



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102119865 A

(43) 申请公布日 2011.07.13

(21) 申请号 201110003068.1

G06T 17/00 (2006.01)

(22) 申请日 2011.01.07

(30) 优先权数据

003301/2010 2010.01.08 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 金山侑子 神山直久 冈村阳子

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

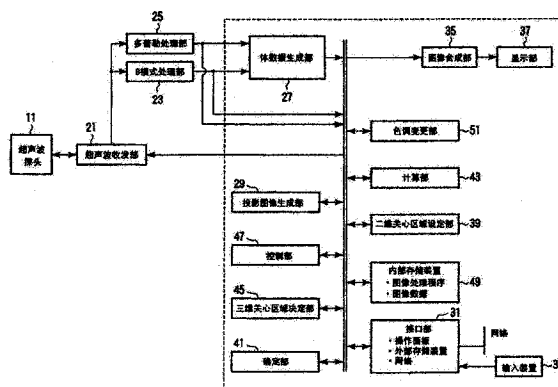
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种不需要在头脑中逐一地考虑三维图像和多个二维图像的对应关系、能够简便且迅速地决定 3D-ROI 的超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置。确定部 (41) 确定射线上的单元, 该射线是在通过由二维关心区域设定部 39 设定的 2D-ROI 内的各个像素而取得 VR 图像时使用。计算部 (43) 根据所确定的各单元的体素值和不透明值, 按各单元计算对 2D-ROI 内的各像素的值作出贡献的贡献度, 根据从图像的投影面起沿着视线方向处于等距离的多个单元的贡献度计算平均值。三维关心区域决定部 (45) 确定与第一次超过规定的阈值的平均贡献度对应的距离 VR 图像的投影面的距离, 决定体数据内的 3D-ROI 的位置。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头;

超声波收发部,通过上述超声波探头,朝向被检体发送超声波,并从上述被检体接收与所发送的上述超声波对应的反射波,根据接收到的上述反射波生成接收信号;

体数据生成部,根据上述接收信号,生成体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

确定部,根据上述二维关心区域内的像素和上述规定的视线方向,确定多个体素;

计算部,根据上述多个体素的各体素的体素值和不透明度,针对确定出的每个上述体素,计算对上述二维关心区域内的上述像素的值作出贡献的贡献度;以及

三维关心区域决定部,根据上述贡献度,决定上述体数据内的三维关心区域的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

色调变更部,变更包含在上述三维关心区域中的体素的色调;以及

显示部,显示根据色调变更后的上述体素而生成的投影图像或截面图像。

3. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头;

超声波收发部,通过上述超声波探头,朝向被检体发送超声波,并从上述被检体接收与所发送的上述超声波对应的反射波,根据接收到的上述反射波生成接收信号;

体数据生成部,根据上述接收信号,生成体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

三维区域设定部,对包含上述二维关心区域来作为上述规定的视线方向上的投影的三维区域进行设定;

计算部,每当三维区域沿上述规定的视线方向移动规定的幅度,计算移动后的上述三维区域中所包含的体素值之和;以及

三维关心区域决定部,将上述体素值之和成为最大值的上述体数据内的上述三维区域的位置,决定为三维关心区域的位置。

4. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头;

超声波收发部,通过上述超声波探头,朝向被检体发送超声波,并从上述被检体接收与所发送的上述超声波对应的反射波,根据接收到的上述反射波生成接收信号;

体数据生成部,根据上述接收信号,生成体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

三维区域设定部,设定三维区域和上述三维区域的周围的外壳,该三维区域包含上述二维关心区域来作为上述规定的视线方向上的投影;

计算部,每当三维区域沿上述规定的视线方向移动规定的幅度,计算移动后的上述三维区域中所包含的体素值之和与上述外壳中所包含的体素值之和的差分;以及

三维关心区域决定部,将上述差分成为最大的上述体数据内的上述三维区域的位置,

决定为三维关心区域的位置。

5. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头;

超声波收发部,通过上述超声波探头,朝向被检体发送超声波,并从上述被检体接收与所发送的上述超声波对应的反射波,根据接收到的上述反射波生成接收信号;

体数据生成部,根据上述接收信号,生成体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

第一直线生成部,在由上述投影图像生成部所生成的第一投影图像上设定第一点,利用上述第一点和与上述第一投影图像对应的第一视线方向,生成第一直线;

第二直线生成部,在由上述投影图像生成部所生成的第二投影图像上设定第二点,利用上述第二点和与上述第二投影图像对应的第二视线方向,生成第二直线;以及

三维关心区域决定部,在上述第一直线和上述第二直线处于异面的位置关系的情况下,将上述第一直线和上述第二直线的最短距离上的规定的内分点决定为三维关心区域的位置,在上述第一直线和上述第二直线相交的情况下,将上述第一直线和上述第二直线的交点决定为三维关心区域的位置。

6. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

确定部,根据上述二维关心区域内的像素和上述规定的视线方向,确定多个体素;

计算部,根据上述多个体素的各体素的体素值和不透明度,针对确定出的每个上述体素,计算对上述二维关心区域内的上述像素的值作出贡献的贡献度;以及

三维关心区域决定部,根据上述贡献度,决定上述体数据内的三维关心区域的位置。

7. 根据权利要求6所述的医用图像处理装置,其特征在于,还包括:

色调变更部,变更包含在上述三维关心区域中的体素的色调;以及

显示部,显示根据色调变更后的上述体素而生成的投影图像或截面图像。

8. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

三维区域设定部,对包含上述二维关心区域来作为上述规定的视线方向上的投影的三维区域进行设定;

计算部,每当三维区域沿上述规定的视线方向移动规定的幅度,计算移动后的上述三维区域中所包含的体素值之和;以及

三维关心区域决定部,将上述体素值之和成为最大的上述体数据内的上述三维区域的位置,决定为三维关心区域的位置。

9. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

三维区域设定部,设定三维区域和上述三维区域的周围的外壳,该三维区域包含上述二维关心区域来作为上述规定的视线方向上的投影;

计算部,每当三维区域沿上述规定的视线方向移动规定的幅度,计算移动后的上述三维区域中所包含的体素值之和与上述外壳中所包含的体素值之和的差分;以及

三维关心区域决定部,将上述差分成为最大的上述体数据内的上述三维区域的位置,决定为三维关心区域的位置。

10. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

第一直线生成部,在由上述投影图像生成部所生成的第一投影图像上设定第一点,利用上述第一点和与上述第一投影图像对应的第一视线方向,生成第一直线;

第二直线生成部,在由上述投影图像生成部所生成的第二投影图像上设定第二点,利用上述第二点和与上述第二投影图像对应的第二视线方向,生成第二直线;以及

三维关心区域决定部,在上述第一直线和上述第二直线处于异面的位置关系的情况下,将上述第一直线和上述第二直线的最短距离上的规定的内分点决定为三维关心区域的位置,在上述第一直线和上述第二直线相交的情况下,将上述第一直线和上述第二直线的交点决定为三维关心区域的位置。

11. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

确定部,根据上述二维关心区域内的像素和上述规定的视线方向,确定多个体素;

计算部,根据上述多个体素的各体素的体素值和不透明度,针对确定出的每个上述体素计算对上述二维关心区域内的上述像素的值作出贡献的贡献度;以及

三维关心区域决定部,根据上述贡献度,决定上述体数据内的三维关心区域的位置。

12. 根据权利要求 11 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还包括:

色调变更部,变更包含在上述三维关心区域中的体素的色调;以及

显示部,显示根据色调变更后的上述体素而生成的投影图像或截面图像。

13. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

三维区域设定部,对包含上述二维关心区域来作为上述规定的视线方向上的投影的三维区域进行设定;

计算部,计算包含在上述三维区域中的体素值之和;以及

三维关心区域决定部,根据上述体素值之和,决定上述体数据内的三维关心区域的位置。

14. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

二维关心区域设定部,在上述投影图像上设定二维关心区域;

三维区域设定部,设定三维区域和上述三维区域的周围的外壳,该三维区域包含上述二维关心区域来作为上述规定的视线方向上的投影区域;

计算部,计算上述三维区域中所包含的体素值之和与上述外壳中所包含的体素值之和的差分;以及

三维关心区域决定部,根据上述差分,决定上述体数据内的上述三维区域的位置。

15. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:

体数据生成部,生成与被检体的规定区域有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据和规定的视线方向,生成投影图像;

第一直线生成部,在由上述投影图像生成部所生成的第一投影图像上设定第一点,利用上述第一点和与上述第一投影图像对应的第一视线方向,生成第一直线;

第二直线生成部,在由上述投影图像生成部所生成的第二投影图像上设定第二点,利用上述第二点和与上述第二投影图像对应的第二视线方向,生成第二直线;以及

三维关心区域决定部,在上述第一直线和上述第二直线处于异面的位置关系的情况下,将上述第一直线和上述第二直线的最短距离上的规定的内分点决定为三维关心区域的位置,在上述第一直线和上述第二直线相交的情况下,将上述第一直线和上述第二直线的交点决定为三维关心区域的位置。

16. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与被检体有关的体数据;

投影图像生成部,根据上述体数据,生成投影图像,该投影图像由与多个投影线分别对应的多个投影像素构成;以及

计算部,根据与夹着上述确定的投影线上的各上述体素的一侧的体素有关的体素值的累计值和与另一侧的体素有关的体素值的累计值中的至少一个,计算与上述多个投影像素中的至少一个确定的投影像素对应的确定的投影线上的多个体素的各体素的体素值对上述确定的投影像素的像素值作出贡献的每个体素的贡献度。

超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置

[0001] 本发明基于申请日为 2010 年 1 月 8 日、申请号为 2010-003301 号的日本发明专利申请,要求该在先专利申请的优先权,并且该在先专利申请的所有的技术内容包含在本发明中。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置。

背景技术

[0003] 在近年的各种图像诊断装置中,不仅能够得到 1 个截面的二维图像,还能够得到三维图像数据(下面,称作体数据(volume data))。为了分析所得到的体数据,提出有用户容易理解的各种显示方法。

[0004] 作为显示体数据的方法,例如,一般经常使用显示相互正交的三个任意截面(下面,称作 MPR(Multiplanar Reconstruction) 图像)的方法、通过体绘制(Volume Rendering,下面称作 VR)来显示从某个视线方向看到的投影图像的方法。用户通过变更这些任意截面的位置,或者变更体绘制图像(下面,称作 VR 图像)中的视线方向,能够从用户想要观察的方向自由地观察用户想要观察的区域。

[0005] 在这样观察 VR 图像时,在旋转显示图像或者变更显示在 VR 图像中的区域时,有时看丢了用户所关注(着目)的点或区域(下面称作关注区域)。针对这种情形,通过对 VR 图像中的关注区域附加标记(mark),使得体数据的分析变容易。但是,VR 图像是将具有进深的对象物向投影面进行投影的图像,所以与在二维截面(二维图像)内设定 ROI(关心区域:Region Of Interest,下面称作 2D-ROI)的情况不同,即使只是单纯地在 VR 图像上设定 2D-ROI,也不能决定在体数据内的位置,不能唯一地指定关注区域。

[0006] 因此,在设定体数据内的三维的关心区域(下面,称作 3D-ROI)时,目前为止使用在任意截面内指定对应的区域的方法。例如,在指定体积计测时的计测区域的情况下,首先显示包含正在关注的立体区域的任意截面图像。接着,在所显示的截面图像上指定若干个点,制作闭合曲线。接着,使得体数据相对于包含所制作的闭合曲线的截面内的规定的轴旋转。在基于所旋转的体数据的其他截面上,通过与上述操作同样的方法指定点。通过重复这样的一系列操作,最终能够确定用户所指定的区域。此外,由于在多个 MPR 图像上制作闭合曲线,所以能够制作比较复杂的 3D-ROI 的形状。此外,为了减轻用户的负担,有时也可以不制作复杂的形状,而是在任意截面上指定 1 点,在体数据内制作以该点为中心的规定半径的球即 3D-ROI。

[0007] 通过在体数据内设定 3D-ROI,用户能够不看丢所希望观察的区域地从想要观察的方向自由进行观察。

[0008] 专利文献 1:日本特开 2005-322257 号公报

[0009] 专利文献 2:日本特开 2006-127 号公报

[0010] 但是,在体数据内确定 3D-ROI 的现有的方法中,例如存在有如下的问题。

[0011] 为了设定 2D-ROI, 探寻包含关注区域的多个二维图像, 对包含关注区域的多个二维图像的各个二维图像分别指定多个点, 以及, 对于分别设定在二维图像上的 2D-ROI, 以使得这些多个 2D-ROI 在体数据内不会相交的方式进行微调, 这些操作对于用户来说是烦杂的操作, 造成了较大的负担。此外, 进行这些操作需要耗费很多时间。并且, 上述 2D-ROI 的设定及微调是在读片医师等的头脑中将三维图像和多个二维图像分别对应起来进行的, 有时会使用户产生混乱, 这成为了作业效率低下的原因。

[0012] 此外, 作为直接指定 3D-ROI 的方法, 有利用能够进行立体视图的三维显示和能够感知纵、横、进深的 3 个方向的移动的三维鼠标的方法。但是, 这需要特殊的设备, 在医用图像诊断装置领域中没有普及。

发明内容

[0013] 本发明是鉴于上述情况而作出的, 其目的在于, 提供一种不需要在头脑中逐一地考虑三维图像和多个二维图像的对应关系、能够简便且迅速地决定 3D-ROI 的超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置。

[0014] 本实施方式的超声波诊断装置, 包括: 超声波探头; 超声波收发部, 通过上述超声波探头, 向被检体发送超声波, 并从上述被检体接收与所发送的上述超声波对应的反射波, 根据接收到的上述反射波生成接收信号; 体数据生成部, 根据上述接收信号, 生成体数据; 投影图像生成部, 根据上述体数据和规定的视线方向, 生成投影图像; 二维关心区域设定部, 在上述投影图像上设定二维关心区域; 确定部, 根据上述二维关心区域内的像素和上述规定的视线方向, 确定多个体素; 计算部, 根据上述多个体素的各体素的体素值和不透明度, 对每个确定的上述体素计算对上述二维关心区域内的上述像素的值作出贡献的贡献度; 以及三维关心区域决定部, 根据上述贡献度, 决定上述体数据内的三维关心区域的位置。

