



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103458798 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201280018009. 4

代理人 樊建中

(22) 申请日 2012. 03. 15

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006. 01)

2011-090131 2011. 04. 14 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 10. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/056618 2012. 03. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02012/140984 JA 2012. 10. 18

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都千代田区外神田四丁目 14 番 1 号

(72) 发明人 马场博隆

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

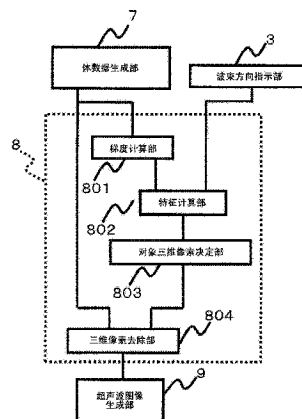
权利要求书2页 说明书13页 附图17页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像描绘方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备:梯度计算部,计算体数据的三维像素的值的梯度;特征计算部,基于所述梯度及超声波束的朝向计算所述三维像素的特征量,并基于所述特征量计算特征空间;对象三维像素决定部,基于所述特征空间,决定与所述对象物对应的所述三维像素;三维像素去除部,从所述对象物去除位于探测器侧的三维像素;和超声波图像生成部,根据去除了位于所述探测器侧的三维像素的所述体数据,生成与所述对象物对应的超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,具备:体数据生成部,通过从探测器收发超声波束来生成对象物的体数据;体数据处理部,生成在体数据生成部中生成的对象物的超声波图像;和超声波图像生成部,生成与所述对象物对应的所述超声波图像,该超声波诊断装置的特征在于,

所述体数据处理部具备:

梯度计算部,计算所述体数据的三维像素的值的梯度;

特征计算部,基于所述梯度及所述超声波束的朝向计算所述三维像素的特征量,并基于所述特征量计算特征空间;

对象三维像素决定部,基于所述特征空间,决定与所述对象物对应的所述三维像素;和三维像素去除部,从所述对象物去除位于所述探测器侧的三维像素。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象三维像素决定部具备群选择部,该群选择部基于所述特征空间内的所述梯度的向量长度及向量朝向中的至少1个分布,决定包括所述对象物的所述三维像素。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

以所述超声波束的归一化向量与所述体数据的三维像素的值的梯度的归一化向量的内积来表示所述群选择部的所述向量朝向。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述群选择部的所述分布是以深度作为等级的所述向量长度或者所述向量朝向的度数分布,以基于所述度数分布的方差值、标准偏差及平均偏差中的至少1个来表示所述分布的指标。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象三维像素决定部通过比较预先设定的阈值和所述特征量,从而决定包括所述对象物的所述三维像素。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象三维像素决定部具备:

分布计算部,计算所述特征空间内的所述梯度的向量的长度及朝向中的至少1个分布;和

阈值决定部,基于所述分布决定所述阈值。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特征计算部计算以所述体数据的三维像素的值的梯度的向量的长度、朝向及所述三维像素的深度中的至少1个作为所述特征量的特征空间。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述三维像素去除部将位于所述探测器侧的三维像素的三维像素值设为规定值。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述三维像素去除部设定位于所述探测器侧的三维像素的透明度。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述梯度计算部基于运算符计算三维的所述梯度,

所述运算符的运算对象范围是可变的。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置具备设定三维的所述梯度的运算对象范围的单元，  
所述梯度计算部基于所述设定的运算对象范围，计算所述三维的所述梯度。

12. 一种超声波图像描绘方法，根据由具有探测器的超声波诊断装置获取到的体数据而生成对象物的超声波图像，该超声波图像描绘方法的特征在于，包括：

计算所述体数据的三维像素值的梯度的步骤；

基于所述梯度的向量朝向及所述三维像素值的所述梯度，计算三维像素的特征量，并基于所述特征量计算特征空间的步骤；

基于所述特征空间，决定与所述对象物对应的所述三维像素的步骤；

去除位于比所述对象物更靠所述探测器侧的三维像素的步骤；和

根据去除了位于所述探测器侧的三维像素的所述体数据，生成与所述对象物对应的超声波图像的步骤。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波图像描绘方法，其特征在于，

决定所述三维像素的步骤具备群选择步骤，在该群选择步骤中基于所述特征空间内的所述梯度的向量长度及向量朝向中的至少 1 个分布，决定包括所述对象物的所述三维像素。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波图像描绘方法，其特征在于，

决定所述三维像素的步骤中，通过比较预先设定的阈值和所述特征量，从而决定包括所述对象物的所述三维像素。

15. 根据权利要求 12 所述的超声波图像描绘方法，其特征在于，

计算所述特征空间的步骤中，计算将所述体数据的三维像素的值的梯度的向量的长度、朝向及所述三维像素的深度中的至少 1 个作为所述特征量的特征空间。

## 超声波诊断装置和超声波图像描绘方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别是涉及描绘对象物的图像的超声波诊断装置和超声波图像描绘方法。

### 背景技术

[0002] 在现有技术的超声波诊断装置中描绘胎儿的情况下,为了从描绘图像中去除深度比胎儿浅的部分(位于比胎儿更靠探测器侧的部分),手动设定包括胎儿的深度或胎儿的关注区域。此外,在现有技术中的超声波诊断装置中,为了描绘胎儿,利用体数据来检测关注区域的边界,检测互相连接的多个边界的多个三维像素(voxel)来进行标识化(标签化),比较标签化后的三维像素群,将具有最多的三维像素数的三维像素群所包含的三维像素设定为关注区域的边界(例如,参照专利文献1)。

[0003] 此外,在现有技术的超声波诊断装置中,基于从三维数据中选择出的二维图像的亮度梯度最大的位置,决定观察对象物和观察对象物以外的边界点(例如,参照专利文献2)。

[0004] 【在先技术文献】

[0005] 【专利文献】

[0006] 【专利文献1】JP特开2010-221018号公报

[0007] 【专利文献2】JP特开2006-288471号公报

### 发明内容

[0008] - 发明想要解决的问题 -

[0009] 但是,在现有技术的超声波诊断装置中,检测关注区域的边界,基于边界内的具有最多的三维像素数的三维像素群,决定关注区域的边界,因此存在用于描绘对象物(例如,胎儿)的表面图像的运算量多的问题。

[0010] 本发明的目的在于,提供一种以较少的运算量描绘对象物的表面图像的超声波诊断装置和超声波图像描绘方法。

[0011] - 用于解决问题的手段 -

[0012] 本发明的超声波诊断装置具备:梯度计算部,计算体数据的三维像素的值的梯度;特征计算部,基于所述梯度及超声波束的朝向,计算所述三维像素的特征量,并基于所述特征量,计算特征空间;对象三维像素决定部,基于所述特征空间,决定与对象物对应的所述三维像素;体数据处理部,具备从所述对象物中去除位于探测器侧的三维像素的三维像素去除部;超声波图像生成部,根据去除了位于探测器侧的三维像素的所述体数据,生成与所述对象物对应的超声波图像。

[0013] - 发明效果 -

[0014] 根据本发明,能够提供一种以较少的运算量描绘对象物的表面图像的超声波诊断装置和超声波图像描绘方法。

## 附图说明

- [0015] 图 1 是示意性示出第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成的图。
- [0016] 图 2 是示出第 1 实施方式所涉及的体数据处理部 8 的结构图。
- [0017] 图 3 是示出第 1 实施方式所涉及的对象三维像素决定部 803 的结构图。
- [0018] 图 4 是示出第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作流程图。
- [0019] 图 5(a) 是示出以三维结构示出的体数据的图, (b) 是示出由体数据生成部生成的体数据的图 (c)  $r \theta \phi$  空间的剖面的图。
- [0020] 图 6 是示出子宫内的胎儿的体数据的图。
- [0021] 图 7 是示出体数据处理部识别胎儿表面的动作流程图。
- [0022] 图 8(a) 是示出以关注三维像素为中心的、示出运算符的运算对象范围的图, (b) 是示出与各三维像素值相乘的运算符系数的图。
- [0023] 图 9 是用箭头在胎儿正中剖面像中示出梯度向量的图。
- [0024] 图 10(a) 是示出了表示特征量的三维特征空间的图, (b) 是示出梯度向量的向量朝向的分布的图, (c) 是示出梯度向量的向量长度的分布的图, (d) 是示出滤波后的梯度向量的向量朝向的分布的图, (e) 是示出滤波后的梯度向量的向量长度的分布的图。
- [0025] 图 11(a) 是示出通过滤波部选择的分布区域的分布的图, (b) 是示出以三维像素的深度作为等级的分布区域的度数分布的图, (c) 是示出由群选择部计算每个群的方差值的图。
- [0026] 图 12 是去除了比胎儿表面更靠探测器侧的三维像素的状态下的胎儿正中剖面像。
- [0027] 图 13 是示出第 2 实施方式所涉及的对象三维像素决定部的结构图。
- [0028] 图 14(a) 是示出特征空间内的向量长度及向量朝向的分布的图, (b) 是示出以向量朝向作为等级的向量长度的度数分布的图, (c) 是示出以向量长度作为等级的向量朝向的度数分布的图。
- [0029] 图 15 是表示第 3 实施方式的体数据处理部的图。
- [0030] 图 16 是表示由操作部调整后的运算符的运算对象范围的图。
- [0031] 图 17 是示出运算符的运算对象范围可变的情况的图。

## 具体实施方式

[0032] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置的特征在于, 具备: 体数据生成部, 通过从探测器收发超声波束来生成对象物的体数据; 体数据处理部, 生成在体数据生成部中生成的对象物的超声波图像; 和超声波图像生成部, 生成与对象物对应的所述超声波图像, 该超声波诊断装置的特征在于, 所述体数据处理部具备: 梯度计算部, 计算所述体数据的三维像素的值的梯度; 特征计算部, 基于所述梯度及所述超声波束的朝向计算所述三维像素的特征量, 并基于所述特征量计算特征空间; 对象三维像素决定部, 基于所述特征空间, 决定与对象物对应的所述三维像素; 和三维像素去除部, 从对象物去除位于所述探测器侧的三维像素。

[0033] 根据该结构, 根据基于超声波束的朝向及三维像素值的梯度决定的三维像素生成

超声波图像,从而根据超声波束的朝向对三维像素值的梯度赋予特征,计算表示三维像素的特征的特征量,基于特征量的特征空间决定对象物的三维像素,因此能够描绘对象物的表面图像。

[0034] 此外,在现有技术的超声波诊断装置中,检测关注区域的边界,基于边界内的具有最多的三维像素数的三维像素群,设定关注区域的边界,但是若脂肪与子宫的边界、胎儿脑腔和深度比胎儿深的部位的边界等互相连接的边界变大,则很难区分关注区域的边界,但是本发明能够解决该问题。

[0035] 此外,现有技术的超声波诊断装置基于二维图像即断层像的亮度梯度最大的位置设定边界点,但是只要基于从三维图像中切出的断层像的亮度梯度最大的位置,就会在亮度梯度比胎儿表面大的情况下,例如产生多重回波的情况或存在脂肪与子宫的边界的情况下,将胎儿表面以外的部分错误地识别为胎儿表面,但是本发明能够解决该问题。

[0036] 此外,为了描绘对象物的图像,具有通过使用三维像素值的重心的平均法等来对相当于对象物的三维像素进行分组的方法,但是这种分组方法的运算量多,无法实时地描绘对象物的图像,但是本发明能够解决该问题。

[0037] 此外,所述对象三维像素决定部具备:群选择部,基于所述特征空间内的所述梯度的向量长度及向量朝向中的至少1个分布,决定包括所述对象物的所述三维像素。

[0038] 根据该结构,由于根据特征空间内的梯度的向量长度或者向量朝向的分布来决定与对象物对应的三维像素,因此能够以少的运算量描绘对象物的表面图像。

[0039] 此外,以所述超声波束的归一化向量与所述体数据的三维像素的值的梯度的归一化向量之间的内积表示所述群选择部的所述向量朝向。

[0040] 根据该结构,通过超声波束的归一化向量和梯度的归一化向量之间的内积,计算表示三维像素的特征的特征量,因此能够以少的运算量描绘对象物的表面图像。

[0041] 此外,所述群选择部的所述分布是以所述深度作为等级的所述向量长度或者所述向量朝向的度数分布,以基于所述度数分布的方差值、标准偏差及平均偏差中的至少1个表示所述分布的指标。

[0042] 根据该结构,通过基于向量长度或者向量朝向的度数分布的方差值、标准偏差、或者平均偏差,决定包括对象物的三维像素,因此能够以少的运算量描绘对象物的表面图像。

[0043] 此外,所述对象三维像素决定部通过比较预先设定的阈值和所述特征量,从而决定包括所述对象物的所述三维像素。

[0044] 根据该结构,能够简单地根据阈值严格区分特征量,能够以少的运算量描绘对象物的表面图像。

[0045] 此外,所述对象三维像素决定部具备:分布计算部,计算所述特征空间内的所述向量的长度及朝向中的至少1个分布;和阈值决定部,基于所述分布决定所述阈值。

[0046] 根据该结构,能够基于特征空间内的向量长度或者向量朝向的分布,决定在滤波部中使用的阈值。

[0047] 此外,所述特征计算部计算以所述体数据的三维像素的值的梯度的向量的长度、朝向及所述三维像素的深度中的至少1个作为所述特征量的特征空间。

[0048] 根据该结构,根据梯度的向量长度、梯度的向量朝向、及深度中的至少1个,决定表示三维像素的特征的特征量,基于分别以这些特征量作为轴的特征空间来识别对象物,

