



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104619261 B

(45)授权公告日 2017.03.08

(21)申请号 201380047321.0

(22)申请日 2013.09.12

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104619261 A

(43)申请公布日 2015.05.13

(30)优先权数据
2012-200707 2012.09.12 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.03.11

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2013/074764 2013.09.12

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/042228 JA 2014.03.20

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社
地址 日本栃木县大田原市

(72)发明人 久我衣津纪

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
代理人 舒艳君 李洋

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

(56)对比文件
JP 2001076180 A, 2001.03.23,
EP 0930585 B1, 2004.03.31,
US 2003156746 A1, 2003.08.21,
JP 2006204621 A, 2006.08.10,
US 2012065512 A1, 2012.03.15,
CN 1493258 A, 2004.05.05,
CN 101601590 A, 2009.12.16,

审查员 王婷婷

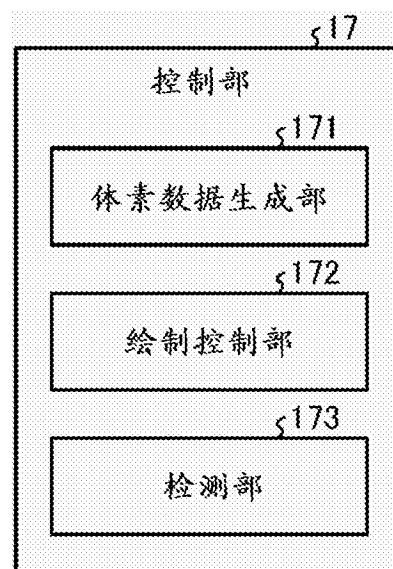
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

超声诊断装置、图像处理装置以及方法

(57)摘要

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及方法。实施方式的超声波诊断装置具备绘制控制部、检测部、以及体素数据生成部。绘制控制部将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,对多个切片区域根据观察体素数据的视线方向进行重新配置,通过对切片区域被重新配置后的体素数据进行体绘制而生成图像数据。检测部检测表示由绘制控制部生成的图像数据的画质的画质信息。体素数据生成部根据由检测部检测到的画质信息,并根据视线方向,重新配置构成三维数据的体素数据。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

绘制部,将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,对上述多个切片区域根据观察上述体素数据的视线方向进行重新配置,通过对上述切片区域被重新配置后的上述体素数据进行体绘制来生成图像数据;

检测部,检测表示由上述绘制部生成的图像数据的画质的画质信息;以及

体素数据生成部,根据由上述检测部检测到的上述画质信息,并根据上述视线方向,重新配置构成上述三维数据的上述体素数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述体素数据生成部根据上述画质信息,切换将上述检测部在检测中使用的上述体素数据向上述绘制部输出的第1模式、和将上述体素数据生成部进行了重新配置的上述体素数据向上述绘制部输出的第2模式。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

上述检测部直线状地取得由上述绘制部生成的图像数据中的亮度信息,根据取得的亮度信息,判定上述图像数据的画质是否降低。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

上述检测部对根据上述直线状地取得的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换,当包含规定的频率成分时,判定为上述图像数据的画质降低。

5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

上述检测部对根据上述直线状地取得的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换,当不包含高于规定的频率的频率成分时,判定为上述图像数据的画质降低。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

当上述直线状地取得的亮度信息的亮度值的分布为规定范围以内时,上述检测部判定为上述图像数据的画质降低。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备取得部,上述取得部取得由上述绘制部执行的体绘制的绘制条件,

上述检测部根据由上述取得部取得的绘制条件,检测由上述绘制部生成的图像数据的上述画质信息。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,

上述绘制条件包含上述切片区域被重新配置后的上述体素数据的尺寸、显示范围、透明度、旋转角度、剪切平面的厚度。

9. 一种图像处理装置,其中,具备:

绘制部,将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,对上述多个切片区域根据观察上述体素数据的视线方向进行重新配置,通过对上述切片区域被重叠配置后的上述体素数据进行体绘制来生成图像数据;

检测部,检测表示由上述绘制部生成的图像数据的画质的画质信息;以及

体素数据生成部,根据由上述检测部检测到的上述画质信息,并根据上述视线方向,重新配置构成上述三维数据的上述体素数据。

10. 一种图像处理方法,是由图像处理装置执行的图像处理方法,其中,包含:

将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,对上述多个切片区域根据观察上述体素数据的视线方向进行重新配置,对上述切片区域被重新配置后的上述体素数据进行体绘制从而生成图像数据;

检测表示由上述体绘制生成的图像数据的画质的画质信息;以及

根据上述检测到的上述画质信息,并根据上述视线方向,重新配置构成上述三维数据的上述体素数据。

超声波诊断装置、图像处理装置以及方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及方法。

背景技术

[0002] 以往,在超声波诊断装置中,显示使用2D阵列探头(two dimensional array probe)、机械4D探头(mechanical four dimensional probe)收集三维数据(体数据: Volume data),并对收集到的体数据进行体绘制而得到的超声波图像。当显示该超声波图像时,超声波诊断装置能够显示对将体数据坐标变换为由XYZ坐标构成的三维的笛卡尔(cartesina)坐标系后的体素数据进行体绘制而得到的超声波图像。

[0003] 在此,近年来,作为用于高速地进行体绘制的方法,知道有错切变换(Shear Warp)法。错切变换法是使用上述的体素数据的绘制方法,通过将切片状的体素数据根据视线方向的变化(旋转)进行重新配置,来高速地进行体绘制。然而,在上述的以往技术中,有时难以有效地抑制画质的降低。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:特表2003-530176号公报

发明内容

[0007] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够有效地抑制画质的降低的超声波诊断装置、图像处理装置以及方法。

[0008] 实施方式的超声波诊断装置具备绘制部、检测部、以及体素数据生成部。绘制部将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,对上述多个切片区域根据观察上述体素数据的视线方向进行重新配置,通过对上述切片区域被重新绘制后的上述体素数据进行体绘制来生成图像数据。检测部检测表示由上述绘制部生成的图像数据的画质的画质信息。体素数据生成部根据由上述检测部检测到的上述画质信息,并根据上述视线方向,重新配置构成上述三维数据的上述体素数据。根据上述构成的超声波诊断装置,能够有效地抑制画质的降低。

附图说明

[0009] 图1是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体构成的图。

[0010] 图2是用于说明以往技术所涉及的问题的一个例子的图。

[0011] 图3是表示第1实施方式所涉及的控制部的构成的一个例子的图。

[0012] 图4是用于说明基于第1实施方式所涉及的体素数据生成部的体素数据生成的一个例子的图。

[0013] 图5A是用于说明基于第1实施方式所涉及的检测部的处理的一个例子的图。

[0014] 图5B是用于说明基于第1实施方式所涉及的检测部的处理的一个例子的图。

- [0015] 图5C是用于说明基于第1实施方式所涉及的检测部的处理的一个例子的图。
- [0016] 图6是用于说明基于第1实施方式所涉及的体素数据生成部的体素数据重新生成的一个例子的图。
- [0017] 图7是表示基于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0018] 图8是表示基于第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。
- [0019] 图9是表示第3实施方式所涉及的控制部的构成的一个例子的图。
- [0020] 图10是表示由第3实施方式所涉及的内部存储部存储的预测信息的一个例子的图。
- [0021] 图11是表示基于第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。

具体实施方式

[0022] (第1实施方式)

[0023] 首先,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成进行说明。图1是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100的构成的图。如图1所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100具有超声波探头1、显示器2、输入装置3、以及装置主体10。

[0024] 超声波探头1具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体10所具有的发送接收部11供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头1接收来自被检体P的反射波变换成电气信号。另外,超声波探头1具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头1可自由装卸地连接于装置主体10。

[0025] 当从超声波探头1向被检体P发送超声波时,所发送的超声波被被检体P的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,反射波信号由超声波探头1所具有的多个压电振子接收。接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲被移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,取决于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0026] 在此,本实施方式所涉及的超声波探头1是通过超声波二维地对被检体P进行扫描,并且能够三维地对被检体P进行扫描的超声波探头。具体而言,本实施方式所涉及的超声波探头1是通过使二维地对被检体P进行扫描的多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动,从而三维地对被检体P进行扫描的机械扫描探头。或者,本实施方式所涉及的超声波探头1是通过将多个压电振子配置成矩阵状,从而能够三维地对被检体P进行超声波扫描的二维超声波探头。另外,二维超声波探头通过会聚超声波并发送,从而能够二维地对被检体P进行扫描。

