

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01N 29/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200310123429.1

[43] 公开日 2004 年 7 月 21 日

[11] 公开号 CN 1513421A

[22] 申请日 2003.12.26

[21] 申请号 200310123429.1

[30] 优先权

[32] 2002.12.26 [33] JP [31] 2002-377976

[71] 申请人 阿洛卡株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 村下贤

[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司
代理人 程 伟

权利要求书 4 页 说明书 15 页 附图 6 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置，对于椭圆体轴设定部分(32)，在用户观看显示器(22)的同时，根据所输入的剖面位置信息和椭圆体参数，设定椭圆体的长轴和短轴。长轴端点检测部分(34)、正视图短轴端点检测部分(36)和侧视图短轴端点检测部分(38)根据在椭圆体轴设定部分(32)中已设定的长轴短轴，与从边缘抽取部分(24)输出的各时间相位的对像组织表面图像，检测长轴·短轴的相应端点。长轴短轴设定部分(40)从所输入的长轴短轴的端点中，选定适合的长轴长度·短轴长度，将其输出给关注区域发生部分(42)。

I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：

5 体积数据形成部分，该体积数据形成部分相对包括对像组织的三维空间，发送接收超声波，形成由多个体素数据形成的体积数据；

基准线设定部分，该基准线设定部分根据在所述三维空间内设定的，相互处于交叉关系的多个平面，设定穿过所述对像组织的第 1 基准线；

10 边界检索部分，该边界检索部分沿所述第 1 基准线，以及与其相交叉的第 2 基准线，参照体素数据，检索所述对像组织的边界；

形状参数演算部分，该形状参数演算部分根据所述已检索的边界，对用于指定与所述对像组织有关的三维的关注区域多个形状参数进行演算；

15 关注区域设定部分，该关注区域设定部分根据所述多个形状参数，在所述三维空间内，设定所述关注区域。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具有：基准点设定部分，该基准点设定部分设定根据所述对像组织的结构而确定的基准点；

20 所述基准线设定部分设定通过所述基准线的所述第 1 基准线的倾角。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具有：平面图像形成部分，该平面图像形成部分根据所述体积数据，在所述各平面上，形成包含所述对像组织的平面图像；

25 所述基准点设定部分，利用显示器中显示的各平面图像，根据用户输入的基准点设定信息，设定所述基准点。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述基准线设定部分，根据下述信息，设定所述第 1 基准线的倾角，该信息

指利用显示于显示器中的各平面图像并且用户输入的基准线倾角信息的，表示所述第 1 基准线在各平面图像的投影线的倾角的基准线倾角信息。

- 5 5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述基准点设定部分设定，作为所述基准点的根据所述体积数据而演算的所述对像组织的重心点。

- 10 6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述基准线设定部分根据利用所述体积数据而获得的所述对像组织的边界信息，设定所述第 1 基准线的倾角。

- 15 7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述多个平面处于相互垂直的关系。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述第 2 基准线与所述第 1 基准线相垂直。

- 20 9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述第 2 基准线与所述第 1 基准线相垂直，并且通过所述基准点设置有多根。

10. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：

 体积数据形成部分，该体积数据构成部分相对包括对像组织的三维空间发送接收超声波，形成由多个体素数据构成的体积数据；

- 25 平面设定部分，该平面设定部分在所述三维空间内，设定处于相互垂直的关系的三个平面；

 第 1 基准线设定部分，该第 1 基准线设定部分为设定穿过所述对像组织的第 1 基准线的第 1 基准线设定部分，根据投影于所述三个平面中的二个平面的每个的第 1 基准线的投影线，设定所述第 1 基准线；

- 30 第 2 基准线设定部分，该第 2 基准线设定部分在所述第 1 基准线投影的其中一个平面内，设定与所述第 1 基准线相垂直的第 2 基准线；

第3基准线设定部分，在所述第1基准线所投影的另一平面内，设定所述第1基准线相垂直的第3基准线；

基准线端点演算部分，该基准线端点演算部分根据所述体素数据，对作为所述第1基准线与所述对像组织的边界之间的交点的第1基准
5 线端点进行演算，对作为所述第2基准线与所述对像组织的边界之间的交点的第2基准线端点进行演算，对作为所述第3基准线与所述对像组织的边界之间的交点的第3基准线端点进行演算；

轴设定部分，该轴设定部分根据所述第1基准线端点，设定在所述第1基准线上，根据规定的长度确定的第1轴，根据所述第2基准
10 线端点，设定在所述第2基准线上，根据规定的长度确定的第2轴，根据所述第3基准线端点，设定在所述第3基准线上，根据规定的长度确定的第3轴；

关注区域设定部分，该关注区域设定部分根据所述已设定的第1轴、第2轴和第3轴，设定所述三维空间内的，椭圆体形状的关注区
15 域。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具有：平面图像形成部分，该平面图像形成部分根据所述体积数据，在所述各平面上，形成具有所述对像组织的平面图像；

20 基准点设定部分，该基准点设定部分为设定根据所述对像组织的结构而确定的基准点的基准点设定部分，利用显示于显示器中的各平面图像，根据用户输入的基准点设定信息，设定所述基准点；

所述第1基准线设定部分利用显示于显示器中的所述各平面图像，根据用户所输入的投影线的倾角，设定通过所述基准点的所述第1基
25 准线；

所述第2基准线和所述第3基准线分别通过所述基准点。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述平面设定部分根据用户输入的各平面的位置信息，确定所述
30 个平面的位置；

所述平面图像形成部分，形成作为所述平面图像的，所述各平面

上的对像组织的剖面图像。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述轴设定部分设定作为所述第 1 轴、第 2 轴和第 3 轴的相应轴
5 的长度的，各轴超过所述对像组织的边界而向外部分突出的长度；
所述关注区域设定部分设定围绕所述对像组织的边界内部分的椭圆形形状的关注区域。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，其还
10 具有关注区域判断部分，该关注区域判断部分根据所述体积数据和所述关注区域，判断所述对像组织的边界内部超出所述关注区域。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述
关注区域判断部分在所述关注区域的表面上包含所述对象组织的边界
15 内部的体素的情况下，判断在所述对像组织的边界内部，所述关注区域超出。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置，其特征在于，其还
具有关注区域修正部分，该关注区域修正部分在所述对像组织的边界
20 中所述关注区域超出的情况下，再次设定所述第 1 轴、第 2 轴和第 3 轴。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，关注
区域修正部分，该关注区域修正部分根据所述关注区域的表面上的对
25 像组织的边界内部分的超出部分分的位置，再次设定所述第 1 轴，第 2 轴和第 3 轴的长度。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其特征在于，其还
具有：形成了对所述关注区域的表面上的对像组织的边界内部分的超
30 出部分进行规定的显示处理的超出图像的超出图像形成部分。

超声波诊断装置

5 技术领域

本发明涉及超声波诊断装置，本发明特别是涉及可设定关注区域的三维超声波诊断装置。

背景技术

10 在二维超声波诊断装置中，通过设定关注区域使关注部位的诊断机能提高。例如，在关注区域内部分，通过进行用于形成彩色多普勒（Doppler）图像的多普勒演算使演算处理时间缩短，另外，在对像组织的面积演算时，通过仅仅使关注区域内部分为演算对象提高演算精度。关注区域也用于三维超声波诊断装置中，实现演算处理时间的缩
15 短，使面积、或体积演算的精度提高（例如，参照特开 2001—37756 号公报）。

