



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101170948 B

(45) 授权公告日 2010.09.08

(21) 申请号 200680014972.X

(22) 申请日 2006.05.18

(30) 优先权数据

146656/2005 2005.05.19 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.11.01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/309902 2006.05.18

(87) PCT申请的公布数据

W02006/123729 JA 2006.11.23

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 长野智章

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李贵亮

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 6155978 A, 2000.12.05, 全文.

JP 特开平 5-123318 A, 1993.05.21, 全文.

US 6322509 B1, 2001.11.27, 全文.

CN 1493258 A, 2004.05.05, 全文.

审查员 李燕

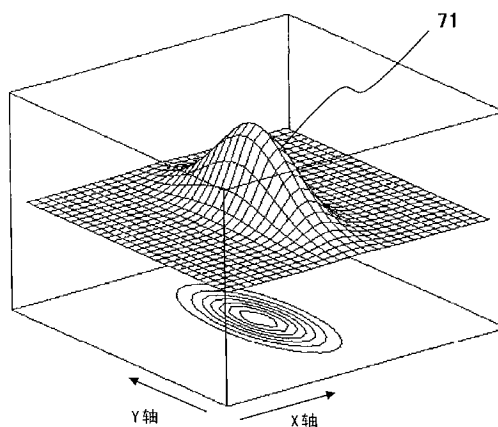
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其图像处理方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,包括向被检体内收发超声波并对该被检体的动态图像进行拍摄的单元,还包括:斑点测量单元,其对所述动态图像的各帧,测量各帧上出现的斑点的大小及/或形状;和平滑化单元,其根据该测量的斑点的大小及/或形状,对各帧的图像数据实施平滑化处理。



1. 一种超声波诊断装置,包括向被检体内收发超声波并对该被检体的动态图像进行拍摄的单元,还包括:

斑点测量单元,其对所述动态图像的各帧,测量各帧上出现的斑点的大小及/或形状;
和

平滑化单元,其根据该测量的斑点的大小及/或形状,对各帧的图像数据实施平滑化处理。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述斑点的大小及/或形状由具有长轴和短轴的椭圆来近似,所述斑点测量单元通过求取由所述椭圆来近似的斑点的长轴和短轴,由此对所述斑点的大小及/或形状进行测量。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述斑点测量单元基于对所述动态图像的各帧的图像数据实施了灰度共生矩阵运算后的结果,测量所述斑点的大小及/或形状。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述平滑化处理通过高斯滤波器处理进行,所述高斯滤波器的垂直的两个轴上的标准偏差基于由所述斑点测量单元求出的斑点的长轴和短轴来确定。

5. 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:

参数测量单元,其基于所述动态图像的各帧中的各部位的轮廓,对表示所述被检体的运动部位的形状的参数进行测量;和

显示单元,其显示所述参数在时间上的变化。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述运动部位是被检体的心脏,所述轮廓是心脏的左心室内膜、左心室外膜、左心房、右心室内膜、右心室外膜、右心房的轮廓。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括如下单元,该单元使作为所述心脏的左心室内膜和左心室外膜和左心房、或者右心室内膜和右心室外膜和右心房的接合点的阀环,在各轮廓中公用。

8. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述参数是所述心脏的四腔的容积或轴长、构成心脏的膜间的距离、或心肌的厚度。

9. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述参数测量单元通过辛普森法求取参数。

10. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括如下单元,该单元通过对所述运动部位的剖面进行三维排列来显示所述轮廓在时间上的变化。

11. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括如下单元,该单元通过使所述运动部位的轮廓的三维图像在时间上变化,来显示所述轮廓在时间上的变化。

12. 一种超声波图像处理方法,包括(1)向被检体内收发超声波并对该被检体的动态图像进行拍摄的工序,

该方法还包括：

- (2) 对所述动态图像的各帧,测量各帧上出现的斑点的大小及 / 或形状的工序 ;和
- (3) 根据该测量的斑点的大小及 / 或形状,对各帧的图像数据实施平滑化处理的工序。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

还包括：

- (4) 对所述动态图像的任一帧提取所述被检体的运动部位的轮廓的工序 ;和
- (5) 对所述动态图像的其他帧检测所述轮廓的运动的工序。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

所述工序 (2) 通过对各帧的图像数据实施灰度共生矩阵,来检测所述斑点的大小及 / 或形状。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

所述轮廓是心脏的左心室内膜、左心室外膜、左心房、右心室内膜、右心室外膜、右心房的轮廓。

16. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,包括：

(6) 利用输入单元,由所述动态图像的一帧输入心脏的左心室内膜、左心室外膜、左心房的轮廓点的工序；

(7) 将心脏的左心室内膜、左心室外膜、左心房的轮廓点相交的部分作为阀环并使其公用的工序；

(8) 圆滑地连接所述轮廓点来导出轮廓线的工序 ;和

(9) 对所述轮廓线的导出进行修正的工序。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

包括：

(10) 检测所述工序 (8) 中作为轮廓线导出的轮廓在动态图像的各帧中如何运动的工序；

(11) 根据所述轮廓的运动,算出与所述被检体的运动部位的运动有关的参数的工序；
和

(12) 显示该参数在时间上的变化的工序。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

包括：

(13) 进行用于适当显示所述轮廓的运动的信号处理的工序 ;和

(14) 基于由所述信号处理获得的结果,对所述轮廓的运动进行显示的工序。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