因此能够描绘对象物的表面图像。

[0049] 此外,所述三维像素去除部将位于所述探测器侧的三维像素的三维像素值设为规定值。

[0050] 根据该结构,通过将位于比对象物更靠探测器侧的三维像素的三维像素值设定为规定值,从而能够去除位于探测器侧的三维像素,能够描绘对象物的表面图像。

[0051] 此外,所述三维像素去除部设定位于所述探测器侧的三维像素的透明度。

[0052] 根据该结构,通过设定位于比对象物更靠探测器侧的三维像素的透明度,从而能够去除位于探测器侧的三维像素,能够描绘对象物的表面图像。

[0053] 此外,所述梯度计算部基于运算符计算三维的所述梯度,所述运算符的运算对象范围是可变的。

[0054] 此外,该超声波诊断装置具备设定三维的所述梯度的运算对象范围的手段,所述梯度计算部基于所述设定的运算对象范围,计算所述三维的所述梯度。

[0055] 根据这些结构中的任一种,通过可变地设定运算对象范围,从而能够去除对象物表面的噪声,能够以少的运算量描绘平稳的对象物的表面图像。

[0056] 本实施方式所涉及的超声波图像描绘方法根据由具有探测器的超声波诊断装置获取到的体数据而生成对象物的超声波图像,该超声波图像描绘方法包括:计算所述体数据的三维像素值的梯度的步骤;基于所述梯度的向量朝向及所述三维像素值的所述梯度,计算三维像素的特征量,并基于所述特征量计算特征空间的步骤;基于所述特征空间,决定与所述对象物对应的所述三维像素的步骤;去除位于比所述对象物更靠所述探测器侧的三维像素的步骤;和根据去除了位于所述探测器侧的三维像素的所述体数据,生成与对象物对应的超声波图像的步骤。

[0057] 此外,决定所述三维像素的步骤具备:群选择步骤,基于所述特征空间内的所述梯度的向量长度及向量朝向中的至少1个分布,决定包括所述对象物的所述三维像素。

[0058] 此外,决定所述三维像素的步骤中,通过比较预先设定的阈值和所述特征量,从而决定包括所述对象物的所述三维像素。

[0059] 此外,计算所述特征空间的步骤中,计算将所述体数据的三维像素的值的梯度的向量的长度、朝向及所述三维像素的深度中的至少1个作为所述特征量的特征空间。

[0060] 根据这些结构中的任一种,通过根据基于超声波束的朝向及三维像素值的梯度决定的三维像素生成超声波图像,从而根据超声波束的朝向对三维像素值的梯度赋予特征,计算表示三维像素的特征的特征量,并基于特征量的特征空间决定对象物的三维像素,因此能够描绘对象物的表面图像。

[0061] (第1实施方式)

[0062] 以下,参照附图说明本发明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置。图1是示意性示出本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0063] 超声波诊断装置1具备操作部2、波束方向指示部3、收发部4、探测器5、体数据生成部7、体数据处理部8、超声波图像生成部9及显示部10。

[0064] 操作部2进行超声波诊断装置1的操作,进行用于描绘对象物的三维图像的各种设定,指示对象物的三维图像的描绘。此外,操作部2向超声波束方向指示部指示超声波束的朝向。作为数据向体数据生成部7及体数据处理部8发送超声波束的朝向。

[0065] 收发部 4 生成朝由操作部 2 指示的超声波束的朝向射出的超声波束的发送波信号。收发部 4 向探测器 5 发送所生成的发送波信号,从探测器 5 接收接收波信号。此外,收发部 4 如 JP 特开 2001-252276 号公报公开的那样,具备发送波电路、发送波延迟电路、接收波电路及接收波延迟电路等。

[0066] 探测器 5 将从收发部 4 发送的发送波信号变换为声音信号,经由介质向被检测体射出超声波束。此外,探测器 5 将由被检测体内反射的反射回波信号变换为接收波信号后发送给收发部 4。

[0067] 体数据生成部 7 从收发部 4 接收探测器 5 接收到的接收波信号,基于接收波信号生成被检测体的体数据。此外,体数据生成部 7 将超声波束的朝向和三维像素值相关联之后生成体数据。

[0068] 体数据处理部 8 处理由体数据生成部 7 生成的体数据,向超声波图像生成部 9 发送被检测体的对象物的三维图像数据,作为投影到二维平面的图像。

[0069] 超声波图像生成部 9 基于从体数据处理部 8 接收到的图像数据,生成超声波图像。显示部 10 显示由超声波图像生成部 9 生成的超声波图像。

[0070] 图 2 是示出本实施方式涉及的体数据处理部 8 的结构图。如图 2 所示,体数据处理部 8 具备梯度计算部 801、特征计算部 802、对象三维像素决定部 803 及三维像素去除部 804。

[0071] 梯度计算部 801 计算由体数据生成部 7 生成的体数据的三维像素值的梯度。梯度计算部 801 分别计算三维坐标的各轴方向上的三维像素值的梯度,并计算三维梯度向量(三维梯度)。

[0072] 特征计算部 802 从波束方向指示部 3 接收超声波束的朝向。特征计算部 802 从梯度计算部 801 接收三维梯度,基于三维坐标的各轴方向上的梯度,计算梯度向量的长度及朝向。

[0073] 此外,特征计算部 802 针对各三维像素,计算梯度向量长度为 1 的归一化梯度向量(梯度的归一化向量)。特征计算部 802 针对各三维像素,计算超声波束的波束向量长度为 1 的归一化波束向量(超声波束的归一化向量)。特征计算部 802 计算超声波束的归一化向量与梯度的归一化向量的内积。

[0074] 即,特征计算部 802 基于超声波束的朝向及三维像素值的梯度,计算具有三维像素值的三维像素的特征量,并与三维像素的深度一起计算特征空间。

[0075] 对象三维像素决定部 803 从特征计算部 802 接收将梯度向量长度、梯度向量朝向及三维像素的深度中的至少 1 个作为特征量的特征空间。对象三维像素决定部 803 基于特征空间,识别对象物(例如,胎儿的表面),决定与对象物对应的三维像素。对象三维像素决定部 803 向三维像素去除部 804 发送所决定的三维像素的坐标。

[0076] 三维像素去除部 804 从体数据中去除比对象物的三维像素坐标值浅的坐标值的三维像素(位于比对象物更靠探测器侧的三维像素),向超声波图像生成部 9 发送去除了该三维像素的体数据。

[0077] 图 3 是示出本实施方式涉及的对象三维像素决定部 803 的结构图。如图 3 所示,对象三维像素决定部 803 具备滤波部 805 及群选择部 806。对象三维像素决定部 803 利用滤波部 805,比较预先设定的阈值和特征量,从而决定与对象物对应的三维像素。例如,滤波

部 805 将比阈值大的特征量选择为对象物的特征量,发送给群选择部 806。

[0078] 群选择部 806 基于特征空间,计算与三维像素的深度相应的梯度向量长度或者梯度向量朝向的分布。用方差值表示分布的指标(偏差等)。例如,群选择部 806 对以三维像素的深度作为等级的梯度向量长度或者梯度向量朝向的度数进行计数,基于度数分布分离成多个群,计算各群的方差值。

[0079] 群选择部 806 通过比较预先设定的阈值和分布的指标,从而决定与对象物对应的三维像素。例如,群选择部 806 选择具有比规定阈值大的方差值的群。群选择部 806 基于三维像素的深度决定与对象物对应的三维像素。例如,群选择部 806 在具有比规定阈值大的方差值的群中,将群深度的平均值最浅的三维像素决定为与对象物对应的三维像素,向三维像素去除部 804 发送所决定的三维像素的坐标。

[0080] 接着,说明本实施方式涉及的超声波诊断装置的动作。图 4 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。在本实施方式中,说明了将子宫内的胎儿表面作为对象物来显示的情况。

[0081] 超声波诊断装置的操作者使探测器 5 与被检测者抵接,通过二维超声波扫描,描绘子宫内的胎儿的正中剖面像(矢状像)。然后,基于正中剖面像,确定用于三维扫描的探测器 5 的方向,按下操作部 2 的三维键(步骤 S101)。

[0082] 此时,向波束方向指示部 3 发送按下了三维键的情况,波束方向指示部 3 向收发部 4、体数据生成部 7、体数据处理部 8 及超声波图像生成部 9 发送用于三维扫描的超声波束的朝向(步骤 S102)。

[0083] 收发部 4 接收超声波束的朝向,生成向所指示的超声波束的朝向射出的超声波束的发送波信号。基于所生成的发送波信号,探测器 5 开始被检测体的三维扫描(步骤 S103)。

[0084] 探测器 5 经由收发部 4 向体数据生成部 7 发送接收波信号,体数据生成部 7 将超声波束的接收波信号(接收回波)作为三维像素值,并配置在所指示的超声波束方向上,生成被检测者的体数据(步骤 S104)。

[0085] 基于所生成的体数据,体数据处理部 8 识别胎儿的表面,从体数据中去除位于比胎儿的表面更靠探测器侧的三维像素,向超声波图像生成部 9 发送去除了该三维像素的体数据(步骤 S105)。

[0086] 超声波图像生成部 9 基于去除了位于比胎儿的表面更靠探测器侧的三维像素的体数据,生成投影到二维平面上的胎儿表面的图像,向显示部 10 发送胎儿表面的图像(步骤 S106)。显示部 10 显示胎儿表面的图像(步骤 S107)。

[0087] 接着,利用图 5 说明在图 4 的步骤 S104 中由体数据生成部 7 生成的体数据。如图 5(a) 所示,体数据生成部 7 生成以三维结构标识的体数据。通过扫描探测器 5,分别射出超声波束  $b_1$ 、 $b_2$  及  $b_3$ ,体数据生成部 7 以超声波束的深度方向作为  $r$  轴、将超声波束的扫描方向作为  $\theta$  轴及  $\phi$  轴,生成体数据。体数据生成部 7 根据扫描方向  $\theta$  轴及  $\phi$  轴,将超声波束的接收波信号作为数据而配置在  $r$  轴方向(超声波束方向)上,形成如图 5(a) 所示的  $r\theta\phi$  空间 70。此外,如图 5(b) 所示,基于由体数据生成部 7 生成的体数据,从  $r\theta\phi$  空间 70 提取任意剖面 71 的体数据,如图 5(c) 所示,在显示部 10 上显示  $r\theta\phi$  空间 70 的剖面 71 的部分区域(实线部)。

[0088] 接着,在步骤 S105 中,说明如下动作:体数据处理部 8 识别胎儿的表面,从体数据

中去除位于比胎儿的表面更靠探测器侧的三维像素。图 6 是示出子宫内的胎儿的体数据的图。通常基于作为三维数据的体数据来表示被投影到二维平面上的三维图像,但是为了便于说明,在此表示子宫内的胎儿的正中剖面像。

[0089] 如图 6 所示,沿着超声波束 b 的深度方向,通过体数据生成部 7 生成探测器表面 60、脂肪层 61、子宫 62、羊水 63、胎儿表面 64、胎儿前部高回波区域 65、胎儿低回波区域 66、及胎儿后部高回波区域 67,作为体数据。由图 6 的斜线表示的区域 F 是反射回波信号弱且以低亮度表示得较暗的区域(低回波区域),无斜线的区域是反射回波信号强且以高亮度表示得较亮的区域(高回波区域)。子宫 62、胎儿前部高回波区域 65 及胎儿后部高回波区域 67 是高回波区域,脂肪层 61、羊水 63 及胎儿低回波区域 66 是低回波区域。体数据处理部 8 识别羊水 63 和胎儿前部高回波区域 65 的边界、即胎儿表面 64,从体数据中决定与胎儿表面 64 对应的三维像素。

[0090] 图 7 是示出体数据处理部 8 识别胎儿表面 64 的动作用的流程图。梯度计算部 801 使用运算符(操作员),计算体数据的三维像素值的梯度(步骤 S201)。用于计算梯度的运算符只要利用 Prewitt 或 Sobel 等公知的运算符即可。在此,为了便于说明,使用简单的运算符来进行说明。

[0091] 图 8(a) 是示出以体 80 内的规定的关注三维像素为中心的、运算符的运算对象范围的图。图 8(b) 是示出与各三维像素值相乘的运算符系数的图。如图 8(b) 所示,梯度计算部 801 将各坐标轴方向(前后左右上下)的 3 个三维像素作为运算对象范围,计算关注三维像素的梯度。梯度计算部 801 在各运算对象的三维像素值上相乘运算符系数后按每个坐标轴进行合计,将合计后的值作为各坐标轴的梯度来进行计算。例如,在图 8(b) 中,在计算垂直坐标轴的梯度的情况下,在关注三维像素 81 的三维像素值上相乘运算符系数“0”,在三维像素 82 的三维像素值上相乘运算符系数“1”,在三维像素 83 的三维像素值上相乘运算符系数“-1”,将对所得的值进行合计之后的值记录为垂直坐标轴的梯度。同样地,计算其他 2 个坐标轴的梯度。然后,将关注三维像素移至相邻三维像素后反复进行同样的计算,从而按每个坐标轴计算体整体的梯度。这样,通过梯度计算部 801 计算体数据的各三维像素的梯度,梯度成为具有各坐标轴方向的分量的向量(三维梯度)。

[0092] 在利用图 8(b) 所示的运算符计算关注三维像素的梯度的情况下,若关注三维像素的相邻三维像素值是完全相同的值,则梯度的各坐标轴方向分量完全成为“0”。另一方面,沿着规定的坐标轴方向(例如,垂直坐标轴方向),若关注三维像素的相邻三维像素值不同,且其他坐标轴方向的相邻三维像素值完全相同,则成为只有在该规定的坐标轴方向(垂直坐标轴方向)上具有分量的向量。这样,梯度计算部 801 将该三维梯度作为梯度向量来进行计算。

[0093] 接着,特征计算部 802 基于从梯度计算部 801 接收到的三维梯度,计算梯度向量的长度、梯度向量的朝向及超声波束的归一化向量与梯度的归一化向量之间的内积,作为三维像素的特征量(步骤 S202)。

[0094] 对象三维像素决定部 803 基于由特征计算部 802 计算的特征量,识别胎儿的表面,决定与胎儿的表面对应的三维像素(步骤 S203)。

[0095] 使用图 9 ~ 图 12 来说明对象三维像素决定部 803 的动作。图 9 是用箭头在胎儿正中剖面像中示出梯度向量的图。通常针对体内的所有三维像素计算梯度,但是为了便于