但是，在三维超声波诊断装置的关注区域的设定中，需要设定关注区域的三维形状、三维空间内的关注区域的位置，该设定操作对于操作者来说是复杂而麻烦的。

20

发明内容

本发明的目的在于可容易在三维空间内设定关注区域。

为了达成所述目的，作为本发明的优选的方式的超声波诊断装置包括：体积数据形成部分，该体积数据形成部分对于包含对像组织的
25 三维空间，发送接收超声波形成由多个体积数据构成的体积数据；基准线设定部分，该基准线设定部分根据在所述三维空间内设定的相互处于交叉关系的多个平面，设定穿过所述对像组织的第 1 基准线；边界检索部分，该边界检索部分沿所述第 1 基准线，以及与其相交叉的第 2 基准线，参照体积数据，检索所述对像组织的边界；形状参数演
30 算部分，该形状参数演算部分根据所述已检索的边界，对用于指定与

所述对像组织有关的三维关注区域的多个形状参数进行演算；关注区域设定部分，该关注区域设定部分根据所述多个形状参数在所述三维空间内设定所述关注区域。

在所述结构中，对像组织的边界是设定需要诊断的部位，例如，
5 相当于对像组织的表面部分分。

根据所述结构，由于超声波诊断装置对形状参数进行演算并基于该形状参数设定关注区域，所以用户的关注区域的设定操作变得简略化，容易在三维空间内部分设定关注区域。

优选为，还具有平面图像形成部分，该平面图像形成部分根据所述体积数据，在所述各平面上形成包含所述对像组织的平面图像，所述基准点设定部分，利用显示器中显示的各平面图像根据用户输入的基准点设定信息设定所述基准点。
10

根据所述结构，由于用户可通过视觉方式确认与对像组织有关的基准点的位置的同时设定基准点信息，所以容易设定基准点，进而关注区域的设定非常容易。
15

优选为，所述基准线设定部分，根据表示所述第1基准线在各平面图像的投影线的倾斜程度的基准线倾斜程度信息设定所述第1基准线的倾斜程度，所述基准线倾斜程度信息为利用显示器中显示的所述各平面图像用户输入的基准线倾斜程度信息。

根据所述结构，由于用户可在利用平面图像通过视觉方式确认第1基准线，同时设定其倾角，所以容易设定第1基准线，进而容易设定关注区域。
20

优选为，所述基准线设定部分根据利用所述体积数据而获得的所述对像组织的边界信息而设定所述第1基准线的倾斜程度。

在所述结构中，第1基准线的倾角，例如，可设定为第1基准线以较大长度贯穿对像组织的边界内部，也可设定为通过对像组织边界的特定部位。
25

根据所述结构，根据对像组织的结构可设定第1基准线。即，可设定反映对像组织的结构的关注区域。

优选为，所述多个平面处于相互垂直的关系。
30

根据所述结构，由于多个平面处于相互垂直的关系，所以容易掌

握各平面的位置关系。

此外，为了达成所述目的，本发明的另一优选的方式的超声波诊断装置包括平面设定部分，该平面设定部分设定所述三维空间内的相互处于垂直关系的三个平面；第1基准线设定部分，该第1基准线设定部分设定所述第1基准线；第2基准线设定部分，该第2基准线设定部分设定与所述第1基准线垂直的第2基准线；第3基准线设定部分，该第3基准线设定部分设定与所述第1基准线垂直的第3基准线；基准线端点演算部分，该基准线端点演算部分根据所述体素数据，演算作为所述第1基准线与所述对像组织的边界的交点的第1基准线端点，演算作为所述第2基准线与所述对像组织的边界的交点的第2基准线端点，演算作为所述第3基准线与所述对像组织的边界的交点的第3基准线端点；轴设定部分，该轴设定部分根据所述第1基准线端点在所述第1基准线上设定根据规定的长度确定的第1轴，根据所述第2基准线端点在所述第2基准线上设定根据规定的长度确定的第2轴，根据所述第3基准线端点在所述第3基准线上设定根据规定的长度确定的第3轴；关注区域设定部分，该关注区域设定部分根据所述已设定的第1轴、第2轴和第3轴，设定所述三维空间内的椭圆柱体形状的关注区域。

在所述结构中，3个平面可设定在任意的位置，例如，设定在与对像组织有关的顶面、正面和侧面。另外，第1基准线端点、第2基准线端点及第3基准线端点，也可对应对像组织的边界的形状分别为多个。作为对像组织，例如有，可例举出心脏左室内的心腔。在该情况下，左室内壁相当于对像组织的边界。

根据所述结构，由于根据第1轴、第2轴及第3轴确定椭圆柱体形状和其位置，所以可容易在三维空间内设定椭圆柱体形状的关注区域。

优选为，还具有平面图像形成部分，该平面图像形成部分根据所述体积数据，在所述各平面上形成包含所述对像组织的平面图像；基准点设定部分，该基准点设定部分设定根据所述对像组织的结构确定的基准点的基准点设定部分，利用显示于显示器中的各平面图像根据用户输入的基准点设定信息设定所述基准点；所述第1基准线设定部分利用在显示器中显示的所述各平面图像根据用户所输入的所述投影

线的倾角设定通过所述基准点的所述第 1 基准线；所述第 2 基准线和所述第 3 基准线分别通过所述基准点。

通过所述结构，用户可将基准点和第 1 基准线设定在所希望的位置，另外，超声波诊断装置根据这些设定信息设定椭圆体形状的关注区域，由此可容易地设定关注区域，并将关注区域设定在用户所希望的位置。

优选为，所述平面设定部分根据用户输入的各平面的位置信息确定所述 3 个平面的位置，所述平面图像形成部分形成作为所述平面图像的所述各平面上的对像组织的剖面图像。

10 根据所述结构，用户可在所希望的位置设定 3 个剖面，利用该剖面设定第 1 基准线。

优选为，所述轴设定部分设定作为所述第 1 轴、第 2 轴和第 3 轴的相应轴的长度的，各轴超过所述对像组织的边界而向外部分突出的长度，所述关注区域设定部分设定围绕所述对像组织的边界内部的椭圆体形状的关注区域。

根据所述结构，形成关注区域的椭圆体形状设定的比构成诊断对像的对像组织的边界内部大。由此，可设定围绕构成诊断对像的部位的基本全部分，优选为可设定包围构成诊断对像的全部部位的关注区域。

20 优选为，还包括关注区域修正部分，该关注区域修正部分，在所述对像组织的边界内部分超出所述关注区域的情况下，再次设定所述第 1 轴、第 2 轴、第 3 轴。

根据所述结构，由于修正关注区域，所以关注区域的设定精度提高，进而超声波诊断装置的诊断精度提高。

25 优选为，还具有超出图像形成部分，该超出图像形成部分形成对所述关注区域的表面上的对像组织的边界内部超出部分进行规定的显示处理的超出图像。

根据所述结构，用户可通过观看显示器中显示的超出图像，容易确认构成诊断对像的部位的超出部分。结果，可推测出超出部分对诊断造成的影响，例如，在判定对诊断的影响小的情况，可不必再进行关注区域的设定而继续进行诊断。

附图说明

- 图 1 为表示本发明涉及的超声波诊断装置的优选实施例的方框图；
图 2 为包含椭圆体形状的三维关注区域的三维超声波图像的立体
5 图；
图 3 为包含三维关注区域的三维超声波图像的俯视图；
图 4 为包含三维关注区域的三维超声波图像的正视图；
图 5 为包含三维关注区域的三维超声波图像的侧视图；
图 6 为表示关注区域修正机构的内部结构的方框图；
10 图 7 为用于说明长轴分量的计算方法的方框图；
图 8 为表示显示器中显示的对像组织图像的图；
图 9 为表示并行旋转移动取消处理部分的内部分组成的方框图。