[0027] 显示器2显示用于超声波诊断装置100的操作者使用输入装置3输入各种设定要求的GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体10中生成的超声波图像等。例如,显示器2显示在后述的控制部17的控制下生成的绘制图像。

[0028] 输入装置3具有轨迹球、开关、标度盘、触摸指令屏等。输入装置3接受来自超声波诊断装置100的操作者的各种设定要求,对装置主体10转送所接受的各种设定要求。例如,输入装置3接受用于变更显示于显示器2的体绘制图像的朝向的旋转操作,将所接受的旋转操作的信息(例如,向右方旋转45度等)向控制部17转送。

[0029] 装置主体10是根据超声波探头1接收到的反射波来生成超声波图像的装置。具体

而言,本实施方式所涉及的装置主体10是能够根据超声波探头1接收到的三维的反射波数据来生成三维超声波图像(体数据)的装置。如图1所示,装置主体10具有发送接收部11、B模式处理部12、多普勒处理部13、图像生成部14、图像存储器15、内部存储部16、以及控制部17。

[0030] 发送接收部11具有触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等,向超声波探头1供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率频率反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲发生器电路所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头1产生的超声波会聚成束状并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路根据基于速率脉冲的定时,对超声波探头1施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0031] 另外,发送接收部11具有为了根据后述的控制部17的指示,执行规定的扫描序列,而能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或者能够电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0032] 另外,发送接收部11具有放大器电路、A/D变换器、加法器等,对超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路将反射波信号按每个通道进行放大,来进行增益校正处理。A/D变换器对增益校正后的反射波信号进行A/D变换,对数字数据赋予确定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由A/D变换器处理后的反射波信号进行加法处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理,来增强来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射成分。

[0033] 这样,发送接收部11控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。在此,本实施方式所涉及的发送接收部11从超声波探头1对被检体P发送三维的超声波束,根据超声波探头1接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0034] B模式处理部12从发送接收部11接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,来生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B模式数据)。在此,B模式处理部12能够通过使检波频率变化来改变映像化的频带。另外,B模式处理部12对一个反射波数据,能够并行地进行基于两个检波频率的检波处理。

[0035] 多普勒处理部13根据从发送接收部11接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波成分,生成针对多点提取出平均速度、方差、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0036] 另外,本实施方式所涉及的B模式处理部12以及多普勒处理部13能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这双方进行处理。即,本实施方式所涉及的B模式处理部12能够根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。另外,本实施方式所涉及的多普勒处理部13能够根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0037] 图像生成部14根据B模式处理部12以及多普勒处理部13生成的数据来生成超声波图像。即,图像生成部14根据B模式处理部12生成的B模式数据来生成由亮度显示反射波的强度的B模式图像。具体而言,图像生成部14根据B模式处理部12生成的三维的B模式数据,生成三维的B模式图像。

[0038] 另外,图像生成部14根据多普勒处理部13生成的多普勒数据来生成表示移动体信

信息的平均速度图像、方差图像、能量图像、或者作为它们的组合图像的彩色多普勒图像。具体而言,图像生成部14根据多普勒处理部13生成的三维的多普勒数据,生成三维的彩色多普勒图像。另外,以下,将图像生成部14生成的三维的B模式图像以及三维的彩色多普勒图像统称为“体数据”。

[0039] 另外,图像生成部14能够生成用于将所生成的体数据显示于显示器2的各种图像。具体而言,图像生成部14能够根据体数据生成MPR图像、绘制图像。

[0040] 即,通过由超声波探头1对被检体P的摄影部位进行超声波的三维扫描,从而,发送接收部11生成三维的数据。并且,作为用于将体数据显示于显示器2的图像,例如,图像生成部14按照来自操作者的指示,生成正交3剖面的MPR图像、将超声波探头1对被检体P的接触面作为视点时的绘制图像、将任意的位置作为视点时的绘制图像。

[0041] 另外,图像生成部14根据将体数据坐标变换为由XYZ坐标构成的三维的笛卡尔坐标系的体素数据生成绘制图像。例如,图像生成部14使用错切变换(Shear Warp)根据体素数据来生成绘制图像。

[0042] 图像存储器15是存储图像生成部14生成的超声波图像的存储器。另外,图像存储器15还能够存储B模式处理部12、多普勒处理部13生成的数据。

[0043] 内部存储部16存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医师的意见等)、诊断协议、各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部16根据需要,还用于图像存储器15所存储的图像的保管等。另外,内部存储部16存储用于预测由错切变换生成的绘制图像的画质的预测信息。另外,针对预测信息,之后详述。

[0044] 控制部17是用于实现作为信息处理装置(计算机)的功能的控制处理器(CPU: Central Processing Unit),控制超声波诊断装置100的处理整体。具体而言,控制部17根据经由输入装置3由操作者输入的各种设定要求、或从内部存储部16读取的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部11、B模式处理部12、多普勒处理部13以及图像生成部14的处理。另外,控制部17进行控制,以使得将图像存储器15存储的超声波图像、内部存储部16存储的各种图像、或者用于进行基于图像生成部14的处理的GUI、图像生成部14的处理结果等显示于显示器2。

[0045] 以上,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100的整体构成进行了说明。在该构成下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100构成为,能够通过以下详细说明的控制部17的处理,抑制画质的降低。

[0046] 在此,首先,针对以往技术,特别地,针对在使用错切变换生成的绘制图像中画质降低的情况进行说明。图2是用于说明以往技术所涉及的问题的一个例子的图。在此,在图2中,表示从上侧观察将体数据坐标变换为笛卡尔坐标系的体素数据的情况的图。即,图2所示的实线分别表示根据体数据生成的切片数据。

[0047] 例如,在根据体素数据生成绘制图像的绘制中,如图2的(A)所示,从视线方向20根据位于剪切平面(clipping plane)的厚度21之间的体素数据来生成绘制图像。即,在图2的(A)中,当从视线方向20绘制时,成为使用5个切片量的体素数据的绘制。

[0048] 在此,如图2的(B)所示,当使视线方向从视线方向20变化为视线方向22(使绘制图像旋转)时,在基于错切变换的绘制中,如图2的(C)所示,改变体素数据的坐标。即,当从视

线方向20进行绘制时,以使用从视线方向22观察时的剪切平面的厚度21所包含的体素数据的方式,重新配置各体素数据。

[0049] 从而,在基于错切变换的绘制中,例如,如图2的(C)中的两端的箭头所示,在深度方向欠缺绘制所使用的体素数据,或者当重新配置时由于体素数据间的间隔扩大,因此,有时画质降低。在此,作为画质的降低,例如,能够列举在图像中发生不连续的部分,或者分辨率降低。

[0050] 针对这样的画质的降低,例如,考虑根据角度预先准备切片方向不同的多种体素数据,在旋转后重新生成切片方向不同的体素数据。然而,当预先准备多种体素数据时,会消耗多余的存储器容量,并且,针对1体数据必须生成多种体素数据,因此,缺少实时性,难以有效地抑制画质的降低。

[0051] 另外,当在旋转后重新生成体素数据时,每当用户使绘制图像旋转时将生成体素数据。在此,在基于错切变换的绘制中,根据绘制的条件(例如,体素数据的尺寸、数据所包含的构造、透明度、剪切平面的厚度等),有时即使画质降低,也是外观上不能识别的程度,每当用户使绘制图像旋转时,由于生成体素数据而在旋转操作后的响应变差,有时难以抑制画质的降低。因此,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,通过以下详细记载的控制部17的处理,能够有效地抑制画质的降低。

[0052] 图3是表示第1实施方式所涉及的控制部17的构成的一个例子的图。如图3所示,第1实施方式所涉及的控制部17具有体素数据生成部171、绘制控制部172、以及检测部173。

[0053] 体素数据生成部171生成将体数据坐标变换为笛卡尔坐标系的体素数据。具体而言,体素数据生成部171生成将由图像生成部14生成的体数据由体素输出坐标变换为XYZ坐标的体素数据。图4是用于说明基于第1实施方式所涉及的体素数据生成部171的体素数据生成的一个例子的图。

