



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580016540.8

[43] 公开日 2007年5月2日

[11] 公开号 CN 1956681A

[22] 申请日 2005.5.23  
 [21] 申请号 200580016540.8  
 [30] 优先权  
     [32] 2004.5.24 [33] JP [31] 153953/2004  
 [86] 国际申请 PCT/JP2005/009342 2005.5.23  
 [87] 国际公布 WO2005/112776 日 2005.12.1  
 [85] 进入国家阶段日期 2006.11.23  
 [71] 申请人 奥林巴斯株式会社  
     地址 日本东京  
 [72] 发明人 吉村武浩

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司  
 代理人 黄纶伟

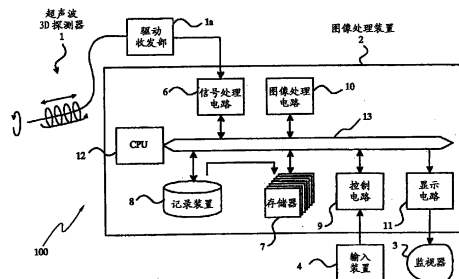
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 7 页

## [54] 发明名称

超声波图像诊断装置

## [57] 摘要

超声波图像诊断装置。本发明的图像处理装置主要由以下部分构成，即：信号处理电路，其对从超声波 3D 探测器 (1) 所传送的三维回波信号实施信号处理；存储器，其存储由信号处理电路 (6) 转换的至少 1 组以上的多个三维回波数据；大容量的记录装置；控制电路，其进行来自输入装置的输入输出信号的控制；图像处理电路，其根据存储在存储器内的三维回波数据，进行坐标转换等的图像处理；显示电路，其显示由图像处理电路所处理的超声波三维图像；以及 CPU，其执行在进行“体积测量”时的运算，该图像处理装置简便且精度良好地测定关心组织。



1. 一种超声波图像诊断装置，该装置对被检体进行三维超声波扫描，使用通过上述超声波扫描所取得的三维区域的超声波数据，可显示上述被检体的任意的第 1 断层图像、以及与上述第 1 断层图像面垂直的第 2 断层图像，其特征在于，该超声波图像诊断装置具有：

测量线设定单元，其将成为测量对象的线段在上述第 1 断层图像上设定 2 个系统，并在上述第 2 断层图像上设定 1 个系统；

测量单元，其根据由上述测量线设定单元所设定的上述线段进行体积测量；以及

显示单元，其显示由上述测量单元所取得的测量结果和测定范围。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波图像诊断装置，其特征在于，上述测量单元根据由上述测量线设定单元所设定的上述线段，使用旋转椭圆柱体进行体积测量。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波图像诊断装置，其特征在于，上述测量单元测量由上述测量线设定单元所设定的上述线段的长度（距离）并进行体积测量。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波图像诊断装置，其特征在于，该装置具有：测量判断单元，其根据由上述测量线设定单元所设定的上述线段的输入条件，判断可否进行体积测量；

只有当由上述测量判断单元判断为可进行体积测量时，才在上述测量单元中进行体积测量。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波图像诊断装置，其特征在于，上述线段的输入条件是：

(1) 上述第 1 断层图像上的 2 个系统中的至少一方与上述第 2 断层图像面相交；以及

(2) 上述第 2 断层图像上的线段与上述第 1 断层图像面相交。

## 超声波图像诊断装置

### 5 技术领域

本发明涉及对被检体进行三维超声波扫描来进行观察和检查的超声波图像诊断装置。

### 背景技术

10 以往，使用以下超声波图像诊断装置，即：把在前端部内具有超声波探头的超声波探测器插入到体腔内，通过从超声波探头收发超声波，取得活体脏器的超声波图像来进行诊断。

作为进行诊断的活体脏器之一有前列腺，然而在该前列腺的诊断中，不仅其形状，而且体积也成为重要的诊断要素。

15 因此，在例如日本国特开 2001—178725 号公报中，采用了一种方法，即：通过指定在超声波断层图像上正交的 2 轴，根据该轴算出旋转椭圆的体积。

然而，在上述日本国特开 2001—178725 号的方法中，由于终究是在 1 个平面上的测定，因而不能指定与该平面垂直的（深度）方向，测量误差大。

### 发明内容

本发明就是鉴于上述情况而作成的，本发明的目的是提供可简便且精度良好地测定关心组织的超声波图像诊断装置。

25 本发明的超声波图像诊断装置对被检体进行三维超声波扫描，使用通过上述超声波扫描所取得的三维区域的超声波数据，可显示上述被检体的任意的第 1 断层图像、以及与上述第 1 断层图像面垂直的第 2 断层图像，其特征在于，该超声波图像诊断装置构成为具有：测量线设定单元，其将成为测量对象的线段在上述第 1 断层图像上设定 2 个系统，并

在上述第 2 断层图像上设定 1 个系统；测量单元，其根据由上述测量线设定单元所设定的上述线段进行体积测量；以及显示单元，其显示由上述测量单元所取得的测量结果和测定范围。