[0015] 能够提供一种不需要在头脑中逐一地考虑三维图像和多个二维图像的对应关系、且能够在体数据内简便地决定 3D-ROI 的超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置。

附图说明

[0016] 图 1 是示出第一实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0017] 图 2 涉及第一实施方式, 是示出用于说明在生成 VR 图像时所使用的投影法的一例的图。

[0018] 图 3A 及图 3B 涉及第一实施方式, 是示出 VR 图像和读片医师等在 VR 图像上设定的 2D-ROI 的一例的图。

[0019] 图 4 是在第一实施方式中根据设定在 VR 图像上的 2D-ROI 来决定 3D-ROI 的顺序的流程图。

[0020] 图 5 涉及第一实施方式, 是示出与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离对应的平均贡献值的图表的一例的图。

[0021] 图 6A 及图 6B 涉及第一实施方式, 是示出利用 3D-ROI 内的色调 (hue) 变更了的体素 (voxel) 及该 3D-ROI 来生成的 VR 图像、以及视线方向变更了的 VR 图像的一例的图。

[0022] 图 7 是示出第二实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0023] 图 8 是示出在第二实施方式中基于三维区域来决定 3D-ROI 的顺序的流程图,该三维区域包含 2D-ROI 作为规定的视线方向上的投影区域。

[0024] 图 9A、图 9B 及图 9C 是示出在第二实施方式中沿着视线方向以规定的幅度移动的三维区域的一例的图。

[0025] 图 10 涉及第二实施方式,是示出与从 VR 图像的投影面起到沿着视线方向的三维区域的中心为止的距离对应的该三维区域内所包含的体素值之和的图表的一例的图。

[0026] 图 11 是示出在第三实施方式中基于三维区域和该三维区域的周围的外壳来决定 3D-ROI 的顺序的流程图,该三维区域包含 2D-ROI 来作为规定的视线方向上的投影区域。

[0027] 图 12 是示出在第三实施方式中三维区域和该三维区域的周围的外壳的一例的图。

[0028] 图 13 涉及第三实施方式,是示出差分的图表的一例的图,该差分是与从 VR 图像的投影面起到沿着视线方向的三维区域的中心为止的距离对应的该三维区域内所包含的体素值之和与该三维区域的周围的外壳中所包含的体素值之和之差分。

[0029] 图 14 是示出第四实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0030] 图 15 是示出在第四实施方式中基于不是并行的两个视线方向来决定 3D-ROI 的顺序的流程图。

[0031] 图 16A、图 16B 及图 16C 涉及第四实施方式,是示出由第一直线和第二直线的最短距离来决定的体数据内的 3D-ROI 的位置的一例的图。

[0032] 图 17 是示出在第五实施方式中基于设定在 VR 图像上的 2D-ROI 来决定 3D-ROI 的顺序的流程图。

[0033] 图 18 是示出在第六实施方式中基于三维区域决定 3D-ROI 的顺序的流程图,该三维区域包含 2D-ROI,作为规定的视线方向的投影区域。

[0034] 图 19 是示出在第七实施方式中基于三维区域决定 3D-ROI 的顺序的流程图,该三维区域包含 2D-ROI 作为规定的视线方向的投影区域。

[0035] 图 20 是示出在第八实施方式中基于不是并行的两个视线方向决定 3D-ROI 的顺序的流程图。

[0036] 附图标记说明

[0037] 11…超声波探头,21…超声波收发部,23…B 模式处理部,25…多普勒处理部,27…体数据生成部,29…投影图像生成部,31…接口部,33…输入装置,35…图像合成部,37…显示部,38…第一直线生成部,39…二维关心区域设定部,40…第二直线生成部,41…确定部,42…三维区域设定部,43…计算部,45…三维关心区域决定部,47…控制部,49…内部存储装置,51…色调变更部

具体实施方式

[0038] 一般来说,根据一个实施方式的超声波诊断装置,包括:超声波探头,超声波收发部,体数据生成部,投影图像生成部,二维关心区域设定部,确定部,计算部以及三维关心区域决定部。超声波收发部通过超声波探头,向被检体发送超声波,并从上述被检体接收与发送的超声波对应的反射波,根据接收的反射波生成接收信号。体数据生成部根据接收信号,

生成与被检体的规定区域有关的体数据。投影图像生成部利用体数据和规定的视线方向,生成投影图像。二维关心区域设定部根据来自用户的指示,在投影图像上设定二维关心区域。确定部对于二维关心区域内的各个像素,确定沿着视线方向的体数据内的多个体素。计算部根据多个体素的各体素的体素值和不透明度,对多个体素的各体素计算对二维关心区域内的各像素的值作出贡献的贡献度。三维关心区域决定部根据贡献度,决定与二维关系区域对应的体数据内的三维关心区域的位置。

[0039] 下面,参照附图,对实施方式进行说明。此外,在下面的说明中,对于具有大致相同的功能和结构的构成要素,标注同一附图标记,只在必要的情况下进行重复说明。

[0040] (第一实施方式)

[0041] 下面,参照附图,说明第一实施方式。

[0042] 图 1 示出本实施方式的超声波诊断装置的模块结构图。如该图所示,本超声波诊断装置具备:超声波探头 11,超声波收发部 21,B 模式处理部 23,多普勒处理部 25,体数据生成部 27,投影图像生成部 29,接口部 31,输入装置 33,图像合成部 35,显示部 37,二维关心区域设定部 39,确定部 41,计算部 43,三维关心区域决定部 45,控制部 47,内部存储装置 49,色调变更部 51。此外,在本超声波诊断装置上,也可以通过接口部 31 连接以心电图仪、心音图仪、脉搏记录仪、呼吸传感器为代表的未图示的生物体信号计测部及网络。此外,在利用医用图像处理装置实现本超声波诊断装置的技术思想的情况下,例如,具有图 1 的虚线内的结构。

[0043] 超声波探头 11 具有压电陶瓷等作为声音/电可逆性变换元件的压电振子。多个压电振子并列,装备在超声波探头 11 的前端。此外,假设 1 个振子构成一个信道来进行说明。

[0044] 超声波收发部 21 具有:未图示的速率脉冲生成器,发送延迟电路,脉冲发生器,放大电路,A/D 转换器,波束形成器,加法运算器等。在速率脉冲生成器中重复地生成速率脉冲,该速率脉冲用于以规定的速率频率形成发送超声波。在发送延迟电路中,各速率脉冲被赋予针对每个信道将超声波集中为波束状并且决定发送指向性所需的延迟时间。脉冲生成器在基于该速率脉冲的定时,对每个振子施加驱动脉冲,以便朝向规定的扫描线形成超声波波束。放大电路针对每个信道,对经由超声波探头 11 取入的来自被检体的回波信号进行放大。A/D 转换器将作为模拟信号的放大的每个信道的回波信号转换为数字信号。波束形成器对转换为数字信号的回波信号赋予为决定接收指向性所需的延迟时间。加法运算器根据来自控制部 47 的接收延迟模式,将多个回波信号相加。通过该加法运算,来自与接收指向性对应的方向的反射成分得到增强。通过该发送指向性和接收指向性,决定超声波收发综合性指向性(根据该指向性,决定所谓的“超声波扫描线”)。

[0045] B 模式处理部 23 从超声波收发部 21 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度以明亮程度来表现的 B 模式数据。所生成的 B 模式数据在体数据生成部 27 受到规定的处理。

[0046] 多普勒处理部 25 根据来自超声波收发部 21 的回波信号来进行多普勒处理。所谓多普勒处理是指对速度信息进行频率分析、提取基于多普勒效应的血流和组织、造影剂回波成分,是包含平均速度、分散、功率(power)等的血流信息的计算的处理。进行了多普勒处理的数据(下面,称作多普勒数据)在体数据生成部 27 中接受规定的处理。

[0047] 体数据生成部 27 将来自 B 模式处理部 23 的 B 模式数据或来自多普勒处理部的多普勒数据,按照位置信息配置到专用的存储器中(配置处理:arrangement processing)。接着,体数据生成部 27 对超声波扫描线之间的 B 模式数据或多普勒数据进行插补(插补处理:interpolation processing)。体数据生成部 27 将通过配置处理和插补处理而产生的超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视机为代表的一般的视频格式的扫描线信号串。体数据生成部 27 产生由多个体素构成的体数据。各体素具有与所谓的 B 模式数据或多普勒数据的强度对应的体素值。此外,将输入到体数据生成部 27 之前的数据称作“原始数据(raw data)”。

[0048] 投影图像生成部 29 对体数据进行三维图像处理,来生成二维显示图像的数据。作为三维图像处理,有基于光投影法的 VR 和表面绘制(suface rendering)。或者,也可以是 MIP(maximum intensity projection:最大密度投影)或 MPR(多层面重组)处理。投影图像生成部 29 将利用这些处理生成的超声波扫描的扫描线信号串转换为以电视机等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串(扫描转换器),生成作为投影图像的超声波图像。下面,作为一例,投影图像生成部 29 利用光投影法进行 VR 来作为三维图像处理,生成 VR 图像。

[0049] 下面,参考图 2,对 VR 进行说明。在体数据生成部 27 生成的体数据由多个体素数据构成。构成体的体素具有亮度值作为体素值(体素数据)。投影图像生成部 29 利用各个体素的体素值,决定各个相应体素的不透明度。图 2 中的体素在图 2 中存在于各个立方体的顶点(例如 155)。当用户通过输入装置 33 设定了视线方向时,同时还设定与视线方向垂直的投影面。接着,投影图像生成部 29 通过投影面内的各个像素,决定与视线方向平行的多个射线。图 2 示出某一个射线 151 穿过体的一部分的例。图 2 示出具有体素值 x 和不透明度 a 的单元 154 的一例,该体素值 x 和不透明度 a 是根据相邻的 8 个体素 155 的各体素 155 的亮度值和不透明度,通过线性插补来计算出。各个单元如图 2 的 152 和 153 那样存在于射线上。此外,规定的视线方向也可以是如图 2 所示的并行投影那样的 1 个视线方向,也可以如透视投影那样的多个视线方向。

[0050] 投影图像生成部 29 根据通过投影面内的第 k 个像素的射线 L_k 上的单元 P_k 的体素值 x_k 和不透明度 a_k ,进行体素值的累计(积算:accumulate)。具体来说,能够根据下式来计算出从投影面起通过沿着射线的第 i 个单元 $P_k(i)$ 的累计体素值 $I_{kout}(i)$ 。

[0051] $I_{kout}(i) = I_{kin}(i) \times (1 - a_k(i)) + x_k(i) \times a_k(i)$

[0052] 在此, $I_{kin}(i)$ 是入射到从投影面起沿着射线 L_k 的第 i 个单元 $P_k(i)$ 的累计体素值, $a_k(i)$ 是单元 $P_k(i)$ 的不透明度, $x_k(i)$ 表示单元 $P_k(i)$ 的体素值。此外,累计体素值 $I_{kout}(i)$ 是入射到单元 $P_k(i+1)$ 的累计体素值 $I_{kin}(i+1)$ 。

[0053] 投影图像生成部 29 对于某一个射线上的多个单元进行体素值的累计和不透明度的累计。该累计在射线到达体数据外的情况下或者进行了累计后的不透明度达到 1 的情况下,结束对该射线的计算。此时,将累计体素值作为与该射线对应起来的投影面的像素的值。同样,对于其射线上的多个单元进行体素值的累计及不透明度的累计。当投影图像生成部 29 对投影面内的所有像素取得累计体素值时,将投影面内的像素值(累计体素值)输出到图像合成部 35。

[0054] 接口部 31 是与输入装置 33、网络、未图示的外部存储装置及生物体信号计测部有

关的接口。通过本超声波诊断装置得到的超声波图像等的数据分析结果等能够通过接口部 31 经由网络传输到其他装置。

[0055] 输入装置 33 与接口部 31 连接,将来自用户的各种指示、命令、信息、选择和设定取入本超声波诊断装置中。输入装置 33 虽然未图示,但是具有用于进行 2D-ROI 的设定等的跟踪球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备检测出显示于显示画面上的光标的坐标,将检测到的坐标输出到控制部 47。此外,输入设备也可以是覆盖显示画面而设置的触摸板。此时,输入装置 33 通过电磁感应式、电磁致伸缩式 (electro-magnetostriction)、感压式等的坐标读取原理检测出触摸指示的坐标,并将所检测到的坐标输出到控制部 47。输入装置 33 按照用户对输入设备的操作,输入由投影图像生成部 29 生成的显示图像的截面位置及截面方向中至少一个、或者视线位置及视线方向中的至少一个。此外,输入装置 33 按照用户对输入设备的操作,输入 2D-ROI 的设定指示。此外,当用户操作了输入装置 33 的结束按钮和 FREEZE 按钮时,结束超声波的收发,本超声波诊断装置成为暂时停止状态。

[0056] 图像合成部 35 将从投影图像生成部 27 接受的作为投影图像的超声波图像、各种参数、从未图示的生物体信号计测部接受的生物体信号 (例如,心电波形,心音波形,脉搏波形,呼吸曲线等)、由后述的二维关心区域设定部 39 设定的 2D-ROI、刻度等进行合成,将合成后图像作为视频信号输出到显示部 37。

[0057] 显示部 37 根据来自图像合成部 35 的视频信号,显示作为投影图像的超声波图像。图 3A 是示出显示于显示部 37 上的 VR 图像的一例。

[0058] 二维关心区域设定部 39 根据用户经由输入装置 33 输入的指示,对显示于显示部 37 上的图像设定 2D-ROI。

[0059] 确定部 41 用于确定射线上的单元,该射线是通过由二维关心区域设定部 39 设定的 2D-ROI 内的各个像素的、取得 VR 图像时所使用的射线。例如,确定部 41 确定多个射线,该多个射线通过由二维关心区域设定部 39 设定的 2D-ROI 内的各个像素、且与由用户经由输入装置 33 设定的视线方向平行。接着,确定所确定的多个射线上的多个单元。

[0060] 计算部 43 根据由确定部 41 确定的各单元的体素值和不透明度,针对每个单元计算对 2D-ROI 内的各像素的值作出贡献的贡献度 (contributiondegree)。计算部 43 根据位于从 VR 图像的投影面起沿着视线方向等距离处的多个单元的贡献度,计算平均值。下面,将该平均值称作平均贡献值。平均贡献值与从 VR 图像的投影面沿着视线方向的距离的信息对应地保存到内部存储装置 49 中。