[0054] 例如,体素数据生成部171将图4的(A)所示的体数据在箭头23的方向进行切片,如图4的(B)所示,生成在XYZ坐标上配置有各切片的体素数据。

[0055] 另外,体素数据生成部171根据基于后述的检测部173的判定结果,重新生成体素数据。换言之,体素数据生成部171根据由检测部173检测到的画质信息,并根据视线方向,重新配置构成三维数据的体素数据。另外,针对体素数据的重新生成之后详述。

[0056] 返回到图3,绘制控制部172将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,将上述多个切片区域根据观察上述体素数据的视线方向重新配置,通过对上述切片区域被重新配置的上述体素数据进行体绘制来生成图像数据。具体而言,绘制控制部172控制图像生成部14,以使得使用由体素数据生成部171生成的体素数据执行基于错切变换的体绘制,生成绘制图像。

[0057] 检测部173检测表示由绘制控制部172生成的图像数据的画质的画质信息。具体而言,检测部173直线状地取得由绘制控制部172生成的绘制图像中的亮度信息,根据取得的亮度信息,判定绘制图像的画质是否降低。更具体而言,检测部173对由直线状地取得的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换,当包含规定的频率成分时,判定为绘制图像的画质降低。另外,检测部173对由直线状地取得的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换,当不包含高于规定的频率的频率成分时,判定为绘制图像的画质降低。

[0058] 图5A~图5C是用于说明基于第1实施方式所涉及的控制部173的处理的一个例子

的图。在此,在图5A~图5C中,示出在绘制控制部172的控制下通过图像生成部14生成的绘制图像。即,在图5A~图5C中,表示针对通过错切变换生成的绘制图像的处理。

[0059] 例如,如图5A所示,检测部173对绘制图像在箭头24的方向存在3根,在箭头25的方向存在2根线状地进行亮度信息的采样。在此,进行采样的方向以及线的数量能够任意地设定。另外,检测部173还能够根据绘制条件确定采样的方向。即,检测部173根据使绘制图像旋转时的旋转的朝向,预测在图像上发生的不连续的部分的朝向,在与预测的朝向正交的方向执行采样。

[0060] 并且,检测部173通过对根据线状地采样的亮度信息形成的波形进行分析,来判定绘制图像的画质是否降低。例如,检测部173对线状地采样的亮度信息的波形进行傅里叶变换,当在规定的频率中存在突出强调的成分时判定为在绘制图像中存在不连续部分。列举一个例子,如图5B所示,检测部173对在箭头24的方向进行线采样的亮度信息的波形进行傅里叶变换,当在规定的频率中存在突出强调的成分时,判定为不连续部分26包含在绘制图像中。

[0061] 另外,检测部173对线状地采样的亮度信息的波形进行傅里叶变换,当不存在高于规定的频率的频率成分时,判定为绘制图像的分辨率降低。列举一个例子,如图5C所示,检测部173对在箭头24的方向、或者箭头25的方向进行线采样的亮度信息的波形进行傅里叶变换,当不包含高频成分时,判定为绘制图像的分辨率降低。

[0062] 在此,体素数据生成部171根据画质信息,切换将检测部173在检测中使用的体素数据向绘制控制部172输出的第1模式和将进行了重新配置后的体素数据向绘制控制部172输出的第2模式。具体而言,当检测部173判定为根据体素数据生成的绘制图像的画质没有降低时,体素数据生成部171将该体素数据向绘制控制部172输出。另一方面,当检测部173判定为根据体素数据生成的绘制图像的画质降低时,体素数据生成部171根据体数据重新生成体素数据,并将重新生成的体素数据向绘制控制部172输出。

[0063] 当由检测部173判定为绘制图像的画质降低,重新生成体素数据时,体素数据生成部171基于视线方向,根据体数据生成体素数据。具体而言,体素数据生成部171根据基于由绘制控制部172的控制执行的错切变换的体绘制的视线方向,根据体数据重新生成体素数据。

[0064] 图6是用于说明基于第1实施方式所涉及的体素数据生成部171的体素数据的重新生成的一个例子的图。在此,在图6中,示出根据图4所示的体数据的体素数据重新生成。例如,如图6的(A)所示,体素数据生成部171将切片的方向变更为箭头27的方向。并且,如图6的(B)所示,体素数据生成部171将体数据在箭头27的方向进行切片,生成在XYZ坐标上配置了各切片的体素数据。

[0065] 在此,体素数据生成部171根据基于绘制控制部172的错切变换的绘制条件,确定切片的方向。即,体素数据生成部171根据绘制图像的旋转角度(对于体数据的视线方向),来确定对体数据进行切片的方向。

[0066] 当通过体素数据生成部171重新生成体素数据时,绘制控制部172控制图像生成部14,对重新生成的体素数据执行基于错切变换的绘制,生成绘制图像。

[0067] 如上所述,第1实施方式所涉及的控制部17判定在由错切变换生成的绘制图像中是否存在画质的降低,当判定为存在画质的降低时,重新生成体素数据。由此,第1实施方式

所涉及的超声波诊断装置100能够将体素数据的重新生成抑制在所需的最低限度,能够有效地抑制绘制图像的画质的降低。

[0068] 接着,使用图7,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理进行说明。图7是表示基于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理的步骤的流程图。如图7所示,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,当是基于错切变换的绘制的模式时(步骤S101肯定),体素数据生成部171根据由图像生成部14生成的体数据生成体素数据(步骤S102)。

[0069] 绘制控制部172控制图像生成部14,以使得对由体素数据生成部171生成的体素数据执行基于错切变换的绘制(步骤S103)。并且,当输入装置3接受基于操作者的绘制图像的旋转操作时(步骤S104肯定),绘制控制部172生成旋转后的绘制图像。

[0070] 并且,检测部173在生成的旋转后的绘制图像上线状地采样(步骤S105),执行基于傅里叶变换的波形分析(步骤S106)。具体而言,检测部173对旋转后的绘制图像的亮度信息线状地采样,对由采样得到的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换。并且,检测部173根据由傅里叶变换得到的频率,判定在绘制图像中是否存在不连续部分(步骤S107),另外,判定分辨率是否降低(步骤S108)。

[0071] 在此,当在绘制图像中不存在不连续部分(步骤S107否定),并且判定为绘制图像的分辨率没有降低时(步骤S108否定),控制部17使旋转后的绘制图像显示于显示器2(步骤S109)。

[0072] 另外,当在绘制图像包含不连续部分(步骤S107肯定),或者当判定为绘制图像的分辨率降低时(步骤S108肯定),体素数据生成部171重新生成体素数据(步骤S110)。并且,绘制控制部172使图像生成部14执行基于使用重新生成的体素数据的错切变换的绘制(步骤S111)。之后,控制部17将根据重新生成的体素数据而生成的绘制图像显示于显示器2(步骤S109)。

[0073] 并且,当接受结束指令时(步骤S112肯定),控制部17结束处理。另外,直到接受结束指令,在显示绘制图像(图像数据)的状态下,控制部17为旋转操作的接受待机状态(步骤S112否定)。另外,在步骤S104中,当没有接受旋转操作时(步骤S104否定),控制部17继续显示绘制图像(图像数据)。另外,当不是基于错切变换的绘制的模式时(步骤S101否定),控制部17使图像生成部14执行体绘制(步骤S113),使绘制图像显示于显示器2(步骤S109)。

[0074] 如上所述,根据第1实施方式,绘制控制部172将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域,对多个切片区域根据观察体素数据的视线方向进行重新配置,通过对切片区域被重新配置后的体素数据进行体绘制来生成图像数据。并且,检测部173检测表示由绘制控制部172生成的图像数据的画质的画质信息。并且,体素数据生成部171根据由检测部173检测到的画质信息,并根据视线方向,重新配置构成三维数据的体素数据。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够将体素数据的重新生成抑制在所需的最低限度,能够有效地抑制绘制图像的画质的降低。

[0075] 另外,根据第1实施方式,体素数据生成部171根据画质信息,切换将检测部173在检测中使用的体素数据向绘制控制部172输出的第1模式和将体素数据生成部171进行了重新配置的体素数据向绘制控制部172输出的第2模式。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够根据画质来确定是否重新配置体素数据。

[0076] 另外,根据第1实施方式,检测部173线状地取得由绘制控制部172生成的绘制图像中的亮度信息,根据取得的亮度信息,判定绘制图像的画质是否降低。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够不增加处理负荷而高精度地判定绘制图像的画质的降低。