根据本发明，具有可简便且精度良好地测定关心组织的效果。

5

#### 附图说明

图 1 是示出本发明的实施例 1 的超声波图像诊断装置的结构的结构图。

图 2 是示出根据存储在图 1 的存储装置内的三维回波数据由图像处理电路所加工的图像（将径向剖面 and 线性剖面展开显示的图像）的图。

图 3 是示出在图 2 的显示中对径向剖面进行下半圆显示（仅显示从中心起下半部分）来映现特定组织（例如前列腺）的状态的图。

图 4 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 1 图。

图 5 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 2 图。

15 图 6 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 3 图。

图 7 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 4 图。

图 8 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 5 图。

图 9 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 6 图。

图 10 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 7 图。

20 图 11 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 8 图。

图 12 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 1 图。

图 13 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 2 图。

图 14 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 3 图。

图 15 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 4 图。

25 图 16 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 5 图。

图 17 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 6 图。

#### 具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施例进行描述。

### (实施例 1)

图 1 至图 17 涉及本发明的实施例 1，图 1 是示出超声波图像诊断装置的结构图，图 2 是示出根据存储在图 1 的存储装置内的三维回波数据由图像处理电路所加工的图像（将径向剖面 and 线性剖面展开显示的图像）的图，图 3 是示出在图 2 的显示中对径向剖面进行下半圆显示（仅显示从中心起的下半部分）来映现特定组织（例如前列腺）的状态的图，图 4 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 1 图，图 5 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 2 图，图 6 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 3 图，图 7 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 4 图，图 8 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 5 图，图 9 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 6 图，图 10 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 7 图，图 11 是对测量图 3 的特定组织的体积的过程进行说明的第 8 图，图 12 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 1 图，图 13 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 2 图，图 14 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 3 图，图 15 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 4 图，图 16 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 5 图，图 17 是对图 4 至图 11 的过程中的体积测量运算进行说明的第 6 图。

如图 1 所示，本实施例的超声波图像诊断装置 100 主要由以下构成，即：超声波三维探测器（以下记为超声波 3D 探测器）1，其在未作图示的插入部的前端部具有超声波振子 15（参照图 2），通过在驱动收发部 1a 中使用超声波振子 15 收发超声波，可取得作为模拟信号的三维回波信号；图像处理装置 2，其具有根据由该超声波 3D 探测器 1 所取得的三维回波数据进行各种图像处理的后述的测量线设定单元和测量单元；作为显示单元的监视器 3，其进行由该图像处理装置 2 所处理的图像处理后的图像显示；以及输入装置 4（键盘、鼠标、轨迹球等），其与上述图像处理装置 2 连接，进行操作和指示等。

上述超声波 3D 探测器 1 由手术者（医生等）插入到被检者的体内，例如胃、食道、大肠等的管腔状脏器内。然后，在利用驱动收发部 1a 使例如设置在前端部的超声波振子 15 驱动的同时使其旋转，进行径向扫描，或者使其朝纵轴方向进退来进行线性扫描，或者进行使径向扫描和线性扫描组合的螺旋状的螺旋扫描，在收发超声波的同时，取得管腔状的三维回波，将其作为电模拟信号即三维回波信号传送到图像处理装置 2。

上述图像处理装置 2 主要由以下构成，即：信号处理电路 6，其对从上述超声波 3D 探测器 1 所传送的三维回波信号实施包络线检波、对数放大、A/D 转换、扫描转换等的信号处理作为数字三维回波数据，构成测量线设定单元的一部分；存储器 7，其存储由该信号处理电路 6 转换的至少 1 组以上的多个三维回波数据；大容量的记录装置 8；控制电路 9，其进行来自上述输入装置 4 的输入输出信号的控制；图像处理电路 10，其根据存储在上述存储器 7 内的三维回波数据，进行坐标转换等的图像处理，如图 2 所示构成用于构建剖面展开图的测量线设定单元的一部分；显示电路 11，其把由该图像处理电路 10 所处理的超声波三维图像转换成视频信号，可将其显示在上述监视器 3 上；CPU 12，其进行这些存储器 7、记录装置 8 以及各电路 6、9、10、11 的控制，并存储有执行在进行后述的“体积测量”时的运算的测量单元；以及数据传送总线（以下称为总线）13，其使该 CPU 12、上述存储器 7、记录装置 8 以及各电路 6、9、10、11 的各部分连接来进行图像数据等的收发。

图 2 是示出根据存储在上述存储装置 7 内的三维回波数据由图像处理电路 10 所加工的图，是将与超声波 3D 探测器 1 的纵轴方向垂直的第 1 剖面（径向剖面）和与之并列的第 2 剖面（线性剖面）展开后的 DPR（Dual Plane Reconstruction：双平面重建）显示。

图 3 示出在上述 DPR 显示中将径向剖面进行下半圆显示（仅显示从中心起的下半部分）来映现特定组织（例如前列腺）的状态，图 3 中的符号 16 表示的梨皮状部分（阴影部分）是该特定组织。

下面，使用图 4 至图 11 对手术者实际测量图 3 中的特定组织 16 的体积的过程进行说明。

在该特定组织 16 在第 1 剖面 and 第 2 剖面上的形状显示在监视器 3 上的状态下，手术者使用输入装置 4 进行测量指示。这样，在上述图像处理电路 10 中，构建用于根据存储在上述存储器 7 内的三维回波数据和这些输入指示来进行特定组织 16 的测量的图 4 所示的特定组织测量用超声波三维图像（以下称为测量用图像），经由显示电路 11 显示在监视器 3 的画面上。

然后，当手术者在测量用图像上识别出特定组织 16 时，使用输入装置 4 从测量项目中选择决定“距离测量”。

这样，在 CPU 12 中，在测量用图像上，如图 4 所示，把测径器 51 重叠显示在第 1 剖面像中央。

这里，当利用主输入装置 4 来使测径器 51 移动到特定组织 16 的一端（参照图 5）进行确定时，在第 1 剖面像中央出现与上述测径器 51 形状相同的激活的测径器 52。同时通过将确定了位置的测径器 51 的尺寸减小一圈，从而与激活的测径器 52 加以区别。然后，使测径器 52 移动到与测径器 1 大致相反侧的特定组织 16 的一端（图 6），进行决定，从而显示测径器 51 与测径器 52 之间的线段 x 的距离。

