52 为使用属于如上所述设定的三维关注区域的数据而形成的图像。在本实施例中,如下面将参考图 3 说明的,剪取平面对应于绘制起始面,并且多条射线沿着 Y 方向彼此平行地设定。视点处于 Y 方向上的上部(在 origin 的一侧)。在绘制处理中,在每条射线上对多个三维像素数据集进行采样。通过参考存在于采样点周围的多个实际数据集并通过插值来形成每个三维像素数据集。当执行插值处理时,可以参考三维关注区域的外部的数据。

[0063] 图 3 作为概念图示出了使用三维关注区域的绘制处理。对于三维关注区域 V,多条射线 64 沿着 Y 方向彼此平行地设定。构造不限于平行投影,可以应用其他投影方法。在本

实施例中,三维关注区域 V 中的剪取平面 60 能够变形并倾斜。如已经说明的,剪取平面 60 对应于绘制起始面。在与剪取平面 60 相对的一侧的面为终止面 62,该终止面 62 在图 3 中表示为底平面。在每条射线上,以预定采样间隔连续地执行三维像素计算。对于每个三维像素,基于输入光的量来计算输出光的量,在这种情况下,不透明度(不清晰或不透明的程度)用作参数。当对每条射线连续地进行三维像素计算并且三维像素计算到达终止面 62 时,完成了该射线的三维像素计算。作为选择,当对每个三维像素计算出的输出光的量达到最大值(例如,1.0)时,三维像素计算完成。在完成三维像素计算时的输出光的量变成像素值。换句话说,虚拟屏幕 68 上与射线 64 相对应的像素 70 的像素值被确定成为射线 64 确定出的输出光的最终量。作为对多条射线相似处理的结果,在屏幕 68 上构建出三维图像。

[0064] 图 4 示出了存储在图 1 中所示的存储单元中的多个参数集。当考虑参数集中的一个,参数集 74 时,参数集 74 包括三维关注区域的原点 C 的坐标 (X_0, Y_0, Z_0)、三维关注区域的尺寸 (X_w, Y_w, Z_w)、Y 方向上的偏移量 (Y_t)、剪取平面的高度 h 以及剪取平面的倾斜角度 θ_x 和 θ_z 。图 4 所示的构造仅为示例性的,可以采用其他构造。在本实施例中,例如,8 个初始形状被确定为三维关注区域,与 8 个初始形状相对应的 8 个参数集 74 被寄存在存储单元中。因此,用户能够通过选择参数集瞬时地设定具有期望初始形状的三维关注区域,并且可以应用必要的修改。作为选择,表示修改后的三维关注区域的参数集可以被另外地寄存在存储单元中。

[0065] 图 5 作为概念图示出了与剪取平面的形成相关的处理的流程。附图标记 76 表示控制器 36 的功能,附图标记 38A 表示存储单元 38 上的工作区。附图标记 74A 表示用户所选择的参数集。如附图标记 90 所示,用户能够任意地改变参数集 74A 的参数。在第一阶段中,参考参数集 74A,通过附图标记 78 所示的样条处理,形成变形后的剪取平面。剪取平面的法线不倾斜。也就是说,在这个阶段中的剪取平面为倾斜前的剪取平面。后面将参考图 6 等详细地说明处于这个阶段的剪取平面的具体示例。由样条处理 78 生成的倾斜前且变形后的剪取平面实际上生成为三维形状数据,并且三维形状数据被临时存储在工作区 38A 中。用附图标记 80 来表示形状数据。

[0066] 在第二阶段中,执行旋转变换处理 82。更具体地,基于参数集 74A,将二维旋转变换处理 82 应用到形状数据 80,生成表示倾斜后的剪取平面的形状数据 84 并将形状数据 84 存储在工作区 38A 中。形状数据 84 为过渡过程数据。

[0067] 在第三阶段中,将放大变换处理 86 应用到形状数据 84。利用放大变换处理 86,生成表示放大后的剪取平面的形状数据 88,并将形状数据 88 存储在工作区 38A 中。利用放大变换处理 86,建立将实际上起作用的剪取平面。换句话说,完成三维关注区域的生成。当如附图标记 90 所示用户改变任一参数时,以参数的变化为触发,再次执行从第一阶段到第三阶段的处理,瞬时地更新三维关注区域。

[0068] 接下来,将参考图 6 至图 9 更加详细地说明三维关注区域的生成过程。

[0069] 图 6 示出了处于初始状态的三维关注区域 V1。三维关注区域 V1 为虚拟地存在于数据处理空间中的区域。也就是说,除了下面要说明的剪取平面 112 之外的主体部分仅作为绘制处理范围的数值条件而存在,不存在实际的三维图像。然而,为了说明本实施例,以便于理解技术内容,三维关注区域表现为视觉上能够识别的图形。作为选择,全部的三维关注区域可以生成为三维图形(或者图形数据)。

[0070] 三维关注区域 V1 具有原点 C, 并且通过在上述参数集中包含的原点坐标 (X_0, Y_0, Z_0) 来确定原点 C 的空间位置。通过在上述参数集 74 中包含的尺寸信息 (X_w, Y_w, Z_w) 来确定三维关注区域 V1 在 X 方向、Y 方向和 Z 方向上的尺寸。尺寸信息可以限定在各个方向上的总宽度或者其半宽度。在图 6 中, 0 表示基准点, 其为中心线 100 上的点。如后面将说明的, 基准点 0 为当剪取平面 112 倾斜时的旋转中心 (固定点)。当期望仅调整基准点在 Y 方向上的高度而不影响在 Y 方向上的尺寸时, 可以改变偏移值 Y_+ 的值。由于值的改变, 能够自由地改变上侧的尺寸, 同时保持原点 C。高度 h 被限定为沿着中心线 100 距原点 0 的距离。与基准点 0 相距 h 的点为代表点 P。当参数 h 具有正值时, 代表点 P 位于基准点 0 的上方, 另一方面, 当参数 h 具有负值时, 代表点 P 位于基准点 0 的下方。

[0071] 在图 6 中, 由 a1、a2、a3、a4、a5、a6、a7 和 a8 表示三维关注区域 V1 的 8 个角。由 a12、a23、a34、a14、a56、a67、a78 和 a58 表示各边的中点。

[0072] 现在将详细地说明剪取平面 112 的生成。当如上所述由参数 h 确定代表点 P 时, 通过基于代表点 P 和两个端点 P1 和 P2 的样条插值计算, 曲线 104 生成类似于脊骨的基线。端点 P1 为上述点 a12, 并且端点 P2 为上述点 a34。曲线 104 具有代表点 P 位于其间的在 Z 方向上线对称的形状。

[0073] 当如上所述确定曲线 104 时, 在边 L1 与边 L3 之间顺序地生成多条样条曲线 106 和 108。更具体地, 以等间距为边 L2 和边 L4 确定多个端点 P3、P4、P5 和 P6, 类似地, 在曲线 104 上以等间距沿 Z 方向确定多个通过点。对于 Z 方向上的每个位置, 利用两个端点和一个通过点来执行样条插值计算, 以生成样条曲线。在图 6 中, 用附图标记 106 表示连接端点 P3 和 P4 的样条插值曲线, 并且用附图标记 108 表示连接端点 P5 和 P6 的样条插值曲线。通过在 Z 方向上的各个位置处生成这样的曲线, 能够形成曲线阵列 110, 利用曲线阵列 110 来构造处于倾斜前的状态的剪取平面 112。剪取平面 112 实际上由三维形状数据构成。在图 6 的示例性构造中, 生成沿 Z 方向排列的多条样条插值曲线, 而作为选择, 可以生成沿 X 方向排列的多条样条插值曲线。

[0074] 通过如上所述第一阶段的处理, 生成不倾斜的剪取平面 112。接下来, 如图 7 所示, 生成倾斜的剪取平面 114。更具体地, 参考形成参数集的一部分的倾斜角度 θ_x 和 θ_z , 并且剪取平面在 X 方向和 Z 方向上均倾斜。该处理可以理解为法线 115 的倾斜, 而在本实施例中不计算法线本身。为了便于理解技术内容, 图 7 示出了法线。通过三维形状数据的坐标变换, 构造倾斜后的剪取平面 114。

[0075] 法线 115 为连接基准点 0 和倾斜后的代表点 P' 的线。法线 115 在 X 方向上的倾斜角度为上述 θ_x , 法线 115 在 Z 方向上的倾斜角度为上述 θ_z 。剪取平面 114 具有四个角 b1、b2、b3 和 b4。因为图 6 所示的剪取平面 112 简单地倾斜, 在图 7 所示的状态下, 角 b1、b2、b3 和 b4 不在 4 个垂直边上, 而位于 4 个垂直边的内侧。使用这一构造, 不能够形成三维关注区域。考虑到这点, 在本实施例中, 执行用于生成剪取平面 114 的相似形状的放大处理。更具体地, 在包括 u 方向和 v 方向的两个水平方向上放大剪取平面 114, 同时, 还在法线 115 的方向 (倾斜后的垂直方向) 上放大剪取平面 114。不改变基准点的位置。放大后的剪取平面也被构造为三维形状数据。

[0076] 图 8 示出了放大后的剪取平面 116。作为放大处理的结果, 4 个角 c1、c2、c3 和 c4 位于 4 个垂直边上。使用这一构造, 构造包括倾斜后的剪取平面 116 的三维关注区域 V2。

三维关注区域 V2 具有由 8 个点 c1、c2、c3、c4、a5、a6、a7 和 a8 环绕的形状。同时,为了在两个断层分析图像上确认三维关注区域 V2,生成剖面形状 S_{yx} 和 S_{yz} 。在这种情况下,在连接两个端点 c12 和 c34 的剖面上通过与上述类似的样条插值计算来生成曲线,并且,在与该剖面正交的剖面上,也通过两个端点 c14 和 c23 之间的样条插值计算来生成上述曲线。后面将参考图 10 至图 12 更加详细地说明这些剖面形状的生成。