[0061] 三维关心区域决定部 45 按照从 VR 图像的投影面起的距离由短到长的顺序,判断由计算部 43 计算的平均贡献值是否超过规定的阈值。接着,三维关心区域决定部 45 确定与第一次超过规定的阈值的平均贡献值对应的从 VR 图像的投影面起的距离。三维关心区域决定部 45 根据所确定的从 VR 图像的投影面起的距离,决定体数据内的 3D-ROI 的位置。所谓规定的阈值,例如是对每个病变预先设定的平均贡献值。此外,针对诊断对象、疾患、病变等,预先将规定的阈值作为模板保存在内部存储装置 49 中,能够通过用户经由输入装置 33 作出的指示来进行适当变更。读片医师等能够在观察所显示的投影图像的同时,经由输入装置 33 适当变更所决定的 3D-ROI 的大小。

[0062] 控制部 47 根据由用户从输入装置 33 输入的模式选择、ROI 设定、接收延迟模式列表的选择、发送开始、结束,读取存储在内部存储装置 49 中的收发条件和装置控制程序,并

据此,控制本超声波诊断装置。控制部 47 从内部存储装置 49 读取专用程序以及用于执行规定的图像生成、显示等的控制程序,并展开到自身所具有的存储器上,执行与各种处理有关的运算处理等,所述专用程序用于实现决定与由二维关心区域设定部 39 设定的 2D-ROI 对应的体数据内的 3D-ROI 的位置的功能(后述的三维关心区域决定功能)。

[0063] 内部存储装置 49 保存:焦深不同的多个接收延迟模式,该装置的控制程序,诊断协议,收发条件等的各种数据组,B 模式处理部 23 和多普勒处理部 25 按扫描方向单位生成的 B 模式数据和多普勒数据,体数据生成部 27 所生成的体数据,投影图像生成部 29 所生成的 VR 图像,图像合成部所合成的图像,二维关心区域设定部 39 所设定的 2D-ROI,与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离的信息对应的平均贡献值,在三维关心区域决定部 45 所使用的规定的阈值,用于实现三维关心区域决定功能的专用程序等。

[0064] 色调变更部 51 变更在三维关心区域决定部 45 决定的 3D-ROI 中所包含的多个体素的色调。

[0065] 接着,关于本超声波诊断装置,参照图 4 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0066] 在对被检体进行超声波收发之前,用户在输入装置 33 进行患者信息的输入,收发条件、各种超声波数据收集条件的设定和更新。这些设定和更新被保存在内部存储装置 49 中。若这些输入、选择、设定结束,则操作人员将超声波探头 11 与被检体体表面的规定位置接触。接着,控制部 47 在与 ECG 波形同步的同时,横跨多个心拍发送超声波,并执行与所发送的超声波对应的反射波的接收(即超声波扫描)(步骤 Sa1)。此外,步骤 Sa1 中的同步也可以是心音波形、脉搏波形及呼吸曲线等的同步。

[0067] 基于所接收的反射波的接收的接收信号被发送到 B 模式处理部 23 或多普勒处理部 25。利用接收信号,生成 B 模式数据或多普勒数据。所生成的 B 模式数据或多普勒数据发送到体数据生成部 27。利用 B 模式数据或多普勒数据,生成体数据(步骤 Sa2)。利用发送到投影图像生成部 29 的所生成的体数据及根据用户经由输入装置 33 作出的指示所设定的视线方向,利用 VR 生成 VR 图像(步骤 Sa3)。

[0068] 按照用户经由输入装置 33 作出的指示,在显示于显示部 37 上的 VR 图像上设定 2D-ROI(步骤 Sa4)。图 3B 是示出在显示于显示部 37 上的 VR 图像即图 3A 设定了 2D-ROI142 的一例的图。

[0069] 根据通过所设定的 2D-ROI 内的各个像素的步骤 Sa3 的 VR 中所使用的各个射线,确定该射线上的体数据内的多个单元(步骤 Sa5)。例如,在图 2 中的射线 151 通过 2D-ROI 内的像素的情况下所确定的单元(下面称作确定单元)为图 2 中的 152 和 153。

[0070] 根据在投影图像生成部 29 生成 VR 图像时计算的确定的各个单元的体素值和不透明度,计算部 43 计算对 2D-ROI 内的各像素的值作出贡献的贡献度(步骤 Sa6)。例如,计算部 43 能够根据下式来计算通过 2D-ROI 内的第 m 个像素的射线 Lm 上的第 i 个单元 Pm(i) 的贡献度 Jm(i)。

[0071] $J_m(i) = I_{mout}(i) - I_{min}(i) = I_{mout}(i) - I_{mout}(i-1)$

[0072] 在此, $I_{mout}(i)$ 是通过射线 Lm 上的第 i 个单元 Pm(i) 的累计体素值,该射线 Lm 通过设定在 VR 图像上的 2D-ROI 内的第 m 个像素, $I_{min}(i)$ 是入射到射线 Lm 上的第 i 个单元 Pm(i) 中的累计体素值。此外,累计体素值 $I_{mout}(i-1)$ 是入射到单元 Pm(i) 中的累计体素

值 $I_{\min}(i)$ 。

[0073] 根据从 VR 图像的投影面起朝向体数据具有沿着多个射线的相等距离（进深）的多个单元的贡献度，计算平均贡献值（步骤 Sa7）。能够通过计算具有等距离的多个贡献度 $J_m(i)$ 的和，并将该和用射线的条数即 2D-ROI 内的像素数来除，从而求出平均贡献值。

[0074] 根据平均贡献值超过规定的阈值时的距离，决定体数据内的 3D-ROI 的位置（步骤 Sa8）。图 5 是示出与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离对应的平均贡献值，以及超过用于决定 3D-ROI 的规定的阈值的平均贡献值对应的相应距离的一例的图。图 5 中的 161 是对从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离的平均贡献值进行绘制的曲线。162 示出用于决定 3D-ROI 的平均贡献值的阈值。Pn 是平均贡献值最先超过规定的阈值时的从 VR 图像的投影面起的距离。三维关心区域决定部 45 根据该 Pn，决定体数据内的 3D-ROI 的位置。根据 Pn 决定的 3D-ROI 的位置例如设为 3D-ROI 的最前面。此外，Pf 是在沿着 3D-ROI 的视线方向的从 VR 图像的投影面起最远的距离中，超过规定的阈值的平均贡献值。此外，Pc 是 Pn 和 Pf 的中点。三维关心区域决定部 45 能够根据这些 Pf 或 Pc，决定体数据内的 3D-ROI 的最背面或重心的位置。例如，在 3D-ROI 为球体的情况下，能够根据该 Pc 来决定体数据内的 3D-ROI 的中心位置。此外，用户能够经由输入装置 33 来设定是否将 3D-ROI 的某个部分与根据 Pn 或 Pf 决定的 3D-ROI 的位置对应起来。

[0075] 能够按照用户经由输入装置 33 作出的指示来调节所决定的 3D-ROI。接着，变更包含在 3D-ROI 内的体素的色调（步骤 Sa9）。利用色调变更后的体素来生成的 VR 图像，显示于显示部 37（步骤 Sa10）。图 6A 是对 3D-ROI 144 内的多个体素 143 进行了色调的变更的图，该 3D-ROI 144 是对于显示于显示部 37 上的 VR 图像决定的。图 6B 是在与图 6A 的视线方向不同的视线方向上显示的 VR 图像。根据这些图可知，即使变更视线方向 3D-ROI 也包含区域 143 作为诊断对象。

[0076] 根据上述的结构，能够得到以下效果。

[0077] 根据本超声波诊断装置，通过在包含关注区域的 1 枚投影图像上设定 2D-ROI，在体数据内决定包含该关注区域的 3D-ROI。因此，作为读片医师等，对于具有关注区域的 1 枚投影图像，只需要进行指定 2D-ROI 的操作，所以能够大幅减轻作业负担。此外，由于读片医师等是在面对显示图像的同时进行这些操作，因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果，读片医师等不会产生混乱。据此，能够提高读片医师等的操作性能及作业效率，并且，能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0078] （第二实施方式）

[0079] 下面，参照附图，对第二实施方式进行说明。

[0080] 与第一实施方式的区别点在于，没有基于平均贡献值，而代之以根据包含在所设定的三维区域内的体素的体素值之和成为最大的从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离来决定 3D-ROI。

[0081] 图 7 示出本实施方式的超声波诊断装置的模块结构图。

[0082] 下面，对第二实施方式和第一实施方式的构成要素中进行不同的动作的构成要素及三维区域设定部 42 进行说明。此外，在用医用图像处理装置实现本超声波诊断装置的技术思想的情况下，具有例如图 7 的虚线内的结构。

[0083] 三维区域设定部 42 将三维区域（下面称作 3D-R(3DimensionalRegion)）设定到

体数据内,该三维区域包含设定在 VR 图像上的 2D-ROI 来作为生成 VR 图像时所设定的视线方向上的投影区域。换言之,3D-R 的在该视线方向上的投影区域包含 2D-ROI。能够将 3D-R 设定为任意的形状。此外,还能够通过用户经由输入装置 33 作出的指示,从预先保存在内部存储装置 49 的模板中选择 3D-R 的形状。此外,通过用户经由输入装置 33 作出的指示,能够将 3D-R 的形状设定为任意的形状。

[0084] 计算部 43 计算 3D-R 内所包含的体素的体素值之和(下面称作 3DR 体素和)。计算部 43 使 3D-R 沿着视线方向移动。计算部 43 计算所移动的 3D-R 内的 3DR 体素和。直到 3D-R 超出体数据为止,一直重复移动和计算。所计算到的 3DR 体素和与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离对应地保存到内部存储装置 49 中。所谓规定的幅度例如是沿着视线方向的体素的长度的常数倍。此外,能够通过用户经由输入装置作出指示来变更该幅度。

[0085] 三维关心区域决定部 45 根据存储在内部存储装置 49 中的每个规定的幅度的 3DR 体素和,确定具有最大值的 3DR 体素和。三维关心区域决定部 45 根据计算出 3DR 体素和的最大值的从 VR 图像的投影面起的距离,决定体数据内的 3D-ROI 的位置。

[0086] 接着,关于本超声波诊断装置,参照图 8 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0087] 对与第一实施方式的流程图即图 4 不同的处理、即步骤 Sb5 ~ 步骤 Sb9 进行说明。

[0088] 接着步骤 Sa4, 3D-R 被设定为体数据内的最靠近 VR 图像的投影面的位置(步骤 Sb5)。此外,在体数据内设定 3D-R 的位置也可以是距离 VR 图像的投影面最远的位置。接着,计算 3DR 体素和,并与从 VR 图像的投影面起的沿着视线方向的距离对应地保存到内部存储装置 49 中(步骤 Sb6)。接着,3D-R 朝向沿着视线方向从 VR 图像离开的方向(或者靠近的方向)移动规定的幅度(步骤 Sb7)。图 9A、图 9B 及图 9C 示出沿着视线方向 71 按规定幅度移动 3D-R72 的状态。即,3D-R72 按照图 9A、图 9B、图 9C 的顺序移动。

[0089] 直到 3D-R 超出体数据为止,一直重复步骤 Sb6 及步骤 Sb7 的处理(步骤 Sb8)。

[0090] 根据从 VR 图像的投影面起到计算到 3DR 体素和的最大值的 3D-R 的中心为止的距离,决定体数据内的 3D-ROI 的位置(步骤 Sb9)。图 10 是与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的到三维区域的中心为止的距离对应的 3DR 体素和,以及与用于决定 3D-ROI 的该和的最大值对应的相应距离的一例的图。图 10 示出了绘制与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离对应的 3DR 体素和的曲线 173。3DRM 示出 3D-R 的最大值。Px 表示用于决定 3D-ROI 的与 3DRM 对应的从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离。三维关心区域决定部 45 根据该 Px,决定体数据内的 3D-ROI 的位置。将所决定的 3D-ROI 的位置设为 3D-ROI 的重心。例如,在 3D-ROI 为球体的情况下,根据该 Px,在体数据内决定 3D-ROI 的中心位置。此外,三维关心区域决定部 45 还能够使得用户通过输入装置 33 设定使 3D-ROI 的哪个部分与根据 Px 决定的 3D-ROI 的位置对应。

[0091] 根据上述的结构,能够得到以下效果。

[0092] 根据本超声波诊断装置,通过在包含关注区域的 1 枚投影图像上设定 2D-ROI,在体数据内决定包含该关注区域的 3D-ROI。作为读片医师等,对于具有关注区域的 1 枚投影图像,只需要进行指定 2D-ROI 的操作,所以能够大幅减轻作业负担。此外,由于读片医师等是在面对显示图像的同时进行这些操作,因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果,读片医师等不会产生混乱。据此,能够提高读片医师等的操作性能

及作业效率,并且,能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0093] (第三实施方式)

[0094] 下面,参照附图,对第三实施方式进行说明。

[0095] 与第一实施方式、第二实施方式的区别点在于,根据所设定的三维区域内所包含的体素的体素值之和包含该三维区域的外壳中所包含的体素的体素值之和之差分成为最大的、从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离,决定 3D-ROI。

[0096] 本实施方式的模块结构图与作为第二实施方式的模块结构图的图 7 相同。下面,对第二实施方式和第一实施方式的构成要素中进行不同的动作的构成要素及三维区域设定部 42 进行说明。此外,在用医用图像处理装置实现本超声波诊断装置的技术思想的情况下,例如具有图 7 的虚线内的结构。

[0097] 三维区域设定部 42 将包含 3D-R 和该 3D-R 的周围的外壳(以下称作 3D-H(3Dimensional Hull))保存在体数据内。3D-R 及 3D-H 可以设定为任意的形状。此外,也可以从预先保存在内部存储装置 49 中的模板中,按照用户通过输入装置 33 发出的指示,来选择 3D-R 及 3D-H 的形状。此外,也能够按照通过输入装置 33 发出的用户的指示,来将 3D-R 及 3D-H 的形状设定为任意的形状。

[0098] 计算部 43 计算 3D-R 的内侧的体素值之和与 3D-H 内所含的体素的体素值之和(下面,称作外壳和)之差分。计算部 43 使得 3D-R 和 3D-H 沿着视线方向移动。计算部 43 对所移动的 3D-R 内的 3D-R 体素和与所移动的 3D-H 内的外壳和进行计算。直到 3D-H 超出体数据,一直重复移动和计算。所计算的差分与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离对应地保存在内部存储装置 49 中。