并且，当使用输入装置 4 新选择了第 2 系统的“距离测量”时，与第 1 系统的测径器形状不同的测径器 53 出现在第 1 剖面像中央，手术者使其通过上述线段 x 的中点，使测径器 53 移动到与线段 x 垂直的直线上且与特定组织 16 的边界相交的一端附近（图 7），进行确定。在确定的同时，由于在第 1 剖面像中央出现与上述测径器 53 形状相同的激活的测径器 54，因而与线段 x 一样，使测径器 54 移动到特定组织 16 的另一端（图 8），进行决定，从而显示线段 y 的距离。

最后，当使用输入装置 4 新选择了第三系统的“距离测量”时，与第 1 和第 2 系统的测径器形状不同的测径器 55 出现在第 1 剖面像中央，手术者通过操作上述输入电路 14，使测径器 55 移动到第 2 剖面像侧的与特定组织 16 的边界相交的一端附近（图 9），进行确定。在确定的同时，由于在第 2 剖面像中央出现与上述测径器 55 相同形状的激活的测径器 56，因而使其移动到特定组织 16 的另一端（图 10），进行决定，从而显

示线段 z 的距离，并显示体积测量（近似旋转椭圆体）结果（图 11）。

下面，参照图 12 至图 17 对上述体积测量运算进行说明。

（1）在进行了 2 系统输入的第 1 剖面（径向剖面）上，把距离长的系统作为长轴（在该情况下为测量线段 b）。把另一系统作为假短轴。考虑与长轴垂直的直线 d（参照图 12）。

（2）进行从假短轴到与长轴垂直的直线 d 的投影，决定短轴长度（参照图 13）。

（3）决定在长轴的垂直 2 等分线上且在（2）所决定的长度的短轴 e。决定与所决定的长轴 b 和短轴 e 外接的旋转椭圆 f（参照图 14）。

（4）考虑在线性剖面中径向分割线上的以旋转椭圆 f 的长轴 b 和短轴 e 的交点 O 的高度位置 O' 为中心的短轴 e 的长度部分的线段 g（参照图 15：在线性剖面 2 系统和径向剖面 1 系统输入的情况下，考虑中心位置的高度是交点 O、高度方向的宽度与短轴长度相同的矩形区域 g'）。

（5）如果线段 g 与测量线段 c 交叉（或者在区域 g'（高度方向的宽度与短轴相同，高度方向的中心 O' 与 O 的高度相同，横方向的中心与线性分割线相同，宽度与短轴相同）内包含有测量线段 c 的端点而与线性分割线上的线段 g'' 交叉），则为椭圆测量对象（参照图 16）。

（6）考虑测量线段 c、以及与 c 相互垂直 2 等分且具有与短轴相同长度的第 3 轴 h。考虑测量线段 c 以及以第 3 轴 h 为轴的旋转椭圆 i（参照图 17）。