[0077] 图 9 为上述三维关注区域的生成过程的流程图。首先,在 S101 中,用户从多个初始形状中选择实际上要使用的初始形状。更具体地,识别并参考与用户选择的初始形状相对应的参数集。在 S102 中,基于三维关注区域的原点坐标 $C(X_0, Y_0, Z_0)$ 、尺寸 (X_w, Y_w, Z_w) 、偏移 Y_+ 以及剪取平面的高度 h 生成倾斜前的剪取平面。在该生成过程中,执行上述样条插值计算。通过该过程,生成表示剪取平面的三维形状数据。在 S103 中,基于倾斜角度 θ_x 和 θ_z 在空间上旋转倾斜前的剪取平面,以生成倾斜后的剪取平面。还使用三维形状数据来构造倾斜后的剪取平面。在 S104 中,将放大处理应用到倾斜后的剪取平面。在这种情况下,在如上所述保持相似形状的同时执行放大形状的处理。能够基于倾斜角度 θ_x 和 θ_z 唯一地确定放大百分率。通过上述处理,实际上要使用的剪取平面被构造为三维形状数据。在 S105 中,确定具有如上所述构造的剪取平面的三维关注区域。三维关注区域的实体实际上包括三维形状数据以及由三维形状数据限定绘制范围的数值信息。在 S106 中,实际上对三维关注区域中的数据执行体绘制处理。通过该处理,形成三维图像,并且在显示屏幕上显示图像数据。在 S107 中,判断是否要继续上述处理,当要继续上述处理时,在 S108 中判断用户是否改变任一参数。当判断出有改变时,重复地执行从 S102 开始的处理。

[0078] 如上所述,根据本实施例,剪取平面能够被构造为简单的凸平面或凹平面,并且剪取平面可以在两个方向上倾斜。因此,即使当待成像的组织与不用成像的组织之间的间隙如图 2 所示为二维倾斜时,能够适当地设定剪取平面的定向。在本实施例中,由于能够仅通过限定形成剪取平面的中心点的代表点的高度来限定剪取平面的形状,用户容易理解处理,并且能够防止用户混淆。通过试验已发现,即使当剪取平面如上所述具有简单形状时,剪取平面与活体组织的实际形状的匹配也是优良的。在本实施例中,代表点的两侧的形状在 X 方向和 Y 方向上均为线对称关系,而作为选择,还可以在代表点的两侧上采用非对称形状。三维图形(立方体)的 6 个平面中的任一个可以被用作剪取平面。期望采用如下构造:三维关注区域能够关于体数据自由地旋转。

[0079] 接下来,将参考图 10 至图 12 说明图 2 所示的三维关注区域的剖面形状 S_{yx} 和 S_{yz} 的生成方法。

[0080] 在本实施例中,通过彼此独立的计算处理来实现三维关注区域的生成和三维关注区域的剖面形状的生成。在图 10 中,(A) 示出了剖面形状 S_{yx} 的生成过程,并且 (B) 示出了剖面形状 S_{yz} 的生成过程。

[0081] 在 (A) 中,如下确定明显代表点 P10。首先,基于中心线 110 上的高度 h ,通过样条插值生成沿深度方向(Z 方向)的曲线。基于倾斜角度 θ_z 旋转并放大曲线。然后,在得到的曲线上,确定与中心线 110 相交的点。相交点为明显代表点 P10。然而,该方法仅为示例性方法。在 (A) 中,附图标记 212 表示初始曲线。初始曲线 212 生成成为连接明显代表点 P10 与两个端点 a14 和 a23 的样条曲线。可以采用各种方法作为此用途的插值方法。在需要时可以切换要使用的插值方法。类似于剪取平面的上述生成过程,基于在 X 方向上的倾

斜角度 θ_x 对曲线 212 应用旋转变换,并且由附图标记 216 表示旋转后的曲线。用 $a14'$ 和 $a23'$ 表示曲线中的两个端点,并且用 $P10_x$ 表示移动后的代表点。连接基准点 0 与移动后的代表点 $P10_x$ 的直线为明显法线 214。实际上不计算代表点 $P10_x$ 和法线 214。在放大处理应用到曲线 216 之后的形状为曲线 218。其两端 $c14$ 和 $c23$ 位于左垂直边和右垂直边。作为该处理的结果,三维关注区域的 YX 剖面 S_{YX} 生成为由四个点 $c14$ 、 $c23$ 、 $a67$ 和 $a58$ 环绕的框形形状。实际上, YX 剖面 S_{YX} 以重叠的方式作为图形图像显示在断层分析图像上。

[0082] 以类似的方式生成 YZ 剖面 S_{YZ} 。更具体地,在 (B) 中,通过 3 个点 $P12$ 、 $a12$ 和 $a34$ 的样条插值计算来生成曲线 222,并且基于 Z 方向上的倾斜角度 θ_z 旋转地变换曲线 222。用附图标记 226 表示旋转后的曲线。代表点 $P12_y$ 表示在明显法线 224 上。实际上不计算明显法线 224 和代表点 $P12_y$ 。在 (B) 中,两个端点 $a12'$ 和 $a34'$ 从左右垂直线向内侧偏移。在曲线 226 上应用放大处理的结果是曲线 228。其两端 $c14$ 和 $c23$ 位于左右垂直线上。通过该处理,生成 YZ 剖面形状 S_{YZ} 。YZ 剖面形状 S_{YZ} 以重叠的方式显示在断层分析图像上。

[0083] 图 11 为图 10 的 (A) 中所示的剖面形状 S_{YX} 的生成过程的流程图。在 S201 中,参考用户所选择的参数集。在 S202 中,基于所选择的参数集生成不倾斜的曲线。在 S203 中,基于在 X 方向上的倾斜角度 θ_x 生成倾斜曲线。在 S204 中,将放大处理应用到基于倾斜角度 θ_x 倾斜后的曲线上。在 S205 中,将剖面形状 S_{YX} 确定为包括放大处理后的曲线的框形形状,并且作为图形显示在断层分析图像上。在 S206 中,判断是否要继续上述处理,并且如果在 S207 中判断出已经改变任一参数;更具体地,当判断出已经改变与剖面形状 S_{YX} 相关的参数时,重复地执行从 S202 开始的处理。

[0084] 图 12 为在图 10 的 (B) 所示的剖面形状 S_{YZ} 的生成过程的流程图。内容与图 11 的内容基本相同。因此将简要地进行说明。

[0085] 在 S301 中,参考初始数据,在 S302 中,参考参数集,并且基于参数集生成不倾斜的曲线。在 S303 中,基于在 Z 方向上的倾斜角度 θ_z 执行倾斜处理,并生成倾斜曲线。在 S304 中,基于倾斜角度 θ_z 确定放大百分率,并且,作为在倾斜曲线上应用放大处理的结果,生成放大后的曲线。在 S305 中,确定包括放大后的曲线的剖面形状 S_{YZ} ,并将其显示在断层分析图像上。在 S306 中,判断是否要继续上述处理,如果要继续处理,则在 S307 中判断是否已经改变影响剖面形状 S_{YZ} 的参数的值。当判断已经改变参数时,重复地执行从 S302 开始的处理。

[0086] 在上述实施例中,因为生成剖面形状的处理主要在二维空间中,能获得能够快速执行处理的优点。

[0087] (2) 三维图像的图像质量的提高(去除或降低条纹图案噪声)

[0088] 如已经说明的,当绘制起始面(或绘制终止面)被设定为曲面时,在三维图像上趋于产生不必要的条纹图案(条纹图案噪声)。现在将说明解决此问题的方法。通过图 1 所示的体绘制单元 20 执行下述处理。由控制器 36 设置该处理所需的条件。

[0089] 图 13 示意性地示出了三维关注区域 V。三维关注区域 V 包括剪取平面 300,在该示例性构造中,剪取平面 300 为二维曲平面并形成绘制起始面。为三维关注区域 V 设定多条射线(计算路径)304。在每条射线 304 上,多个采样点 306 通常被限定为具有一定间距。通过用作绘制起始面的剪取平面 304 来限定作为第一采样点的起始点。通常,在剪取平面 304 上限定起始点。在图 13 中,单个采样点表示为具有预定长度的矩形框。在每个采样点

中,例如,参考存在于采样点周围的 8 个数据点,并且,通过基于这些数据点的插值计算,产生采样点的数据(三维像素数据)。接下来,对于每个采样点,例如,执行下面的三维像素计算。

$$[0090] \quad C_{OUTi} = (1 - \alpha_i) \cdot C_{INi} + \alpha_i \cdot e_i \quad (1)$$

[0091] 在上述等式中, C_{OUTi} 表示第 i 个三维像素的输出光的量(输出亮度值),并且 C_{INi} 表示第 i 个三维像素的输入光的量(输入亮度值)。 C_{INi} 为第 $(i-1)$ 个三维像素的输出光的量, C_{OUTi-1} 。参数 α_i 表示不透明度(不清晰的程度), $(1 - \alpha_i)$ 因此表示清晰度。参数 e_i 表示第 i 个三维像素的回波值(通过插值计算生成的三维像素值)。换句话说,对每个三维像素执行输出光的量的计算(三维像素计算)。从起点开始依次并重复地执行三维像素计算。

[0092] 作为三维像素计算的结束条件,通常确定两个结束条件。第一结束条件限定了当下一个三维像素计算超过终止面 302 时三维像素计算结束。这是用于形成仅三维关注区域 V 的内部的图像的条件。第二结束条件限定了例如当输出光的量达到最大值时三维像素计算结束。

[0093] 由于绘制起始面弯曲,在多条射线中采样位置是不均匀的。出于相同的原因,每条射线 304 中最终的三维像素(在满足结束条件时的三维像素)的位置也不一致,并且对于每条射线而言距绘制终止面 302 的距离将是不同的(参考图 13)。当在水平方向上观测时,还出现数据点数量的台阶 308。因为距绘制终止面 302 的距离以周期性的方式变化,在图像中趋于出现周期性。图 14 示意性地示出了三维图像。由于图 13 所示的原因,除了组织的三维图像之外,产生了不必要的条纹图案 314。条纹图案反映了剪取平面的曲率的形式,并且可以形成多环形状的条纹图案或多平行线的条纹图案。该条纹图案在观察图像时是显著的阻碍,并使不知道情况的受检查者吃惊。