[0099] 三维关心区域决定部 45 根据存储在内部存储装置 49 内的每个规定的幅度的差分,确定差分的最大值。三维关心区域决定部 45 根据计算出差分的最大值的从 VR 图像的投影面起的距离,决定体数据内的 3D-ROI 的位置。

[0100] 接着,关于本超声波诊断装置,参照图 11 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0101] 对与第一实施方式的流程图即图 4 不同的处理、即步骤 Sc5 ~ 步骤 Sc9 进行说明。

[0102] 接着步骤 Sa4,将 3D-R 和作为该 3D-R 的周围的外壳的 3D-H 设定到体数据内的与 VR 图像的投影面最接近的位置(步骤 Sc5)。图 12 示出 3D-R181 的一例和包含 3D-R 的 3D-H182。此外,在体数据内设定 3D-R 和 3D-H 的位置,也可以是体数据内的离 VR 图像的投影面最远的位置。接着,计算 3D-R 的内侧的体素值之和与 3D-H 的内侧的体素值之和之差分,并与从 VR 图像的投影面起的沿着视线方向的距离对应地保存到内部存储装置 49 中(步骤 Sc6)。接着,3D-R 和 3D-H 沿着视线方向,朝向从 VR 图像的投影面离开的方向(或者靠近的方向)移动规定的幅度(步骤 Sc7)。在 3D-H 超出体数据之前,重复步骤 Sc6 及步骤 Sc7 的处理(步骤 Sc8)。

[0103] 根据从 VR 图像的投影面到计算出差分的最大值的 3D-R 的中心为止的距离,决定体数据内的 3D-ROI 的位置(步骤 Sc9)。图 13 是示出了与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的到 3D-R 的中心为止的距离对应的 3D-R 体素和与外壳和之差分以及与用于决定 3D-ROI 的该差分的最大值对应的相应距离的图。图 13 的图表中绘制了与从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离对应的 3D-R 体素和的曲线 183。DM 表示差分值的最大值。Py 示出与 DM

对应的从 VR 图像的投影面起沿着视线方向的距离。三维关心区域决定部 45 根据该 P_y , 决定体数据内的 3D-ROI 的位置。

[0104] 根据上述的结构, 能够得到以下效果。

[0105] 根据本超声波诊断装置, 在视线方向上, 在包含关注区域的 3D-ROI 的前后存在比具有大的体素值的该 3D-ROI 宽的区域的情况下, 能够决定该 3D-ROI。并且, 通过在包含关注区域的 1 枚投影图像上设定 2D-ROI, 在体数据内决定包含该关注区域的 3D-ROI。因此, 作为读片医师等, 对于具有关注区域的 1 枚投影图像, 只需要进行指定 2D-ROI 的操作, 所以能够大幅减轻作业负担。此外, 由于读片医师等是在面对显示图像面的同时进行这些操作, 因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果, 读片医师等不会产生混乱。据此, 能够提高读片医师等的操作性能及作业效率, 并且, 能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0106] (第四实施方式)

[0107] 下面, 参照附图, 第四实施方式进行说明。

[0108] 与第一实施方式~第三实施方式的区别点在于, 根据不同的两个视线方向来决定 3D-ROI 的这一点。

[0109] 图 14 示出本实施方式的超声波诊断装置模块结构图。

[0110] 下面, 对于第一实施方式~第三实施方式的构成要素中进行不同的动作的构成要素、第一直线生成部 38 及第二直线生成部 40 进行说明。此外, 在用医用图像处理装置实现本超声波诊断装置的技术思想的情况下, 例如, 具有图 14 的虚线内的结构。

[0111] 第一直线生成部 38 按照用户通过输入装置 33 发出的指示, 在由投影图像生成部 29 生成的第一 VR 图像上设定第一点, 利用该第一点和在生成第一 VR 图像时所使用的第一视线方向, 生成第一直线。将涉及第一直线的体数据内的位置信息保存在内部存储装置 49 中。

[0112] 第二直线生成部 40 在投影图像生成部 29 生成的第二 VR 图像上, 按照用户通过输入装置 33 发出的指示, 设定第二点, 利用该第二点和在生成第二 VR 图像时所使用的第二视线方向, 生成第二直线。涉及第二直线的体数据内的位置信息保存在内部存储装置 49 中。

[0113] 三维区域决定部 45 在体数据上生成第一直线和第二直线。三维区域决定部 45 在这些直线处于异面 (おじれ) 的位置关系的情况下, 将与这些直线的最短距离对应的规定的内分点决定为 3D-ROI 的位置。所谓规定的内分点是例如最短距离的中点。在三维区域决定部 45 与这些直线相交的情况下, 将这些直线的交点决定为 3D-ROI 的位置。

[0114] 接着, 关于本超声波诊断装置, 参照图 15 所示的流程图, 对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能 (下面, 称作 3D-ROI 决定功能) 的动作进行说明。

[0115] 下面, 对与涉及第一实施方式的流程图即图 4 不同的处理、即步骤 Sd4 ~ 步骤 Sd10 进行说明。

[0116] 根据体数据及由用户通过输入装置 33 设定的第一视线方向, 在投影图像生成部 29 生成第一 VR 图像。按照用户通过输入装置 33 发出的指示, 在第一 VR 图像 15 上设定第一点 (步骤 Sd4)。利用第一视线方向和第一点生成第一直线 (步骤 Sd5)。图 16A 是将由第一直线生成部 38 生成的第一直线 1stl 与第一 VR 图像 1stVR 和第 1 点 1stp 一起示出的图。

[0117] 根据体数据及由用户通过输入装置 33 设定的第二视线在投影图像生成部 29 生成第二 VR 图像。按照用户通过输入装置 33 发出的指示,在第二 VR 图像上设定第二点(步骤 Sd6)。使用第二视线方向和第二点,生成第二直线(步骤 Sd7)。图 16B 是将在第二直线生成部 40 生成的第二直线 2nd1 与第二 VR 图像 2ndVR 和第二点 2ndP 一起示出的图。

[0118] 由三维关心区域决定部 45 进行第一直线和第二直线是否处于异面的位置关系(步骤 Sd8)。在第一直线和第二直线处于异面的位置关系的情况下,三维关心区域决定部 45 将相对于第一直线和第二直线的最短距离的规定的内分点,决定为 3D-ROI 的位置(步骤 Sd9)。在第一直线和第二直线不处于异面的位置关系的情况下,即,第一直线和第二直线相交的情况下,三维关心区域决定部 45 将第一直线和第二直线的交点,决定为 3D-ROI 的位置(步骤 Sd10)。图 16C 是在第一直线和第二直线处于异面的位置关系的情况下决定了 3D-ROI 的图。图 16C 的 L 示出第一直线 1st1 和第二直线 2nd1 的最短距离。3DP 是 L 的中点,表示 3D-ROI 的中心。在图 16C 中,作为一例,用球体示出 3D-ROI。

[0119] 根据上述的结构,能够得到以下效果。

[0120] 根据本超声波诊断装置,通过在基于不同的视线方向的 2 枚投影图像上的关注区域内分别设定 1 点,决定在体数据内包含该关注区域的 3D-ROI。因此,作为读片医师等,对于具有关注区域的 2 枚投影画像,只需要进行分别指定 1 点的操作,所以能够大幅减轻作业负担。此外,由于读片医师等是在面对显示图像的同时进行这些操作,因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果,读片医师等不会产生混乱。据此,能够提高读片医师等的操作性能及作业效率,并且,能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0121] (第五实施方式)

[0122] 下面,参照附图,对第五实施方式进行说明。

[0123] 第五实施方式的医用图像诊断装置具有图 1 的虚线内的结构。例如,在医用图像诊断装置为 X 线计算机断层摄影装置(下面称作 CT:computed tomography)的情况下,该 X 线 CT 装置具有虚线内的结构。此外,医用图像诊断装置也可以是 X 线诊断装置、核磁共振装置、正电子发射计算机断层摄影装置、单光子发射计算机断层摄影装置。此外,若本实施方式的医用图像诊断装置为用于生成体数据的医用图像诊断装置,则可以是任意的装置。

[0124] 接着,在本医用图像诊断装置中,参照图 17 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0125] 利用体数据生成部 27,生成体数据(步骤 Se1)。根据所生成的体数据和所输入的规定的视线方向,生成 VR 图像(步骤 Se2)。根据由用户通过输入装置 33 发出的指示,在 VR 图像上 30 上设定 2D-ROI(步骤 Se3)。步骤 Se4~步骤 Se9 的处理分别与图 4 的步骤 Sa5~步骤 Sa10 的处理对应。

[0126] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0127] 根据本医用图像诊断装置,通过在包含关注区域的 1 枚投影图像上设定 2D-ROI,在体数据内决定包含该关注区域的 3D-ROI。作为读片医师等,对于具有关注区域的 1 枚投影图像,只需要进行指定 2D-ROI 的操作,所以能够大幅减轻作业负担。此外,由于读片医师等是在面对显示图像面的同时进行这些操作,因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果,读片医师等不会产生混乱。据此,能够提高读片医师等的操作性能及作业效率,并且,能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0128] （第六实施方式）

[0129] 下面,参照附图,对第六实施方式进行说明。

[0130] 第六实施方式的医用图像诊断装置具有图 7 的虚线内的结构。例如,在医用图像诊断装置为 X 线 CT 装置的情况下,该 X 线 CT 装置具有虚线内的结构。此外,医用图像诊断装置也可以是 X 线诊断装置、核磁共振装置、正电子发射计算机断层摄影装置、单光子发射计算机断层摄影装置。此外,若本实施方式的医用图像诊断装置为用于生成体数据的医用图像诊断装置,则也可以是任意的装置。

[0131] 接着,在本医用图像诊断装置中,参照图 18 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0132] 步骤 Se3 之后,步骤 Sf4 ~ 步骤 Sf8 的处理分别与图 8 的步骤 Sb5 ~ 步骤 Sb9 对应。

[0133] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0134] 根据本医用图像诊断装置,通过在包含关注区域的 1 枚投影图像上设定 2D-ROI,在体数据内决定包含该关注区域的 3D-ROI。因此,作为读片医师等,对于具有关注区域的 1 枚投影图像,只需要进行指定 2D-ROI 的操作,所以能够大幅减轻作业负担。由于读片医师等是在面对显示图像面的同时进行这些操作,因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果,读片医师等不会产生混乱。据此,能够提高读片医师等的操作性能及作业效率,并且,能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0135] （第七实施方式）

[0136] 下面,参照附图,对第七实施方式进行说明。

[0137] 第七实施方式的医用图像诊断装置具有图 7 的虚线内的结构。例如,在医用图像诊断装置为 X 线 CT 装置的情况下,该 X 线 CT 装置具有虚线内的结构。此外,医用图像诊断装置也可以是 X 线诊断装置、核磁共振装置、正电子发射计算机断层摄影装置、单光子发射计算机断层摄影装置。此外,若是用于生成体数据的医用图像诊断装置,则也可以是任意的装置。

[0138] 接着,关于本医用图像诊断装置,参照图 19 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0139] 步骤 Se3 之后,步骤 Sg4 ~ 步骤 Sg8 的处理分别与图 11 的步骤 Sc5 ~ 步骤 Sc9 对应。

[0140] 根据上述的结构,能够得到以下的效果。

[0141] 根据本医用图像诊断装置,在与投影图像对应的视线方向上,在包含关注区域的 3D-ROI 的前后存在比具有大的体素值的该 3D-ROI 宽的区域的情况下,能够决定该 3D-ROI。并且,通过在包含关注区域的 1 枚投影图像上设定 2D-ROI,决定在体数据内包含该关注区域的 3D-ROI。因此,作为读片医师等,对于具有关注区域的 1 枚投影图像只需要进行指定 2D-ROI 的操作,所以能够大幅减轻作业负担。此外,由于读片医师等是在面对显示图像面的同时进行这些操作,因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果,读片医师等不会产生混乱。据此,能够提高读片医师等的操作性能及作业效率,并且,能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0142] （第八实施方式）

[0143] 下面,参照图面,对第 8 实施方式进行说明。

[0144] 第八实施方式的医用图像诊断装置具有图 14 虚线内的结构。例如,在医用图像诊断装置为 X 线 CT 装置的情况下,该 X 线 CT 装置具有虚线内的结构。此外,医用图像诊断装置也可以是 X 线诊断装置、核磁共振装置、正电子发射计算机断层摄影装置,单光子发射计算机断层摄影装置。此外,若本实施方式的医用图像诊断装置是用于生成体数据的医用图像诊断装置,则也可以的任何装置。

[0145] 接着,在本医用图像诊断装置中,参照图 20 所示的流程图,对用于在体数据内决定 3D-ROI 的功能(下面,称作 3D-ROI 决定功能)的动作进行说明。

[0146] 在步骤 Se2 之后,步骤 Sh3 ~ 步骤 Sh9 的处理,分别与图 15 的步骤 Sd4 ~ 步骤 Sd10 对应。

[0147] 根据以上所述的结构,能够得到以下的效果。

[0148] 根据本医用图像诊断装置,通过在基于不同的视线方向的 2 枚投影图像上的关注区域内设定 1 点,决定在体数据内包含该关注区域的 3D-ROI。因此,作为读片医师等,对于具有关注区域的 2 枚投影图像,只需要进行分别指定 1 点的操作,所以大幅减轻作业负担。此外,由于读片医师等是在面对显示图像面的同时进行这些操作,因此能够不需要在头脑中把握三维图像和二维图像的逐个对应。其结果,读片医师等不会产生混乱。据此,能够提高读片医师等的操作性能及作业效率,并且,能够容易且迅速地决定 3D-ROI。

[0149] 此外,能够将用于执行该处理的程序安装在工作站等的计算机上,通过将它们展开在存储器上来实现各实施方式的各功能。此时,能够在计算机上执行该方法的程序,能够保存在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质上来发布。

[0150] 虽然说明了实施方式,但是这些实施方式只是本发明的示例,并不以这些实施方式来限定本发明。实际上,在此说明的这些新的实施方式可以有各种其他形式,并且能够在不脱离本发明的精神的情况下,能够进行各种构成要素的省略、替代以及变更。被所附的要求保护的技术方案及其等同的技术方案所覆盖的上述的方式以及变形落入本发明的范围内。