（7）体积推测值 V 算出用的各轴长：

a'：长轴长度，b'：短轴长度，c'：测量线段 c 的长度，显示算出结果如下：

$$V = (4\pi/3) \times (a' / 2) \times (b' / 2) \times (c' / 2)$$

（8）椭圆的显示把旋转椭圆 f 和旋转椭圆 i 显示在画面上。

另外，当进行椭圆显示时，还有必要全部满足以下（a）和（b）的条件。

（a）径向剖面 2 系统、线性剖面 1 系统的情况

- 短轴和长轴的任意一方与螺旋分割线相交。

• 线性剖面系统与径向分割线相交。

(b) 线性剖面 2 系统、径向剖面 1 系统的情况

• 短轴和长轴的任意一方与径向分割相交。

以上, 根据本实施例, 可取得以下 1) ~4) 的效果。

5 1) 由于可在三维图像上指定测量范围, 因而测量容易且可高精度进行。

2) 由于可按照进行距离测量的感觉进行体积测量, 因而操作性不繁杂。

3) 在进行距离测量的同时, 可进行体积测量。

10 4) 通过显示体积测量范围, 可视觉识别测定范围。

本发明不限于上述实施例, 可在不改变本发明要旨的范围内进行各种变更、改变等。

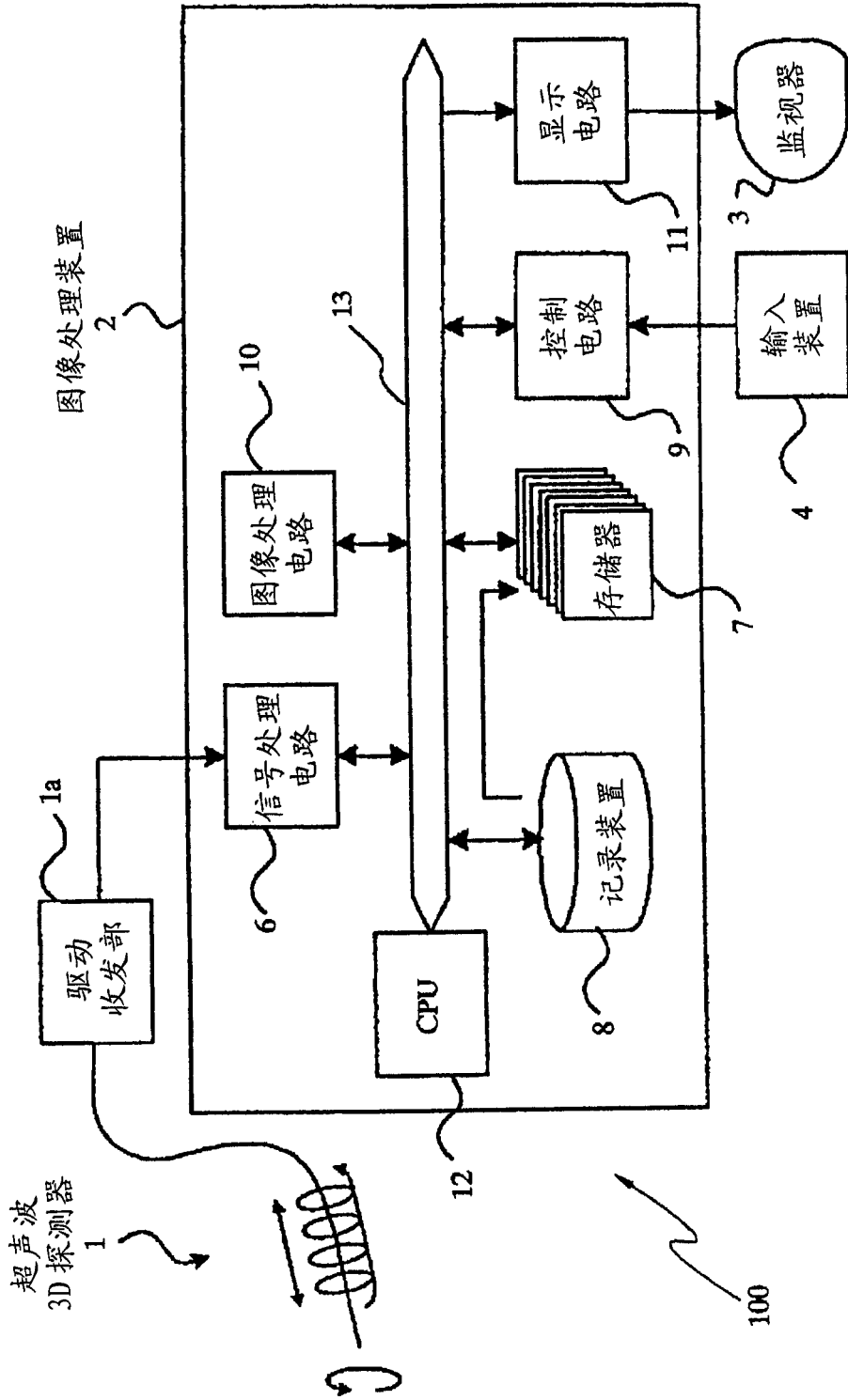


图1

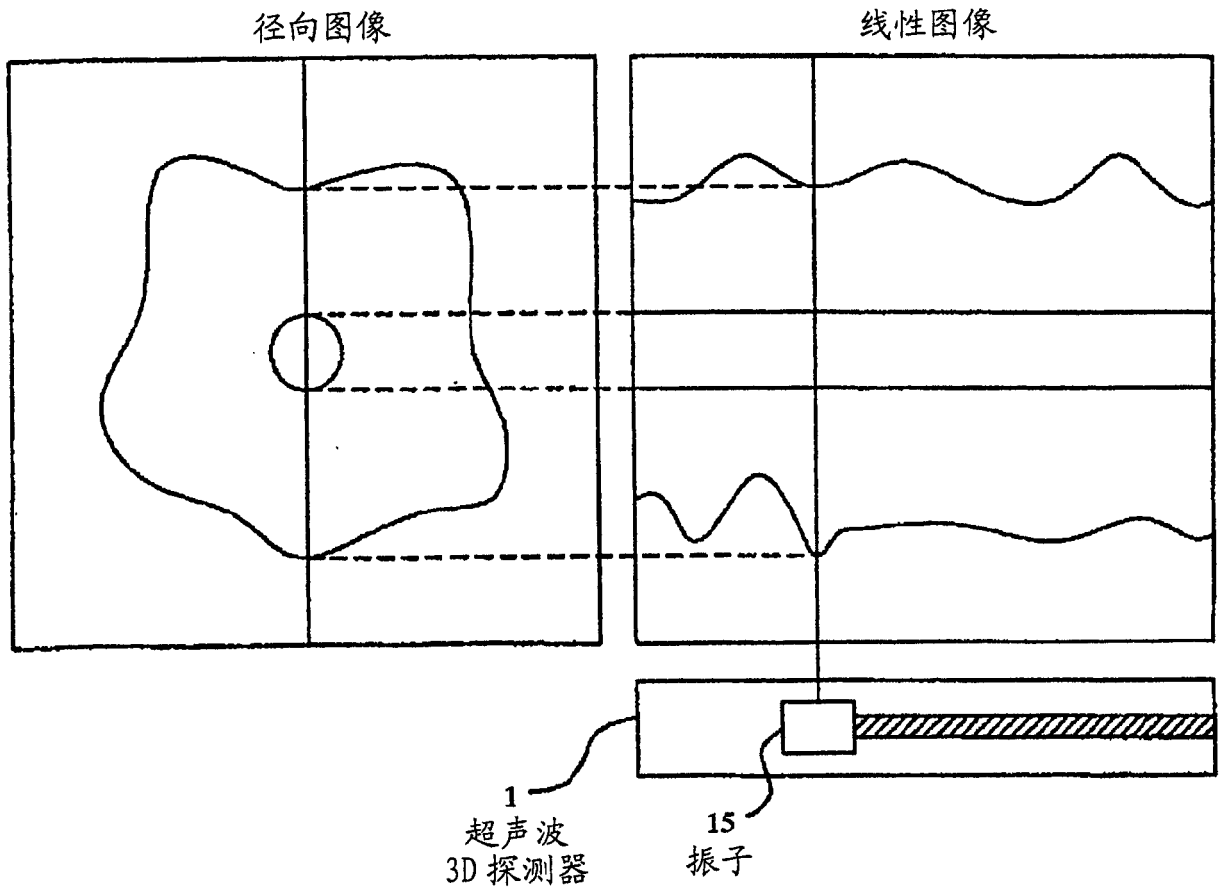


图 2

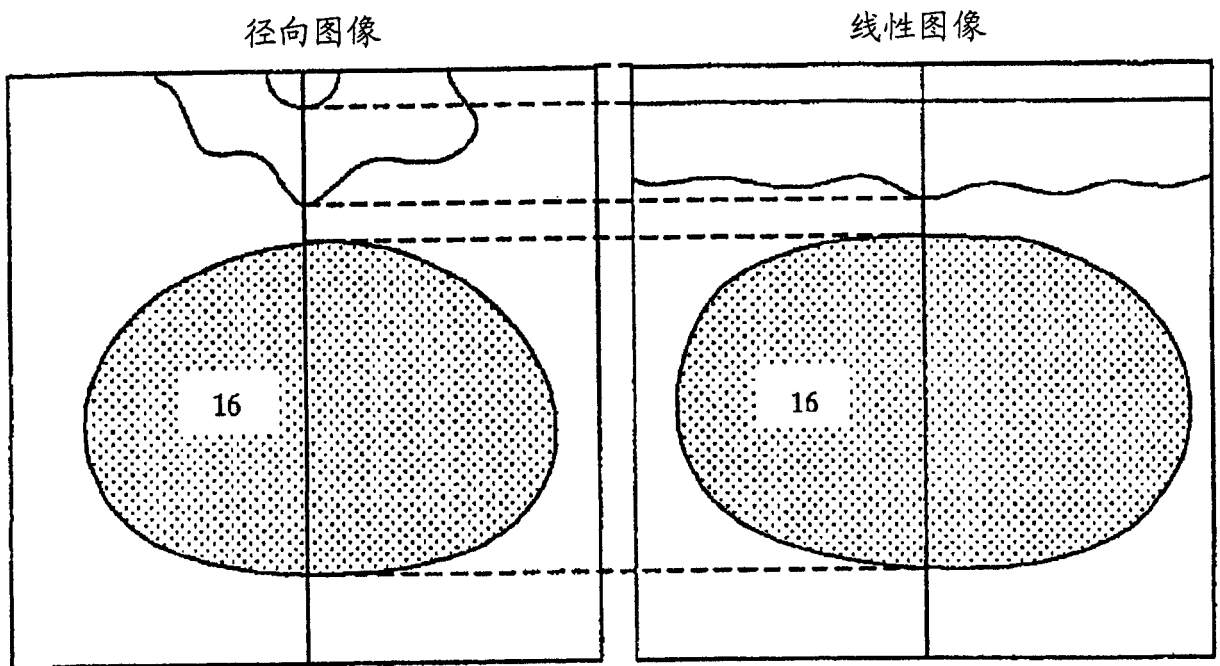


图 3

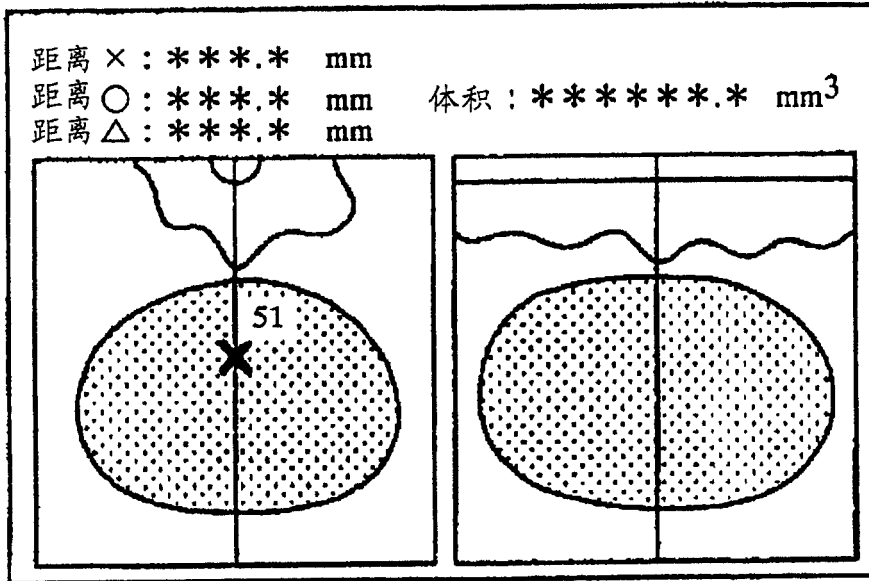


图 4

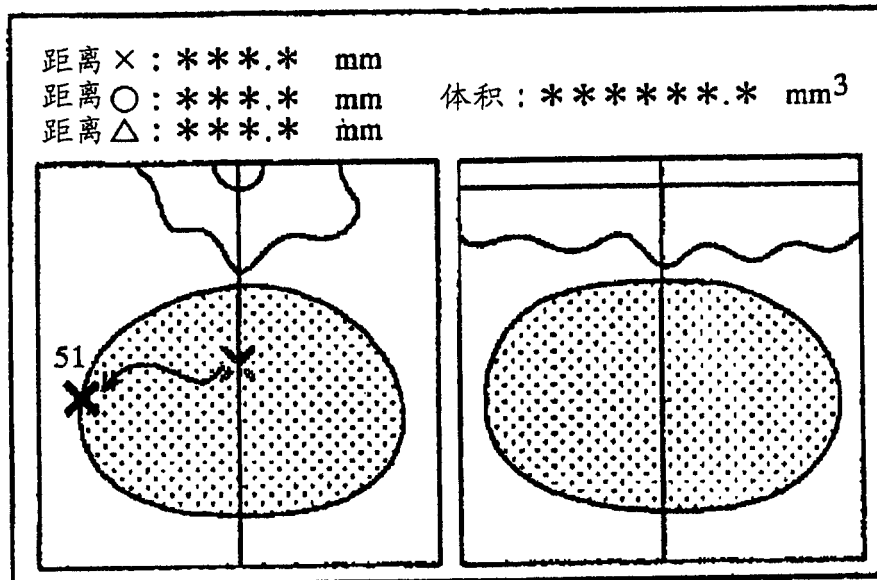


图 5