[0094] 图 15 示例了解决此问题的两种方法。方法(A)表示第一示例性方法,方法(B)表示第二示例性方法。在第一示例性方法中,在射线 304 上限定多个采样点(三维像素)306。采样点之间的间隔是恒定的,并且在图 15 中为 1.0 的间隔。附图标记 302 表示终止面。距离 r 存在为最终的三维像素 E_n 与终止面 302 之间的间隙。距离 r 具有小于 1.0 的值。在第一示例性方法中,作为仅对最终的三维像素的例外处理,代替使用等式(1)的计算,执行由下面的等式(2)表示的计算,即,包括加权的计算。

$$[0095] \quad C_{OUTn} = (1 - \alpha_n) \cdot C_{INn} + \alpha_n \cdot e_n \cdot r \quad (2)$$

[0096] 在等式(2)中, C_{OUTn} 表示最终的三维像素的输出光的量。换句话说,尽管在现有技术中,最终的三维像素的回波值已经用于三维像素计算,但是在第一示例性方法中,将由参数 r 表示的权重应用到最终的三维像素的回波值,其中, $0 \leq r < 1.0$ 。通过应用基于距每条射线的距离 r 的加权处理,可以减少或解决在射线的排列方向上以周期性方式出现的亮度值的台阶。

[0097] 接下来,将说明(B)所示的第二示例性方法。尽管在现有技术的方法中具有回波值 e_n 的三维像素为最终的三维像素,但是在第二示例性方法中,最终的三维像素为具有下一个回波值 e_{n+} 的三维像素。最终的三维像素被强制性地设定在终止面 302 上。对于最终的三维像素,作为例外,代替等式(1)的计算,执行等式(3)的计算。

$$[0098] \quad C_{OUTn+} = (1 - \alpha_{n+}) \cdot C_{INn+} + \alpha_{n+} \cdot e_{n+} \cdot r \quad (3)$$

[0099] 在等式 (3) 中, C_{OUTn+} 为最终输出的输出光的量, 并被转换成亮度值。该处理被应用到每条射线。与第一示例性方法相比, 因为在第二示例性方法中能够使用等于终止面 302 上的回波值的回波值来确定像素值, 能够实现忠实于三维关注区域的形状的图像处理。特别地, 在射线中距最终面的距离没有差别, 并且, 因为基于距前个三维像素的距离 r 的权重被应用到最终添加到每条射线的回波值, 能够降低在射线的排列方向上亮度变化的周期性, 特别地, 能够充分地减少并解决亮度值的台阶的出现。在等式 (2) 和 (3) 中, 当基于回波值 e 确定不透明度 α 时, 基于回波值 e 和权重 r 相乘的结果为最终的三维像素确定不透明度 α 。

[0100] 图 16 示出了应用第二示例性方法时的计算目标范围。在图 16 中, 附图标记 306b 表示最终的三维像素 306+ 之前的三维像素。由于在射线中最终的三维像素 306+ 的贡献取决于从前个三维像素 306b 到终止面 302 的距离 r , 能够有效地解决台阶。图 17 示意性地示出了应用第一示例性方法和第二示例性方法时的三维图像处理的结果。现在, 图 14 所示的条纹图案 314 已消失。使用该处理, 能够降低阻碍观测的噪声, 并且能够提高图像质量。

[0101] 在上述第一和第二示例性方法中, 距离 r 作用于最终的回波值, 而作为选择, 距离 r 可以直接作用于不透明度或直接作用于亮度值。

[0102] 在上述实施例中, 已经说明了由终止面与最终的三维像素之间的距离的周期性变化引起的问题的解决方法, 但方法的应用不限于这一构造, 可以将与上述方法类似的方法应用到在射线中采样点的位置一致而不是射线上的起始三维像素与弯曲起始面一致的情况。更具体地, 在这种情况下, 在起始三维像素与起始面之间产生微小距离。因此, 距离可以被识别为权重, 并且可以修改计算条件以在像素值上反映距离。作为选择, 可以将沿射线的排列方向的平滑处理、用于随机校正亮度值或回波值的技术等与上述方法结合。在任何情况下, 期望的是, 适当地校正绘制条件以降低周期性并最小化原始图像的退化。可以由用户选择或者可以基于图像评估结果来自动地判定部分校正的必要性或必要性。