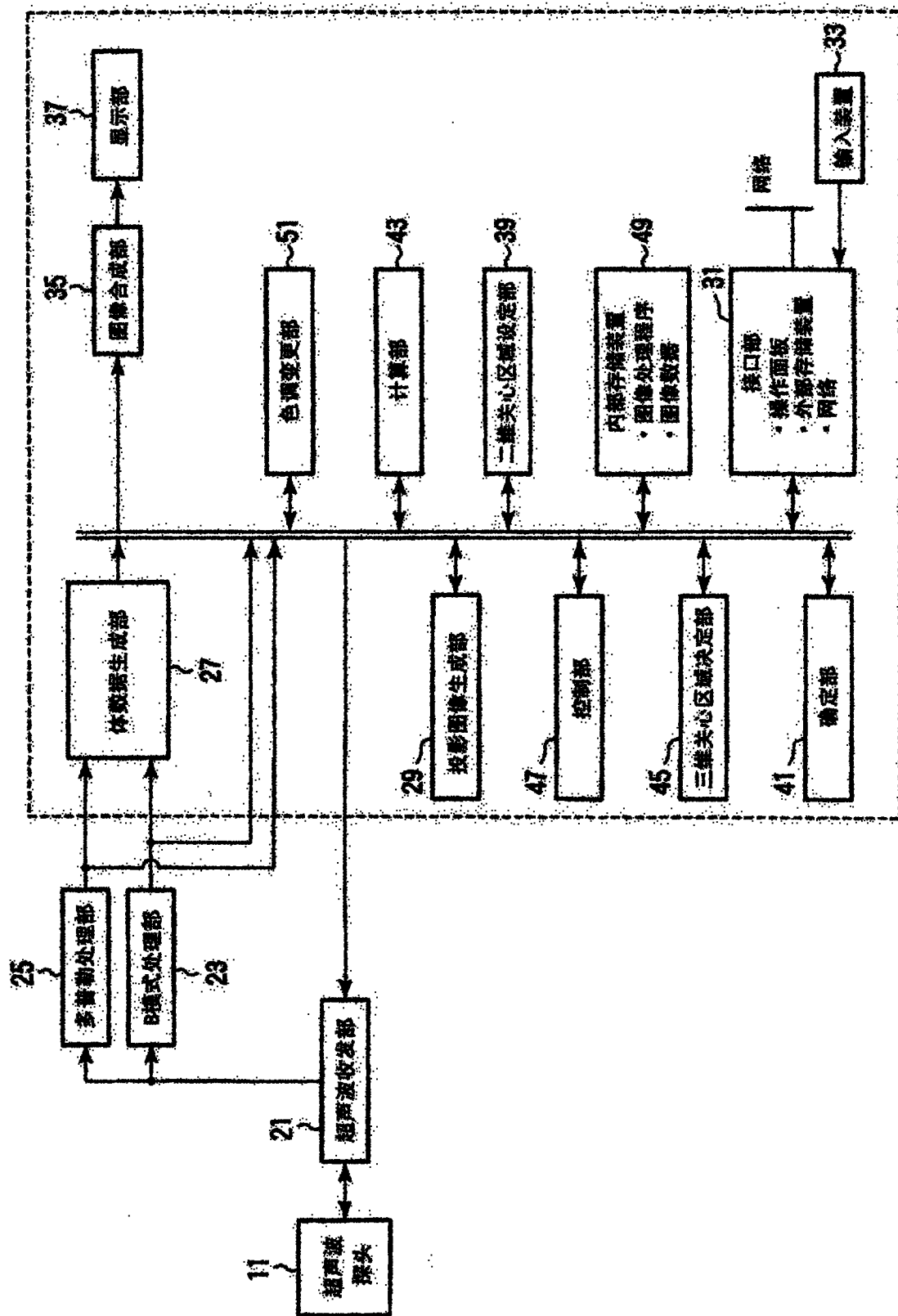


图 1

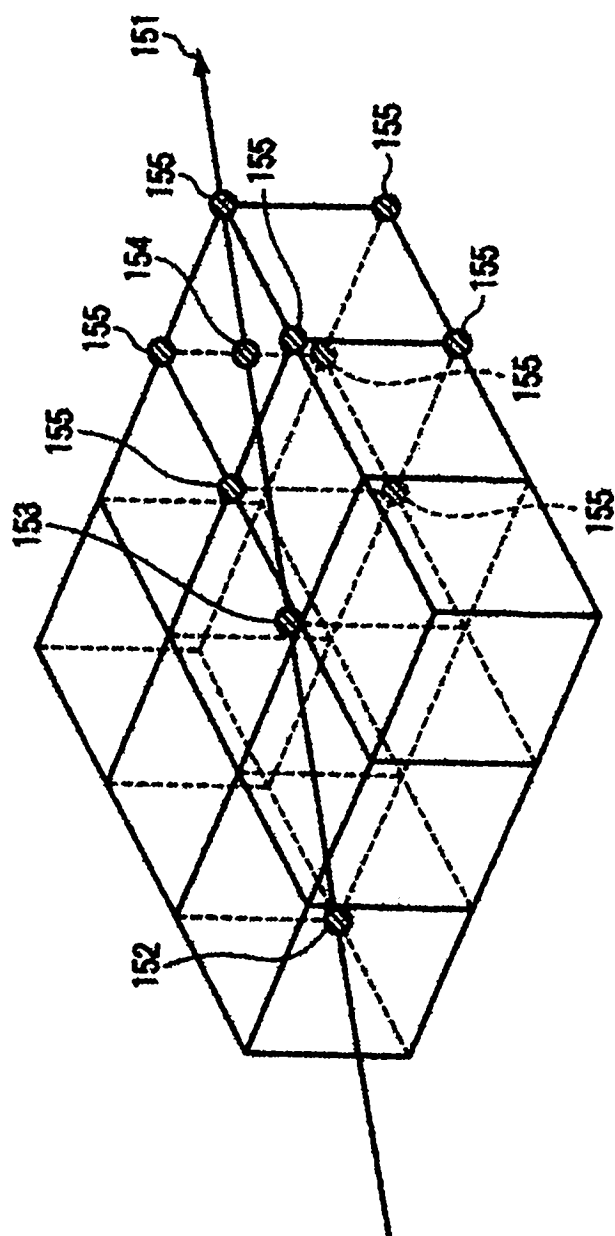


图 2

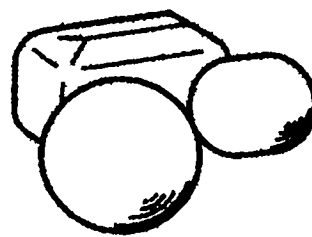


图 3A

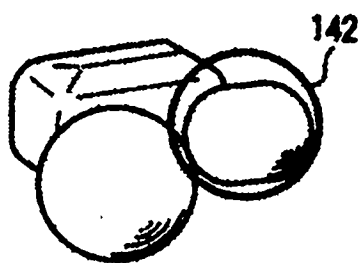


图 3B

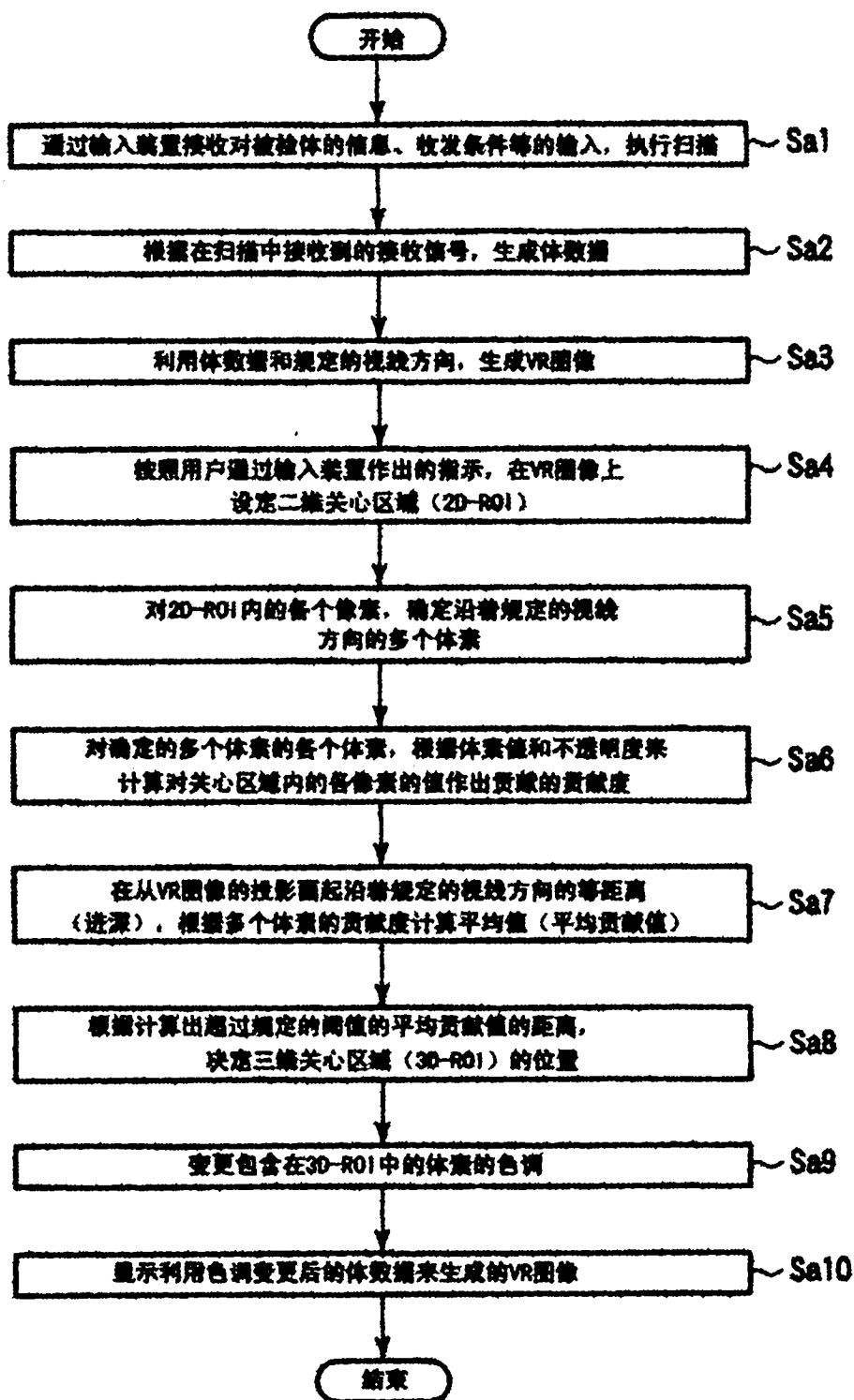


图 4

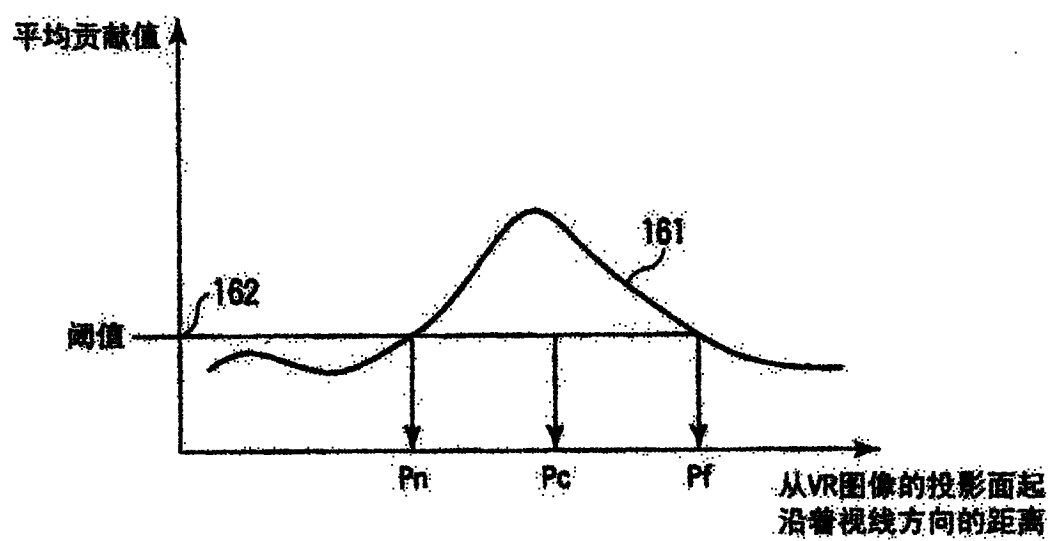


图 5

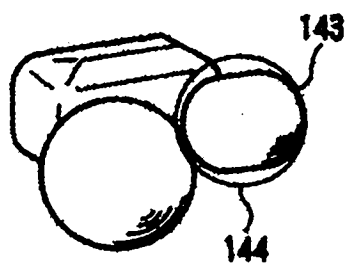


图 6A

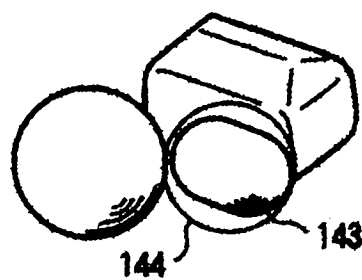


图 6B

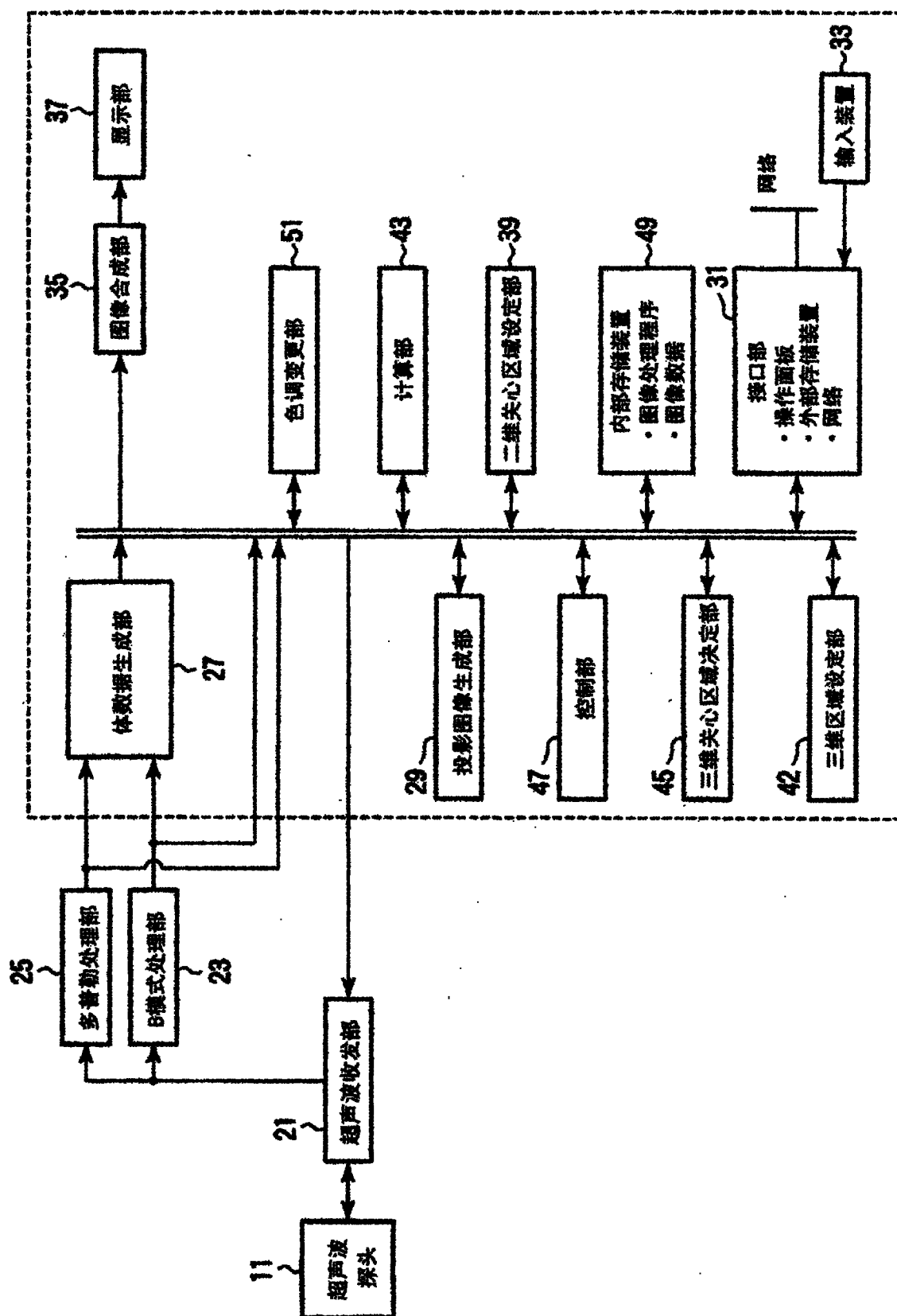


图 7

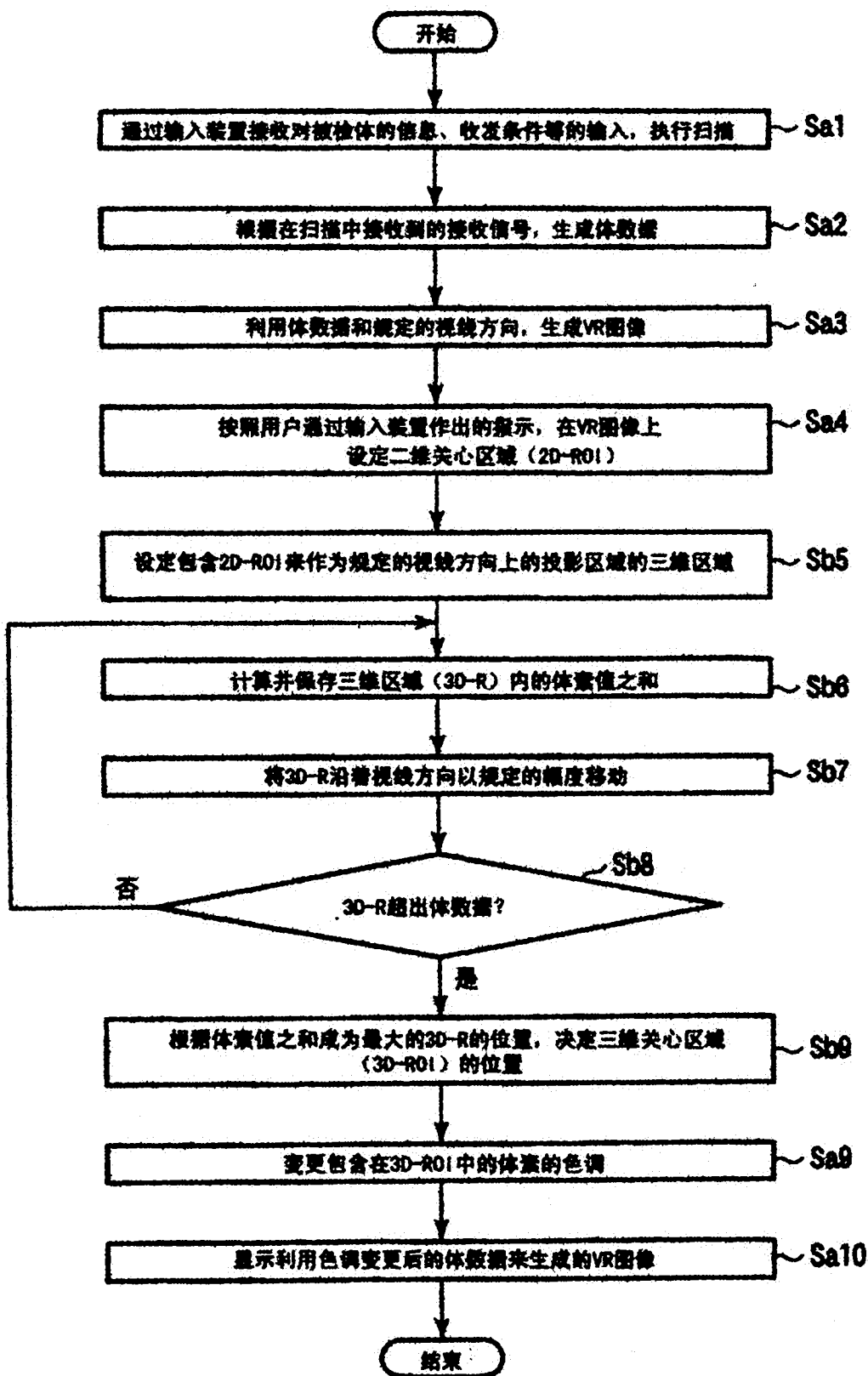


图 8

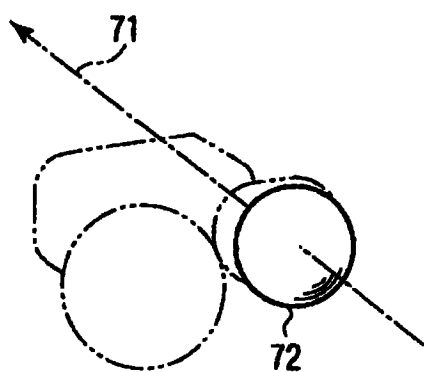