说明,主要图示了向量长度较长的梯度向量。箭头的长度表示梯度向量长度,箭头的朝向表示梯度向量朝向。

[0096] 如图9所示,梯度向量长的部分是脂肪层61与子宫62的边界A、子宫62与羊水63的边界B、羊水63与胎儿前部高回波区域65的边界C、胎儿前部高回波区域65与胎儿低回波区域66的边界D、及胎儿低回波区域66与胎儿后部高回波区域67的边界E。边界A和边界B的向量与超声波束b的方向大致相同(即偏差比较小),但是向量朝向相反。边界A的向量朝向是深度方向。边界B的向量朝向是与深度方向相反的方向。边界C和边界E的梯度向量的向量朝向与超声波束b的方向(深度方向)大致相同,方向上有偏差(即偏差比较大)。边界D的梯度向量的向量朝向是探测器侧(与深度方向相反的方向),方向上有偏差(即,偏差比较大)。边界A~E以外的区域F的梯度向量(未图示)与边界A~E的梯度向量相比,向量长度短,向量朝向的偏差大。

[0097] 图10是示出相对于三维像素深度的梯度向量的向量长度及向量朝向的分布的图。图10(a)是表示特征量(向量长度 $|v|$ 、向量朝向 $w/u$ 、三维像素深度 $r$ )的三维特征空间。向量朝向是以相对于超声波束b的朝向的向量朝向表示的,具体而言,以超声波束b的归一化向量与梯度的归一化向量之间的内积 $w/u$ 表示。 $w$ 是超声波束b的单位向量(归一化波束向量)。 $u$ 是梯度向量 $v$ 除以梯度向量的长度 $|v|$ 后归一化而得到的归一化梯度向量。

[0098] 图10(b)是示出相对于三维像素深度 $r$ 的梯度向量的向量朝向 $w/u$ 的分布的图。图10(c)是示出相对于三维像素深度 $r$ 的梯度向量的向量长度 $|v|$ 的分布的图。以向量长度 $|v|$ 、向量朝向 $w/u$ 及深度 $r$ 的三维特征空间示出特征量,但是为了便于说明,分成相对于三维像素深度 $r$ 的向量朝向 $w/u$ 及向量长度 $|v|$ 来进行说明。如图10(b)所示,分布相对于三维像素深度 $r$ 的向量朝向 $w/u$ ,分别在分布区域A~F中分布图9所示的边界A~E及区域F的向量朝向 $w/u$ 。图9所示的区域F与边界A~E相比,向量朝向 $w/u$ 的偏差大,因此如图10(b)所示,在分布区域F整体上分布。另一方面,如图10(c)所示,相对于三维像素深度 $r$ 的向量长度 $|v|$ 、图9所示的边界A~E及区域F的向量长度 $|v|$ 分别在分布区域A~F中分布。图9所示的区域F与边界A~E相比,反射回波信号弱且亮度低,因此如图10(c)所示,以小的值在分布区域F内进行分布。

[0099] 对象三维像素决定部803基于特征量,识别胎儿表面64(边界C),决定边界C的分布区域的三维像素。为了确定边界的分布区域,具有被称为分组的现有技术。但是,若使用现有技术的方法对三维特征空间的体数据进行分组,则分组处理需要花费庞大的时间。因此,为了以少的运算量描绘边界C(对象物的表面图像),在本实施方式中,使用对象三维像素决定部803比较预先设定的阈值和特征量来决定与对象物对应的三维像素的方法,以及比较预先设定的阈值和分布的指标(偏差)来决定与对象物对应的三维像素的方法。

[0100] 对象三维像素决定部803使用滤波部805,比较预先设定的阈值和特征量,从而决定与对象物对应的三维像素(步骤S203)。如图10(b)所示,若将预先设定的向量朝向 $w/u$ 的阈值设为 $T1$ ,则滤波部805对存在于比阈值 $T1$ 大的向量朝向 $w/u$ 的区域内的分布进行滤波后选择。基于阈值 $T1$ 滤波后的结果,选择分布区域F的一部分及分布区域A、C、E。此外,如图10(c)所示,若将预先设定的向量的长度 $|v|$ 的阈值设为 $T2$ ,则滤波部805对位于比阈值 $T2$ 大的向量的长度 $|v|$ 的区域内的分布进行滤波来选择。基于阈值 $T2$ 滤波后的结

果,选择分布区域 A、C、E。即,若滤波部 805 基于阈值 T1 及阈值 T2 进行滤波,则如图 10(d) 及 (e) 所示,选择分布区域 A、C、E,利用边界的特征量来去除不需要的边界 B、D 及区域 F。

[0101] 包含在对象三维像素决定部 803 中的群选择部 806 计算相对于三维像素深度的向量长度  $|v|$  或者向量朝向  $w/u$  的分布的指标(偏差)(步骤 S204)。图 11(a) 是示出由滤波部 805 选择出的分布区域 A、C、E 的分布的图。图 11(b) 是以三维像素的深度作为等级的分布区域 A、C、E 的度数分布。度数分布只要使用相对于三维像素深度的向量长度  $|v|$  或者向量朝向  $w/u$  中的任一个即可。

[0102] 如图 11(b) 所示,群选择部 806 区分分布区域 A、C、E 各自的度数分布。为了分别区分分布区域的度数分布,以一阶微分等计算度数分布的曲线的斜率,使用斜率从负转变为正的部位作为边界即可。

[0103] 度数分布的斜率可以以直线连结每个等级的度数后使用直线的斜率,也可以使用对以直线连结后的度数分布实施了滤除处理而得到的曲线的斜率。

[0104] 如图 11(c) 所示,群选择部 806 区分分布区域 A、C、E 各自的度数分布来将度数分布分离成多个群(分布区域 A、C、E 的群),基于各群的度数分布来计算处方差值。图 9 所示的脂肪层 61 和子宫 62 的边界 A 与边界 C、E 相比,超声波束方向的深度  $r$  大致恒定,因此与边界 A 对应的分布区域 A 的方差值与其他分布区域 C、E 相比,是小的值。因此,如图 11(c) 所示,若要设为预先设定的阈值 T3,则群选择部 806 选择具有比阈值 T3 大的方差值的群(分布区域 C、E)。另外,群选择部 806 在选择出的群中,将群的深度  $r$  的平均值最浅的群(分布区域 C)决定为与胎儿表面 64(边界 C)对应的三维像素(步骤 S205)。即,群选择部 806 基于阈值 T3 及深度  $r$  选择分布区域 C,去除不需要的边界 A、E。

[0105] 图 12 是选择边界 C 并去除了边界 C 的三维像素(位于比胎儿表面更靠探测器侧的三维像素)的状态下的胎儿正中剖面像。如图 12 所示,三维像素去除部 804 从体数据中去除比与选择出的分布区域 C 对应的边界 C 的三维像素坐标值浅的坐标值的三维像素(步骤 S206)。另外,从体数据中去除该三维像素的方法只要适用于超声波图像生成部 9 的动作即可。例如,在超声波图像生成部 9 使用最大值投影法的情况下,通过将三维像素的三维像素值设为 0,从而能够去除三维像素。此外,在超声波图像生成部 9 使用被称为环描摹法或体环合计法的图像形成方法的情况下,使用每个三维像素的透明度,因此通过设定三维像素的透明度,从而能够去除三维像素。

[0106] 超声波图像生成部 9 以二维投影去除了该三维像素的体数据来形成胎儿表面 64 的图像,显示部 10 显示所形成的胎儿表面 64 的图像。

[0107] 如上所示,根据本实施方式涉及的超声波诊断装置,基于超声波束的朝向及三维像素值的梯度,根据所决定的三维像素生成超声波图像,从而根据超声波束的朝向来向三维像素值的梯度赋予特征,计算表示三维像素的特征的特征量,因此能够以少的运算量描绘胎儿表面 64 的图像。

[0108] 此外,随着妊娠周数增加,胎儿在子宫内生长,胎儿表面 64(边界 C)和子宫内膜(边界 B)开始接触。即使在这种情况下,根据本实施方式涉及的超声波诊断装置,也能够识别胎儿表面 64。即,本实施方式涉及的超声波诊断装置还能够适当地去除胎儿表面 64(边界 C)和子宫内膜(边界 B)接触的区域,因此能够描绘胎儿表面 64 的图像。

[0109] 具体而言,来自胎儿表面 64(边界 C)和子宫内膜(边界 B)接触的区域超声波反

射信号因为没有被羊水包围,因此很微弱,所以由梯度计算部 801 计算的梯度的绝对值(向量长度)  $|v|$  成为小的值,包含在图 10(c) 所示的分布区域 F 内。另一方面,即使胎儿表面 64 和子宫内膜接触,由相当于胎儿表面 64 的胎儿头盖反射的超声波反射信号比由周边组织反射的超声波反射信号强,因此胎儿头盖的三维像素值成为比周边组织的三维像素值大的值,由梯度计算部 801 计算的胎儿头盖的梯度的绝对值  $|v|$  成为比周边组织大的值。该胎儿头盖的向量长度  $|v|$  包含在图 10(c) 所示的分布区域 C 内,因此可识别相当于胎儿表面 64 的胎儿头盖表面。因此,即使在胎儿表面 64(边界 C) 和子宫内膜(边界 B) 接触的情况下,能够适当地识别胎儿表面 64。

[0110] 此外,操作部 2 具备分别调整阈值  $T1 \sim T3$  的可变刻度盘,或者具备 GUI,从而能够调整胎儿表面 64 的识别精度。

[0111] (第 2 实施方式)

[0112] 以下,参照附图说明本发明的第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置。在没有特别提及的情况下,其他结构与第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置相同。

[0113] 图 13 是示出本实施方式涉及的对象三维像素决定部 803 的结构图。

[0114] 对象三维像素决定部 803 具备分布计算部 807 及阈值决定部 808。分布计算部 807 基于由特征计算部 802 计算的特征量,计算特征空间内的梯度向量的向量长度及向量朝向的分布。在本实施方式中,度数分布计算部 807 计算以梯度向量的向量长度  $|v|$  作为等级的度数分布、和以向量朝向  $w/u$  作为等级的度数分布。阈值决定部 808 基于由分布计算部 807 计算的向量长度及向量朝向的分布,决定在滤波部 805 中使用的阈值  $T1$  及  $T2$ 。阈值决定部 808 向滤波部 805 发送所决定的阈值  $T1$  及  $T2$ 。

[0115] 接着,使用图 14,说明分布计算部 807 及阈值决定部 808 的动作。图 14(a) 是示出特征空间内的向量长度  $|v|$  及向量朝向  $w/u$  的分布的图。图 14(b) 是示出以向量朝向  $w/u$  作为等级的向量长度  $|v|$  的度数分布的图。图 14(c) 是示出以向量长度  $|v|$  作为等级的向量朝向  $w/u$  的度数分布的图。

[0116] 分布计算部 807 计算如图 14(a) 所示的特征空间内的向量长度  $|v|$  及向量朝向  $w/u$  的分布。在图 14(a) 中,图 9 所示的边界 A、C、E 的梯度的向量朝向是超声波束 b 的方向(深度方向),因此边界 A、C、E 的向量朝向  $w/u$  主要分布在 0 以上的分布区域内。此外,边界 B、D 是与超声波束 b 的方向(深度方向)相反的方向,因此边界 B、D 的向量朝向  $w/u$  主要分布在 0 以下的分布区域内。另外,区域 F 的梯度向量与边界 A ~ E 相比,向量长度  $|v|$  短,且向量朝向  $w/u$  的偏差大,因此区域 F 分布成如图 14(a) 所示的那样。

[0117] 如图 14(a) 所示,阈值决定部 808 决定区分分布区域 A、C、E 和分布区域 B、D 的阈值  $T1$ ,并决定区分分布区域 A ~ E 和分布区域 F 的阈值  $T2$ 。作为决定阈值  $T1$ 、 $T2$  的方法,例如,具有二值化处理。如图 14(b) 及 (c) 所示,特征空间内的向量长度  $|v|$  及向量朝向  $w/u$  的度数分布表示分别具有 2 个峰值的双峰性的分布,因此能够将群间离散和群内离散之比最大的值分别决定为阈值  $T1$ 、 $T2$ 。此外,也可以以一阶微分等计算如图 14(b) 及 (c) 所示的度数分布的曲线的斜率,将 2 个峰值间的斜率从负转变为正的部位决定为阈值  $T1$ 、 $T2$ 。

[0118] 向滤波部 805 发送所决定的阈值  $T1$ 、 $T2$ ,如图 10(b) 及 (c) 所示,滤波部 805 基于向量长度  $|v|$ 、向量朝向  $w/u$ 、及深度  $r$  的特征空间的分布,选择位于向量朝向  $w/u$  大于阈值  $T1$  且向量的长度  $|v|$  大于阈值  $T2$  的分布区域内的三维像素。

[0119] 由此,通过设置分布计算部 807 及阈值决定部 808,从而能够决定阈值 T1 及 T2。

[0120] (第 3 实施方式)

[0121] 以下,利用附图说明本发明的第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置。在没有特别提及的情况下,其他结构与第 1 及第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置相同。本实施方式涉及的超声波诊断装置具备设定三维梯度的运算对象范围的手段(运算对象范围设定部),梯度计算部 801 基于所设定的运算对象范围,计算三维梯度。

[0122] 图 15 是表示本实施方式的体数据处理部 8 的图。体数据处理部 8 的梯度计算部 801 与操作部 2 连接。操作部 2 改变梯度计算部 801 为了计算梯度而所使用的运算符的运算对象范围。

[0123] 接着,说明操作部 2 改变运算符的运算对象范围的动作。在根据体数据生成胎儿表面的图像的情况下,有时会在胎儿表面附近出现噪声。在此,噪声是声音噪声或者被称为斑点的斑纹状声音干扰条纹、多级回波及羊水内漂浮物等显示成胎儿表面的一部分的结构物。越靠近胎儿表面附近,噪声的超声波反射信号就越强,因此存在噪声的部位的梯度主要包含在图 10(b) 及 (c) 所示的特征空间的分布区域 C 内。并且,噪声局限在比胎儿表面小的区域内。利用该噪声局部存在的性质,梯度计算部 801 计算噪声不会包含在图 10(b) 及 (c) 所示的特征空间的分布区域 C 内的梯度。