具体实施方式

- 15 下面根据附图，对本发明的优选实施例进行说明。

图 1 表示本发明涉及的超声波诊断装置的优选实施例，图 1 为表示其整体组成的方框图。

- 信号发送接收部分 12 通过探头 10 在包含对像组织的空间内发送接收超声波，由此将各时间相位的三维超声波图像输出给三维数据存储
20 存储器 14。针对各时间相位获得的三维超声波图像在坐标变换部分 16 中变换为显示坐标系后，针对各时间相位输出给显示图像形成部分 20 和边缘抽取部分 24。

- 显示图像形成部分 20 根据从坐标变换部分 16 输出的经坐标变换的三维超声波图像，形成将所述三维超声波图像投影于二维平面上而
25 形成的投影图像。投影图像的形成采用例如，体积显示（volume rendering）法。另外，显示图像形成部分 20 形成三维超声波图像内的与对像组织有关的剖面图像。作为该剖面图像，形成从对像组织的顶面看到的剖面（俯视图）、从正面看到的剖面（正视图）和从侧面看到的剖面（侧视图）的三个剖面图像。各剖面的位置根据用户的剖面位置信息而设定。通过显示图像形成部分 20 形成的投影图像与三个
30 剖面图像在显示器 22 中显示（显示器 22 中显示的图像，例如，图 2～

图 5 所示的图像)。

边缘抽取部分 24 根据从坐标变换部分 16 输出的经坐标变换的三维超声波图像, 针对各时间相位抽取对像组织的表面图像。在三维超声波图像中多个体素数据规则地排列。该边缘抽取部分 24 对三维超声波图像进行二值化处理, 由此将多个体素区分为与对像组织相对应的体素(对像组织体素), 和与对像组织以外的部位相对应的体素(非对像组织体素)。另外, 在构成三维超声波图像的全部的体素中, 抽取作为邻接的体素的至少具有 1 个非对像组织的对像组织体素的集合, 抽出已抽取的体素集合的对像组织表面图像。

10 关注区域发生框 30 根据从边缘抽取部分 24 输出的对像组织表面图像, 以及从用户输入的剖面位置信息和椭圆体参数, 在三维超声波图像的内部形成椭圆体形状的关注区域。在此, 通过图 2~图 5 对关注区域发生框 30 的内部的各部分的动作进行说明。另外, 在以下的说明中图 1 的记载部分分采用图 1 的符号。

15 图 2~图 5 为用于说明椭圆体形状的三维关注区域的形成方法的图, 图 2 为包含椭圆体形状的三维关注区域 70 的三维超声波图像的立体图, 在三维关注区域 70 的内部存在有图中未示出的对像组织图像。图 3 为包含三维关注区域 70 的三维超声波图像的俯视图, 图 4 为包含三维关注区域 70 的三维超声波图像的正视图, 图 5 为包含三维关注区域 20 域 70 的三维超声波图像的侧视图。在此俯视图表示从对像组织的上面看到的剖面, 正视图表示从对像组织的正面看到的剖面, 侧视图表示从对像组织的侧面看到的剖面。

椭圆体轴设定部分 32 根据用户输入的剖面位置信息和椭圆体参数设定椭圆体的长轴和短轴。当设定长轴和短轴时, 用户确定图 3~5 所示的各剖面的位置。例如, 图 3 的俯视图的位置通过用户将剖面(图 2 所示的 yz 平面)移动到 x 轴方向的所希望位置而设定。同样在图 4 的正视图和图 5 的侧视图中, 用户通过将各面沿与该面相垂直的坐标轴方向移动设定在所希望的位置。用户设定的剖面位置信息还输入到显示图像形成部分 20 中, 显示图像形成部分 20 根据剖面位置信息形成 30 从坐标变换部分 16 输出的三维超声波图像的各剖面中的剖面图像。由此, 对应图 3~5 所示的俯视图、正视图和侧视图的各图像在图像形成

部分 20 中形成在显示器 22 中显示, 所以用户可在观看显示器 22 中显示的剖面图像的同时, 设定各剖面位置。

采用各剖面图像, 以便在三维超声波图像的内部形成围绕对像组织的椭圆体形状的关注区域。由此, 各剖面的剖开位置根据剖面内的对像组织图像尽可能地大, 优选为设定为最大地设置。即, 用户在观看显示器 22 中显示的对像组织的剖面图像的同时, 设定剖面位置, 使各剖面的对像组织的剖面图像尽可能地大。

如上所述设定各剖面后, 椭圆体轴设定部分 32 根据用户输入的椭圆体参数信息 (X_0 , Y_0 , Z_0 , θ , ϕ), 设定椭圆体的长轴与短轴。椭圆体的中心点位置 (X_0 , Y_0 , Z_0) 根据各剖面中对像组织剖面尽可能位于中心部分的方式设定, 用户在观看 3 个剖面的同时进行设定。例如, 设定 Y_0 , Z_0 使对像组织位于俯视图的中心点, 在参照正视图和侧视图的同时设定 X_0 。显然也可根据正视图设定 X_0 , Y_0 之后参照俯视图和侧视图设定 Z_0 , 或根据侧视图设定 Z_0 , X_0 然后参照俯视图和正视图设定 Y_0 。由此, 设定椭圆体的中心点位置, 即, 设定对应坐标 (X_0 , Y_0 , Z_0) 的三维空间中的一个点。

接着, 用户根据已设定的椭圆体的中心点位置, 设定椭圆体长轴的倾角的 θ , ϕ 。倾角 θ 指正视图中的相对 x 轴的长轴的倾斜度。用户在观看正视图的图像的同时求出在正视图内部, 通过椭圆体的中心点在对像组织的内部尽可能长的直线, 优选为最长的直线设定其倾角 θ 。同样, 用户在观看侧视图的图像的同时求出在侧视图的内部, 通过椭圆体的中心点在对像组织的内部尽可能长的直线, 优选为最长的直线设定所述倾角 ϕ 。由此, 设定椭圆体的长轴, 即, 与坐标 (X_0 , Y_0 , Z_0) 和倾角 θ , ϕ 相对应的三维空间内的一根直线。

另外, 椭圆体轴设定部分 32, 根据已设定的椭圆体的中心点位置和长轴设定椭圆体的短轴。在三维空间内部, 通过椭圆体中心点与长轴相垂直的平面内设定二根短轴。即, 设定在正面图内部与长轴相垂直的直线 (正视图短轴), 与在侧视图内部和长轴相垂直的直线 (侧视图的短轴) 的两根直线。

如上所述, 在椭圆体轴设定部分 32 中, 设定作为三维关注区域的椭圆体的长轴、正视图短轴与侧视图短轴。

返回到图 1, 长轴端点检测部分 34 检测在椭圆体设定部分 32 中设定的长轴, 且根据从边缘抽取部分 24 输出的各时间相位的对像组织表面图像检测长轴的端点。即, 针对各时间相位, 将对像组织表面图像和长轴之间的多个交点坐标算出。例如, 在对像组织接近椭圆体的形状的情况下, 对像组织表面图像和长轴之间的交点为 2 个点。针对各时间相位计算的多个交点坐标输出给长轴短轴设定部分 40。