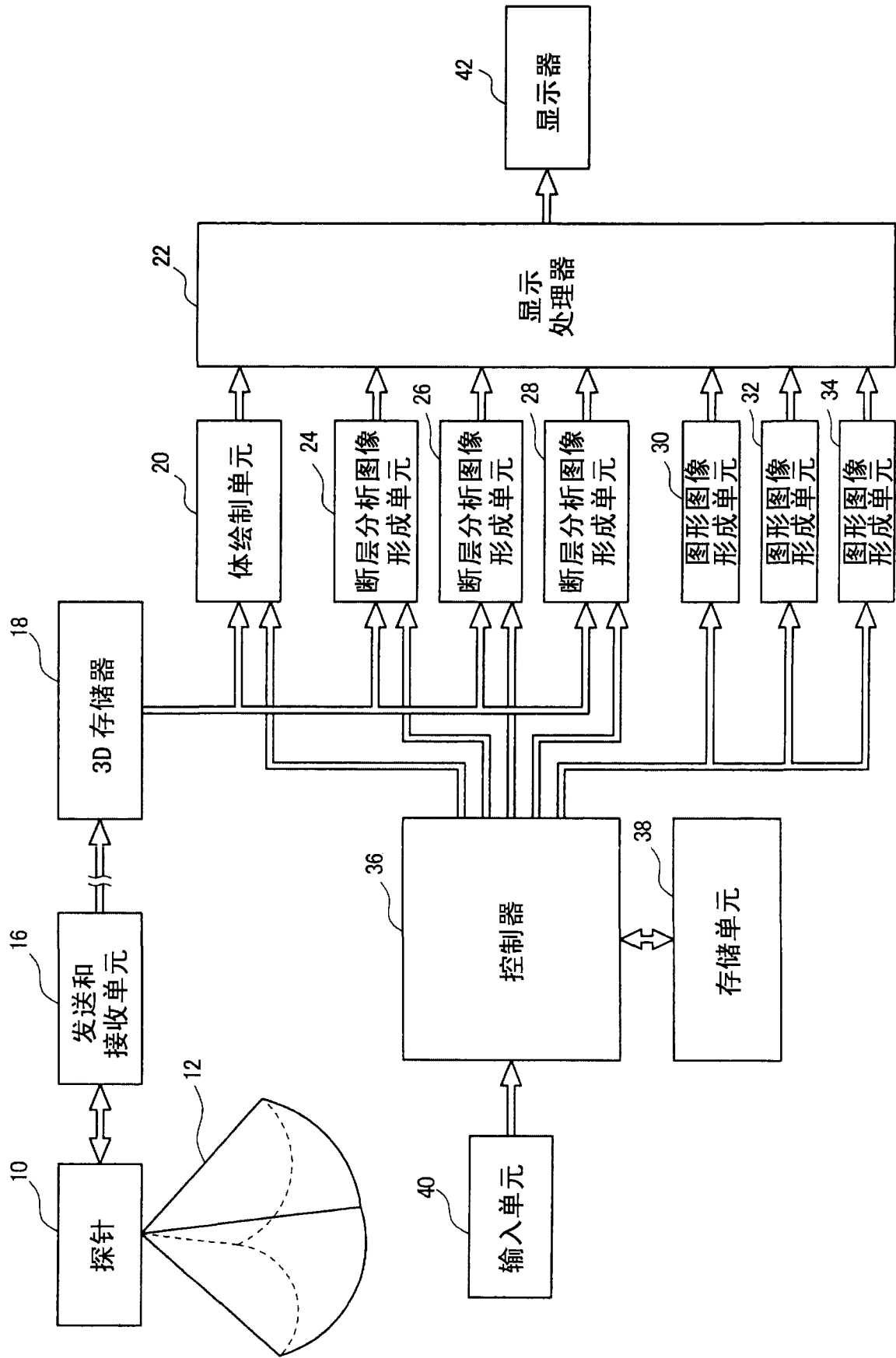


图 1

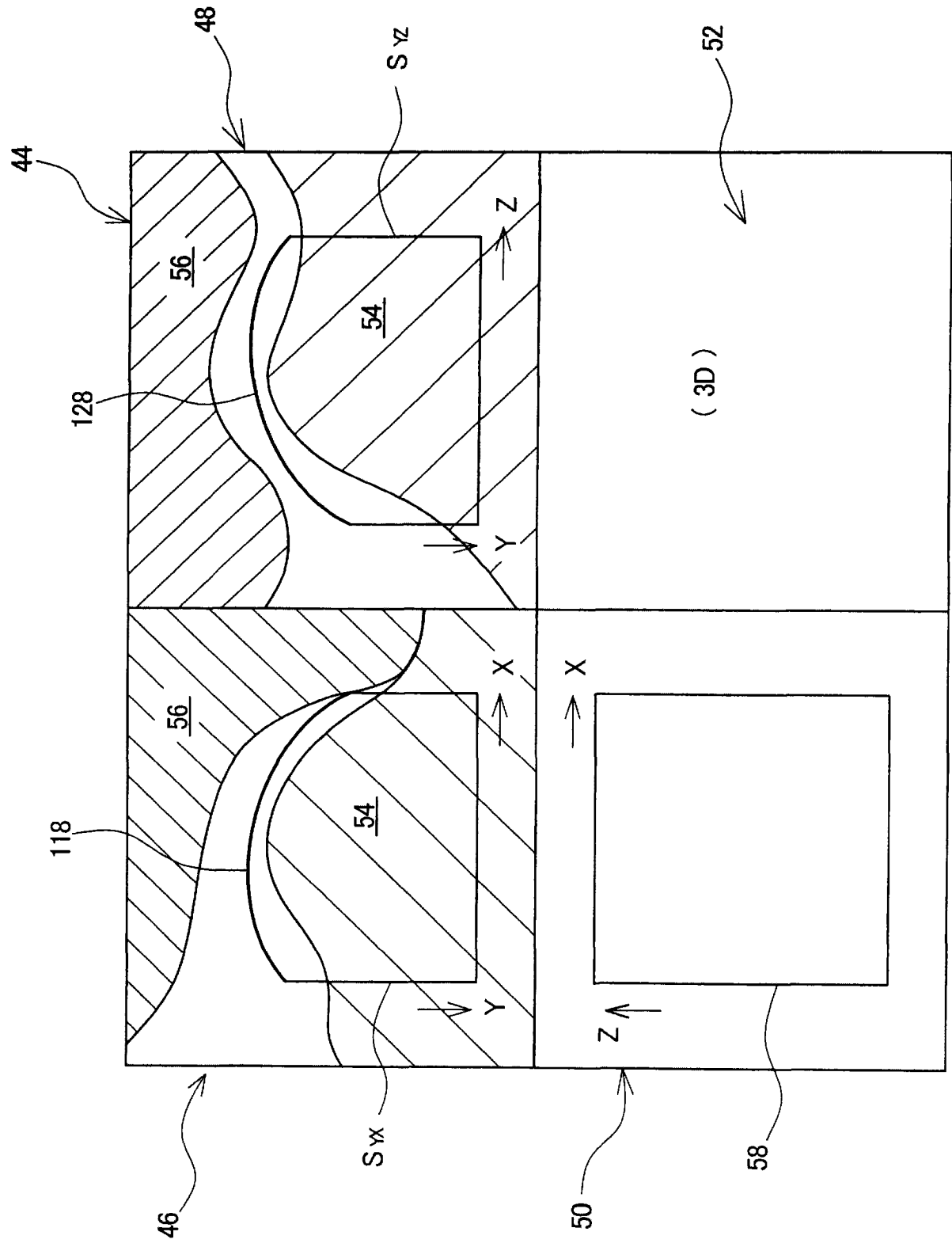


图 2

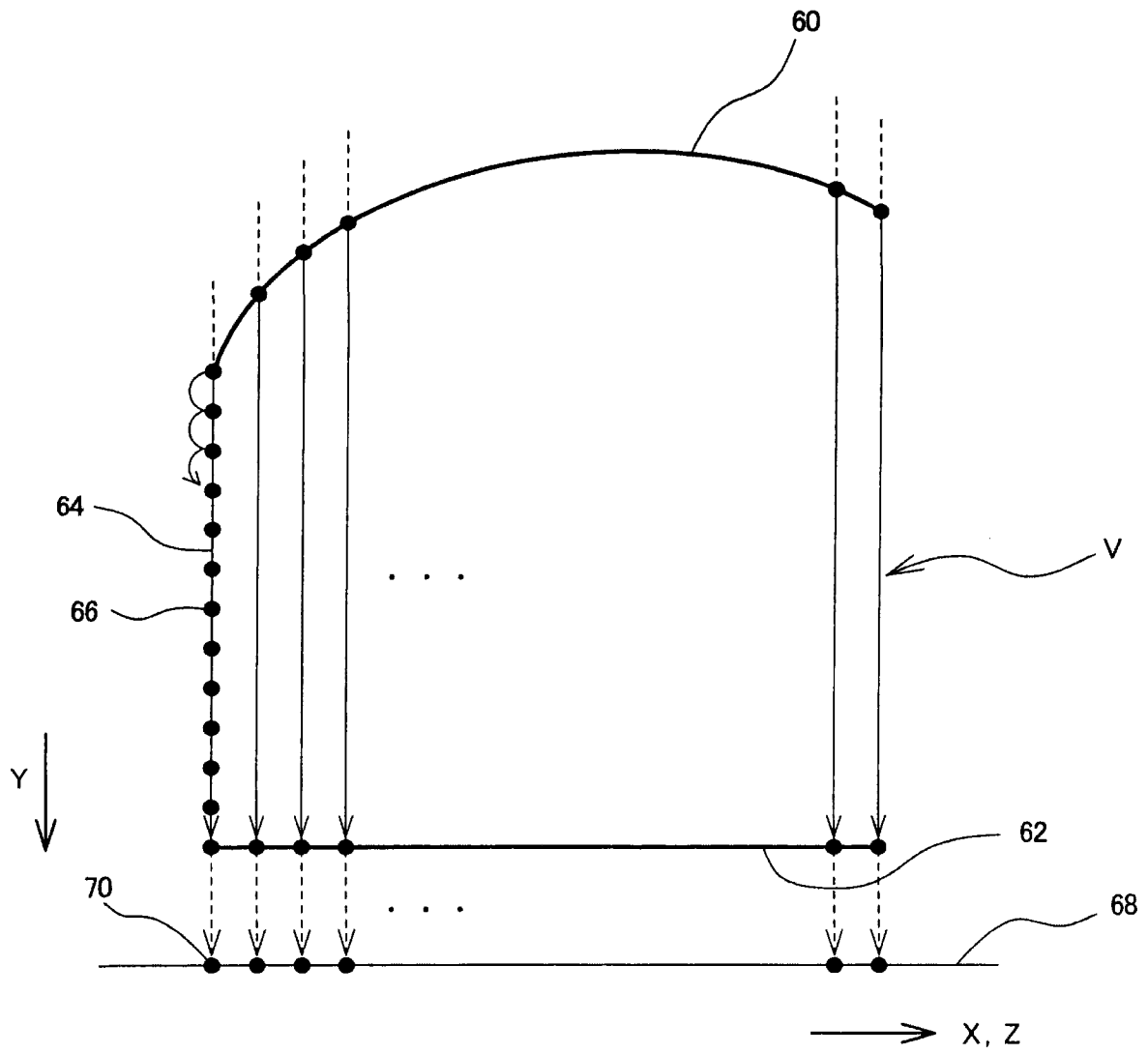


图 3

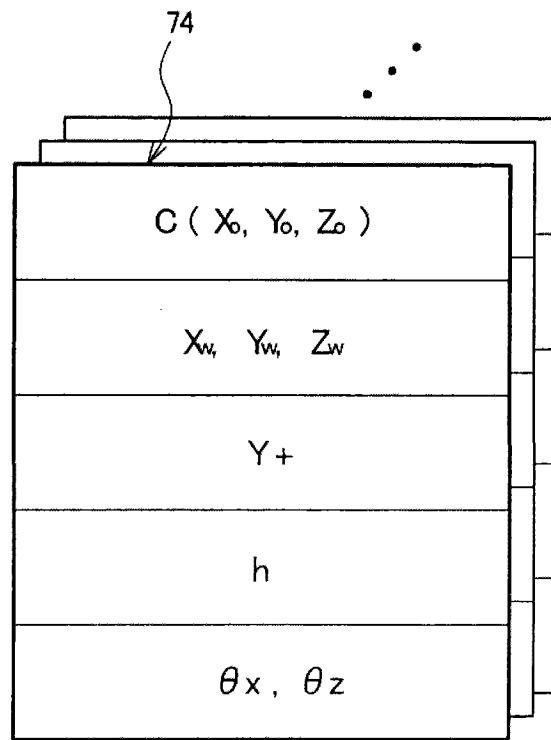


图 4

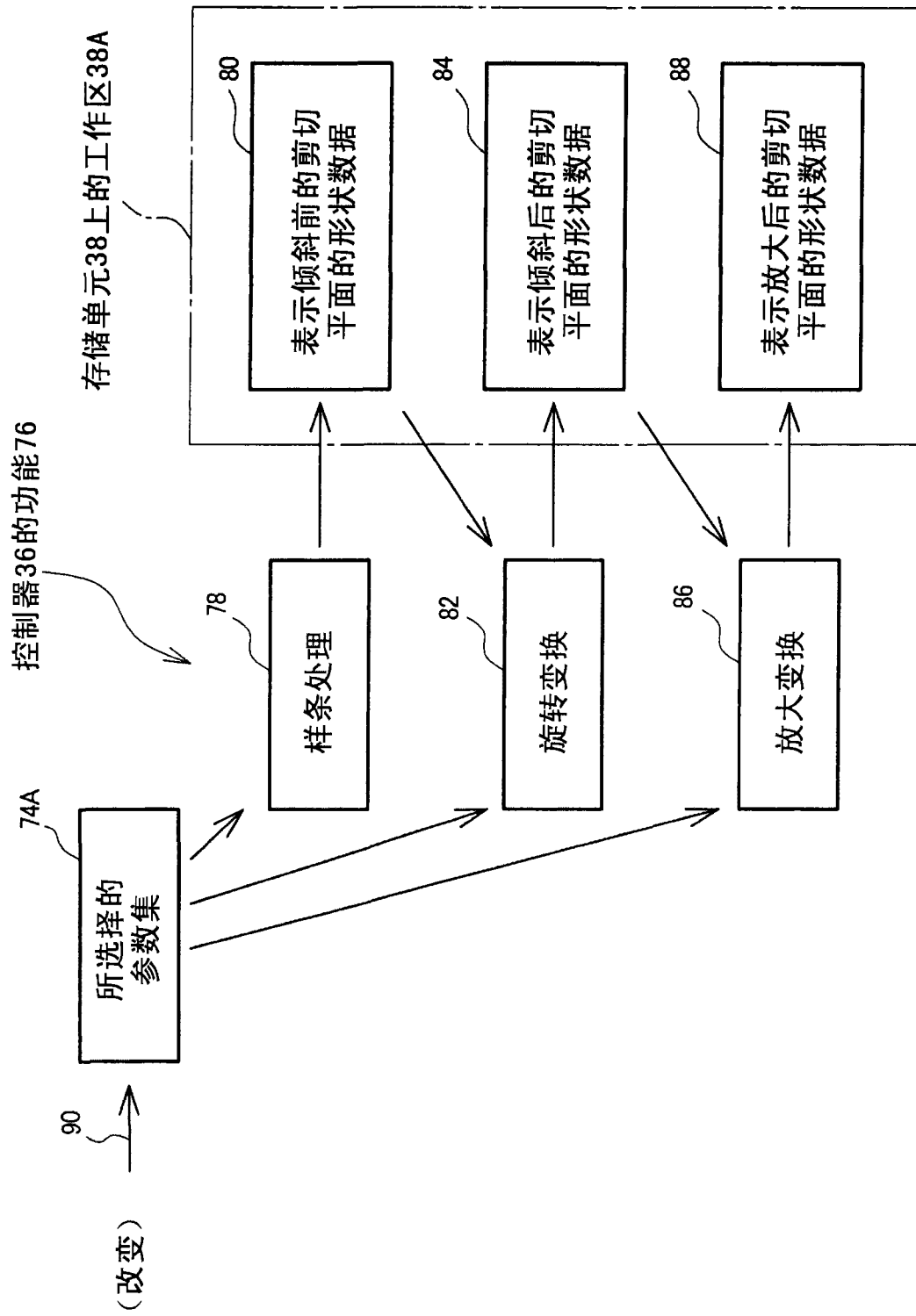


图 5

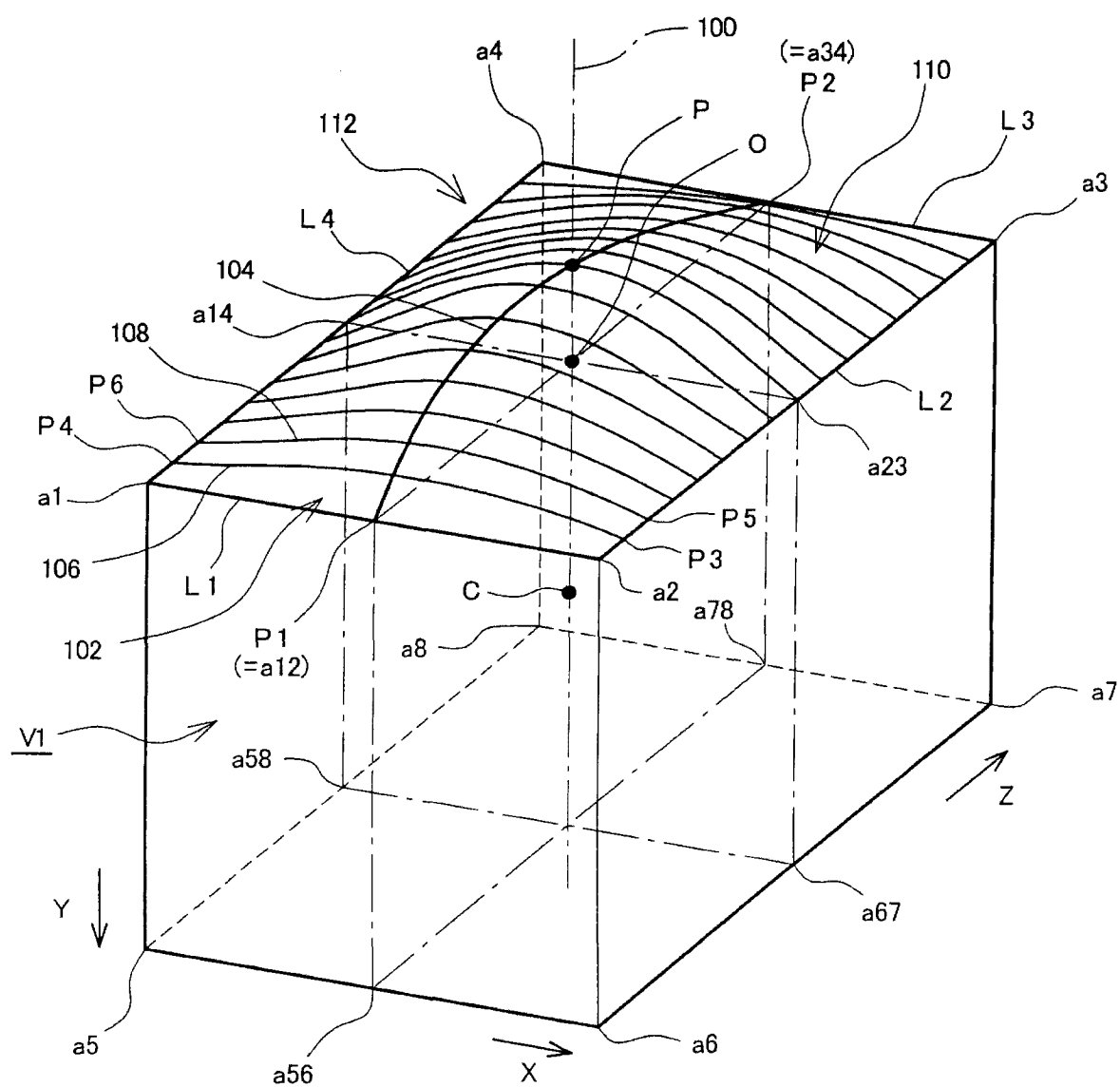


图 6

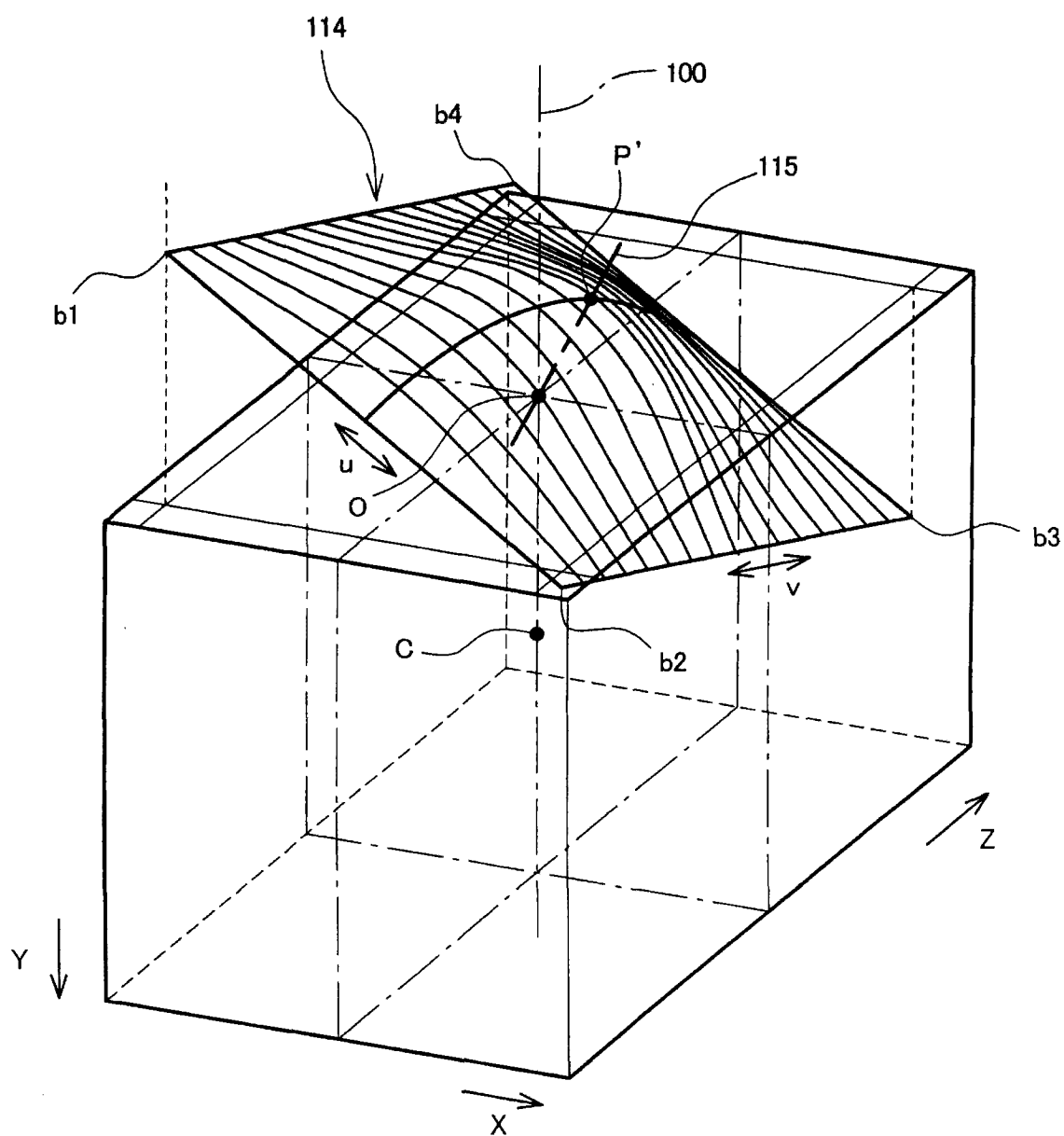