[0124] 为了以不会包含在分布区域 C 内的方式计算梯度,由操作部 2 改变运算符的运算对象范围。由此,利用具有局部存在的噪声的梯度向量长度  $|v|$  变小、且胎儿表面的梯度向量长度  $|v|$  不易变小的性质的运算符,计算梯度。

[0125] 图 16 是表示由操作部 2 调整后的运算符的运算对象范围的图。图 16 的运算符的运算对象范围比图 8(b) 所示的运算对象范围宽。即,与图 8(b) 相比,将各坐标轴的运算对象范围分别更宽 2 个三维像素的区域作为运算对象。若利用这种运算符运算关注三维像素的梯度,则相对于局部存在的噪声而言,梯度的向量长度  $|v|$  减少,与噪声的向量长度  $|v|$  的减少率相比,能够使胎儿表面的向量长度  $|v|$  的减少率减小,能够选择性地取胎儿表面等大的结构物。即,若利用图 8(b) 的运算符计算噪声的梯度,则在图 10(b) 及 (c) 所示的特征空间的分布区域 C 内包含有噪声,但是若利用图 16 的运算符计算,则为了在图 10(b) 及 (c) 所示的特征空间的分布区域 F 内不包含噪声,通过去除分布区域 F 来去除噪声。

[0126] 图 17 是示出运算符的运算对象范围可变的情况的图。d 表示运算符的运算对象范围。从与梯度计算部 801 连接的操作部 2 发送运算对象范围 d。图 8(b) 所示的运算符将 d 设成了 1,图 16 所示的运算符将 d 设成了 2。通过将 d 改变成大于 1 的值,从而能够将运算符所作用的运算对象范围扩展至在坐标轴的前后左右上下分别向外扩了 d 的区域。由此,通过改变 d,能够选择性地取胎儿表面等大的结构物,并且能够去除比胎儿表面小的结构物(噪声等),因此能够去除有损胎儿表面图像的平稳性的噪声。

[0127] 以上,说明了本发明的实施方式,但是本发明并不限于这些,在权利要求书记载的范围内能够进行变更/变形。

[0128] 例如,在上述的实施方式中,作为特征量使用了梯度的向量长度  $|v|$ 、梯度的向量朝向  $w/u$ 、及三维像素深度 r,但是特征量使用向量长度  $|v|$ 、向量朝向  $w/u$ 、及三维像素深度 r 中的至少 1 个即可。

[0129] 在将梯度的向量朝向  $w/u$  及三维像素深度 r 作为特征量的情况下,使用图 10 进行

了说明。如图 10(b) 所示,在向量朝向  $w/u$  及三维像素深度  $r$  的特征空间内,在分布有分布区域 A ~ F 的情况下,通过滤波部 805 选择分布区域 A、C、E 及分布区域 F 的一部分。此时,如图 14(b) 所示,也可以使用根据特征空间内的向量朝向  $w/u$  的分布决定的阈值  $T1$ 。

[0130] 并且,如图 11 所示,基于以三维像素深度  $r$  作为等级的分布区域的度数分布(向量朝向  $w/u$  的度数分布),群选择部 806 将群(分布区域 C)决定为与胎儿表面 64(边界 C)对应的三维像素。另外,在将向量朝向  $w/u$  及三维像素深度  $r$  作为特征量的情况下,在由群选择部 806 选择出的群内,除了分布区域 C 外还包含分布区域 F 的一部分,通过调整计算梯度的运算符的运算对象范围  $d$ ,从而去除分布区域 F,基于向量朝向  $w/u$  及三维像素深度  $r$  的特征空间,能够决定与胎儿表面 64(边界 C)对应的三维像素。此时,期望将运算对象范围  $d$  设为 2 以上。

[0131] 使用图 10 说明了将梯度的向量长度  $|v|$  及三维像素深度  $r$  作为特征量时的情况。如图 10(c) 所示,在向量长度  $|v|$  及三维像素深度  $r$  的特征空间内分布有分布区域 A ~ F 的情况下,通过滤波部 805 选择分布区域 A、B、C、D、E。此时,如图 14(c) 所示,也可以使用根据特征空间内的向量长度  $|v|$  的分布决定的阈值  $T2$ 。

[0132] 并且,如图 11 所示,基于以三维像素深度  $r$  作为等级的分布区域的度数分布(向量长度  $|v|$  的度数分布),群选择部 806 去除具有比阈值  $T3$  小的方差值的群(分布区域 A、B),选择具有比阈值  $T3$  大的方差值的群(分布区域 C、D、E)。在此,如上所述,边界 A 与边界 B 的向量与超声波束  $b$  的方向大致相同,偏差比较小,因此分布区域 A、B 群的方差值也比较小,所以成为比阈值  $T3$  小的方差值,被群选择部 806 去除。

[0133] 并且,在由群选择部 806 选择出的分布区域 C、D、E 中,描绘视线方向上最靠近前方的面,从而能够描绘胎儿表面 64(边界 C)。另外,为了描绘视线方向上最靠近前方的面,可以应用公知的描绘方法,例如,体环合计法或环描摹法等。

[0134] 使用图 14 说明了将梯度的向量朝向  $w/u$  及向量长度  $|v|$  作为特征量的情况。如图 14 所示,决定阈值  $T1$  及  $T2$ ,滤波部 805 基于阈值  $T1$  及  $T2$ ,选择分布区域 A、C、E。并且,在推测为胎儿的区域内设定关注区域(ROI),去除比较浅的区域、即分布区域 A。

[0135] 此时,靠近胎儿表面 64(边界 C)的边界 B 的分布区域 B 已经被去除,因此能够在容易被推测为胎儿的区域内设定 ROI。在去除分布区域 A 后剩余的分布区域 C、E 中,描绘视线方向上最靠近前方的面,从而能够描绘胎儿表面 64(边界 C)。

[0136] 此外,若利用边界 A 与边界 B 的向量朝向  $w/u$  的偏差比较小、及边界 A 与边界 B 的向量长度  $|v|$  均衡等特性,则将向量朝向  $w/u$  及向量长度  $|v|$  中的至少 1 个用作特征量,从而能够在适当地去除分布区域 A、B 后剩余的分布区域中,描绘视线方向上最靠近前方的面,能够描绘胎儿表面 64(边界 C)。

[0137] 由此,也可以将向量长度  $|v|$ 、向量朝向  $w/u$ 、及三维像素深度  $r$  中的至少 1 个至 2 个用作特征量。

[0138] 此外,在上述的实施方式中,为了区分分布区域的度数分布,使用了一阶微分、二值化处理,但是也可以使用利用度数分布的峰值间成为最小值的部位等区分分布区域的度数分布的其他方法。此外,在上述的实施方式中,用方差值示出分布的指标,但是也可以用标准偏差或者平均偏差等表示分布的指标。

[0139] 此外,在上述的实施方式中,使用了度数分布,但是也可以使用区分特征空间内的

特征量的分布的其他方法。

[0140] - 工业上的可利用性 -

[0141] 本发明的超声波诊断装置基于超声波束的朝向及三维像素值的梯度,根据所决定的三维像素生成超声波图像,从而根据超声波束的朝向对三维像素值的梯度赋予特征,计算表示三维像素的特征的特征量,基于特征量的特征空间决定对象物的三维像素,因此具有能够以少的运算量描绘对象物的表面图像的效果,特别是,作为描绘胎儿表面的图像的超声波诊断装置等是有用的。

[0142] - 符号说明 -

[0143] 1 超声波诊断装置、2 操作部、3 波束方向指示部、4 收发部、5 探测器、7 体数据生成部、8 体数据处理部、9 超声波图像生成部、10 显示部、801 梯度计算部、802 特征计算部、803 对象三维像素决定部、804 三维像素去除部、805 滤波部、806 群选择部、807 分布计算部、808 阈值决定部