正视图短轴端点检测部分 36 根据椭圆体设定部分 32 中已设定的正视图短轴与从边缘抽取部分 24 输出的各时间相位的对像组织表面图像, 检测正视图的短轴的端点。即, 针对各时间相位计算出对像组织表面图像和正视图的短轴之间的多个交点坐标。例如, 在对像组织接近椭圆体的形状的情况, 对像组织表面图像和正视图的短轴之间的交点为 2 个点。将针对各时间相位计算出的多个交点坐标输出给长轴・短轴设定部分 40。

侧视图短轴端点检测部分 38 根据椭圆体轴设定部分 32 中设定的侧视图短轴与从边缘抽取部分 24 输出的各时间相位的对像组织表面图像, 检测侧视图短轴的端点。即, 针对各时间相位计算出对像组织表面图像和侧视图的短轴之间的多个交点坐标。例如, 在对像组织接近椭圆体的形状的情况下, 对像组织表面图像和侧视图的短轴之间的交点为 2 个点。将针对各时间相位计算的多个交点坐标输出给长轴・短轴设定部分 40。

长轴・短轴设定部分 40 根据从长轴端点检测部分 34、正视图短轴端点检测部分 36 和侧视图短轴端点检测部分 38 输出的交点坐标设定长轴长度和短轴长度。即, 针对各时间相位, 从由长轴端点检测部分 34 针对各时间相位而输出的多个交点中, 选定距椭圆体中心点的距离为最大的交点(长轴交点)。另外, 在针对各时间相位而选定的长轴交点中, 选定距椭圆体中心点的距离为最大的交点, 将已选定的长轴交点与椭圆体中心点之间的距离作为长轴长度。

另外, 长轴・短轴设定部分 40 根据从正视图短轴端点检测部分 36 针对各时间相位而输出的多个交点中, 针对各时间相位选定距椭圆体中心点的距离为最大的交点(正视图短轴交点)。另外, 在针对各时间相位而选定的正视图短轴交点中, 选定距椭圆体中心点的距离为最

大的交点，将已选定的正视图短轴交点与椭圆体中心点之间的距离作为正视图短轴长度。

此外，长轴·短轴设定部分 40，从侧视图短轴端点检测部分 38 针对各时间相位而输出的多个交点中，针对各时间相位选定距椭圆体中心点的距离为最大的交点（侧视图短轴交点）。另外，在针对各时间相位而选定的侧视图短轴交点中，选定距椭圆体中心点的距离为最大的交点，将已选定的侧视图短轴交点与椭圆体中心点之间的距离作为侧视图短轴长度。

长轴·短轴设定部分 40，从多个时间相位中选定最大的轴长，但是，例如，在对像组织为心脏心室的情况下，由于心脏心室伴随心跳运动反复进行收缩扩张，所以优选为在扩张末期时刻设定长轴·短轴。由于该扩张末期时刻通过心电波形的 R 波而确认，所以可在 R 波发生时刻的时间相位选定长轴长度、正视图短轴长度和侧视图短轴长度。

关注区域发生部分 42 根据从长轴·短轴设定部分 40 输出的长轴长度、正视图短轴长度和侧视图短轴长度，形成椭圆体形状的关注区域。由关注区域发生部分 42 产生的椭圆体的一般式由下述的式表示。

数学公式 1

$$\frac{x^2}{a'^2} + \frac{y^2}{b'^2} + \frac{z^2}{c'^2} < 1$$

数学公式 1，中心点为原点，长轴半径由 a' 表示，二个短轴半径由 b' ， c' 表示的椭圆体区域的一般式。即，通过设定 a' ， b' ， c' ，根据数学公式 1 确定以三维空间内的原点为中心点的椭圆体形状的三维关注区域。即，将从长轴·短轴设定部分 40 输出的长轴长度、正视图短轴长度和侧视图短轴长度分别代入到数学公式 1 中的 a' ， b' ， c' 中，由此可设定以椭圆体形状的中心点为原点的对像组织的外缘。但是，由于优选为关注区域设定稍稍大于对像组织的程度，因此例如，比长轴长度、正视图短轴长度和侧视图短轴长度大 10~20% 的值代入到数学公式 1 中的 a' ， b' ， c' 中。由数学公式 1 表示的椭圆体的中心点位于原点。因此根据数学公式 1，根据使该椭圆体绕 Z 轴旋转 θ ，绕 Y 轴旋转 ϕ ，另外使中心点平行地移动到位置 (X_0, Y_0, Z_0) 的一般公式如下述这样构成。

点 P (x, y, x) 绕 Z 轴旋转 θ 的情况的变换可由下述的矩阵表示。

数学公式 2

$$[X \ Y \ Z \ 1] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1]$$

5

另外, 点 P (x, y, x) 绕 Y 轴旋转 ϕ 的情况的变换可由下述的矩阵表示。

数学公式 3

$$[X \ Y \ Z \ 1] = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1]$$

10

结果, 点 P (x, y, x) 绕 Z 轴旋转 θ , 绕 Y 轴旋转 ϕ , 然后使其平行移动到位置 (X_0 , Y_0 , Z_0) 的情况的变换可下述的矩阵表示。

数学公式 4

$$[X \ Y \ Z \ 1] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1] + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ X_0 & Y_0 & Z_0 \end{bmatrix} [x \ y \ z \ 1]$$

15

可通过将数学公式 4 的变换公式用于数学公式 1, 使由数学公式 1 表示的椭圆体绕 Z 轴旋转 θ , 绕 Y 轴旋转 ϕ , 并且使中心点平行移动到位置 (X_0 , Y_0 , Z_0)。关注区域发生部分 42 根据从长轴·短轴设定部分 40 输出的长轴长度 (a')、正视图短轴长度 (b') 和侧视图短轴长度 (c'), 另外, 根据由用户设定的椭圆体参数信息 (X_0 , Y_0 , Z_0 , θ , ϕ), 通过数学公式 1 和数学公式 4, 在三维超声波图像的内部形成椭圆体形状的三维关注区域。

20

如所述那样, 将从关注区域发生框 30 输出的椭圆体形状的三维关注区域输出给关注区域边缘抽取部分 50, 在此将关注区域的表面图像抽取。关注区域的表面通过将数学公式 4 的变换方式用于以等号取代数学公式 1 的不等号的公式而得到。

25

关注区域适合判断部分 52 根据从关注区域边缘抽取部分 50 输出的关注区域的表面图像, 及从坐标变换部分 16 输出的三维超声波图像通过二值化处理部分 54 进行了二值化处理的二值化图像, 判断对像组

30

织是否位于关注区域内。从二值化处理部分 54 输出的二值化图像被分为与对像组织相对应的体素（对像组织体素），和与对像组织以外的部位相对应的体素（非对像组织体素）的图像。结果，该关注区域适合判断部分 52，对关注区域的表面图像和二值化图像进行比较，在对像组织体素位于关注区域的表面图像上的情况，判定在对像组织图像超出关注区域。关注区域适合判断部分 52 对关注区域的表面图像上的对像组织体素部分，即，对超出表面区域进行例如着色处理形成表明对像组织超出关注区域的图像，将该图像输出给显示图像形成部分 20。另外，该关注区域适合判断部分 52 还将超出表面区域的图像输出给关注区域修正机构 60。