[0077] 另外,根据第1实施方式,检测部173对根据线状地取得的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换,当包含规定的频率成分时,判定为绘制图像的画质降低。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够检测在绘制图像中包含不连续部分时的画质降低。

[0078] 另外,根据第1实施方式,检测部173对由线状地取得的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换,当不包含高于规定的频率的频率成分时,判定为绘制图像的画质降低。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够检测绘制图像的分辨率降低时的画质降低。

[0079] (第2实施方式)

[0080] 在上述的第1实施方式中,针对对波形进行傅里叶变换判定画质是否降低的情况进行了说明。在第2实施方式中,针对根据亮度值的分布判定画质是否降低的情况进行说明。另外,第2实施方式所涉及的超声波诊断装置与第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100相比较,只有图3所示的检测部173的处理内容不同。以下,以其为中心进行说明。

[0081] 当直线状地取得的亮度信息的亮度值的分布是规定的范围以内时,第2实施方式所涉及的检测部173判定为绘制图像的画质降低。具体而言,检测部173生成线状地取得的亮度信息的各亮度值的直方图,当亮度值的分布处于规定的范围以内时,判定为绘制图像的分辨率降低。

[0082] 接着,使用图8,针对第2实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理进行说明。图8是表示基于第2实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理的步骤的流程图。如图8所示,在第2实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,当是基于错切变换的绘制的模式时(步骤S201肯定),体素数据生成部171根据由图像生成部14生成的体数据来生成体素数据(步骤S202)。

[0083] 绘制控制部172控制图像生成部14,以使得对由体素数据生成部171生成的体素数据执行基于错切变换的绘制(步骤S203)。并且,当输入装置3接受操作者进行的绘制图像的旋转操作时(步骤S204肯定),绘制控制部172生成旋转后的绘制图像。

[0084] 并且,检测部173线状地在所生成的旋转后的绘制图像上进行采样(步骤S205),执行基于傅里叶变换的波形分析(步骤S206)。具体而言,检测部173线状地对旋转后的绘制图像的亮度信息进行采样,对根据采样后的亮度信息形成的波形进行傅里叶变换。并且,检测部173根据由傅里叶变换得到的频率,来判定在绘制图像中是否存在不连续部分(步骤S207)。

[0085] 之后,检测部173根据像素数执行波形分析(步骤S208)。具体而言,检测部173根据线状地采样的亮度信息的亮度值的分布,判定绘制图像的分辨率是否降低(步骤S209)。

[0086] 在此,当在绘制图像中不存在不连续部分(步骤S207否定),另外,判定为绘制图像的分辨率没有降低时(步骤S209否定),控制部17使旋转后的绘制图像显示于显示器2(步骤S210)。

[0087] 另一方面,当在绘制图像中包含有不连续部分(步骤S207肯定),或者判定为绘制图像的分辨率降低时(步骤S209肯定),体素数据生成部171重新生成体素数据(步骤S211)。并且,绘制控制部172使图像生成部14执行基于使用有重新生成的体素数据的错切变换的

绘制(步骤S212)。之后,控制部17使根据重新生成的体素数据生成的绘制图像显示于显示器2(步骤S210)。

[0088] 并且,当接受了结束指令时(步骤S213肯定),控制部17结束处理。另外,直到接受结束指令,控制部17在显示绘制图像(图像数据)的状态下,成为旋转操作的接受待机状态(步骤S213否定)。另外,在步骤S204中,当没有接受旋转操作时(步骤S204否定),控制部17继续显示绘制图像(图像数据)。另外,当不是基于错切变换的绘制的模式时(步骤S201否定),控制部17使图像生成部14执行体绘制(步骤S214),使绘制图像显示于显示器2(步骤S210)。

[0089] 如上所述,根据第2实施方式,当线状地取得的亮度信息的亮度值的分布是规定的范围以内时,检测部173判定为绘制图像的画质降低。从而,第2实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够简易地检测绘制图像的分辨率降低时的画质降低。

[0090] (第3实施方式)

[0091] 在上述的第1以及第2实施方式中,针对生成旋转后的绘制图像,线状地对所生成的绘制图像上的亮度信息进行采样,根据采样得到的亮度信息来判定画质的降低的情况进行了说明。在第3实施方式中,针对根据旋转后的绘制的条件预测画质的降低的情况进行说明。

[0092] 图9是表示第3实施方式所涉及的控制部17的构成的一个例子的图。如图9所示,第3实施方式所涉及的控制部17重新具有画质预测部174。画质预测部174根据由绘制控制部172执行的体绘制的条件,预测绘制图像的画质是否降低。具体而言,画质预测部174根据由内部存储部16存储的预测信息,预测旋转后的绘制图像的画质是否降低。

[0093] 在此,针对预测信息进行说明。图10是表示由第3实施方式所涉及的内部存储部16存储的预测信息的一个例子的图。例如,如图10所示,内部存储部16按每个条件,存储将成为判定基准的值建立对应的预测信息。列举一个例子,内部存储部16存储针对“体素数据尺寸”、“显示范围”、“透明度”、“旋转角度”、“剪切平面的厚度”等绘制条件的每一个与值建立对应后的预测信息。

[0094] 当输入装置3接受基于操作者的旋转操作时,画质预测部174取得旋转角度等操作内容的信息和基于由绘制控制部172控制的错切变换的绘制的条件。并且,画质预测部174对所取得的各信息和预测信息进行比较,判定绘制图像的画质是否降低。例如,画质预测部174将所取得的信息的值和预测信息的值按每个条件来进行比较,判定画质是否降低。另外,预测信息所包含的条件以及每个条件的值可任意决定。另外,可以只使用一个条件进行预测,或者也可以使用多个条件进行预测。

[0095] 当由画质预测部174判定为绘制图像的画质没有降低时,体素数据生成部171将已经生成完成的体素数据向绘制控制部172输出。另一方面,当由画质预测部174判定为绘制图像的画质降低时,体素数据生成部171根据绘制的条件,重新生成体素数据,将重新生成的体素数据输出至绘制控制部172。

[0096] 接着,使用图11,针对第3实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理进行说明。图11是表示基于第3实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理的步骤的流程图。如图11所示,在第3实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,如果是基于错切变换的绘制的模式(步骤S301肯定),则体素数据生成部171根据由图像生成部14生成的体数据生成体素数据

(步骤S302)。

[0097] 画质预测部174取得基于由绘制控制部172执行的错切变换的绘制的条件(步骤S303),判定绘制图像的画质是否降低。具体而言,画质预测部174预测是否发生不连续部分(步骤S304),还预测分辨率是否降低(步骤S305)。

[0098] 在此,当在绘制图像中没有发生不连续部分(步骤S304否定),另外,预测为绘制图像的分辨率没有降低时(步骤S305否定),绘制控制部172控制图像生成部14,以使得对由体素数据生成部171生成的体素数据执行基于错切变换的绘制(步骤S307)。并且,控制部17使绘制图像(图像数据)显示于显示器2(步骤S308)。

[0099] 另一方面,当在绘制图像中发生不连续部分(步骤S304肯定),或者当预测为绘制图像的分辨率降低时(步骤S305肯定),体素数据生成部171重新生成体素数据(步骤S306)。并且,绘制控制部172使图像生成部14执行基于使用了重新生成的体素数据的错切变换的绘制(步骤S307)。之后,控制部17使根据重新生成的体素数据生成的绘制图像显示于显示器2(步骤S308)。

[0100] 并且,当输入装置3接受操作者进行的绘制图像的旋转操作时(步骤S309肯定),画质预测部174取得旋转操作的信息,并且返回到步骤S303,再次执行画质是否降低的预测。

[0101] 并且,当接受了结束指令时(步骤S310肯定),控制部17结束处理。另外,直到接受结束指令,控制部17在显示绘制图像(图像数据)的状态下,成为旋转操作的接受待机状态(步骤S310否定)。另外,在步骤S309中,当没有接受旋转操作时(步骤S309否定),控制部17继续显示绘制图像(图像数据)。另外,当不是基于错切变换的绘制的模式时(步骤S301否定),控制部17使图像生成部14执行体绘制(步骤S311),使绘制图像显示于显示器2(步骤S308)。