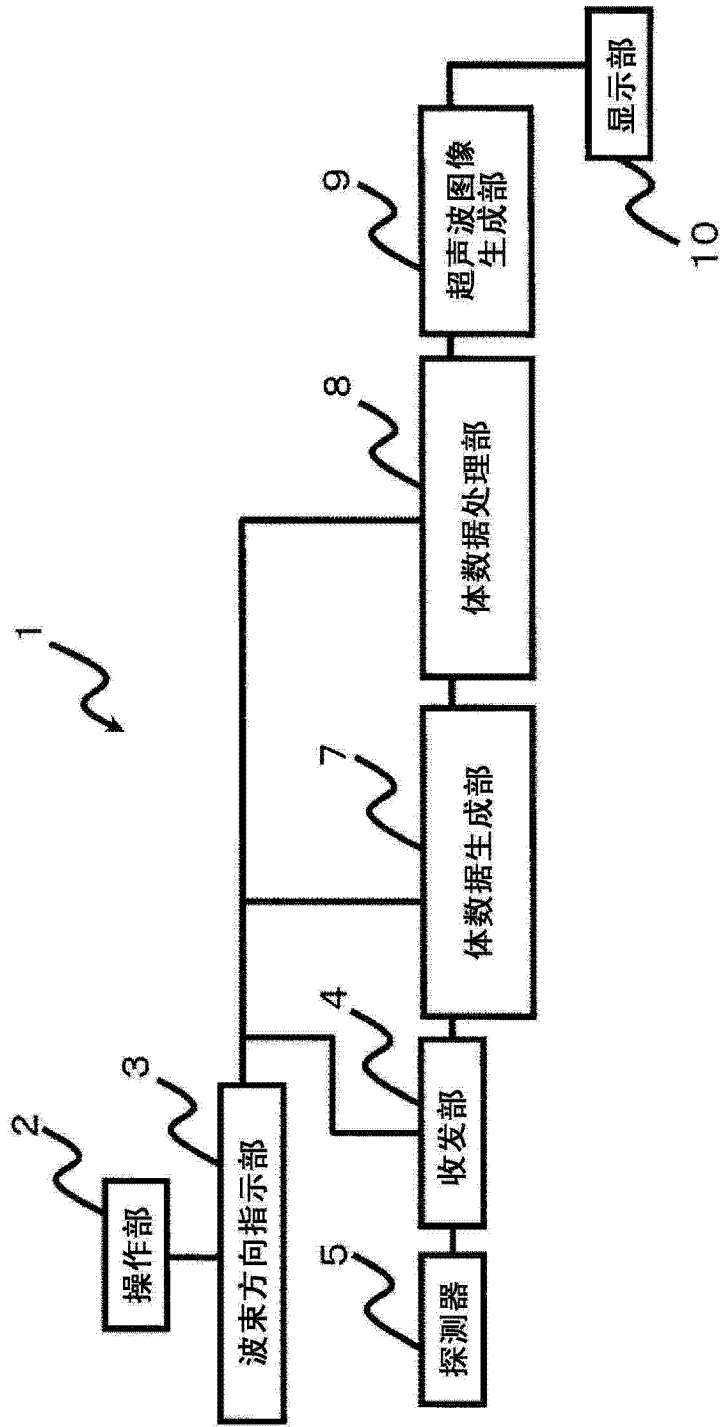


图 1

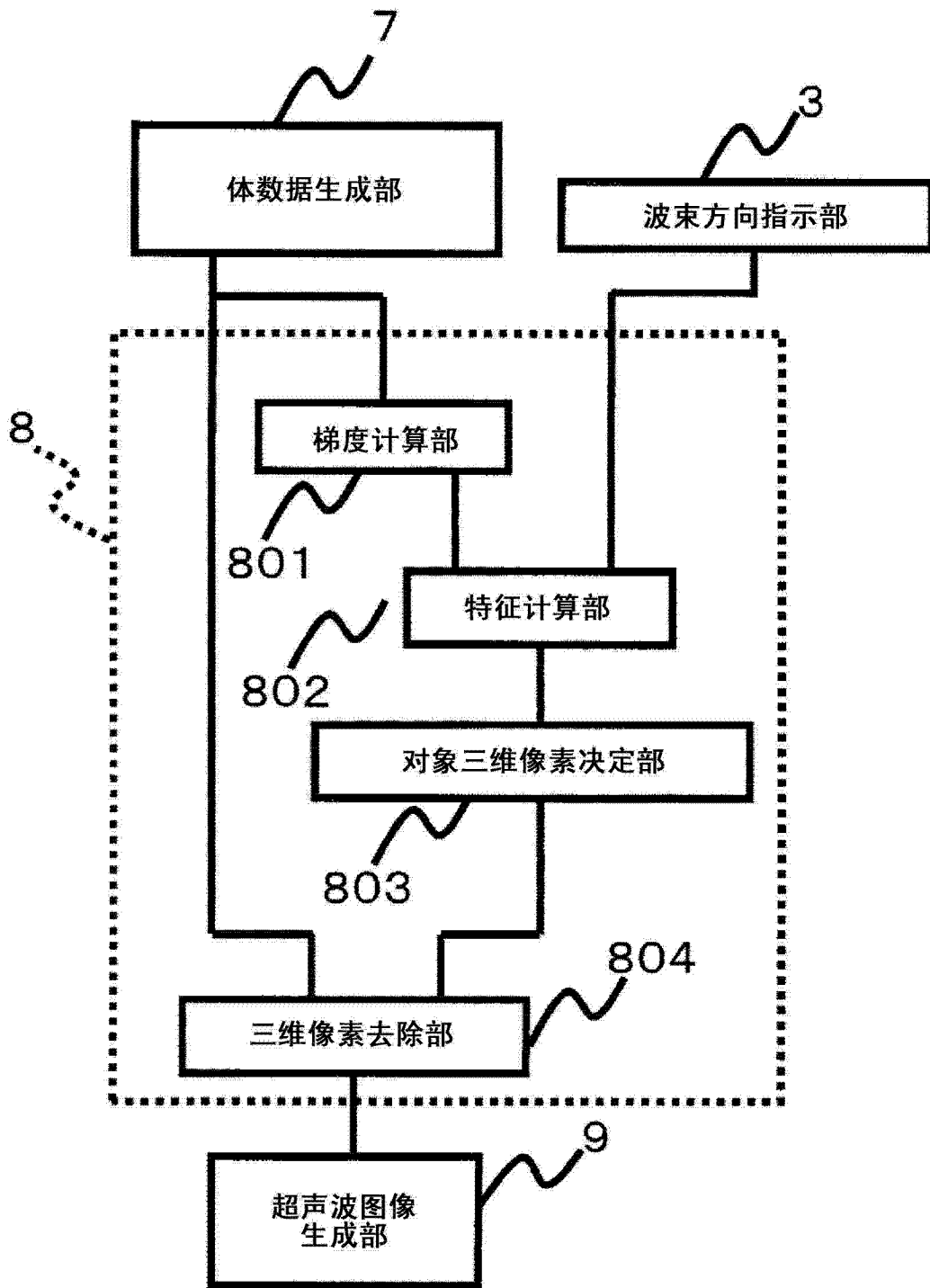


图 2

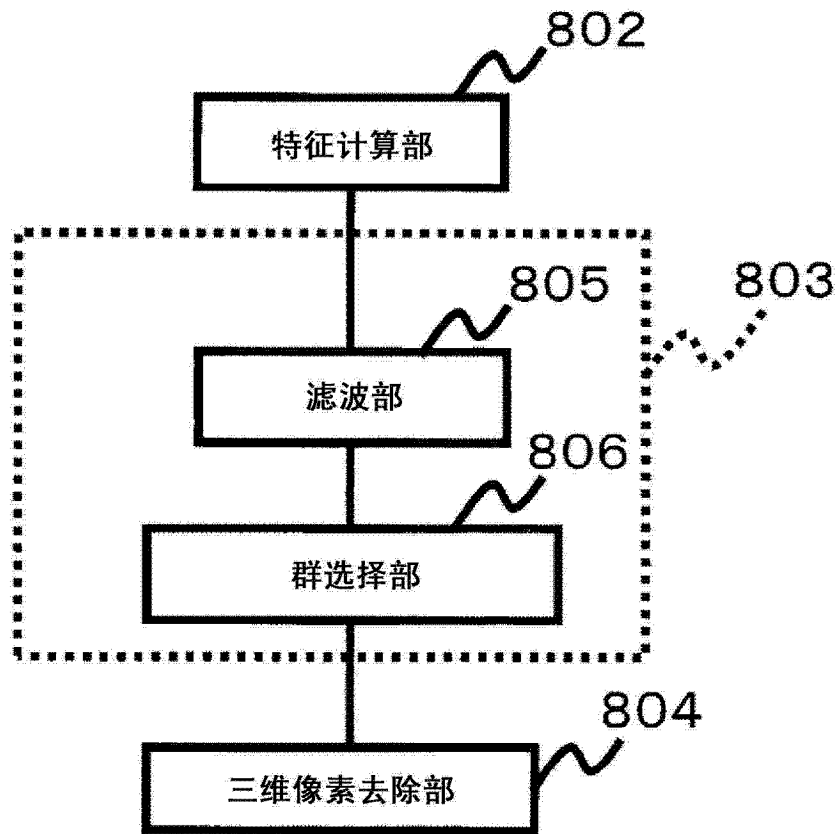


图 3

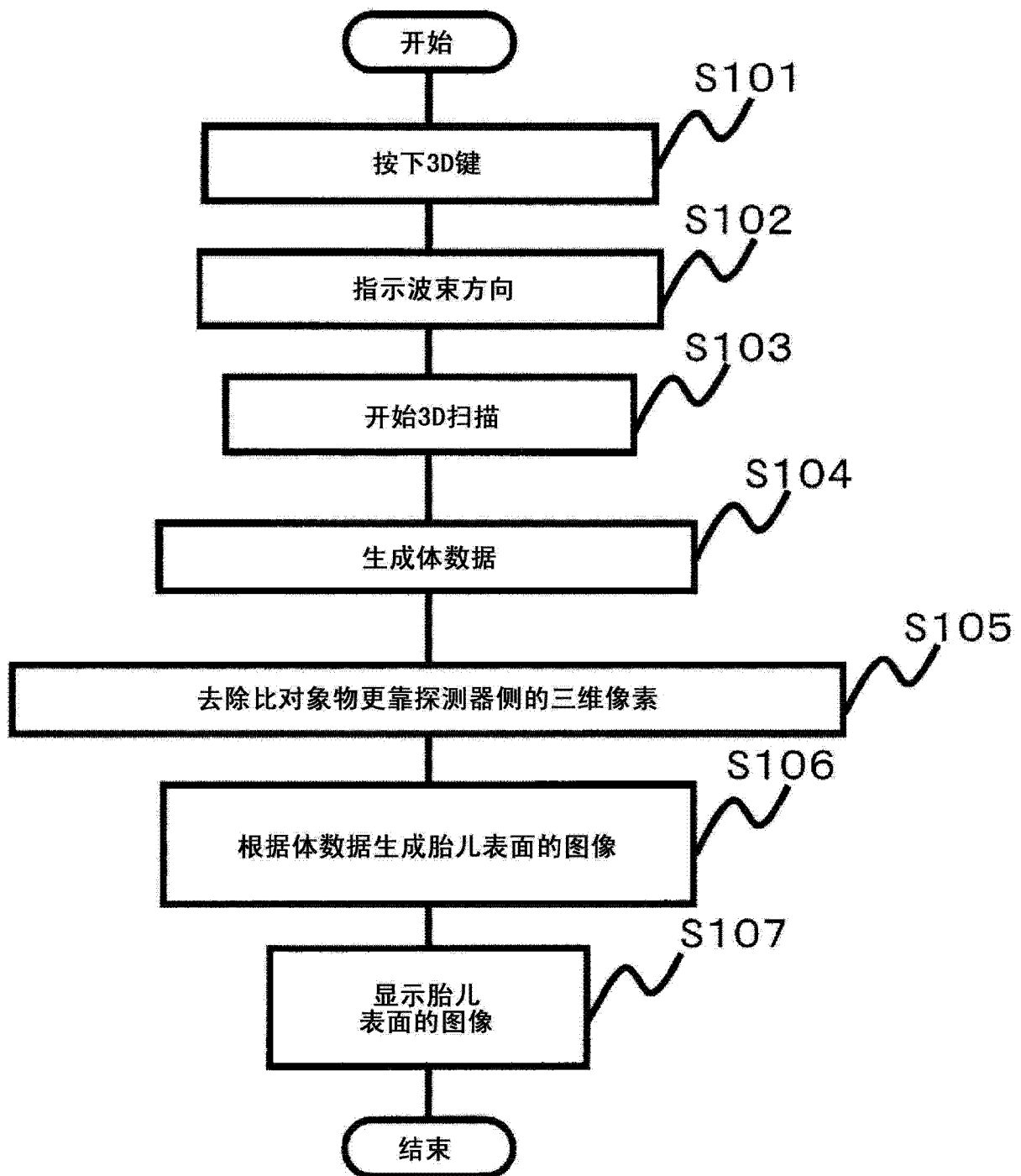


图 4

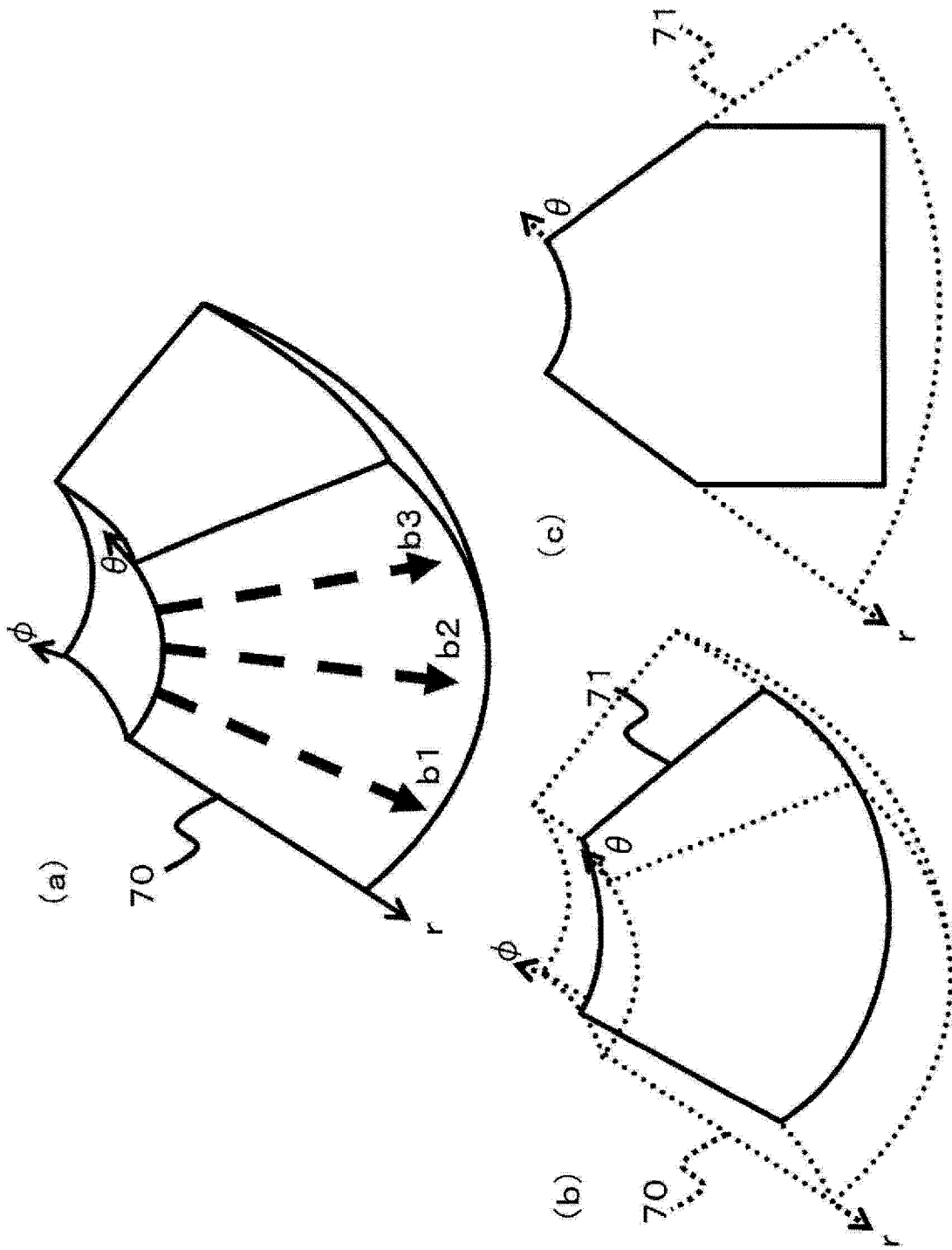


图 5

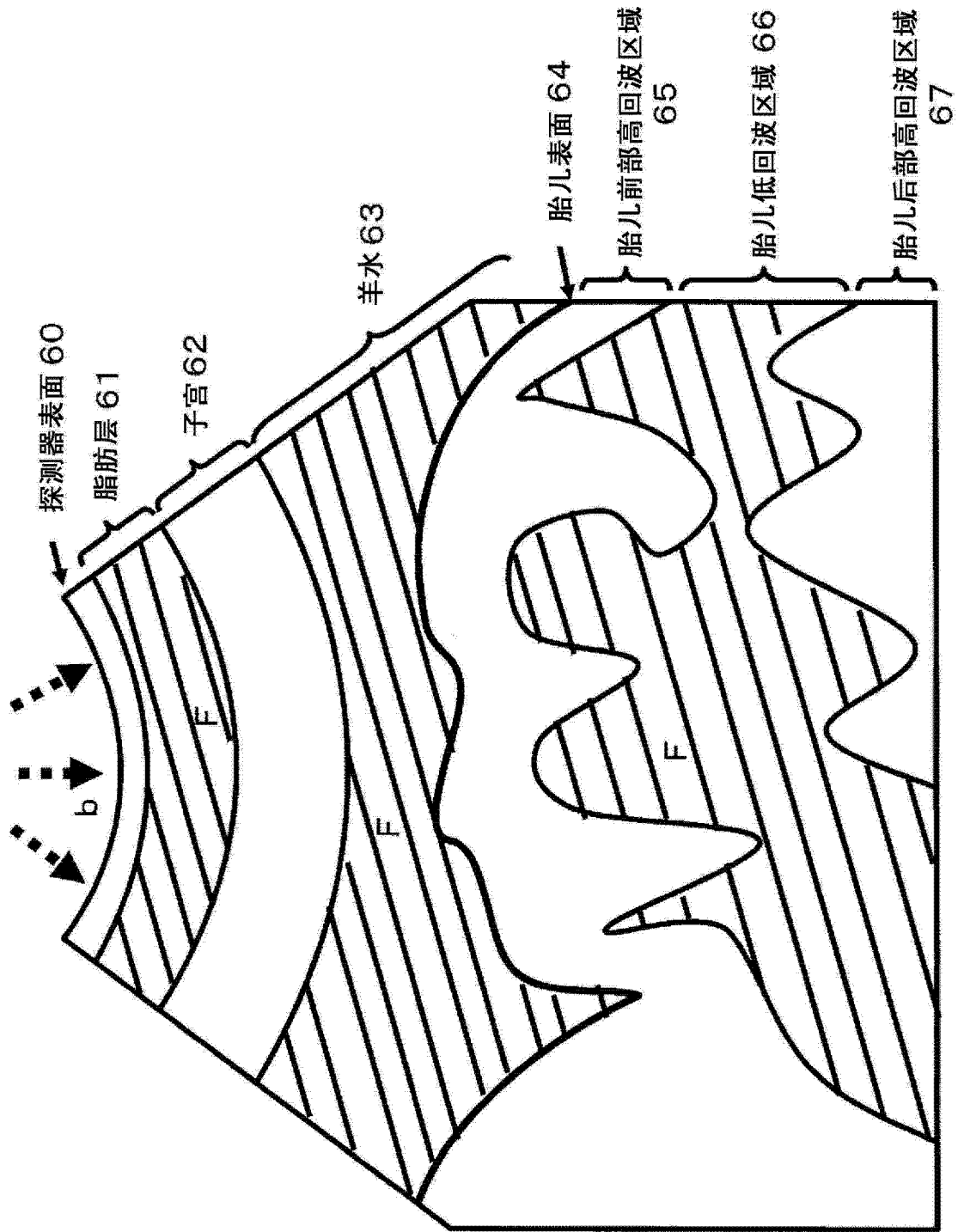


图 6

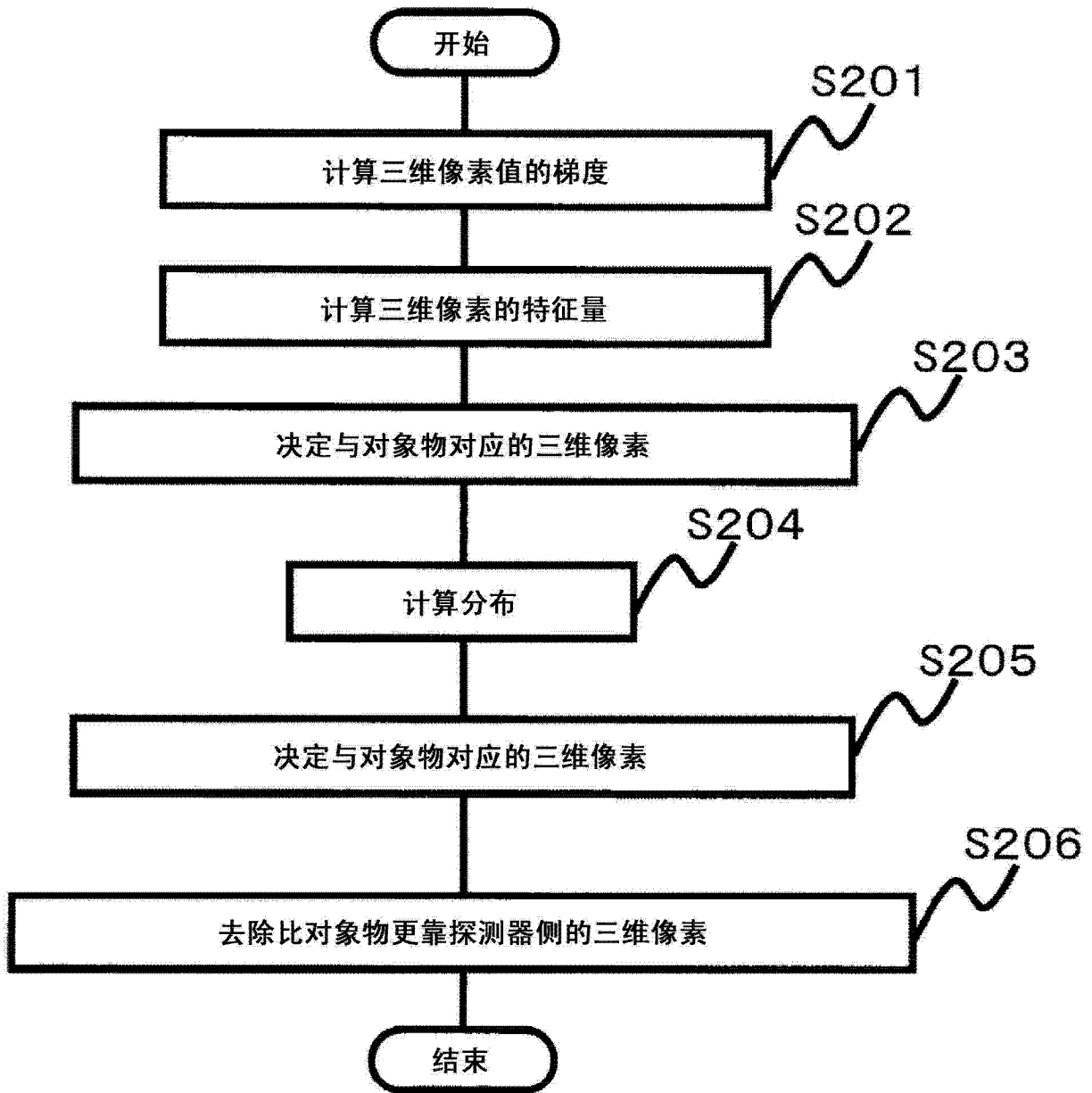


图 7

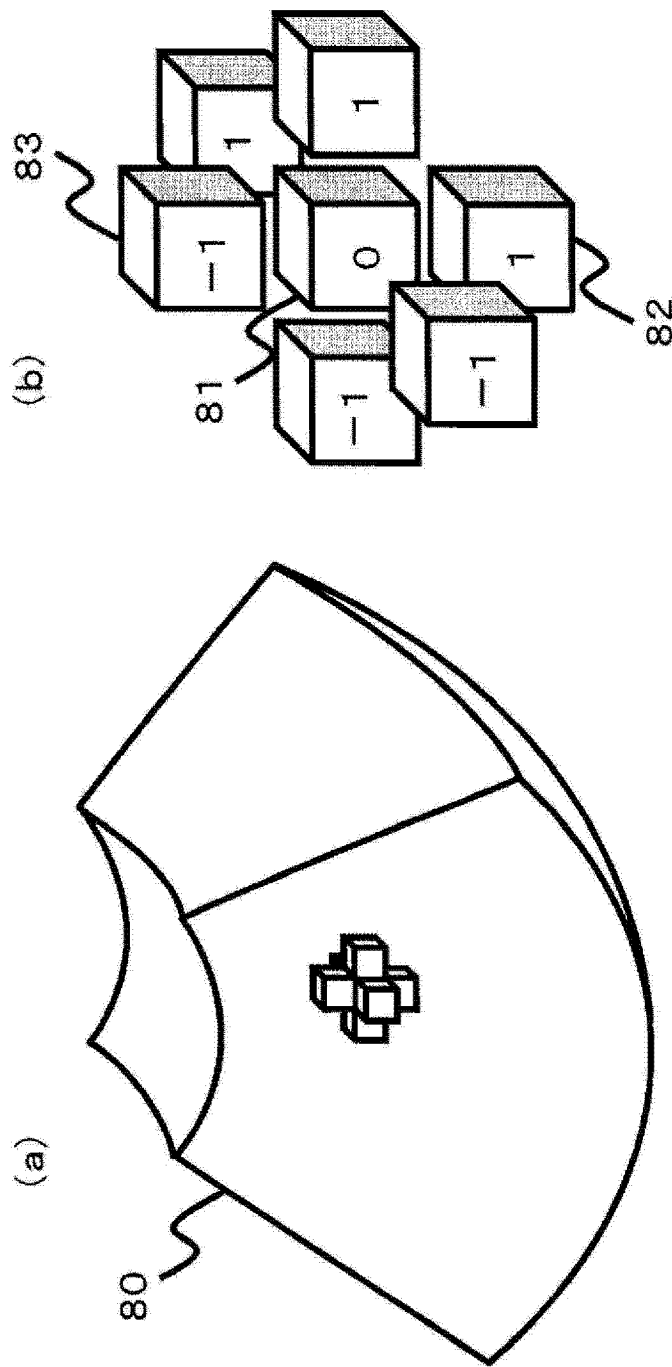


图 8