关注区域修正机构 60 为在对像组织超出关注区域的情况下，对关注区域进行修正的机构。下面通过图 6，对关注区域修正机构 60 进行说明。

图 6 为表示关注区域修正机构 60 的内部分组成的方框图。关注区域修正机构 60 由重心检测部分 72、长轴分量检测部分 74、正视图短轴分量检测部分 76、侧视图短轴分量检测部分 78 和长轴·短轴放大率设定部分 80 构成。在重心检测部分 72 中，输入从关注区域适合判断部分 52 输出的超出表面区域的图像。超出表面区域的图像针对各时间相位而形成，重心检测部分 72 在规定时间内对针对各时间相位的超出表面区域进行累积。即，在规定时间内，即使一个时间相位仍将曾经超出的表面部分全部地抽出。接着，对累积的表面区域的重心点进行计算。另外，作为进行累积的规定时间，例如，对像组织为心脏左室的情况下，优选为一次心跳。

长轴分量检测部分 74 根据重心检测部分 72 输出的重心点的位置，计算长轴分量。通过图 7，对长轴分量的计算方式进行说明。长轴分量检测部分 74 从由重心检测部分 72 输出的超出表面区域的重心点朝向关注区域的长轴引出垂线，抽取该垂线与长轴之间的交点，计算已抽取的交点与位于重心点侧的长轴端点之间的距离 $g1$ ，将其输出给长轴短轴放大率设定部分 80。

返回到图 6，正视图短轴分量检测部分 76 根据重心检测部分 72 输出的重心点的位置，从该重心点朝向关注区域的正视图短轴引出垂线，

抽取该垂线与正视图短轴之间的交点，计算已抽取的交点与位于重心点侧的正视图短轴端点之间的距离 g_2 ，将其输出给长轴短轴放大率设定部分 80。另外，侧视图短轴分量检测部分 78 根据重心检测部分 72 输出的重心点的位置，从该重心点朝向关注区域的侧视图短轴引出垂线，抽取该垂线与侧视图短轴之间的交点，计算已抽取的交点与位于重心点侧的侧视图短轴端点之间的距离 g_3 ，将该距离输出给长轴短轴放大率设定部分 80。

长轴短轴放大率设定部分 80 根据分别从长轴分量检测部分 74，正视图短轴分量检测部分 76 和侧视图短轴分量检测部分 78 输出的 g_1 ， g_2 ， g_3 ，确定长轴和二根短轴的放大率。该放大率对应于 g_1 ， g_2 ， g_3 的相应尺寸预先设定。例如，在 g_1 为长轴半径 a 的 $1/4$ 以下的情况，判定超出表面区域位于长轴端点附近处，使长轴半径增加 20%。在 g_1 大于长轴半径 a 的 $1/4$ ，而在该半径 a 的 $1/2$ 以下的情况，判定超出表面区域不那么接近长轴端点，使长轴半径增加 10%。同样，根据 g_2 ， g_3 的尺寸，确定正视图短轴半径，侧视图短轴半径的放大率。将通过长轴短轴放大率设定部分 80 设定的各轴的放大率输出给长轴·短轴设定部分（图 1 中的符号 40），将各轴放大。

图 1 所示的长轴·短轴设定部分 40 将经放大的长轴长度，正视图短轴长度和侧视图短轴长度输出给关注区域发生部分 42，该关注区域发生部分 42 产生经放大的关注区域，将其输出给关注区域适合判断部分 52。由此，通过反复地对长轴·短轴进行放大修正，在对像组织中形成不超出的三维关注区域。另外，优选为，关注区域修正机构 60 具有根据用户的指示，使自动修正停止的功能。由此，即使在具有对像组织的部位超出关注区域的情况下，用户仍判定该部位在诊断中是没有影响的，可固定关注区域。

由关注区域发生部分 42 产生的三维关注区域，也输出给体积测定部分 62。该体积测定部分 62 测定三维关注区域内部的，对像组织的各时间相位的体积，根据从二值化处理部分 54 输出的二值化图像，计算三维关注区域内的对像组织体素数量，测定对像组织的体积。将针对各时间相位而获得的对像组织的体积的测定结果输出给曲线形成部分 64，形成表示针对各时间相位的对像组织的体积，即，测定时刻和体

积值的曲线，通过显示图像形成部分 20，将其输出给显示器 22。另外，曲线形成部分 64 也可根据针对各时间相位的体积测定结果，例如，计算体积变化率，形成曲线。

如前述那样，关注区域适合判断部分 52 对超出的表面区域进行着色处理，形成表明对像组织的超出关注区域的图像，将其输出给表面图像形成部分 20。接着，坐标变换部 16 输出的三维超声波图像对超出的表面区域进行着色，在显示器 22 中显示。

图 8 为表示显示于图 1 的超声波诊断装置的显示器 22 中的对像组织图像的图。对像组织图像 82 根据对超出三维关注区域 84 的部分 86，进行着色处理的方式来显示。用户可通过观看该图像，了解对像组织中的哪个部分分相对关注区域超出。

在图 1 所示的实施例中，特别是优选为在坐标变换部分 16 后，插入并行旋转移动取消处理部分。

图 9 为表示并行旋转移动取消处理部分 87 的内部分组成的方框图。在该并行旋转移动取消处理部分 87 中，输入从坐标变换部分 16 输出的三维超声波图像，在二值化处理部分 88 中，分别形成与对像组织相对应的体素（对像组织体素），和与对像组织以外的部位相对应的体素（非对像组织体素）的二值化图像。

心室用 ROI（关注区域）发生器 90 产生形成作为对像组织的的心脏心室的外缘的 ROI 的坐标。心室用 ROI 例如，为椭圆形状，用户在观看超声波图像的同时，根据心室的图像位于 ROI 中的方式设定椭圆的长轴、短轴的长度、中心点的位置，椭圆的倾角等的初始值。此时，用户在观看超声波图像的同时，观察一次心跳的运动，然后，根据在全部分的时间相位中，ROI 具有心脏左室的方式，对跟踪球等进行操作，确定初始值。ROI 的设定不限于用户的手工设定，也可根据心室的运动，通过装置设定。

心室用门电路 92 为仅仅使心室用 ROI 内的体素数据通过的电路。即，在心室用门电路 92 中的其中一个输入端子中，输入从心室用 ROI 发生器 90 输出的 ROI 的坐标，在输入到另一输入端子中的二值化图像中，仅仅抽取属于心室用 ROI 内部分的坐标的体素数据，将其输出给心腔抽取部分 94。该心腔抽取部分 94 从 ROI 内的二值化图像中，抽取

心室内部分的心腔图像。心室重心演算部分 96 针对每个时间相位，计算从心腔抽取部分 94 输出的心室内部分图像的重心点的坐标。将已计算的心室重心点的坐标输出给读取地址发生器 112 和心室重心点存储器 98。

- 5 瓣膜环部分用 ROI（关注区域）发生器 100 发生形成位于心室端的瓣膜环部分的外缘的 ROI 的坐标。该瓣膜环部分用 ROI 例如，为椭圆形形状，用户在观看超声波图像的同时，根据瓣膜环部分的图像位于 ROI 中的方式，设定椭圆的长轴、短轴的长度、中心点的位置，椭圆的倾角等的初始值。此时，用户在观看超声波图像的同时，观看一次心跳的运动，并且根据在全部分的时间相位中，ROI 包括瓣膜环部分的方式，
10 对跟踪球等进行操作，确定初始值。ROI 的设定不限于用户的手工设定，也可根据瓣膜环部分的运动，通过装置设定。