图 7

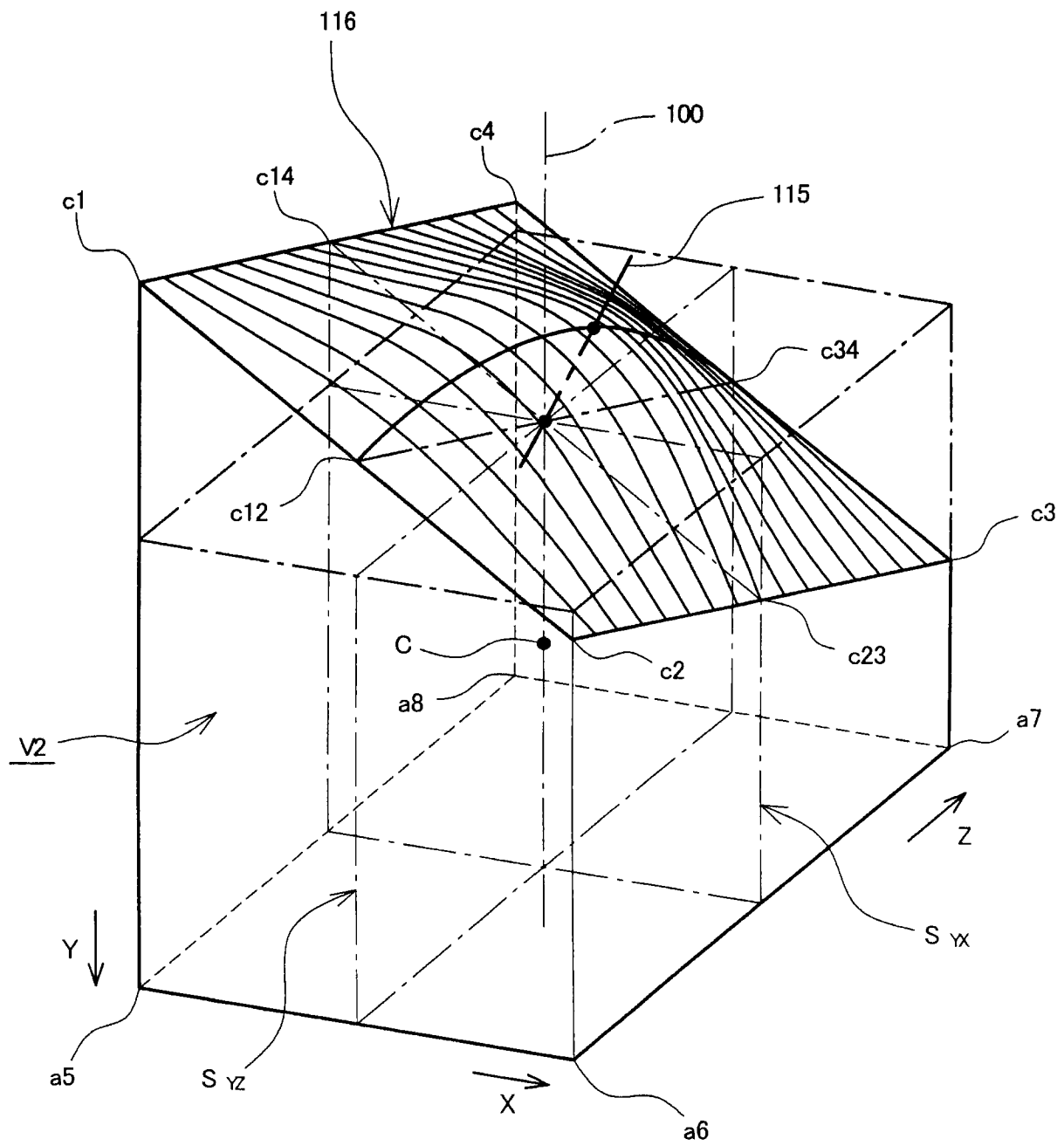


图 8

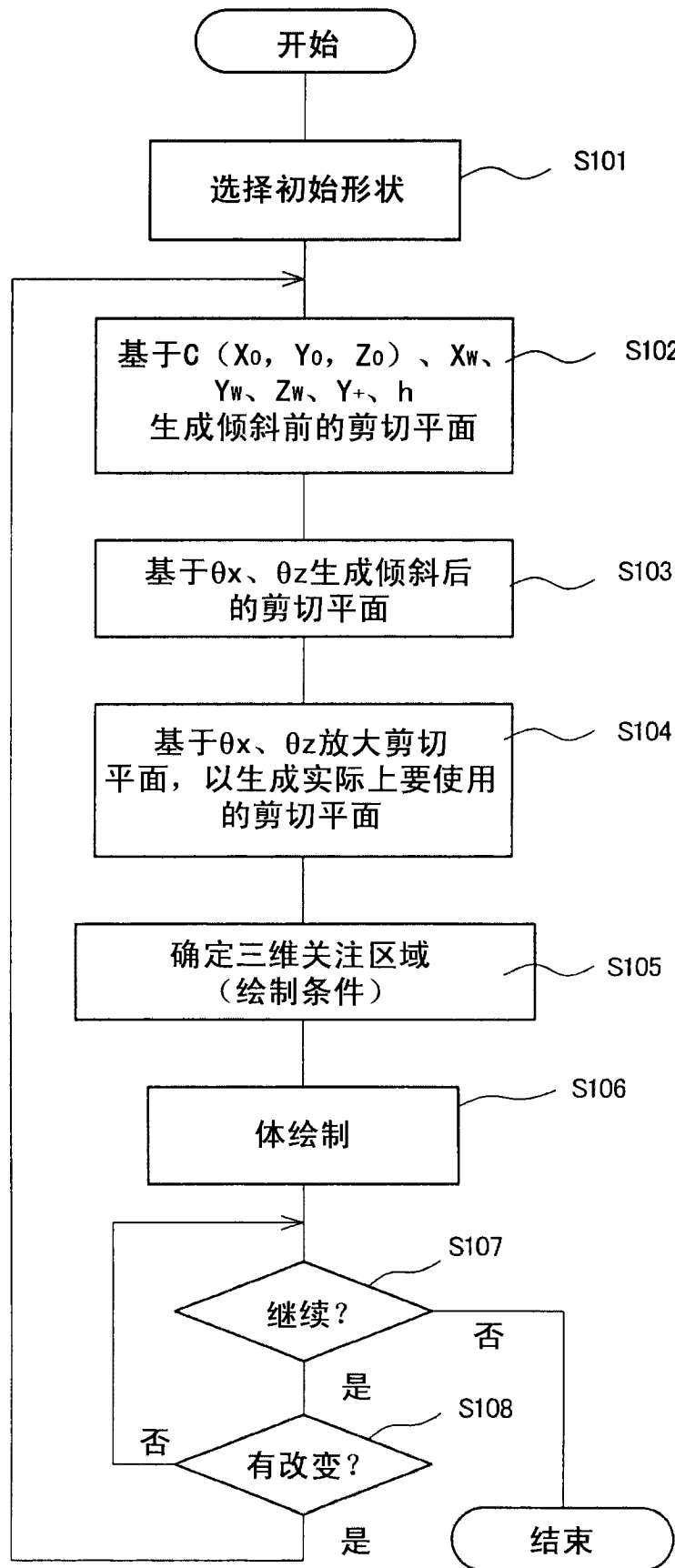


图9

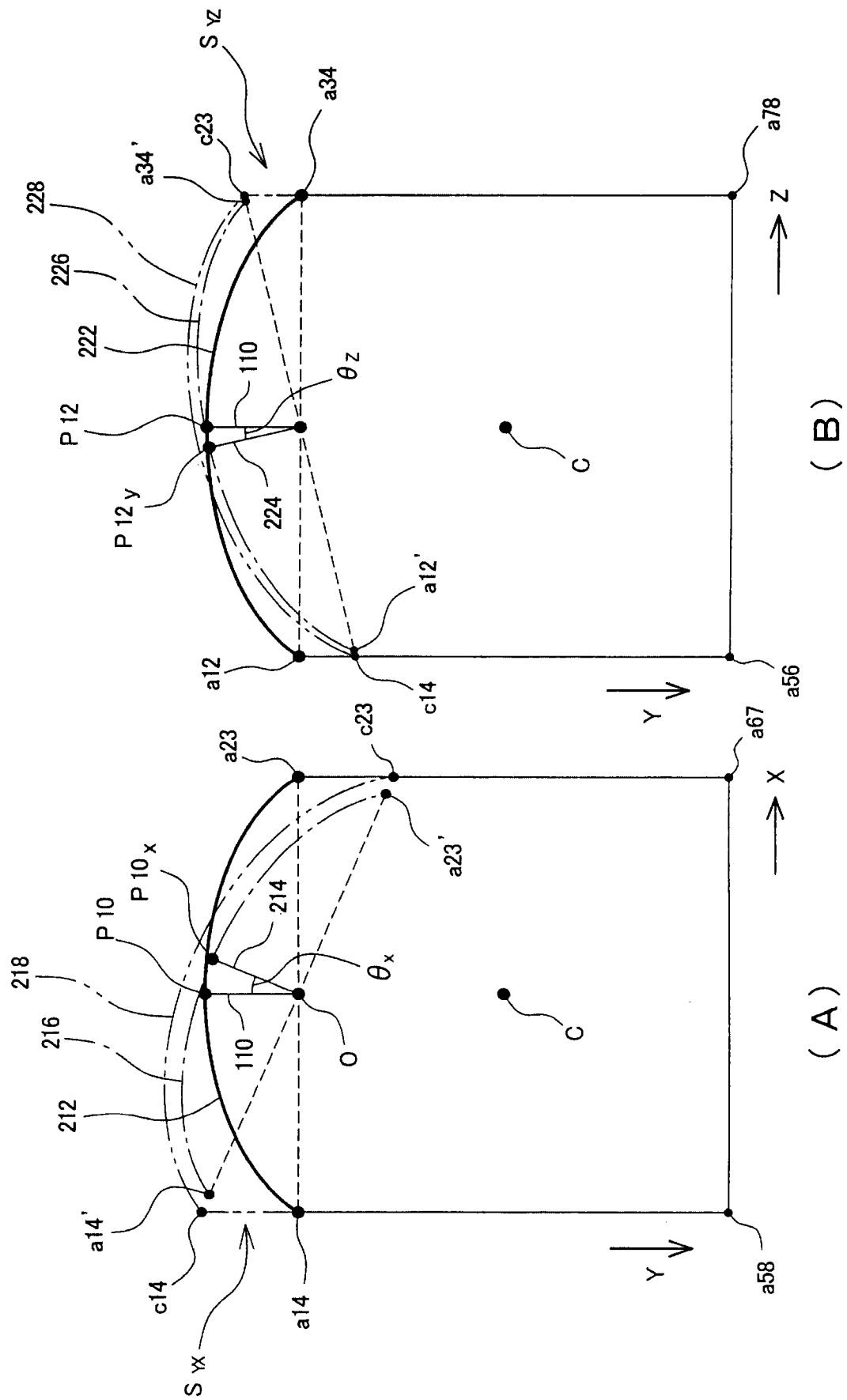


图 10

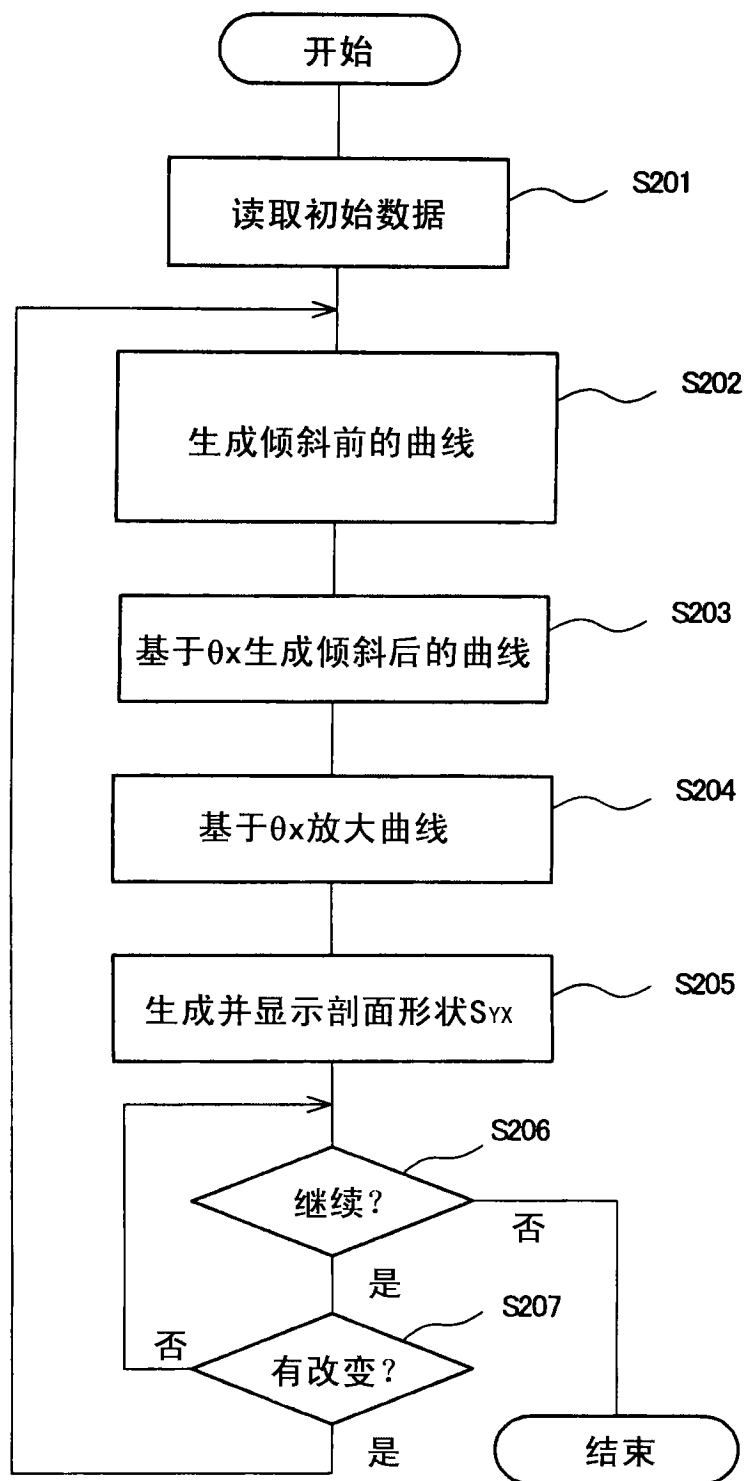


图 11

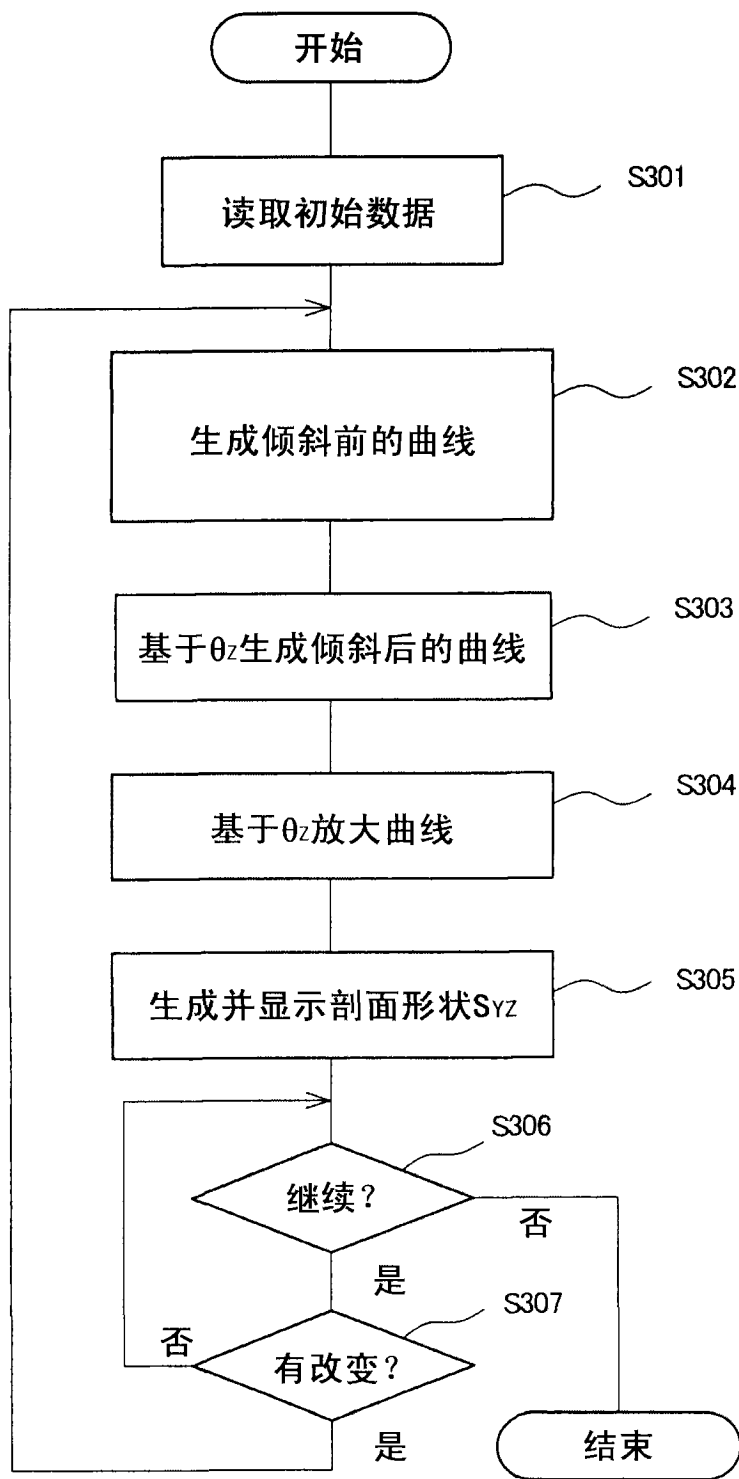


图 12

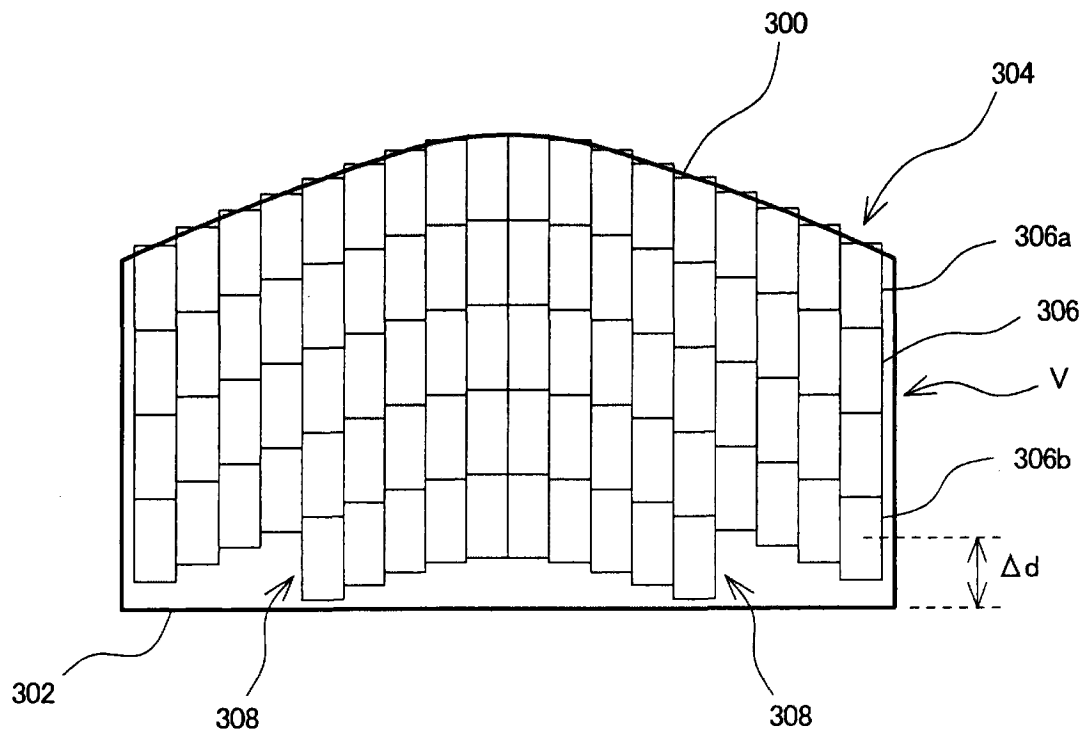


图 13

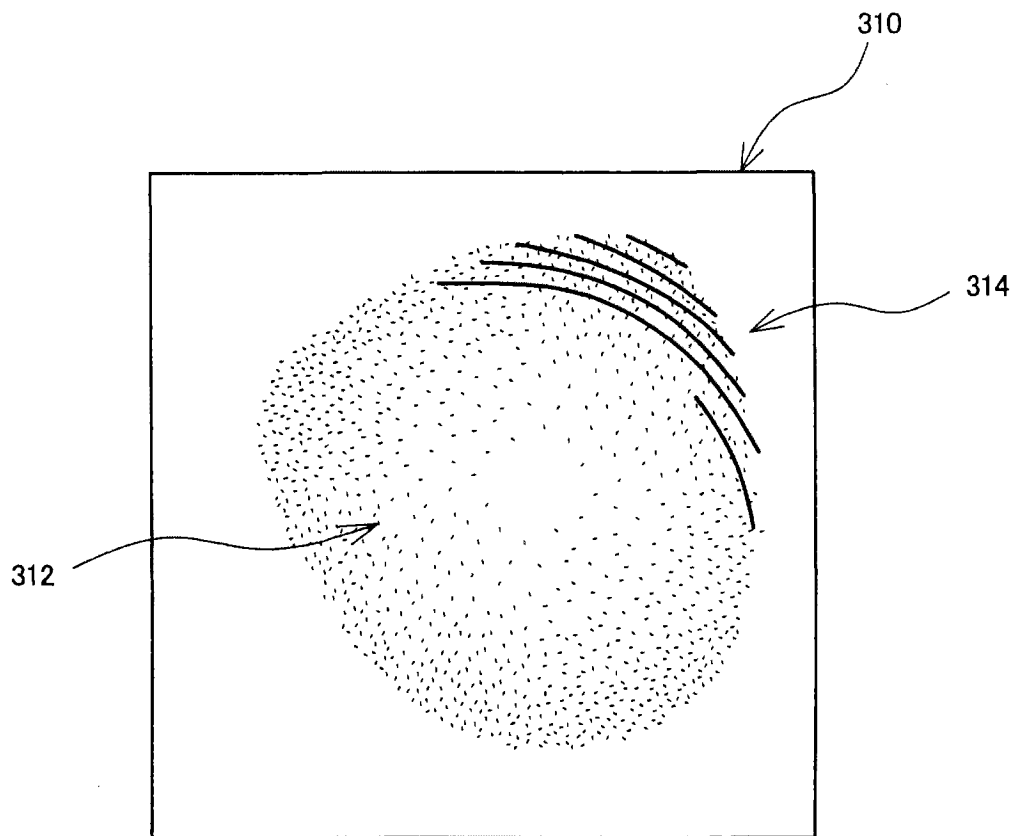