图 9A

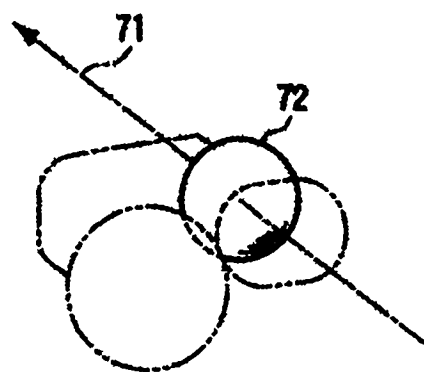


图 9B

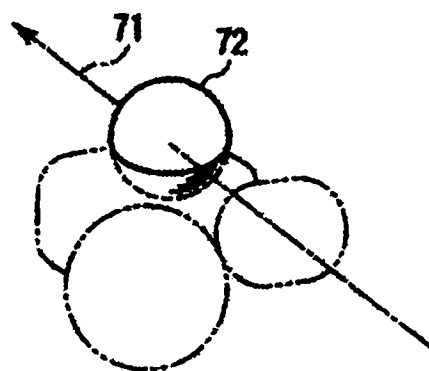


图 9C

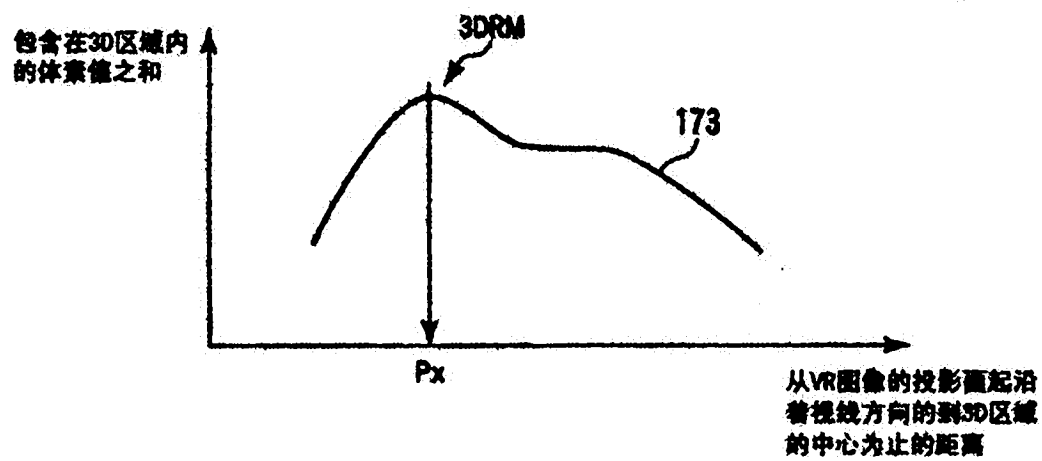


图 10

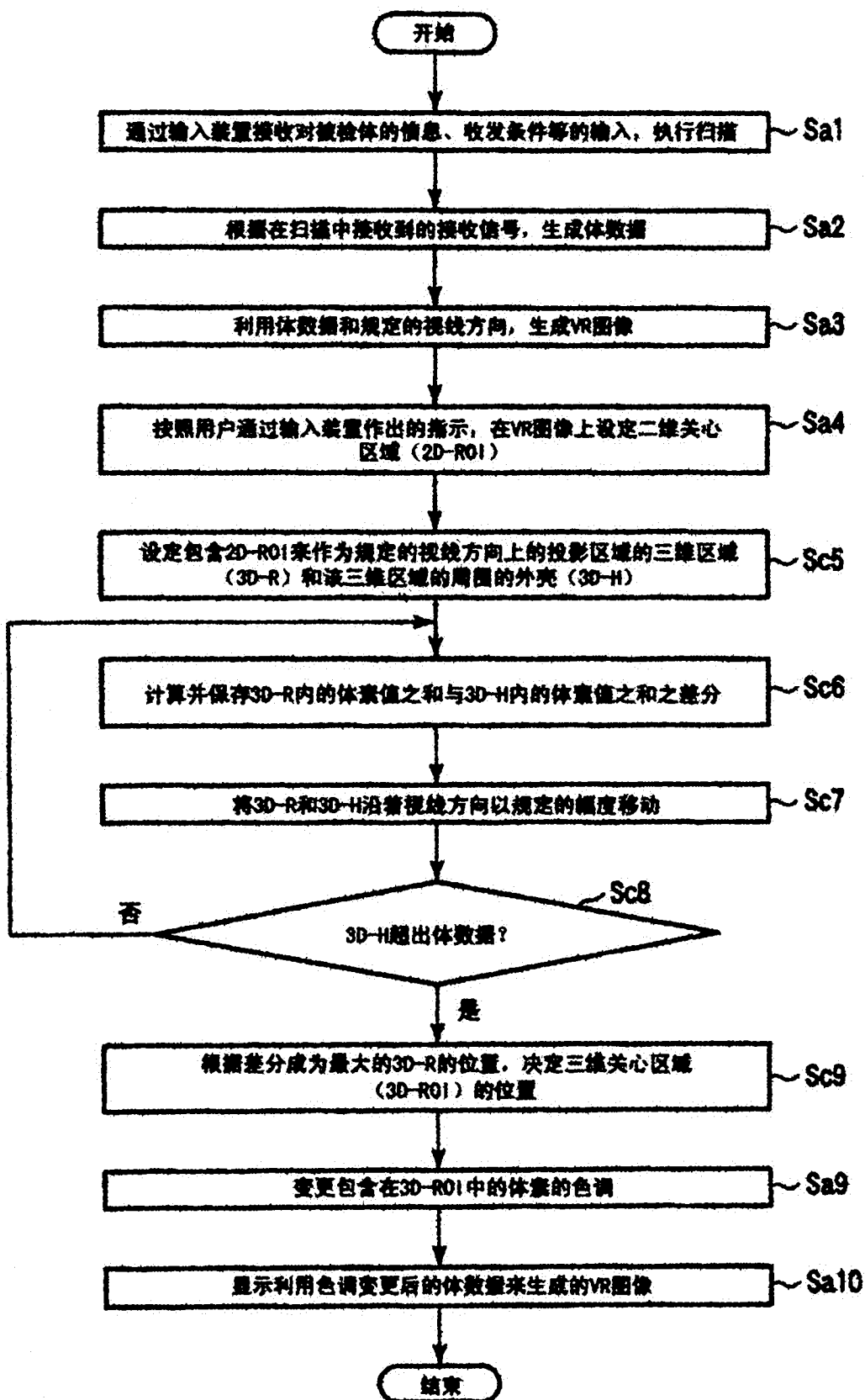


图 11

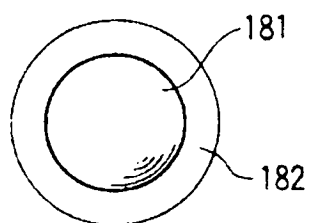


图 12

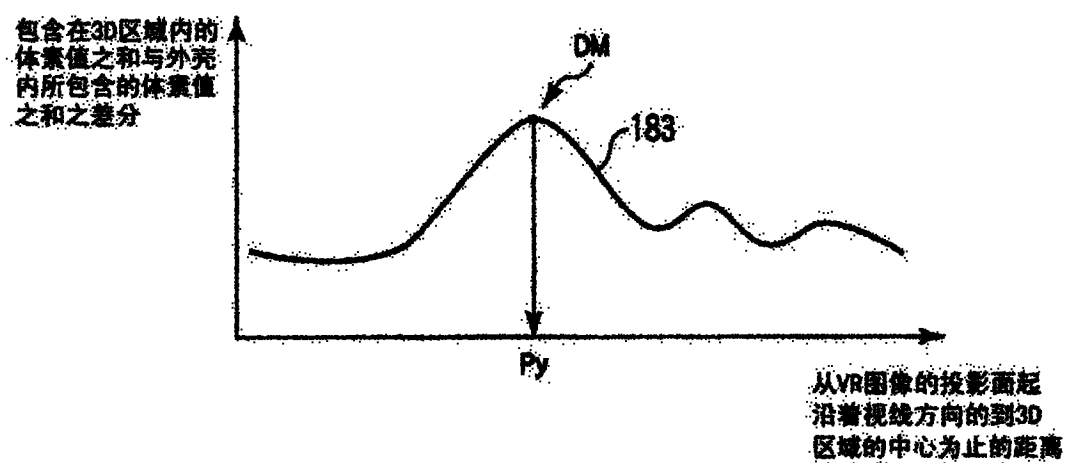


图 13

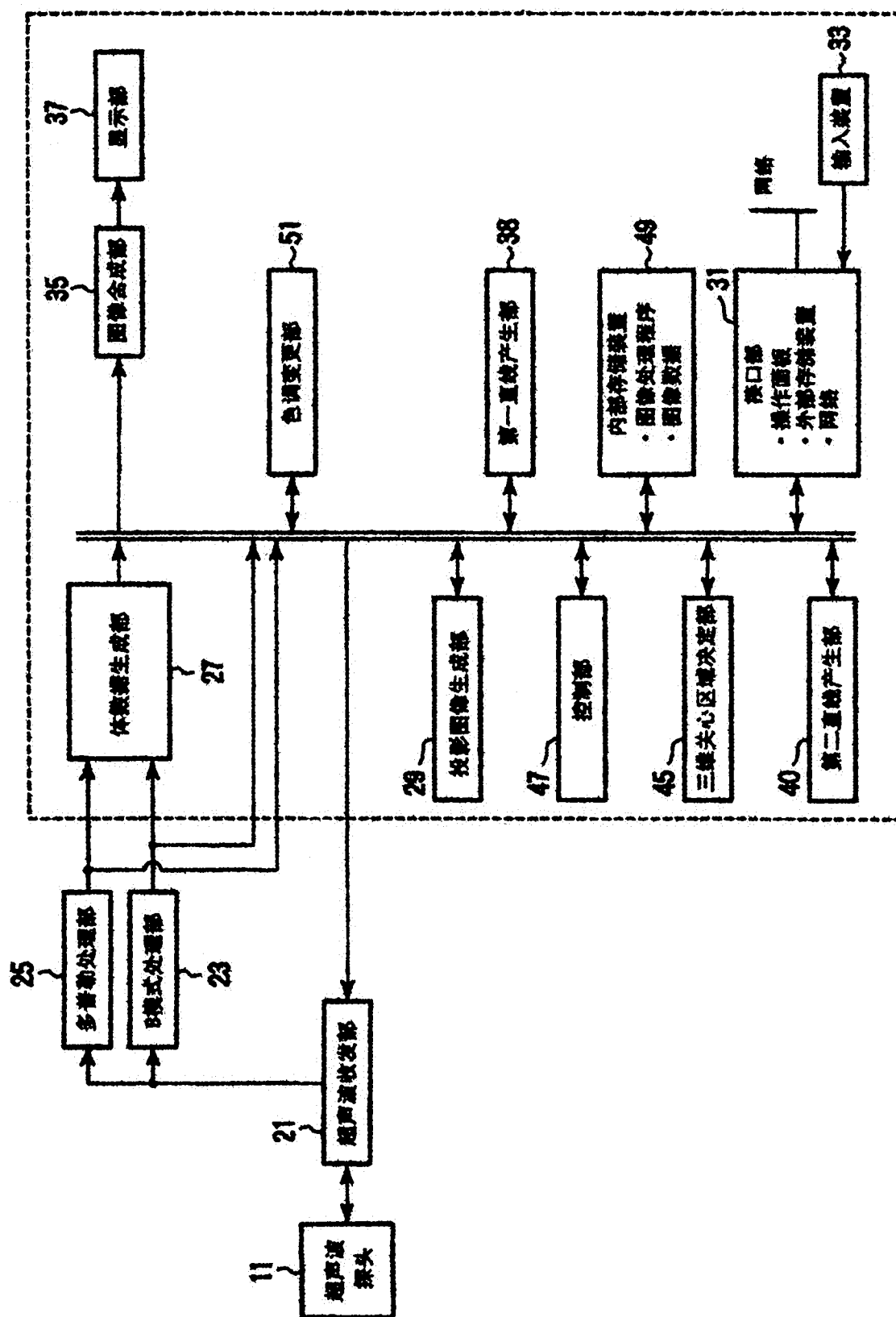


图 14

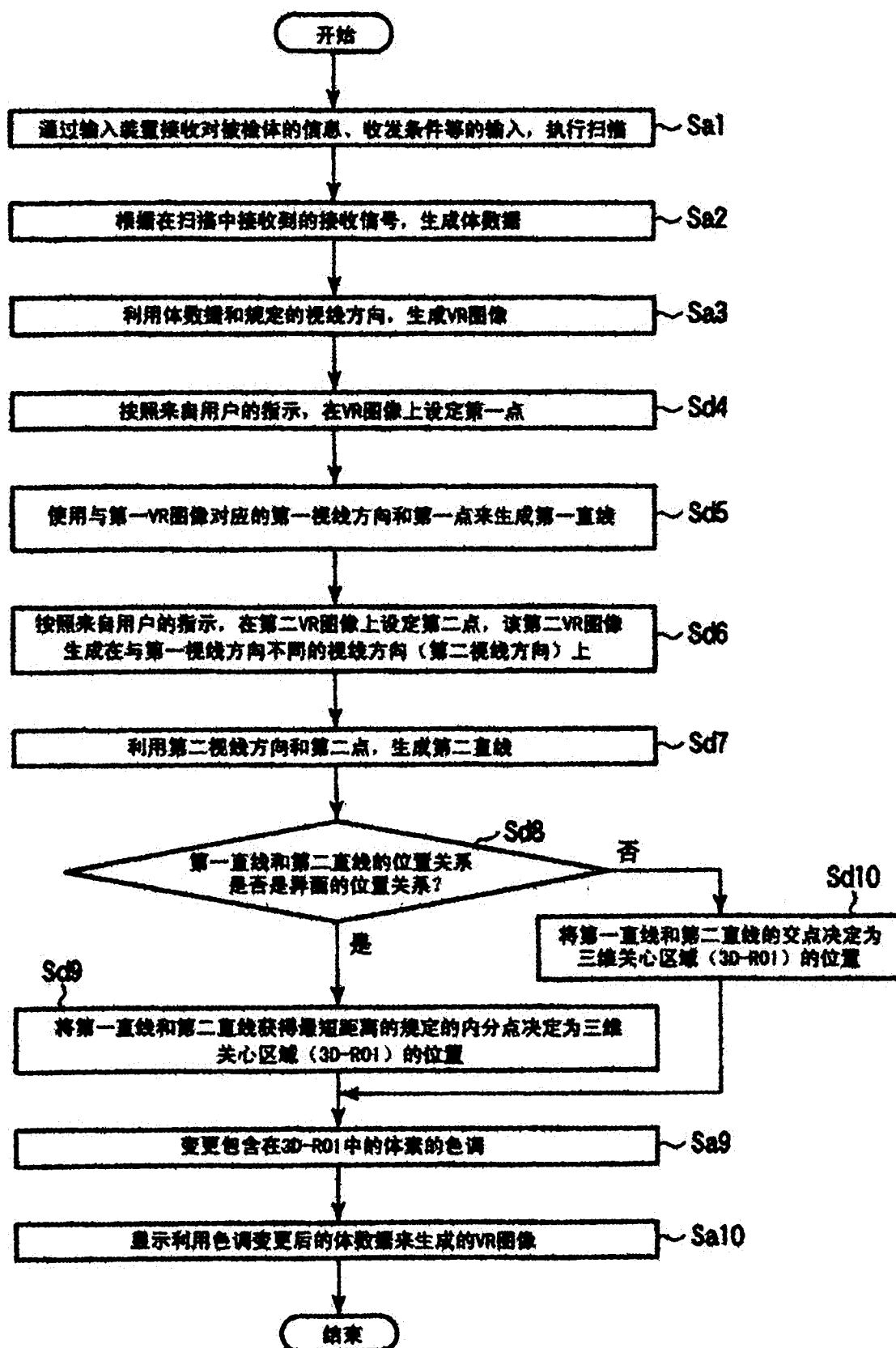


图 15

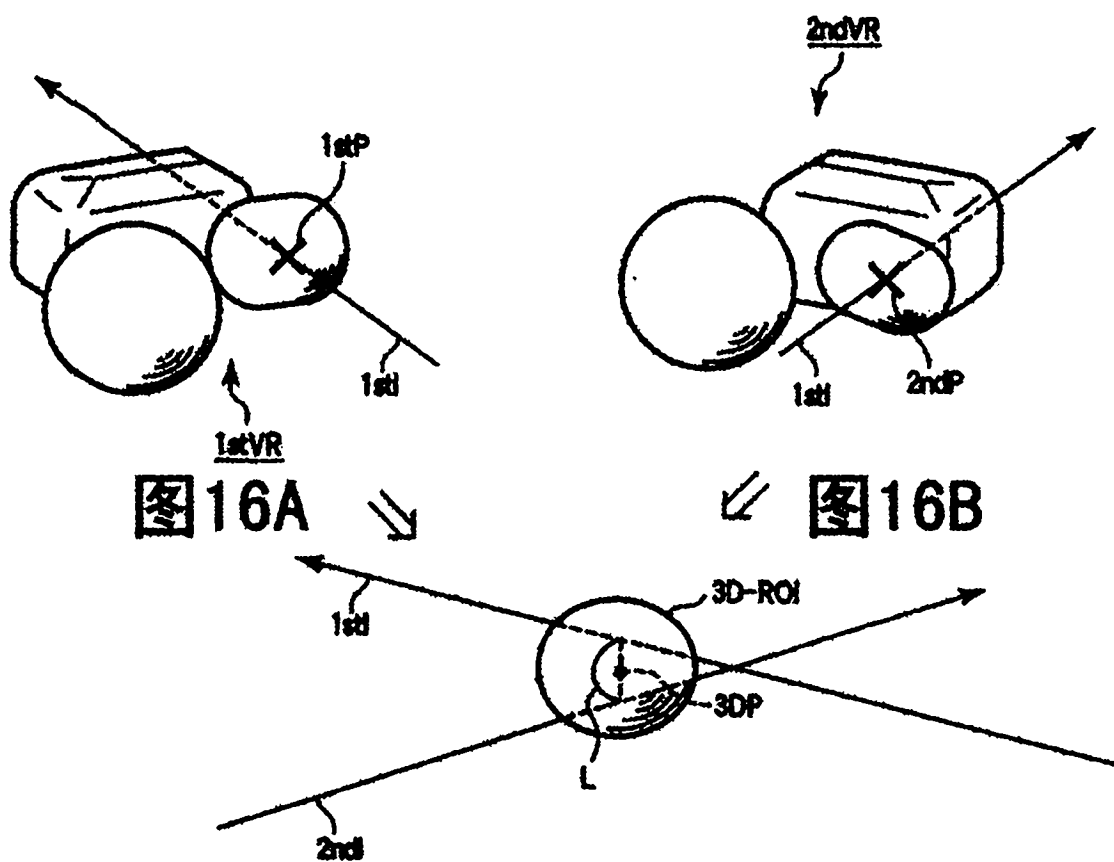


图16C

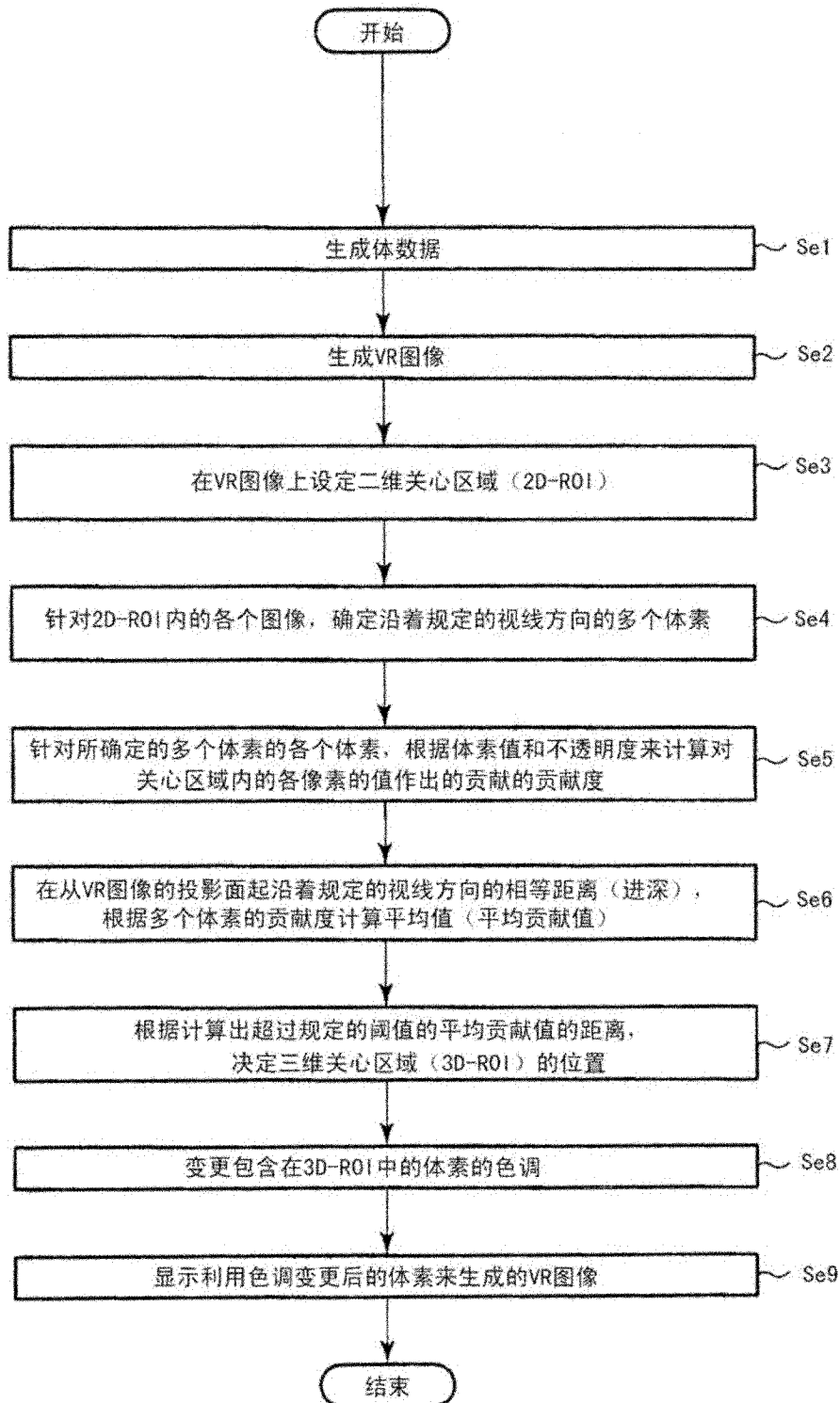


图 17