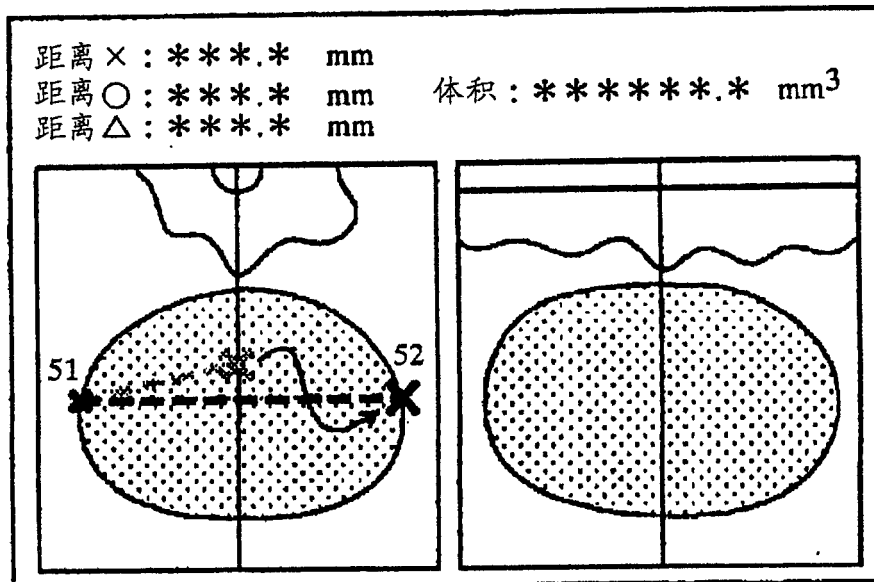


图 6

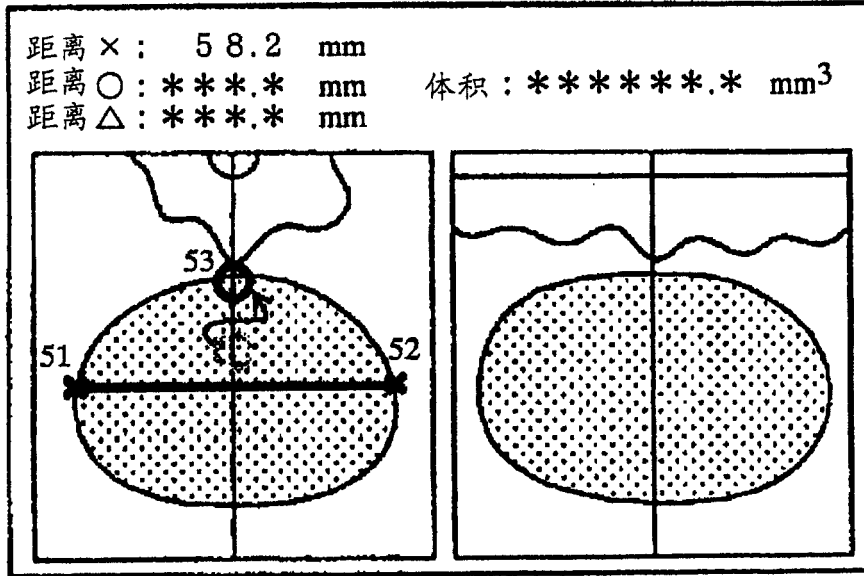


图 7

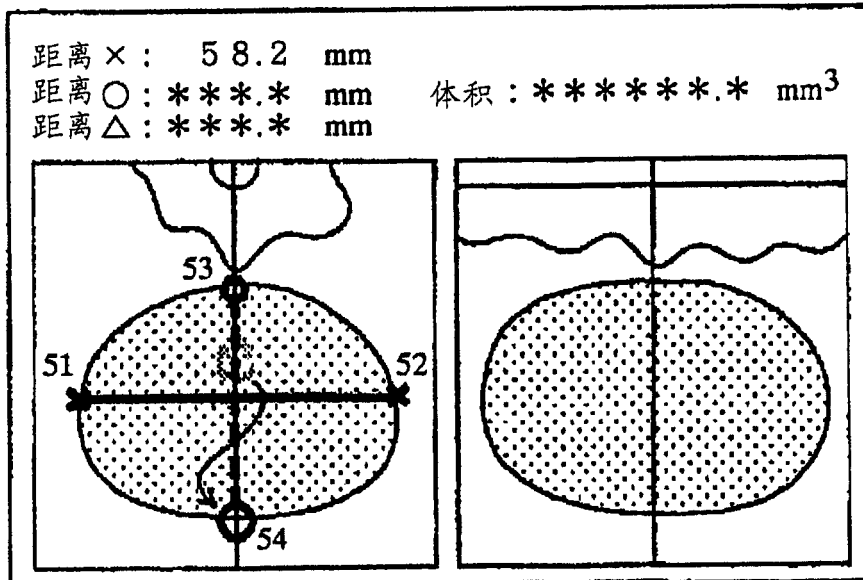


图 8

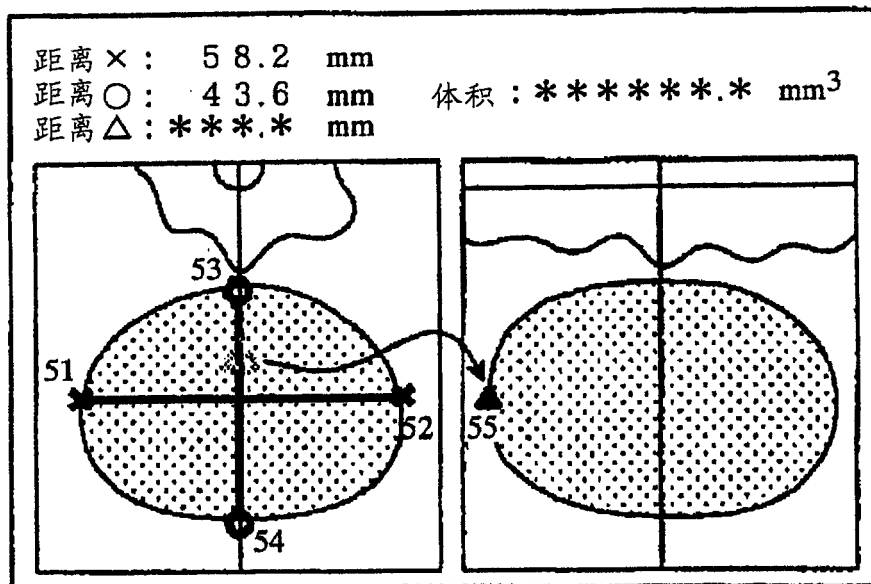


图 9



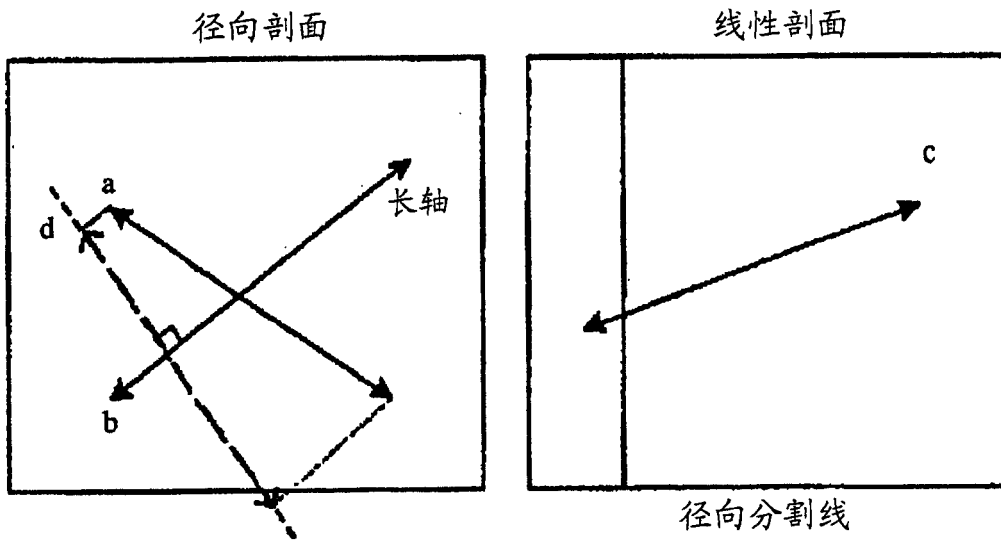


图 13

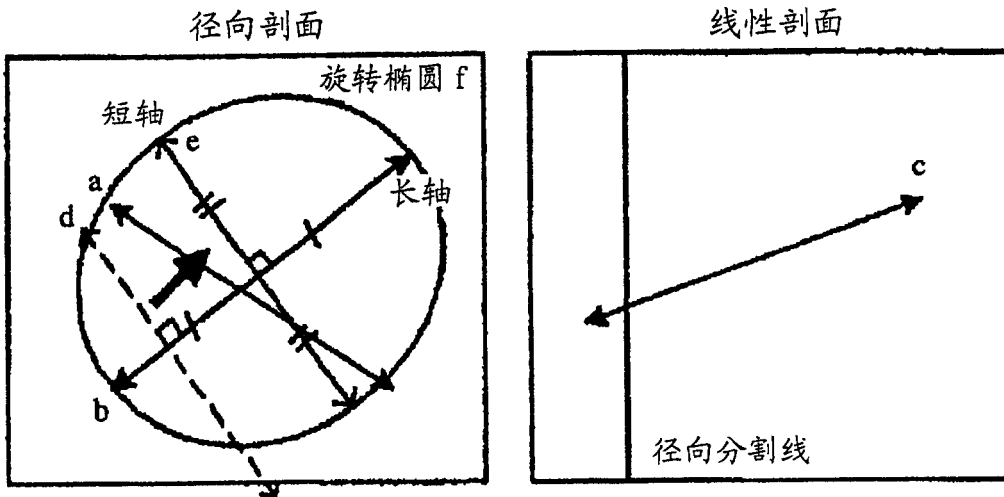


图 14

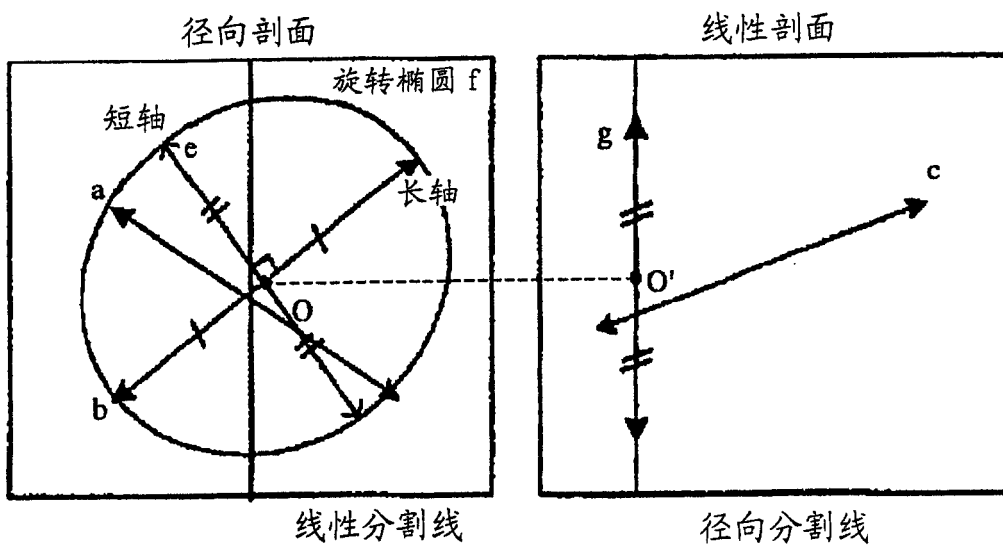


图 15

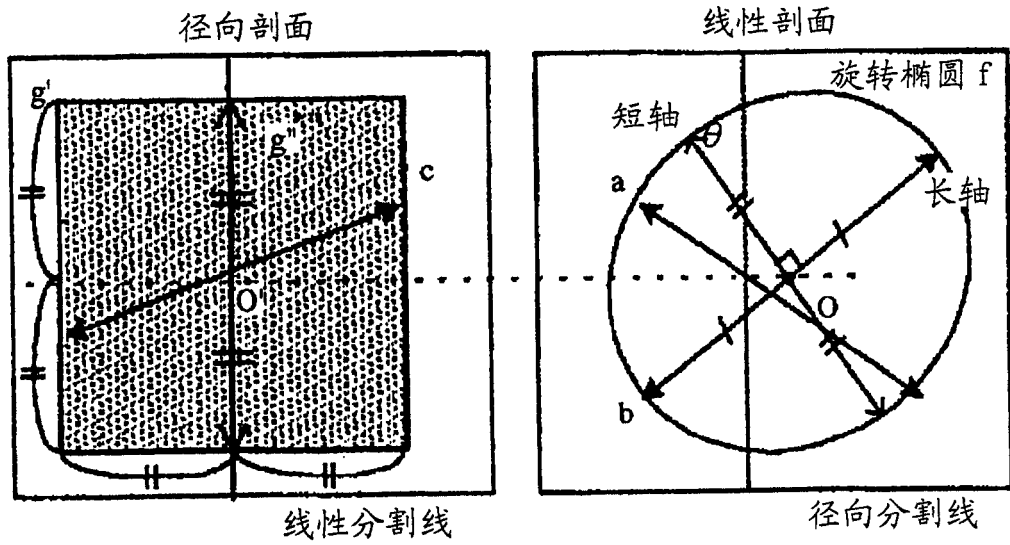