[0102] 如上所述,在第3实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,画质预测部174根据由绘制控制部172执行的体绘制的条件,预测绘制图像的画质是否降低。从而,第3实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够省略基于错切变换的绘制图像的生成,能够降低处理负荷。

[0103] (第4实施方式)

[0104] 另外,以上,针对第1、2以及3实施方式进行了说明,但除了上述的第1、2以及3实施方式以外,还可以以各种不同的方式实施。

[0105] 在上述的第1以及第2实施方式中,针对根据绘制图像线状地进行采样的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以对规定的区域进行采样。

[0106] 另外,在上述的第1以及第2实施方式中,针对由傅里叶变换检测图像的不连续部分的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,能够由任意的算法执行不连续部分的检测。

[0107] 另外,在上述的第1~第3实施方式中,针对分别在包含不连续部分的情况下、或者分辨率降低的情况下判定画质,重新生成体素数据的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以复合地进行判定。列举一个例子,也可以分别阶段性地设定以怎样的程度包含规定的频率成分、以及高频成分的欠缺程度,根据各个判定结果来判定是否重新生成体素数据。

[0108] 在上述的第1~第3实施方式中,针对超声波诊断装置判定绘制图像的画质,当判定为画质降低时重新生成体素数据的情况进行了说明,但上述的处理也可以由工作站等图

像处理装置执行。此时,例如,经由网络与超声波诊断装置或图像保管装置等连接的工作站从超声波诊断装置或图像保管装置等取得体数据。并且,工作站使用取得的体数据执行上述的处理。

[0109] 如以上说明的那样,根据第1实施方式、第2实施方式、第3实施方式以及第4实施方式,本实施方式的超声波诊断装置、图像处理装置以及方法能够有效地抑制画质的降低。