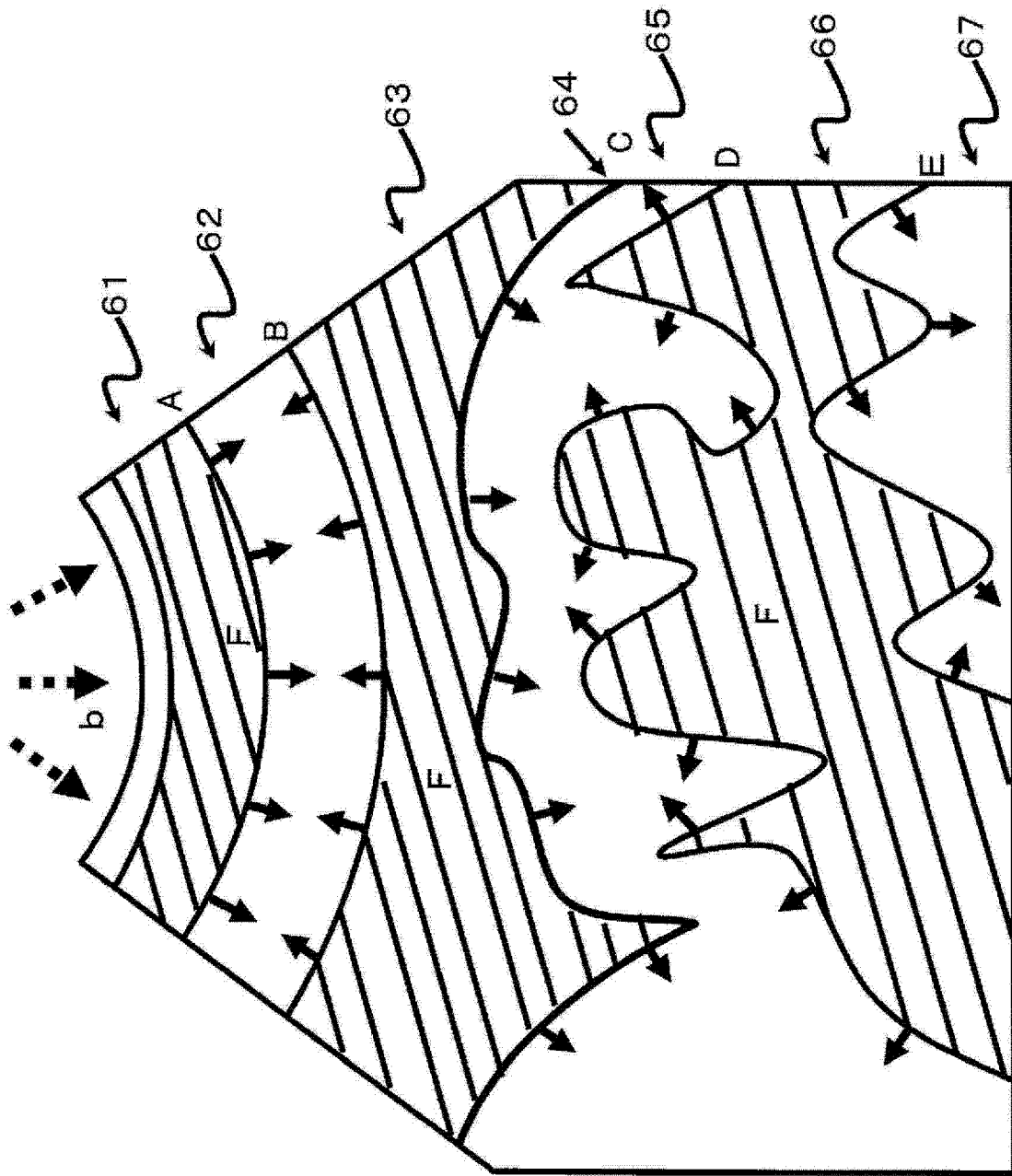


图 9

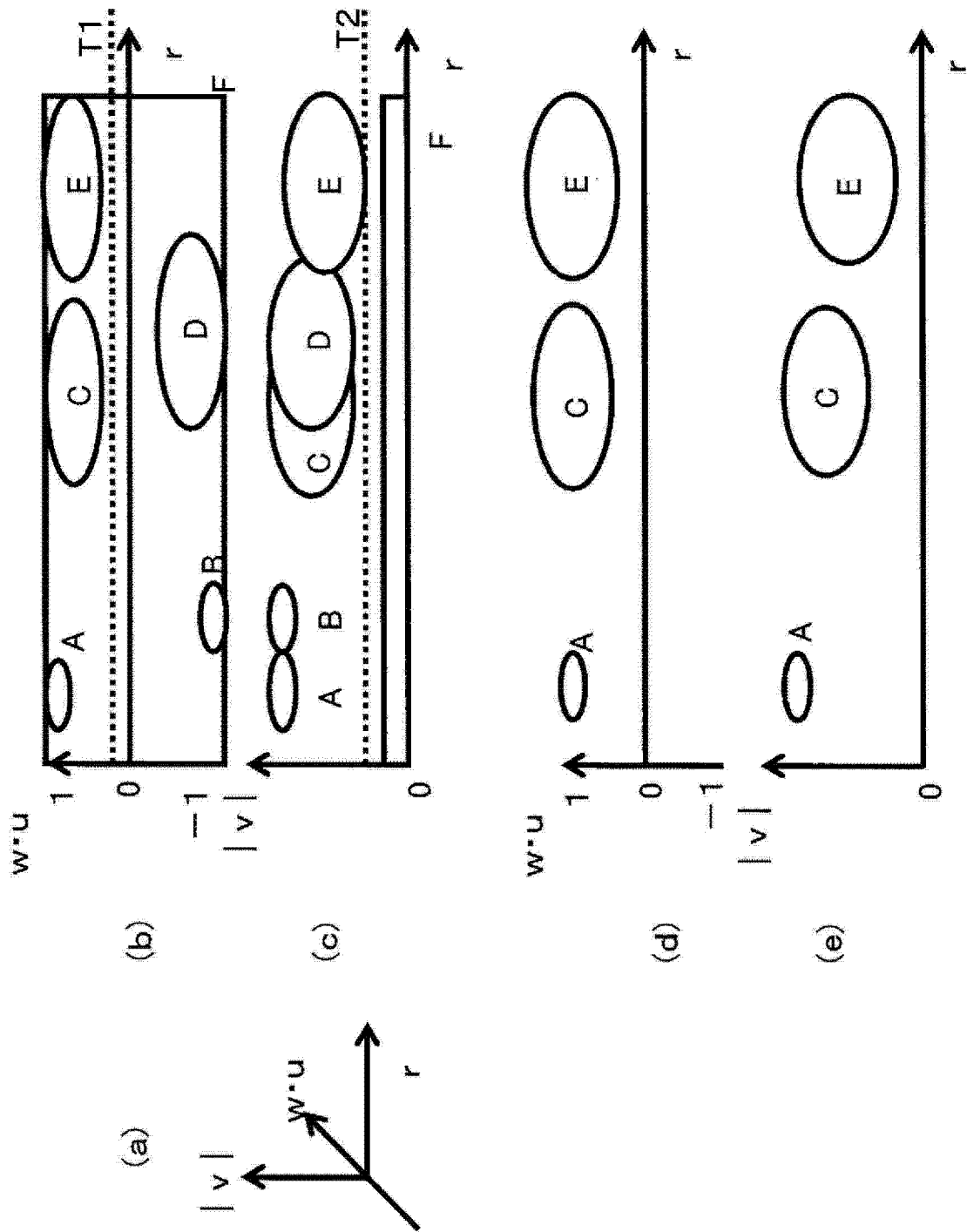


图 10

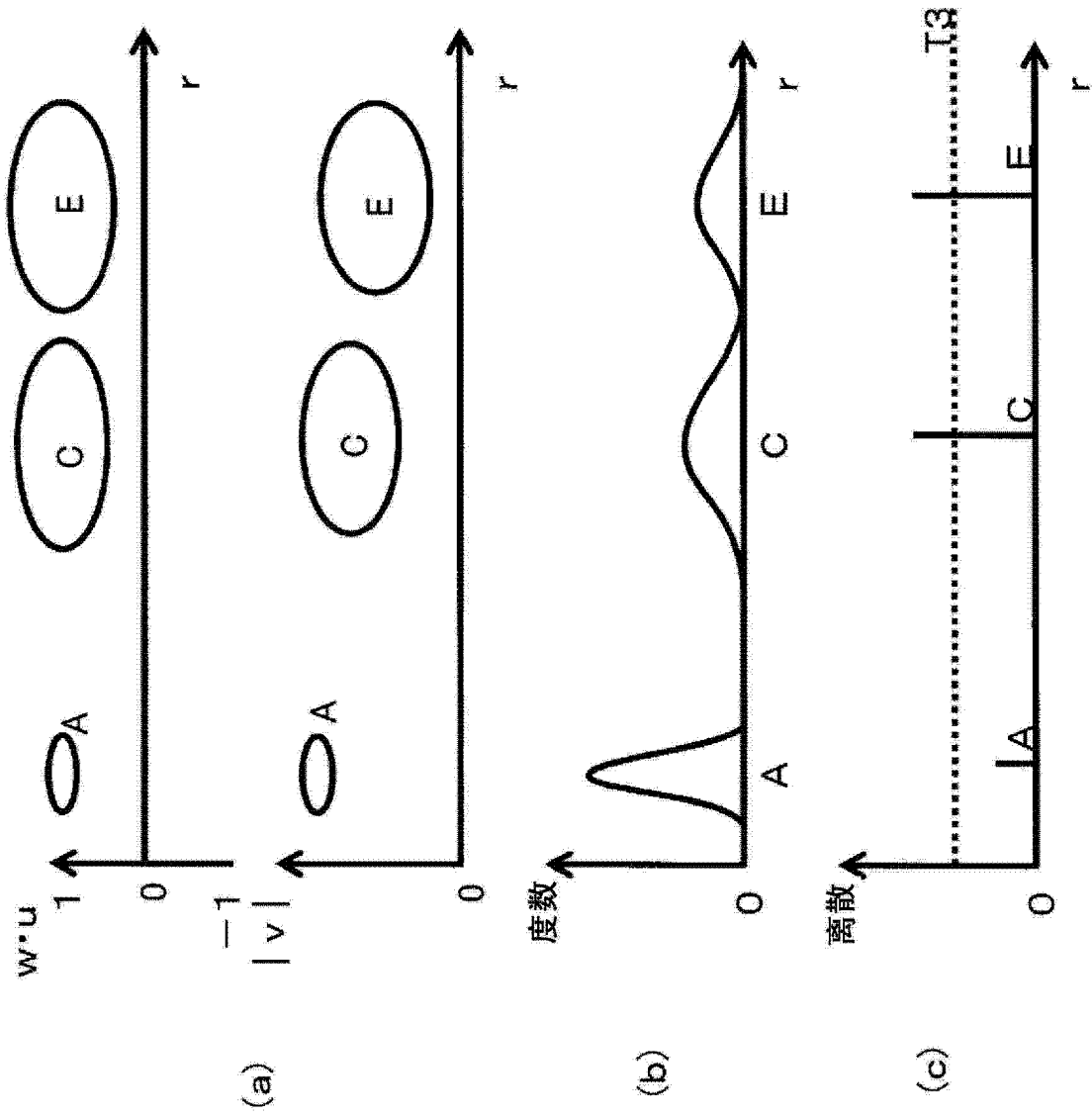


图 11

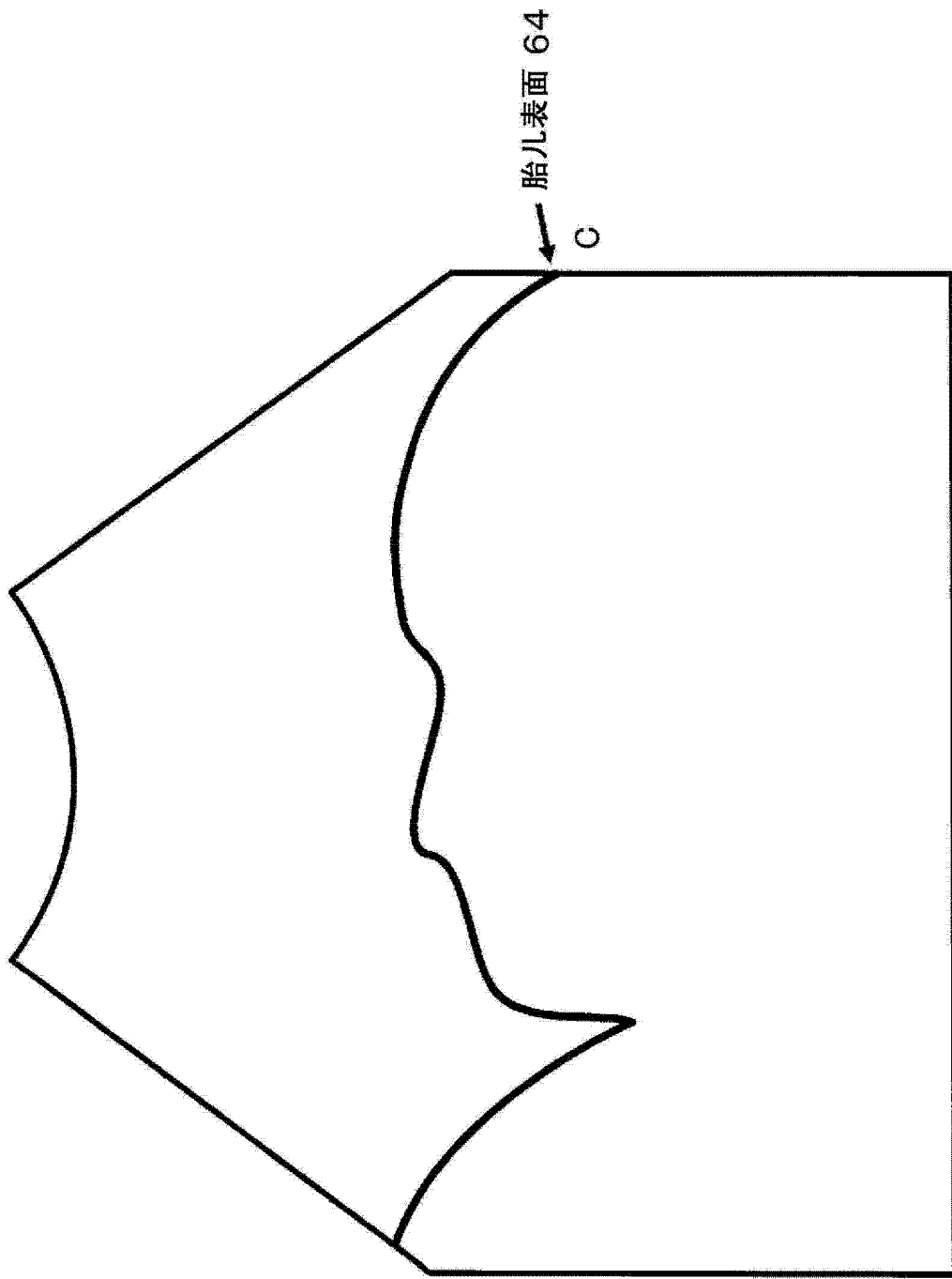


图 12

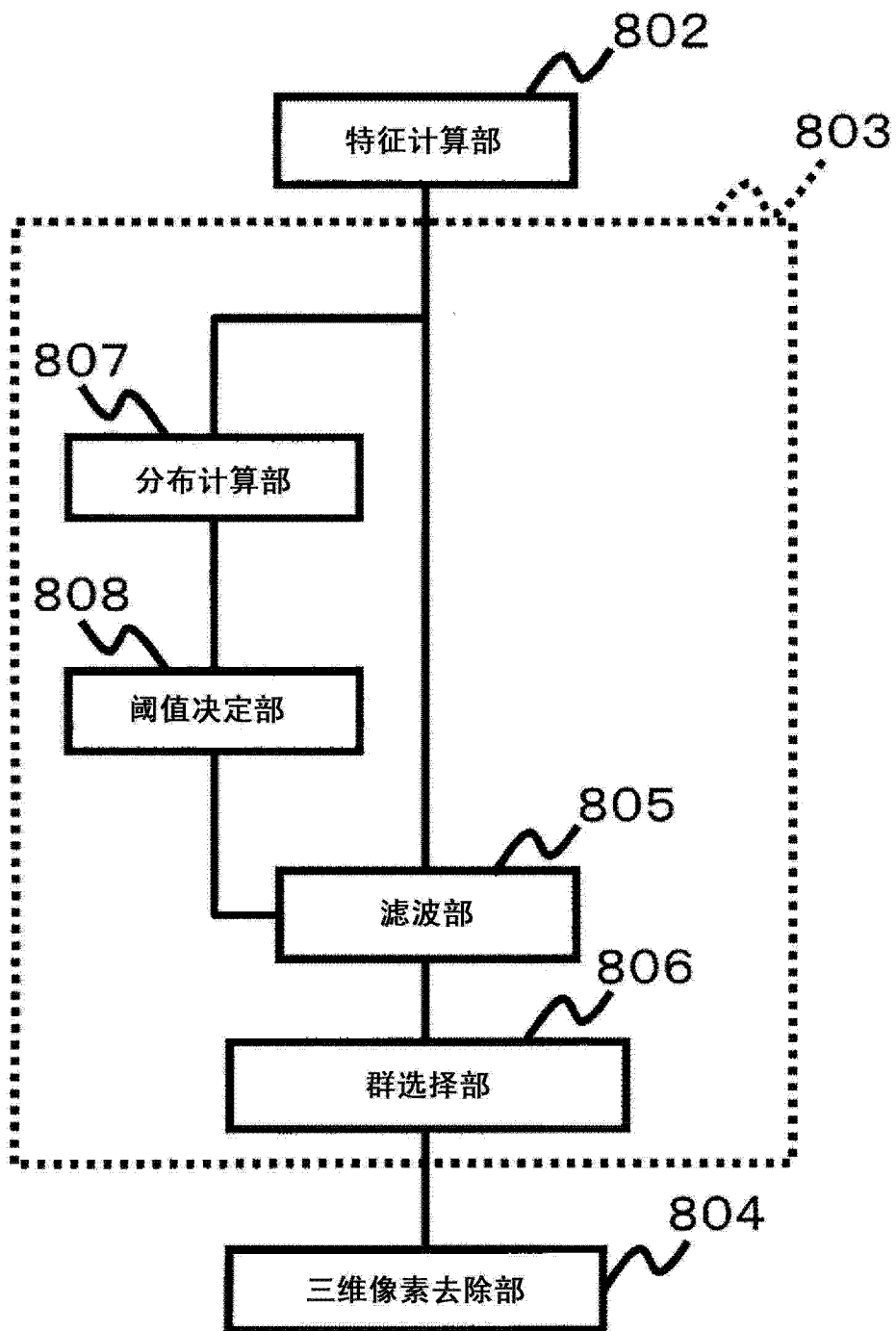


图 13

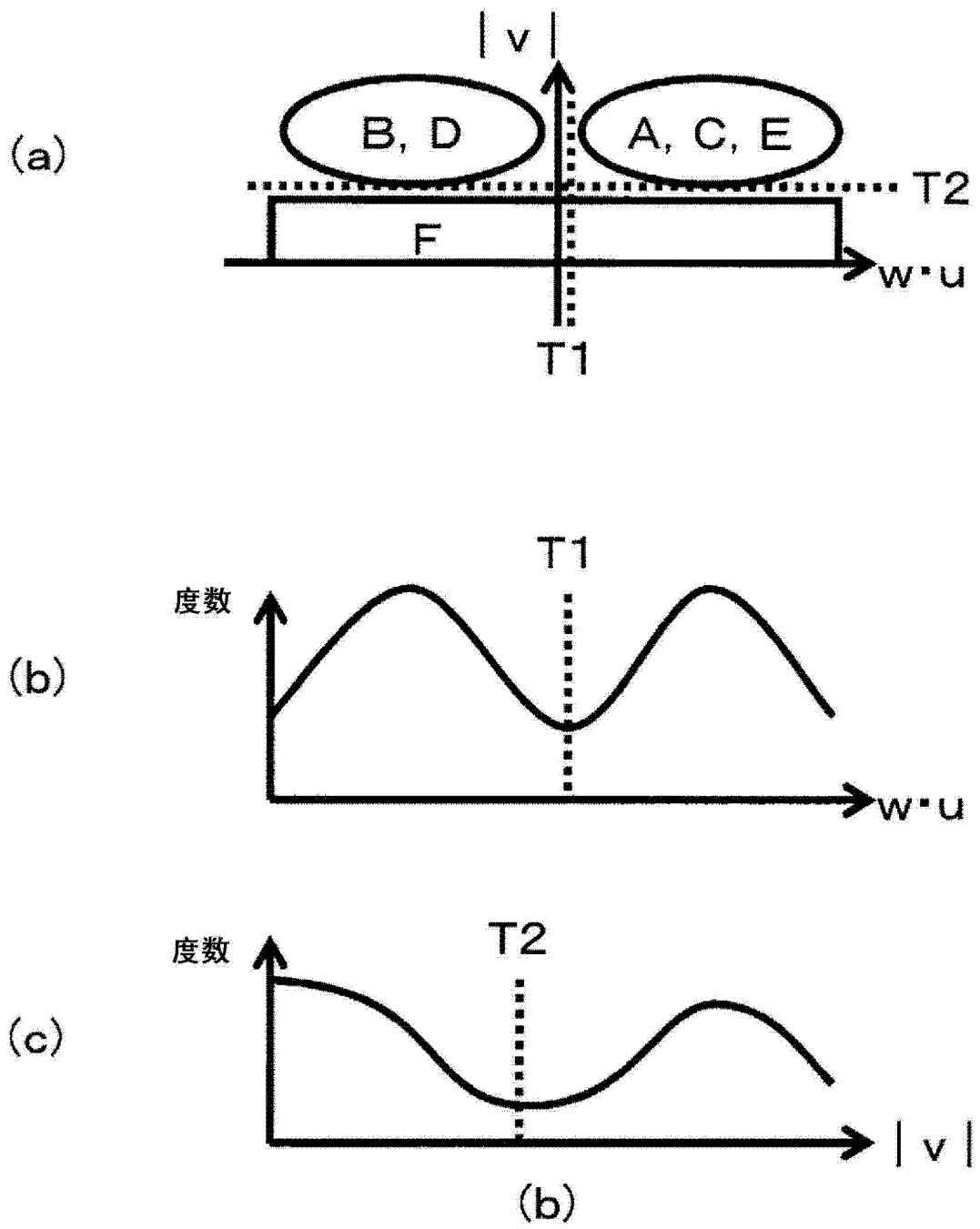


图 14

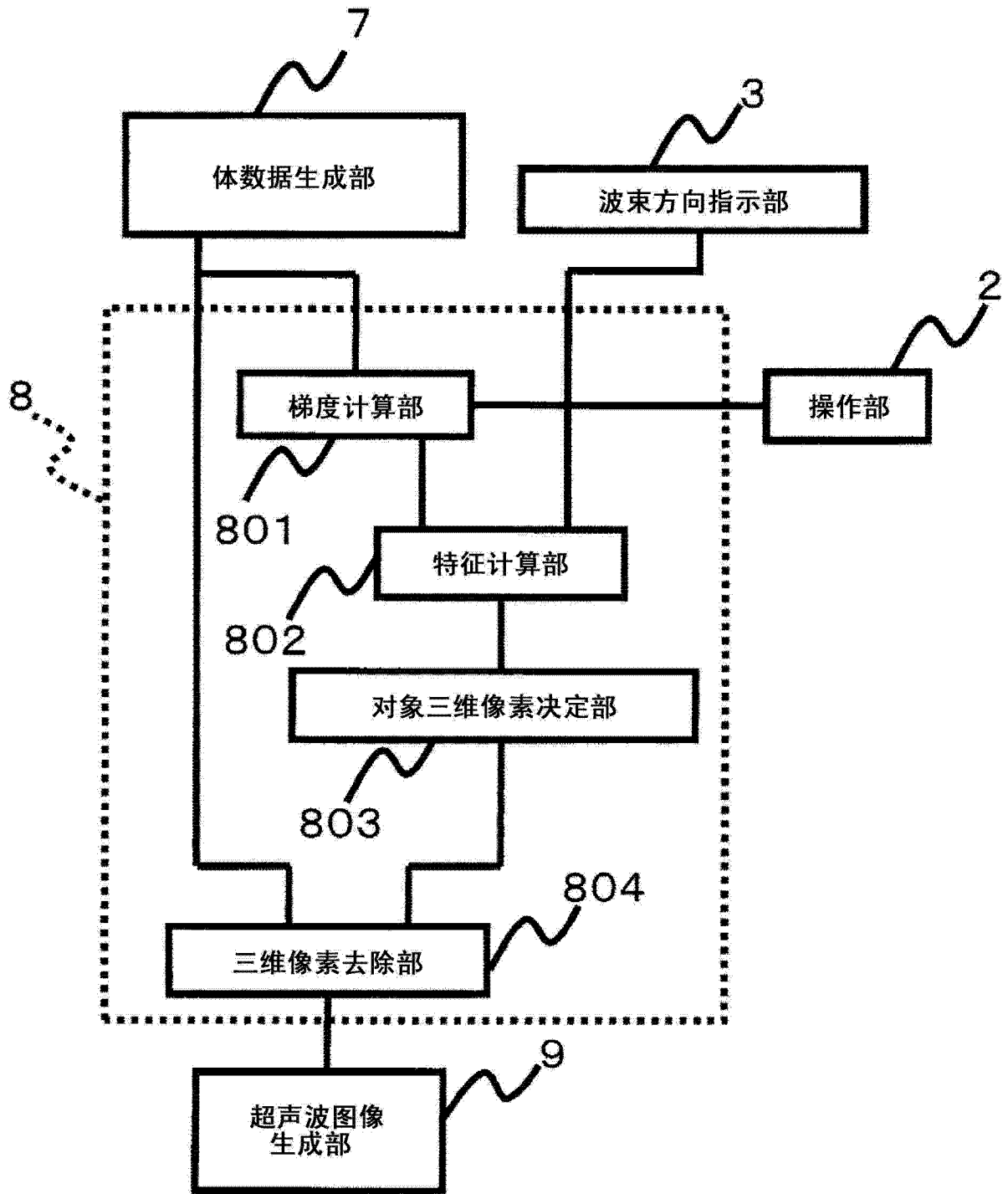


图 15

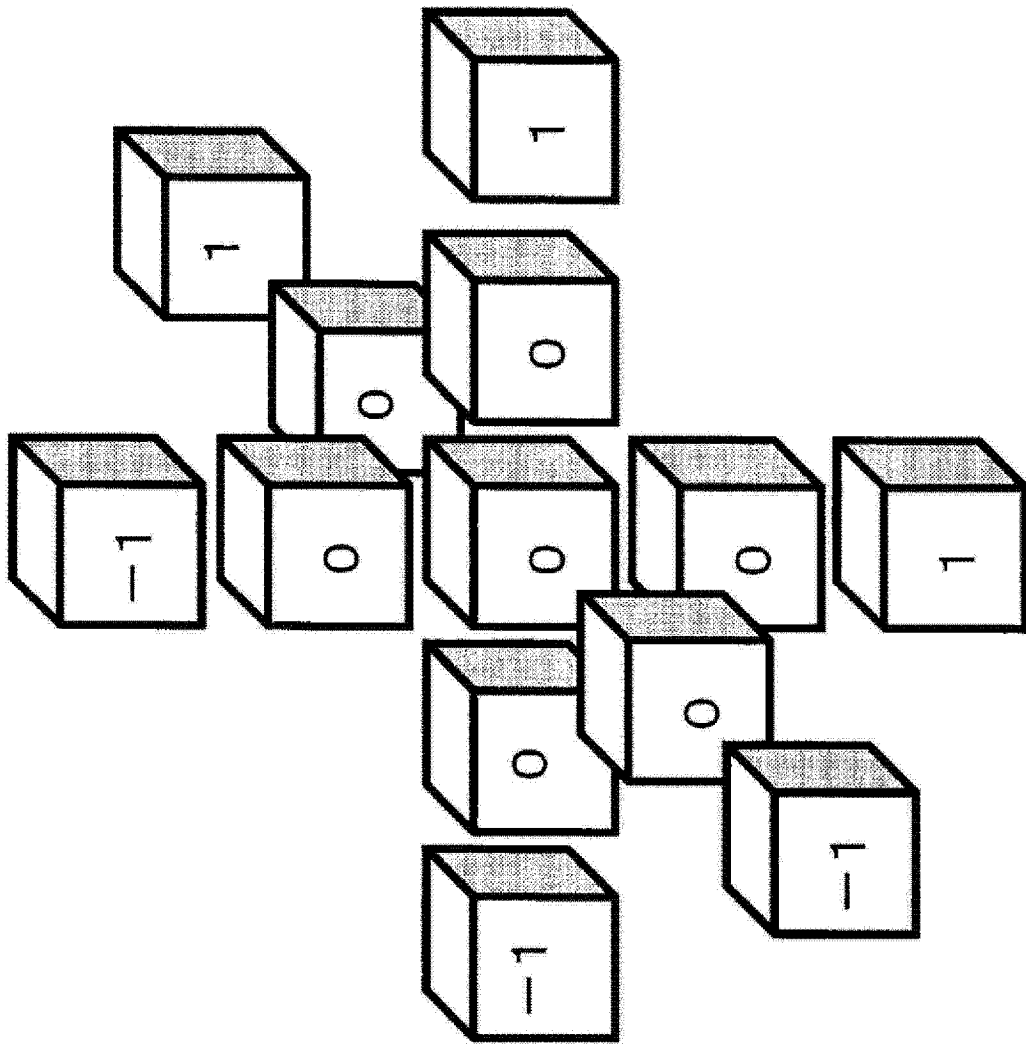


图 16