图 14

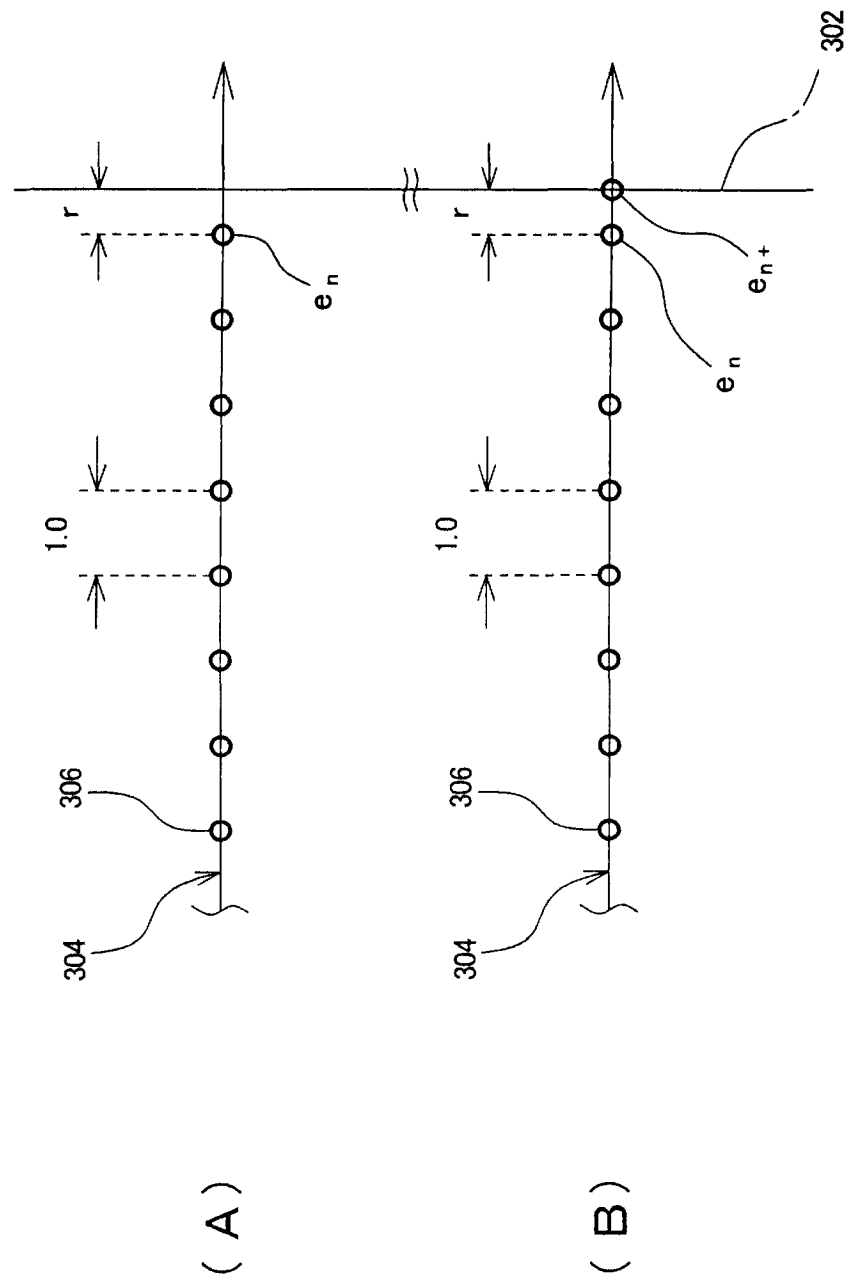


图 15

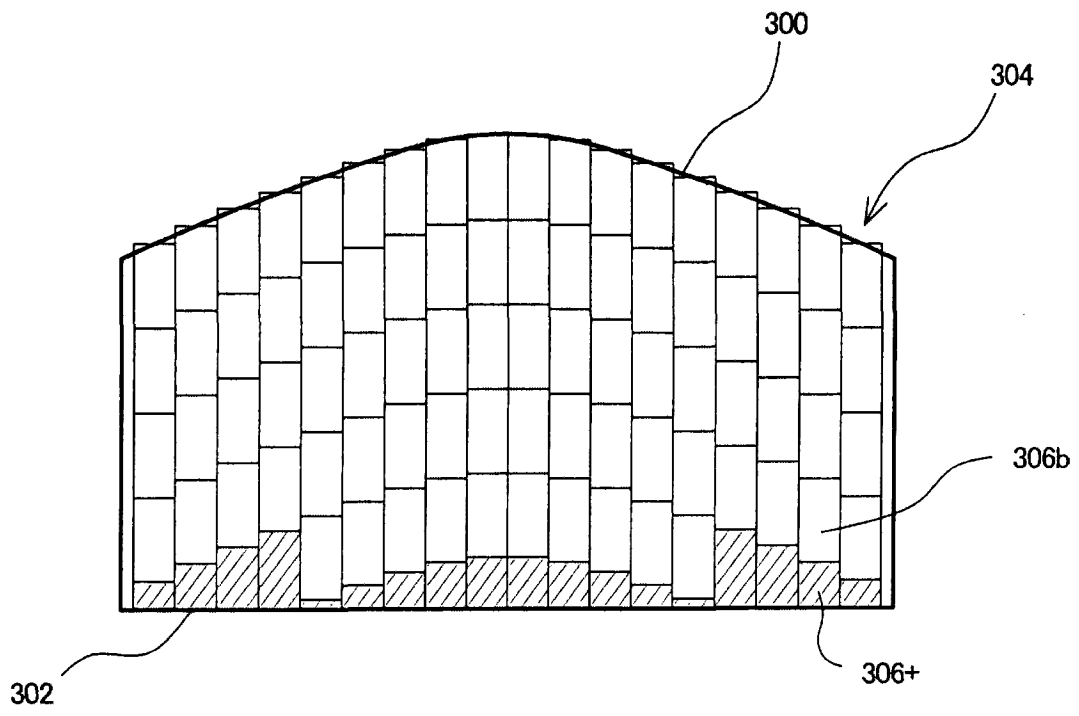


图 16

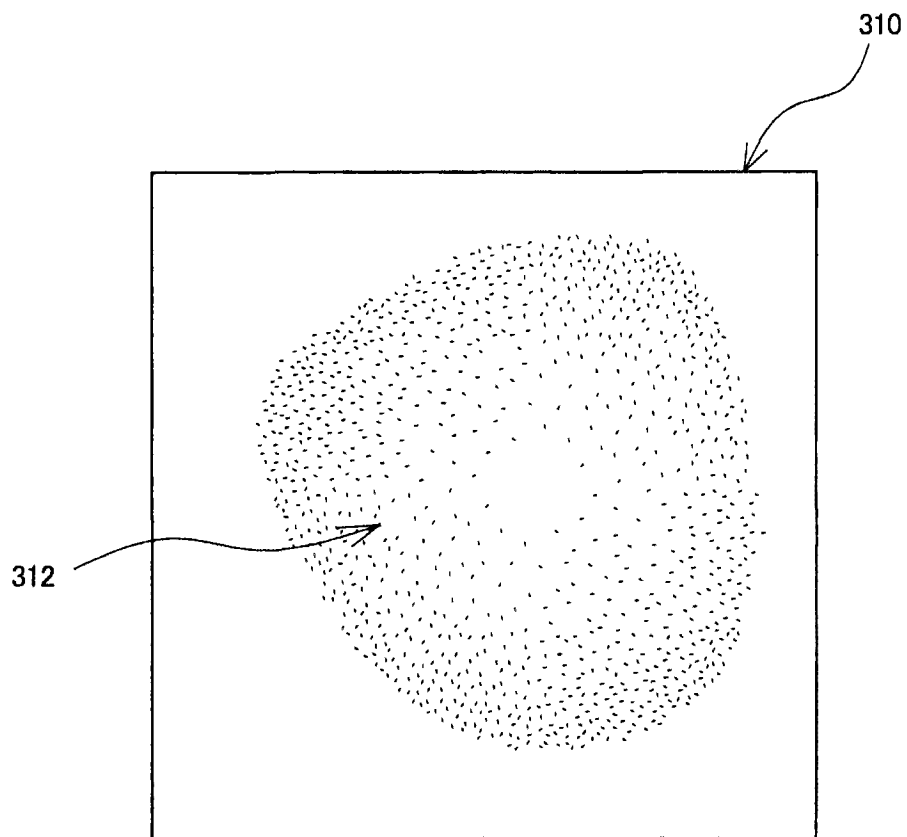


图 17

专利名称(译)	超声波体数据处理装置		
公开(公告)号	CN102038518B	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	CN201010517177.0	申请日	2010-10-15
[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)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	濑古浩嗣 永濑优子 成田弘彦 横井温子		
发明人	濑古浩嗣 永濑优子 成田弘彦 横井温子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T2219/008 A61B8/463 G06T2207/10136 G06T15/08 G06T19/00 A61B8/14 G06T2210/41 G06T2207/30044		
代理人(译)	黄威 张彬		
审查员(译)	张玲玲		
优先权	2009238768 2009-10-15 JP 2009238767 2009-10-15 JP		
其他公开文献	CN102038518A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波体数据处理装置，该超声波体数据处理装置形成活体中的目标组织的三维图像。通过三维关注区域(3D-ROI)来限制绘制处理所应用的范围。三维关注区域具有作为绘制起始面的剪取平面。通过用户操作能够使剪取平面的形状变形成凸形形状或凹形形状，并且剪取平面可以在二维方向上自由地倾斜。使用这种构造，例如，剪取平面能够适当地位于胎儿的脸与胎盘之间的间隙中。当使用经弯曲的剪取平面时，在三维图像中趋于形成条纹图案噪声。为了解决或降低条纹图案噪声，在对每条射线的三维像素计算中，特殊三维像素计算被应用到每条射线的最终的三维像素。