[0110] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

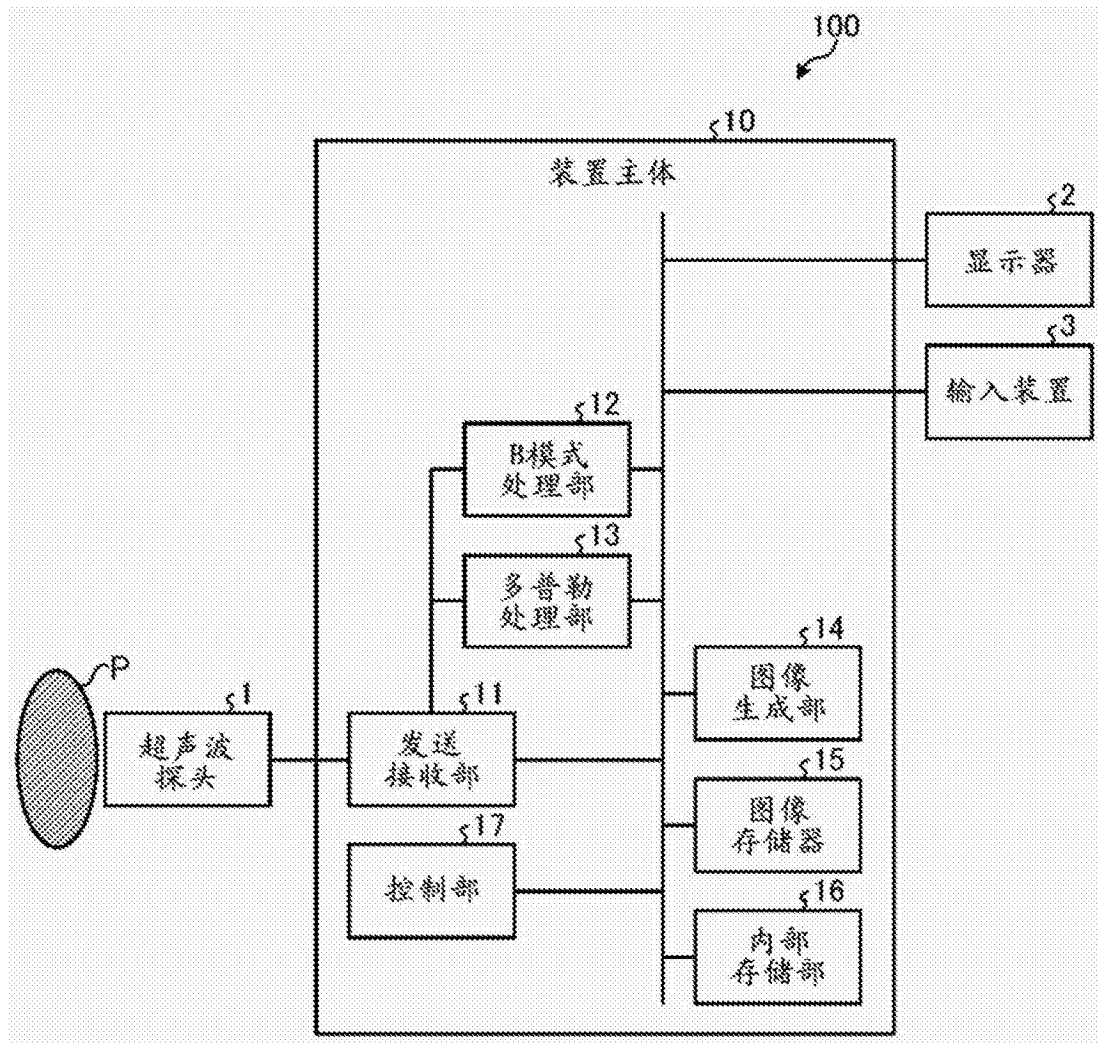


图1

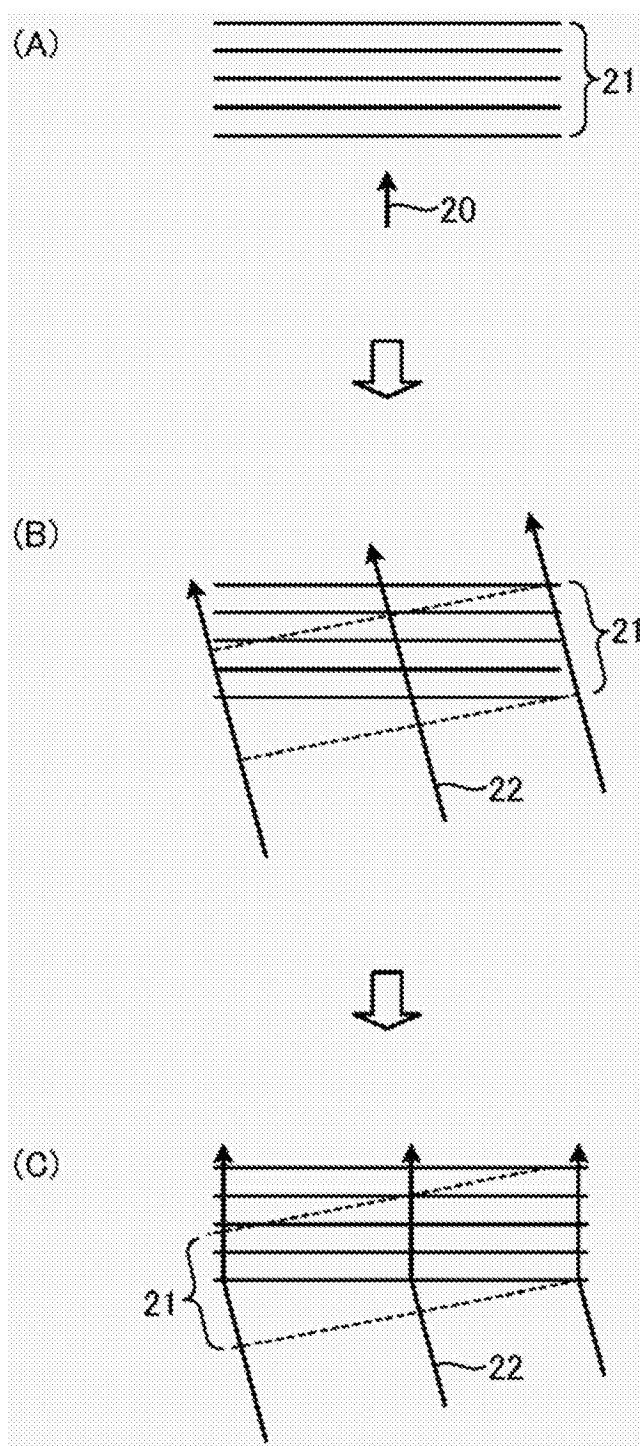


图2



图3

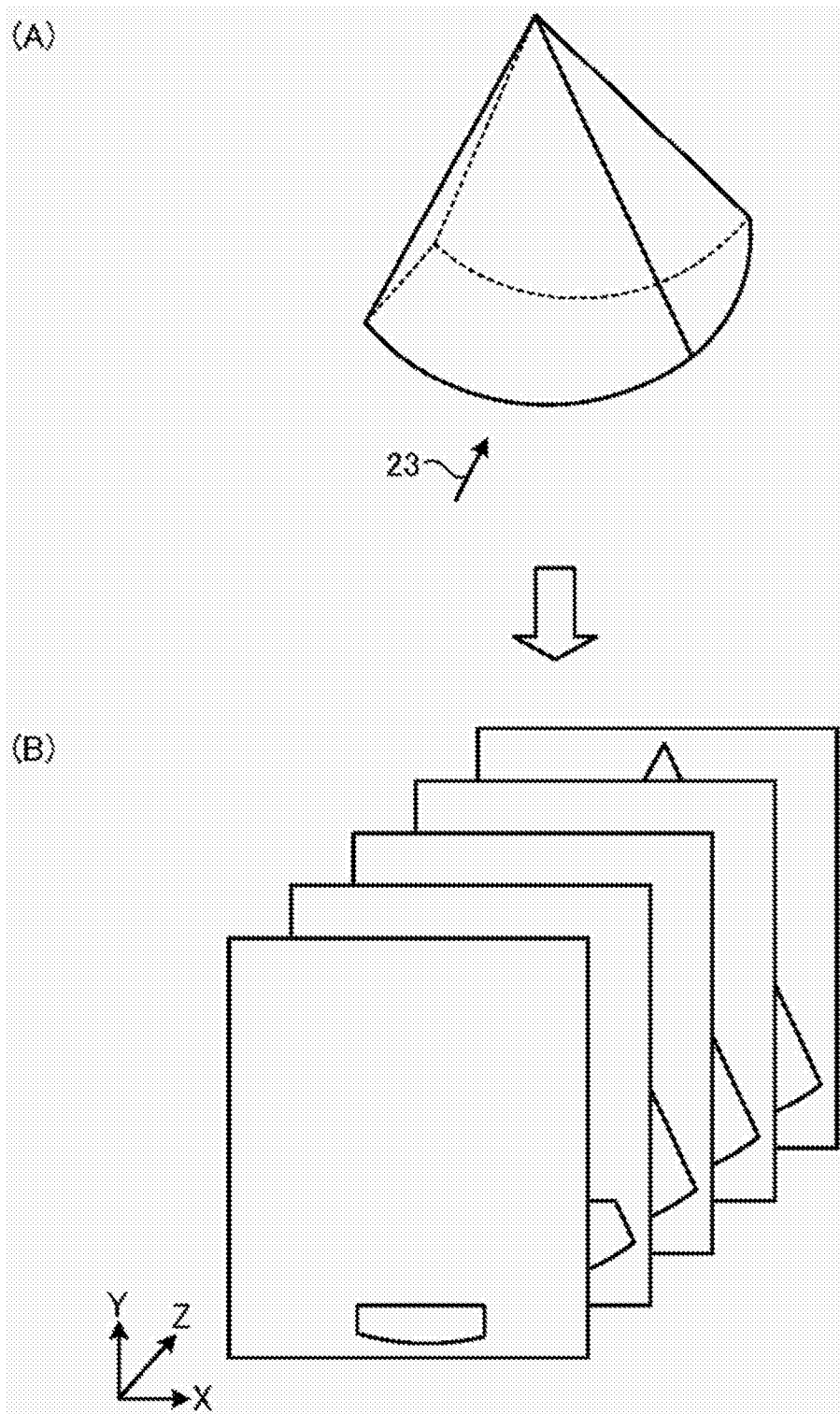


图4

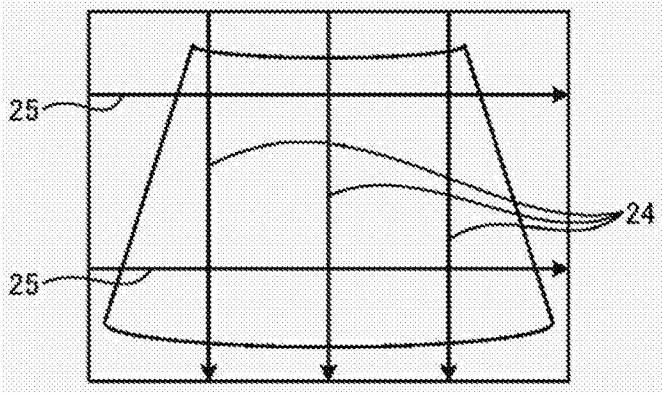


图5A

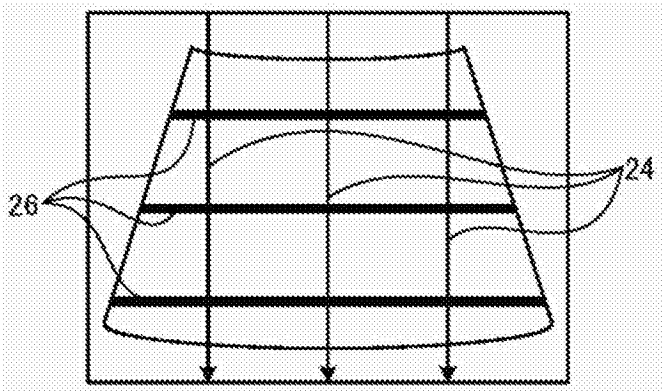


图5B

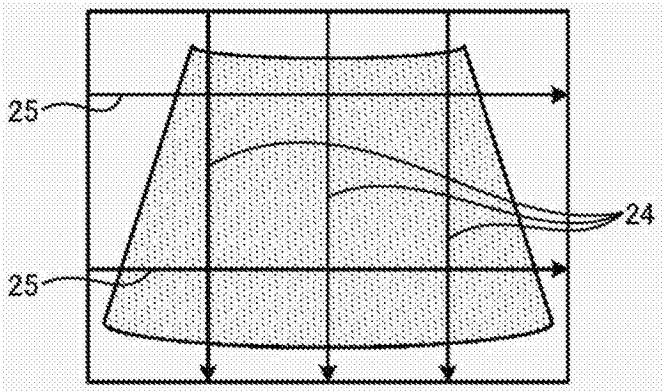


图5C

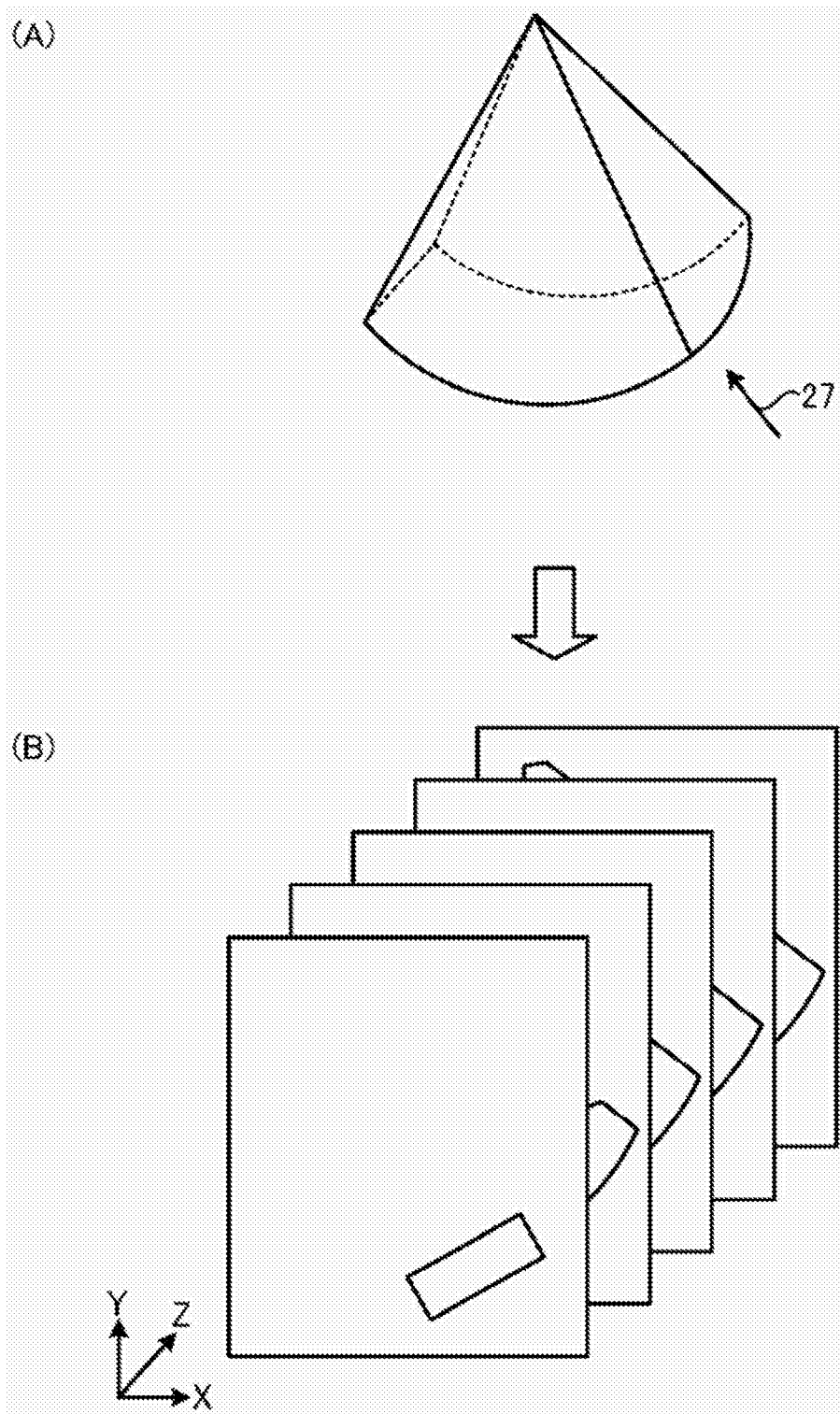


图6

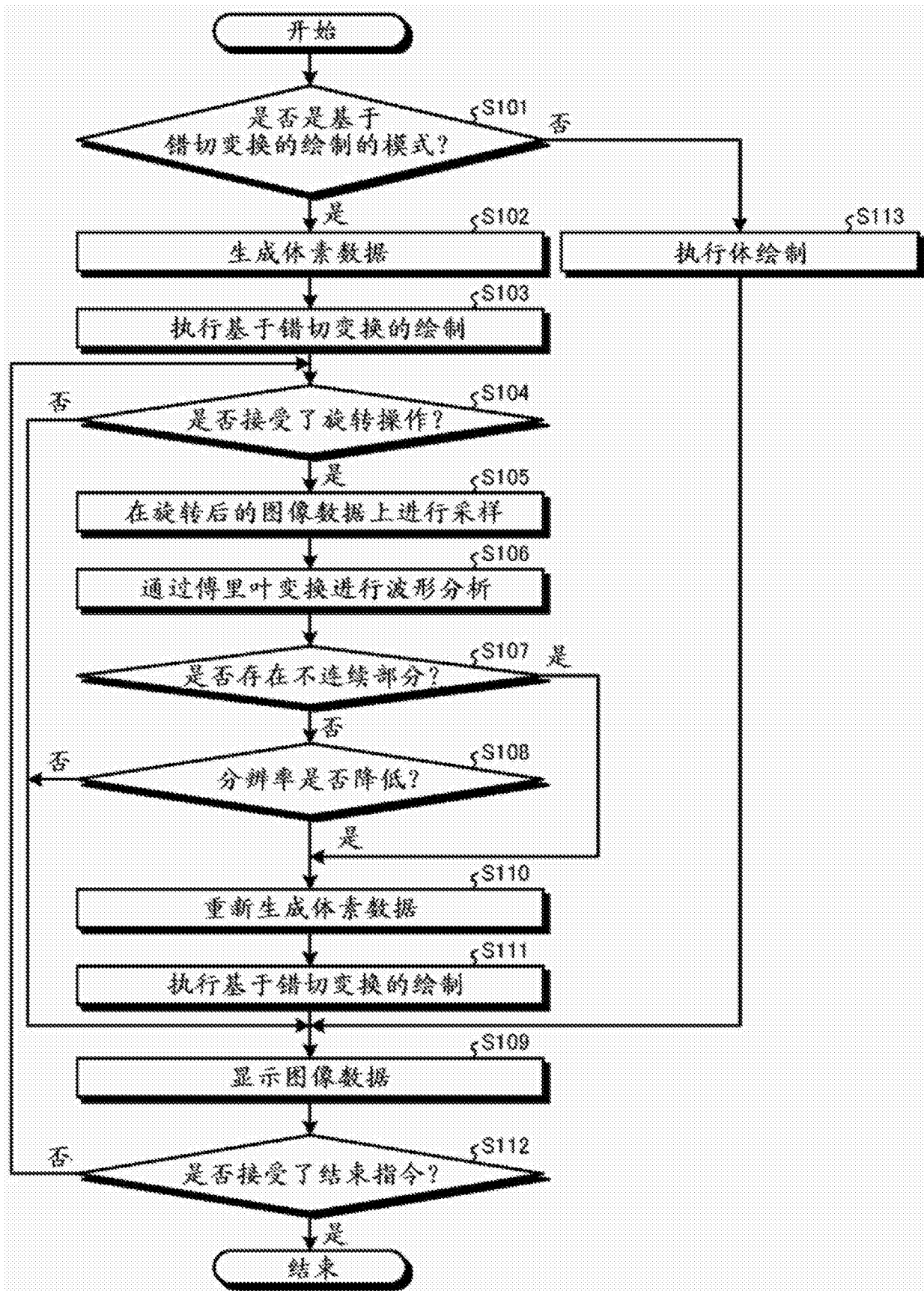


图7