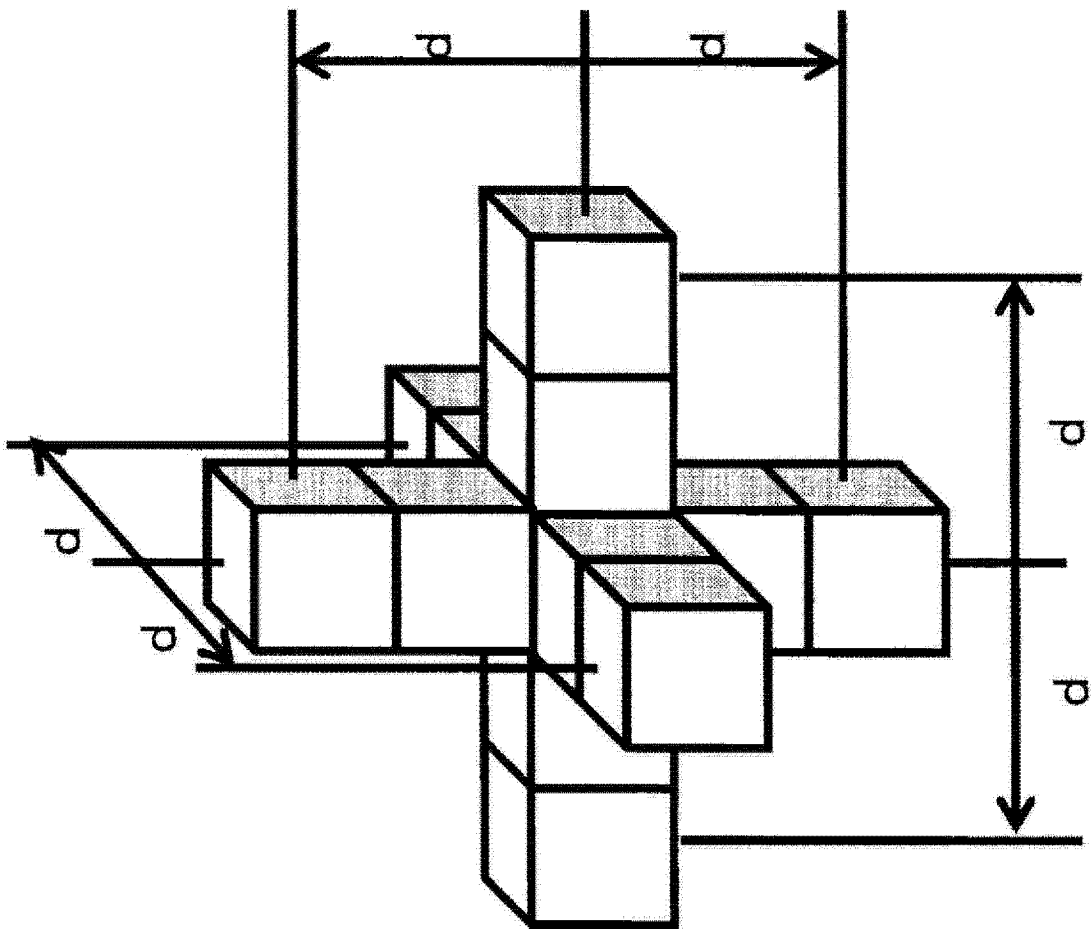


图 17

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像描绘方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103458798A</a>	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201280018009.4	申请日	2012-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	马场博隆		
发明人	马场博隆		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/0858 A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/5215 G01S15/8993 G06T7/12 G06T19/20 G06T2207/10136 G06T2207/30044 G06T2210/41 G06T2219/2021		
代理人(译)	樊建中		
优先权	2011090131 2011-04-14 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：梯度计算部，计算体数据的三维像素的值的梯度；特征计算部，基于所述梯度及超声波束的朝向计算所述三维像素的特征量，并基于所述特征量计算特征空间；对象三维像素决定部，基于所述特征空间，决定与所述对象物对应的所述三维像素；三维像素去除部，从所述对象物去除位于探测器侧的三维像素；和超声波图像生成部，根据去除了位于所述探测器侧的三维像素的所述体数据，生成与所述对象物对应的超声波图像。