- 瓣膜环部分门电路 102 为仅仅使瓣膜环部分用 ROI 内的体素数据通过的电路。即，在瓣膜环部分门电路 102 中的其中一个输入端子中，
15 输入从瓣膜环部分用 ROI 发生器 100 输出的 ROI 的坐标，在输入到另一输入端子中的二值化图像中，仅仅抽取属于瓣膜环部分用 ROI 的内部分的坐标的体素数据，将其输出给瓣膜环部分抽取部分 104。该瓣膜环部分抽取部分 104 从 ROI 内的二值化图像，抽取瓣膜环部分图像。瓣膜环部分演算部分 106 针对每个时间相位，计算相对从瓣膜环部分抽取部分 104 输出的瓣膜环部分图像的，瓣膜环部分的重心部分的坐标。将已计算的瓣膜环部分重心点的坐标输出给读取地址发生器 112
20 和瓣膜环部分重心点存储器 108。

- 在心室重心点存储器 98 中，存储心室的扩张末期时的心室重心点的坐标。了解扩张末期的触发器利用心电波形的 R 波。即，将在扩张末期时获得的 R 波作为触发器，将从心室重心演算部分 96 输出的心室重心点的坐标作为扩张末期时的心室重心点的坐标而存储。同样，将 R 波作为触发器，将扩张末期时的瓣膜环部分重心点的坐标从瓣膜环部分重心演算部分 106，存储于瓣膜环部分重心点存储器 108。
25

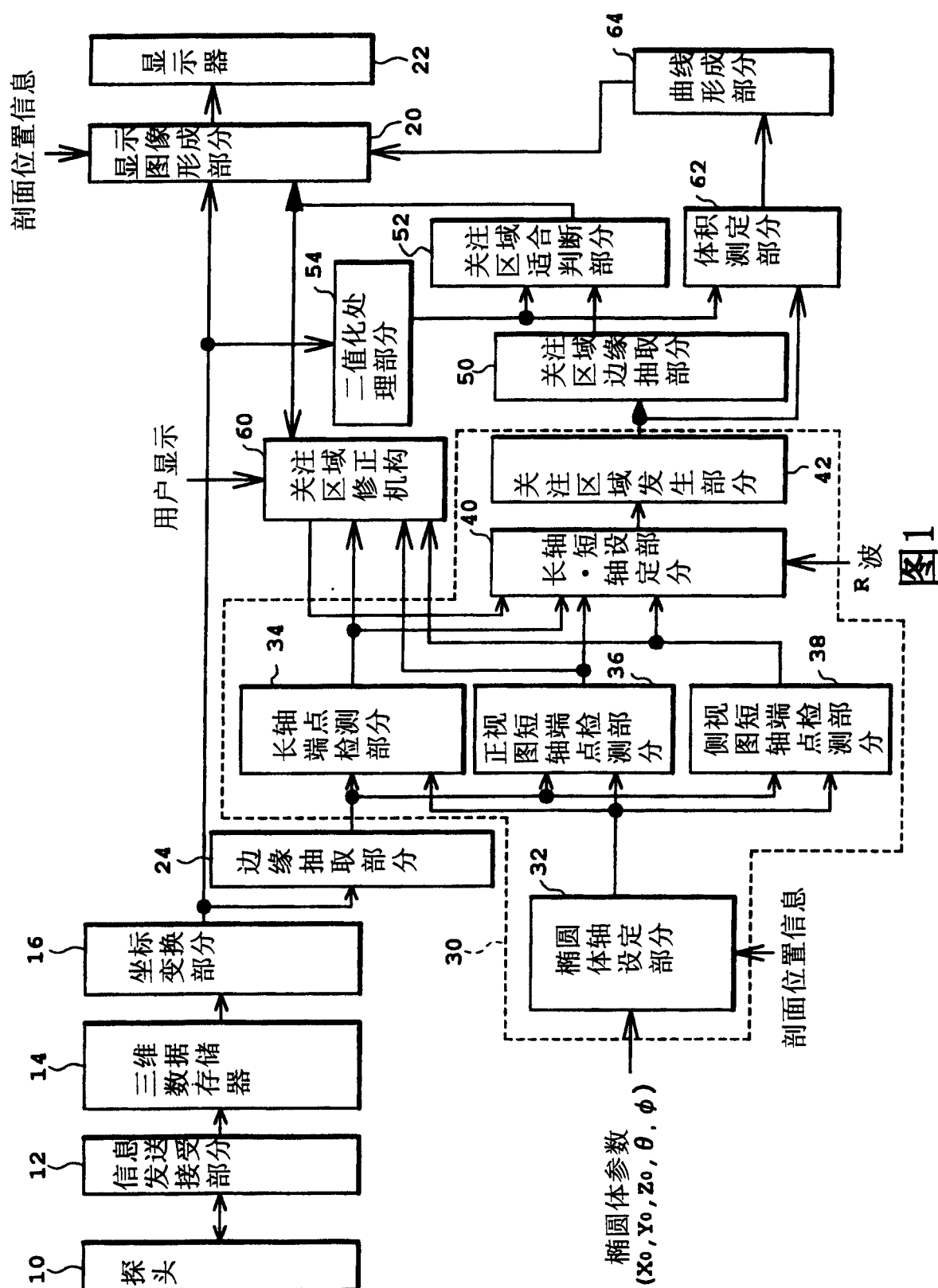
- 读取控制部分 110 由读取地址发生器 112 和存储器控制部分 114
30 构成，其从体积存储器 116，读取体素数据，以便取消各时间相位的像素之间的心室的并进移动量和旋转移动量的超声波图像。即，读取地

址发生器 112 从心室重心点存储器 98 中, 获得扩张末期时的心室重心点的坐标, 另外, 从瓣膜环部分重心点存储器 108 中, 获得扩张末期时的瓣膜环部分重心点的坐标, 另外, 从心室重心演算部分 96, 获得当前体积的心室重心点的坐标, 此外, 从瓣膜环部分重心演算部分 106
5 中, 获得当前体积的瓣膜环部分重心点的坐标。

读取地址发生器 112 根据当前体积的心室重心点与扩张末期时的心室重心点重合的方式, 并且根据通过当前体积的心室重心点和瓣膜环部分重心点的直线, 与通过扩张末期时的心室重心点和瓣膜环部分重心点的直线重合的方式, 对读取地址进行演算。

10 在体积存储器 116 中, 在原始图像的地址的状态, 针对每个体积, 复制从二值化处理部分 88 输出的体素数据, 存储器控制部分 114 根据读取地址发生器 112 计算的读取地址, 从体积存储器 116 中, 读取体素数据, 将其输出给显示图像形成部分 (图 1 中的符号 20) 和边缘读取部分 (图 1 中的符号 24)。其结果是, 基于从体积存储器 116 输出的
15 体积数据的超声波图像形成将作为对像组织的心脏左室中的相对整个身体的并行移动和旋转移除的超声波图像。