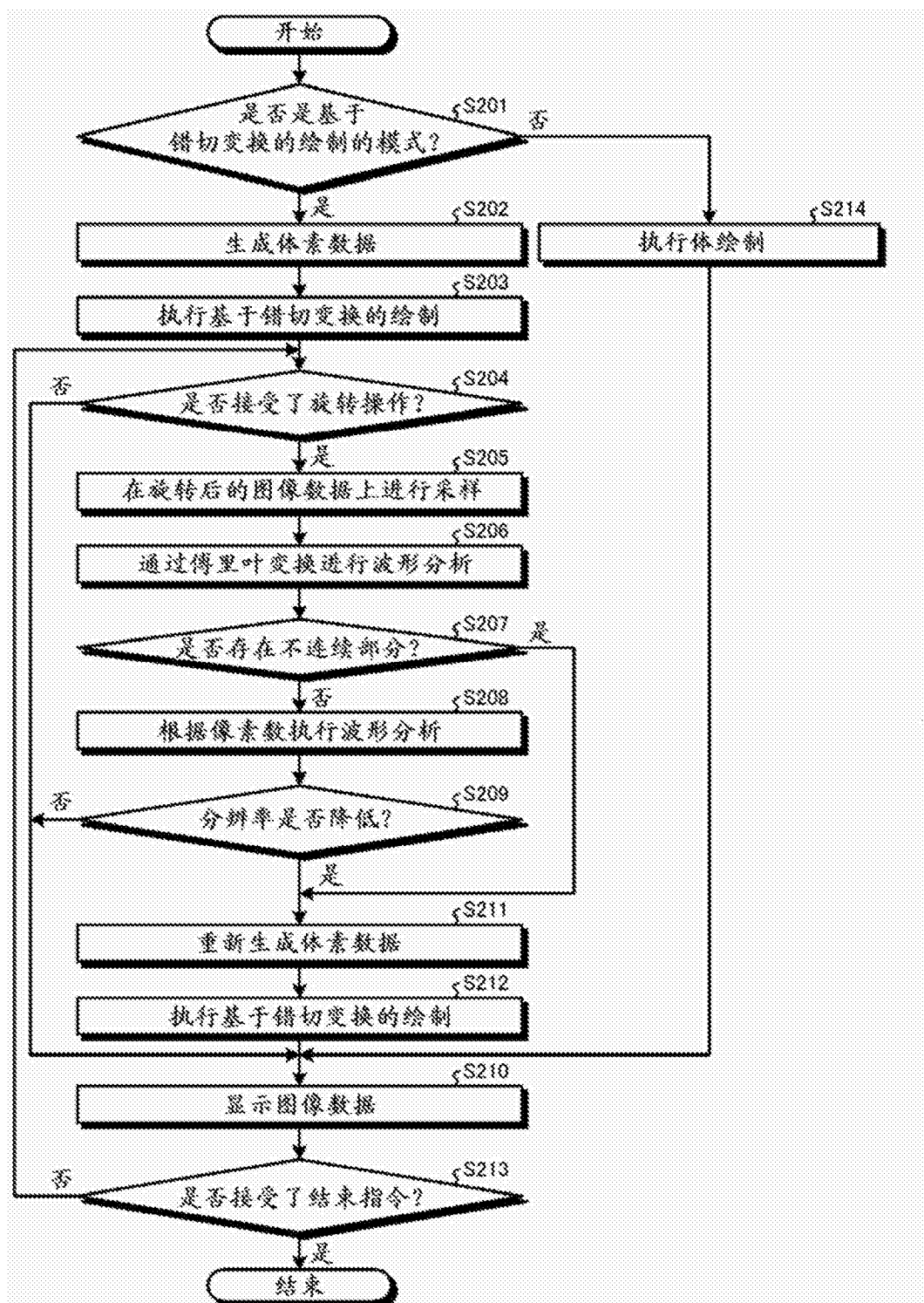


图8

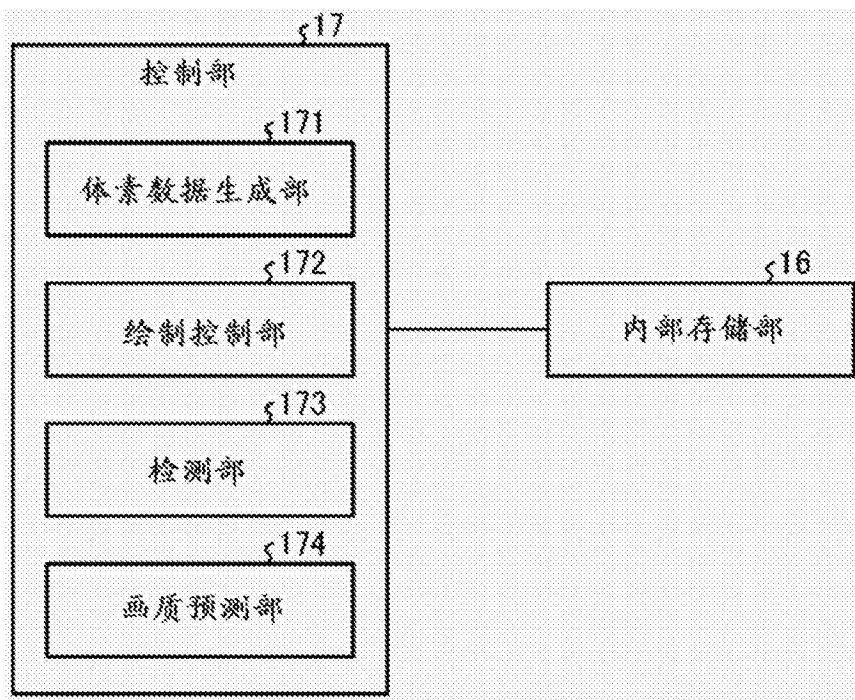


图9

条件	值
体素数据尺寸	⋮
显示范围	⋮
透明度	⋮
旋转角度	⋮
剪切平面的厚度	⋮
⋮	⋮

图10

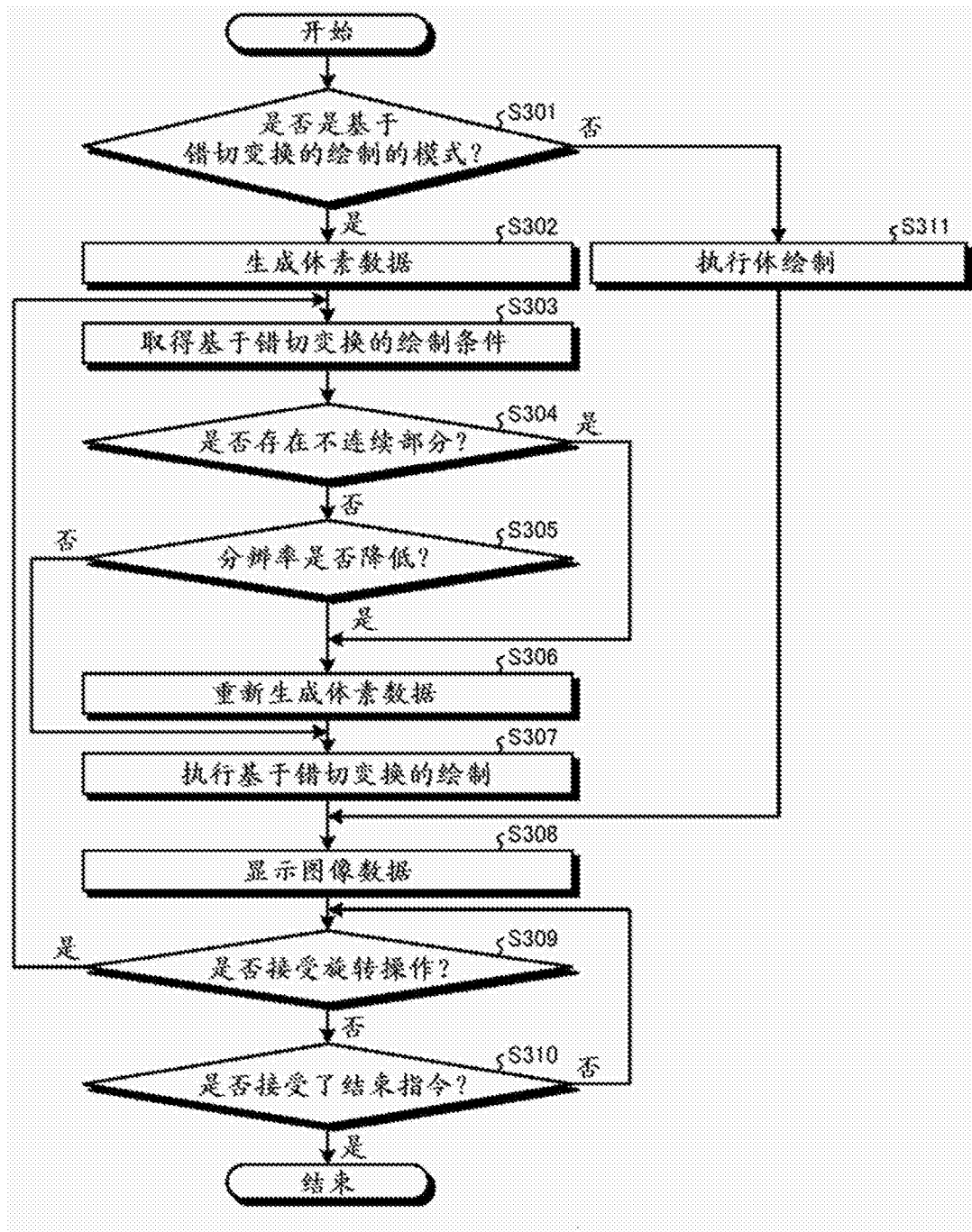


图11

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及方法		
公开(公告)号	CN104619261B	公开(公告)日	2017-03-08
申请号	CN201380047321.0	申请日	2013-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	久我衣津纪		
发明人	久我衣津纪		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T15/08 A61B8/145 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/523 G06T7/0012 G06T2207/10136 G06T2210/41		
代理人(译)	李洋		
审查员(译)	王婷婷		
优先权	2012200707 2012-09-12 JP		
其他公开文献	CN104619261A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及方法。实施方式的超声波诊断装置具备绘制控制部、检测部、以及体素数据生成部。绘制控制部将由体素数据构成的三维数据分割成多个切片区域，对多个切片区域根据观察体素数据的视线方向进行重新配置，通过对切片区域被重新配置后的体素数据进行体绘制而生成图像数据。检测部检测表示由绘制控制部生成的图像数据的画质的画质信息。体素数据生成部根据由检测部检测到的画质信息，并根据视线方向，重新配置构成三维数据的体素数据。