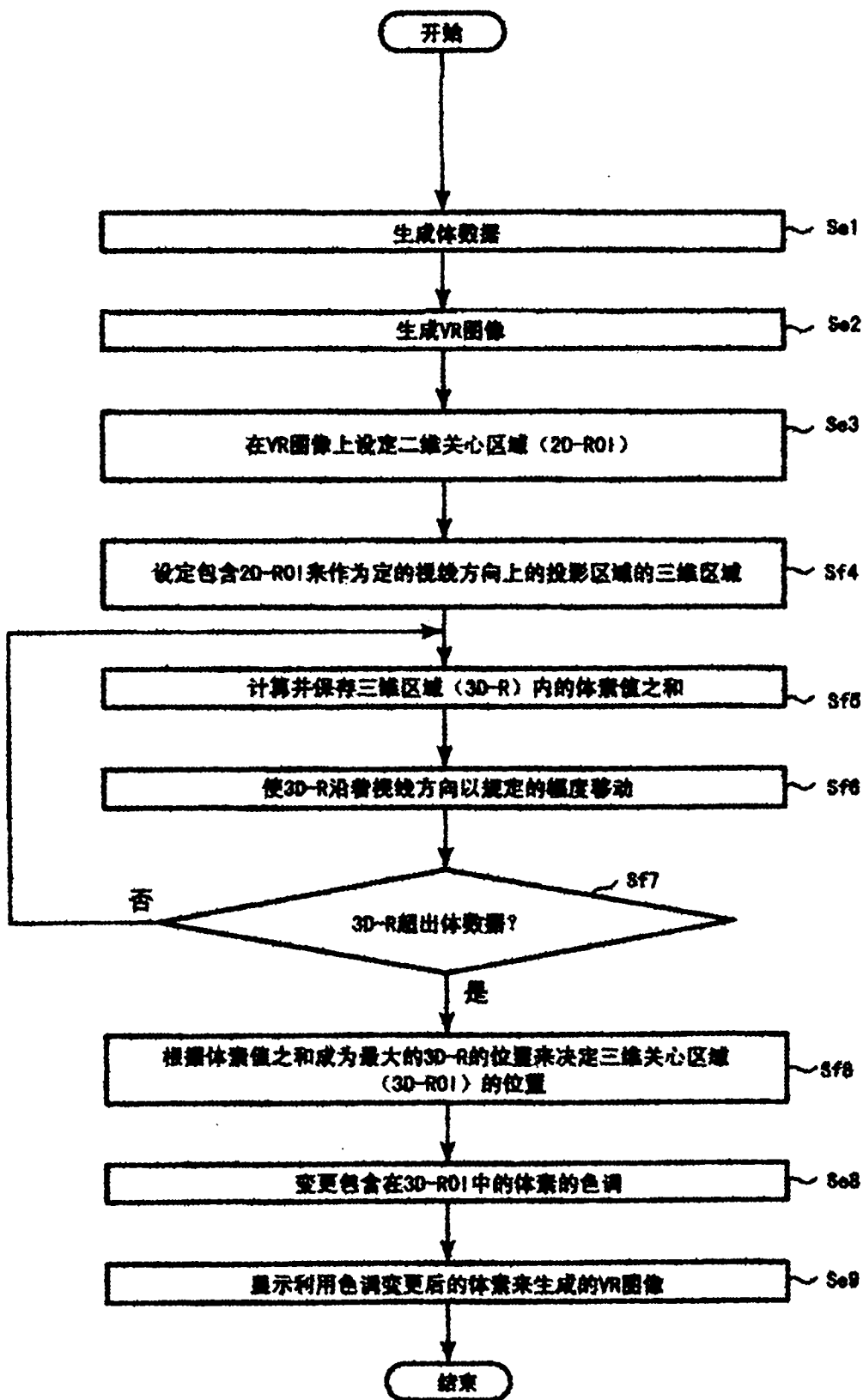


图 18

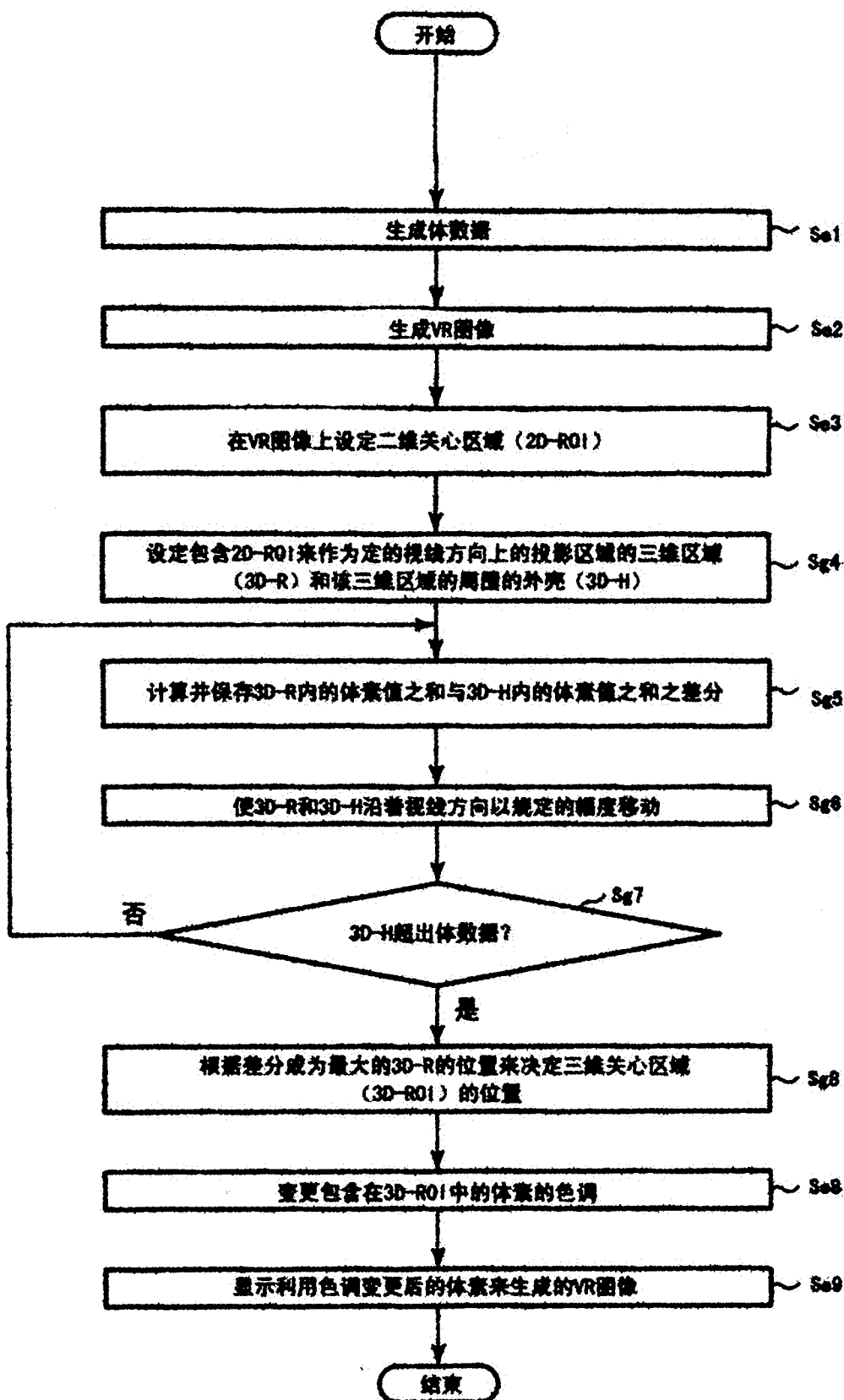


图 19

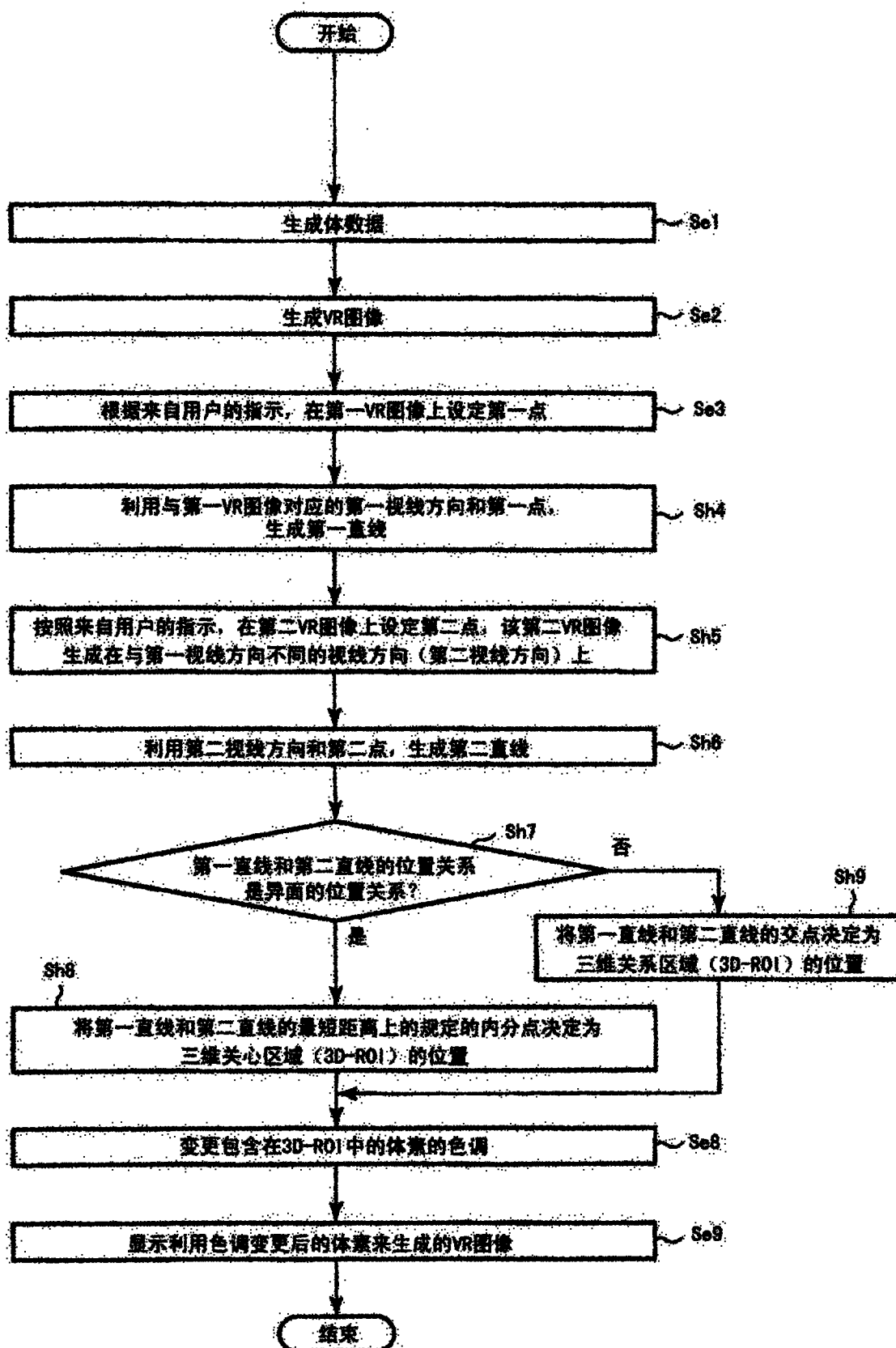


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置		
公开(公告)号	CN102119865A	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	CN201110003068.1	申请日	2011-01-07
[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)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	金山侑子 神山直久 冈村阳子		
发明人	金山侑子 神山直久 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/00		
CPC分类号	G06T19/00 G01S15/8993 G06T15/08 A61B8/483 A61B8/14 G06T2210/41 A61B8/461 G01S7/52063		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010003301 2010-01-08 JP		
其他公开文献	CN102119865B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种不需要在头脑中逐一地考虑三维图像和多个二维图像的对应关系、能够简便且迅速地决定3D-ROI的超声波诊断装置、医用图像处理装置及医用图像诊断装置。确定部(41)确定射线上的单元，该射线是在通过由二维关心区域设定部39设定的2D-ROI内的各个像素而取得VR图像时使用。计算部(43)根据所确定的各单元的体素值和不透明值，按各单元计算对2D-ROI内的各像素的值作出贡献的贡献度，根据从图像的投影面起沿着视线方向处于等距离的多个单元的贡献度计算平均值。三维关心区域决定部(45)确定与第一次超过规定的阈值的平均贡献度对应的距离VR图像的投影面的距离，决定体数据内的3D-ROI的位置。