上面对本发明的适合的实施例进行了说明, 但是, 所述的实施例在各个方面不过是单纯的实例, 其不构成对本发明的范围的限定。



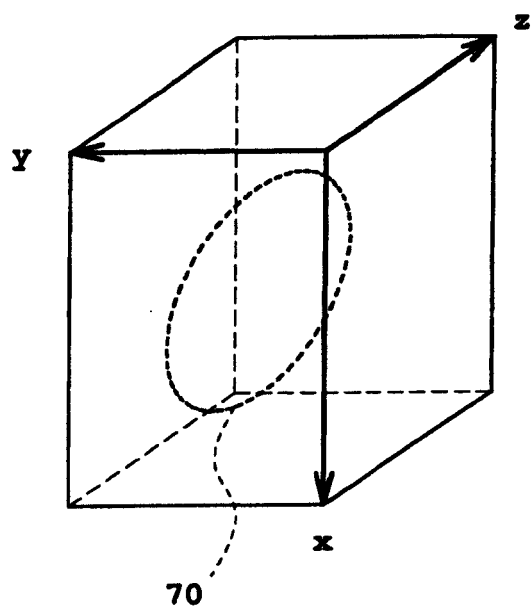


图2

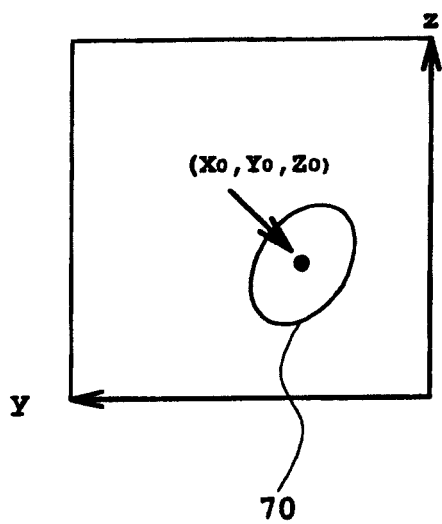


图3

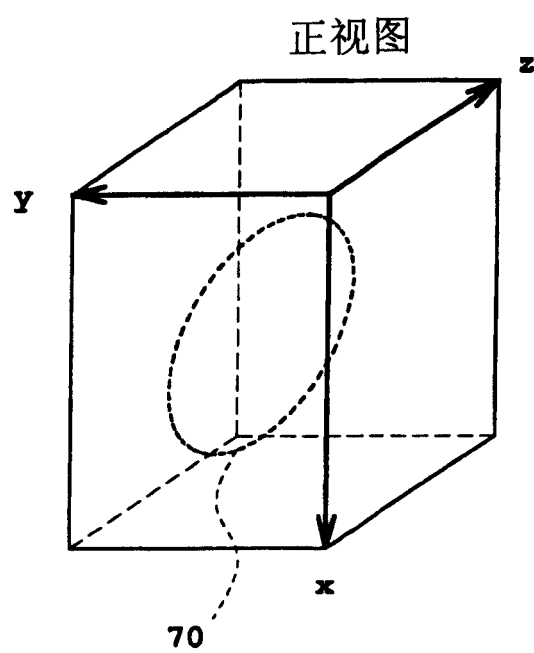


图4

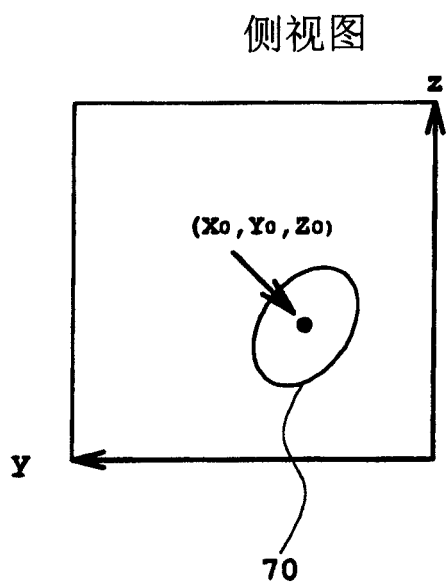


图5

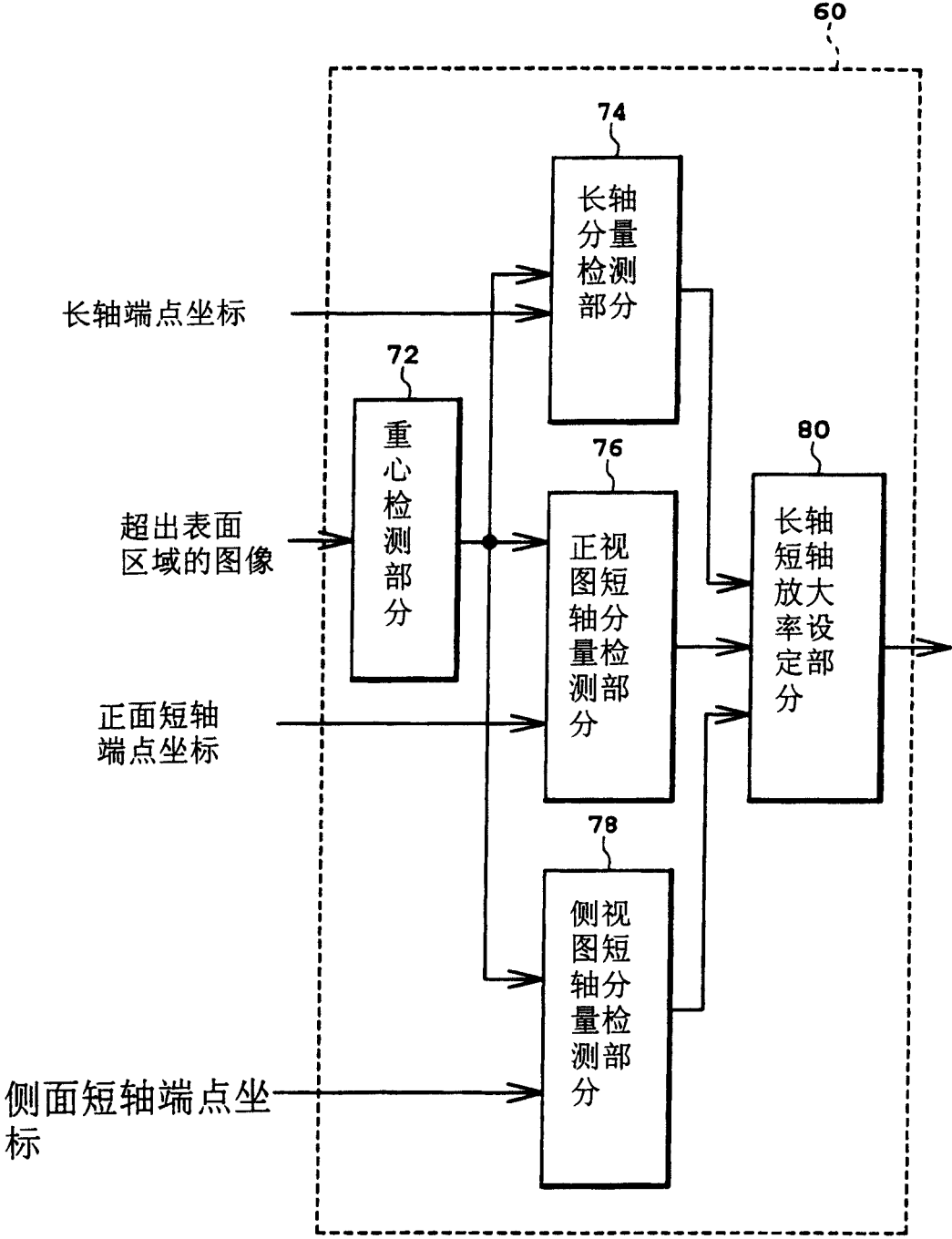


图6

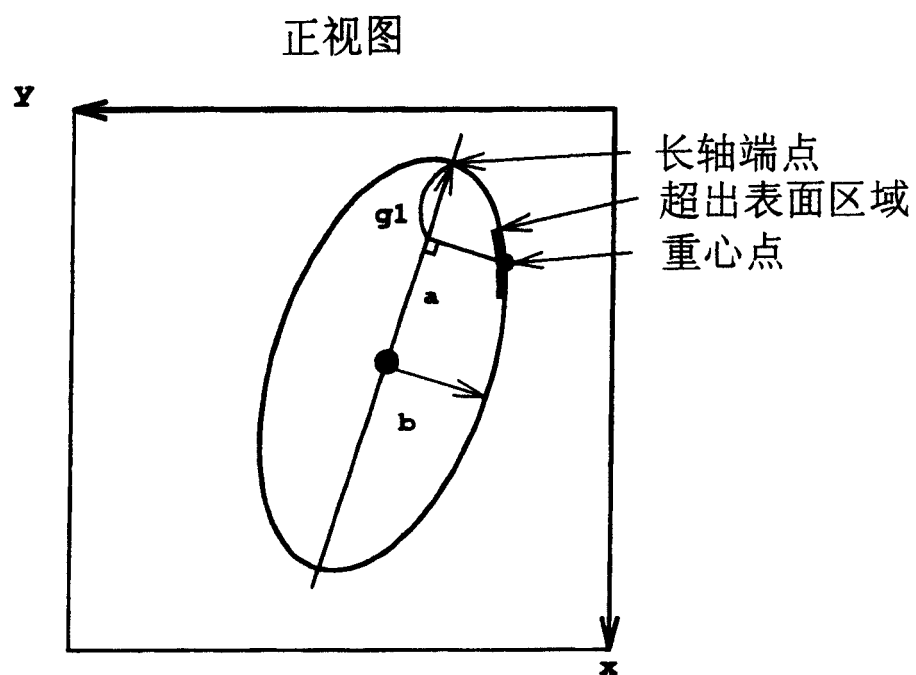


图7

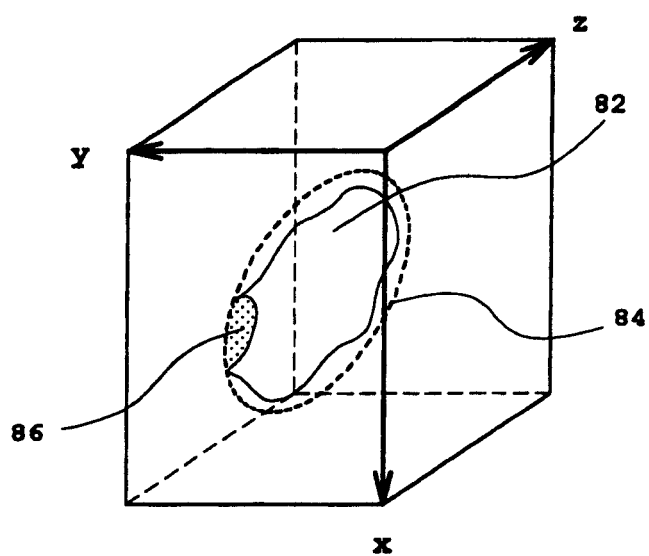


图8

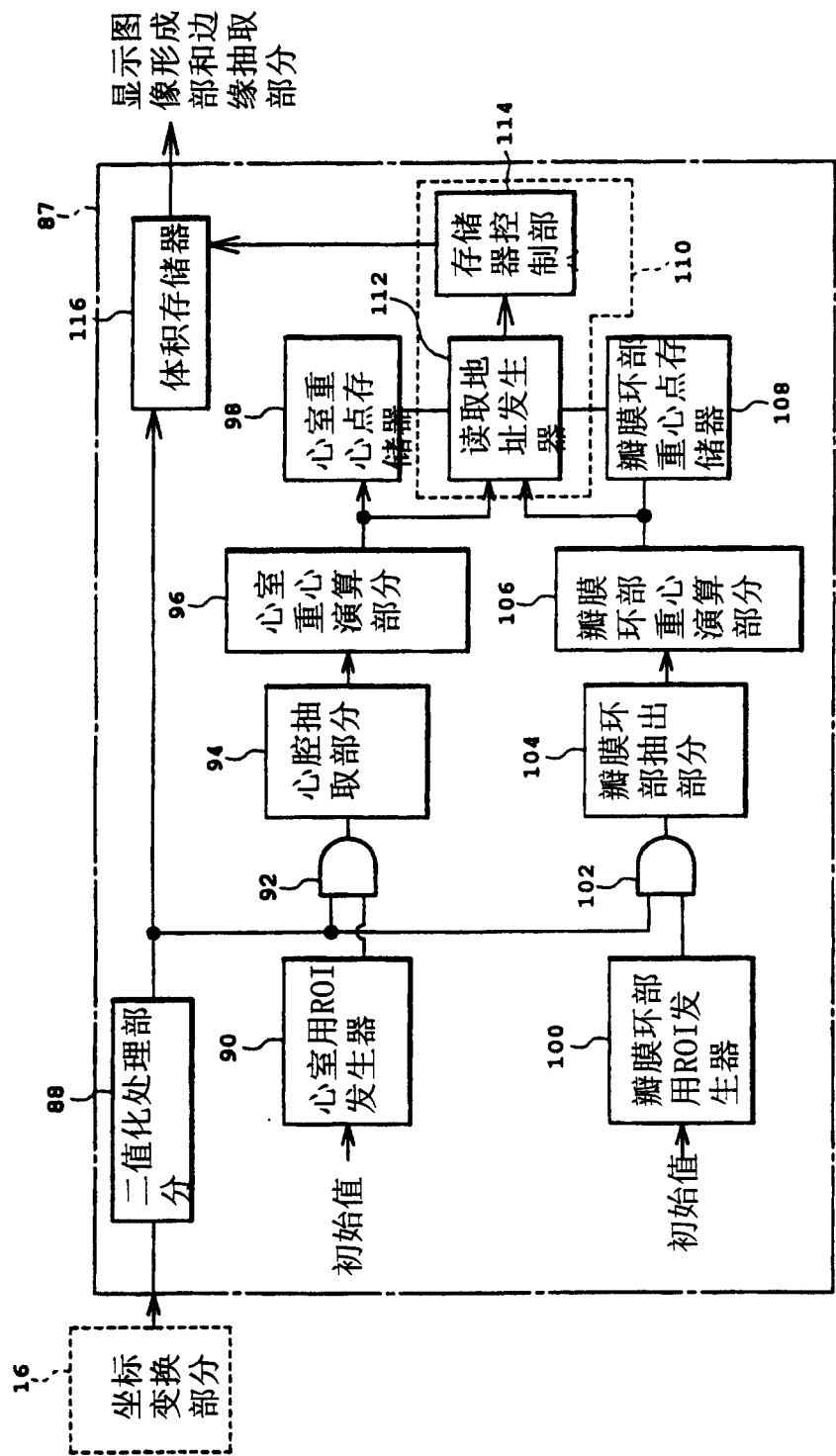


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1513421A	公开(公告)日	2004-07-21
申请号	CN200310123429.1	申请日	2003-12-26
[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)	阿洛卡株式会社		
[标]发明人	村下贤		
发明人	村下贤		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/00 G01S7/5205 G01S15/8993 Y10S128/916		
代理人(译)	程伟		
优先权	2002377976 2002-12-26 JP		
其他公开文献	CN1513421B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，对于椭圆体轴设定部分(32)，在用户观看显示器(22)的同时，根据所输入的剖面位置信息和椭圆体参数，设定椭圆体的长轴和短轴。长轴端点检测部分(34)、正视图短轴端点检测部分(36)和侧视图短轴端点检测部分(38)根据在椭圆体轴设定部分(32)中已设定的长轴短轴，与从边缘抽取部分(24)输出的各时间相位的对像组织表面图像，检测长轴·短轴的相应端点。长轴短轴设定部分(40)从所输入的长轴短轴的端点中，选定适合的长轴长度·短轴长度，将其输出给关注区域发生部分(42)。