图 16

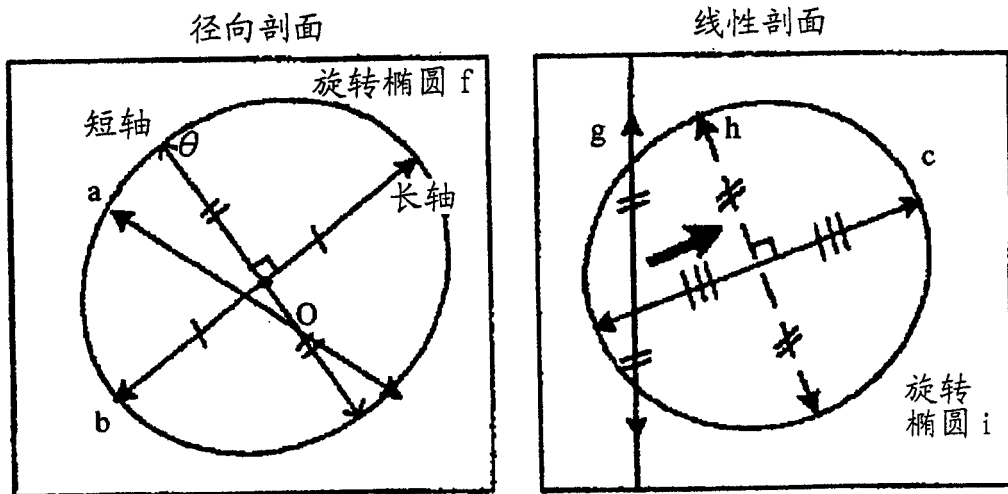


图 17

专利名称(译)	超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1956681A</a>	公开(公告)日	2007-05-02
申请号	CN200580016540.8	申请日	2005-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	吉村武浩		
发明人	吉村武浩		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/13 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/13 G01S7/52073 G01S7/52074		
优先权	2004153953 2004-05-24 JP		
其他公开文献	CN100459941C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波图像诊断装置。本发明的图像处理装置主要由以下部分构成，即：信号处理电路，其对从超声波3D探测器(1)所传送的三维回波信号实施信号处理；存储器，其存储由信号处理电路(6)转换的至少1组以上的多个三维回波数据；大容量的记录装置；控制电路，其进行来自输入装置的输入输出信号的控制；图像处理电路，其根据存储在存储器内的三维回波数据，进行坐标转换等的图像处理；显示电路，其显示由图像处理电路所处理的超声波三维图像；以及CPU，其执行在进行“体积测量”时的运算，该图像处理装置简便且精度良好地测定关心组织。