在所述工序 (14) 中,通过对所述运动部位的剖面进行三维排列来显示所述轮廓在时间上的变化。

20. 根据权利要求 18 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,

在所述工序 (14) 中,通过使所述运动部位的轮廓的三维图像在时间上变化,来显示所述轮廓在时间上的变化。

超声波诊断装置及其图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及其图像处理方法,尤其涉及考虑斑点的形状以及大小而能获得有用的超声波图像的超声波诊断装置及其图像处理方法。

背景技术

[0002] 在由超声波诊断装置获得的超声波图像中,混有称为斑点噪声的噪音。认为由于与超声波的波长相比非常小的生物体组织内的反射体群反射的散射波以各种相位产生并干涉,从而出现该斑点噪声。

[0003] 一般,历来斑点噪声对于图像诊断而言是不需要的噪声,因此认为是应降低的部分。例如,根据专利文献 1 记载的现有技术,具备判定斑点噪声并将其去除的电路。

[0004] 专利文献 1 :特开平 9-94248 号公报

[0005] 但是,本发明者们认为超声波图像中的斑点未必是在诊断被检体时不需要的信息。即,若实施与图像上出现的斑点的形状以及大小相应的滤波处理,则认为可不设置斑点噪声的除去电路而获得对诊断更为有用的图像。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于,提供一种考虑斑点的形状以及大小来进行滤波处理,从而可获得更有用的超声波图像的超声波诊断装置及其图像处理方法。

[0007] 更具体而言,提供一种有助于心脏病变的适宜的诊断的超声波诊断装置及其图像处理方法,尤其是,提供一种可获得心脏的多个部位、即左心室、心肌、左心房、右心室、右心房等四腔的良好质量的图像,并对这些功能进行评价的超声波诊断装置及其图像处理方法。

[0008] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置,包括向被检体内收发超声波并对该被检体的动态图像进行拍摄的单元,还包括:斑点测量单元,其对所述动态图像的各帧,测量各帧上出现的斑点的大小及/或形状;和平滑化单元,其根据该测量的斑点的大小及/或形状,对各帧的图像数据实施平滑化处理。

[0009] 另外,本发明的超声波图像处理方法,包括(1)向被检体内收发超声波并对该被检体的动态图像进行拍摄的工序,该方法还包括:(2)对所述动态图像的各帧,测量各帧上出现的斑点的大小及/或形状的工序;和(3)根据该测量的斑点的大小及/或形状,对各帧的图像数据实施平滑化处理的工序。

附图说明

[0010] 图 1 是本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的系统构成图;

[0011] 图 2 是本发明的实施例 1 的超声波诊断装置 1 的处理次序;

[0012] 图 3 是表示在超声波图像(B 模式)上设定有朝超声波束方向的窗口的情况的图;

[0013] 图 4 是表示理想的斑点的轮廓的图;

- [0014] 图 5 是以椭圆形显示斑点的图；
- [0015] 图 6 是表示斑点彼此的间隔窄、对比度饱和的情况的图；
- [0016] 图 7 是表示二维高斯滤波器的特性的一例的图；
- [0017] 图 8 是表示完成了手动跟踪 (manual trace) 的状态的图；
- [0018] 图 9 是表示通过步骤 26 进行了轮廓点 83 ~ 85 的凹凸和间隔的偏差的修正后的结果的图；
- [0019] 图 10 是说明辛普森 (Simpson) 法的图；
- [0020] 图 11 是以曲线图表示各参数随着帧的更新而如何变化 (时间变化) 的图；
- [0021] 图 12 是表示实施例 2 中的显示例的图；
- [0022] 图 13 是表示实施例 3 中的显示例的图；
- [0023] 图 14 是表示显示装置上的其他显示例的图。

具体实施方式

[0024] 下面,参照附图进行说明。

[0025] (实施例 1)

[0026] 图 1 是本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的系统构成图。

[0027] 在图 1 中,本发明的实施例 1 中的超声波诊断装置 1 是利用超声波进行心脏功能的测量用的装置,采用至少其一部分中包括公知的超声波诊断装置的装置构成。

[0028] 超声波诊断装置 1 构成为包括:探头 2、发送部 3、接收部 4、收发分离部、调相加法运算部 6、信号处理部 7、A/D 转换器 8、帧存储器 9a、视频存储器 (cine memory) 9b、控制器 10、输入设备 11、接口 12、结果存储部 13、显示电路部 14、显示装置 15、心电图 16。在图 1 中,仅表示了超声波诊断装置的主要功能。下面,对图 1 所示的各构成进行说明。

[0029] 探头 2 构成为:向诊断部位 (在此为心脏) 送出超声波,并能接受其反射波。在探头 2 的内部设置有未图示的多个振动器,这些振动器成为超声波的产生源 (送波源),另外还能接受反射波。发送部 3 构成为:能对探头 2 进行驱动来生成送出超声波用的送波脉冲信号。另一方面,接收部 4 构成为:可接收由探头 2 接受并被转换为电信号的回声信号。

[0030] 收发分离部 5 构成为:能够在发送时向探头 2 送来自发送部 3 的送波脉冲信号,在接收时向接收部 4 送来自探头 2 的回声信号。调相加法运算部 6 构成为:能够对来自接收部 4 的多个回声信号进行调相加法运算,生成接收射束信号。

[0031] 信号处理部 7、A/D 转换器 8、帧存储器 9a 和视频存储器 9b 构成为:作为根据所述接收射束信号来获得诊断部位的浓淡断层像 (黑白断层像) 用的信号处理部而发挥功能。即,信号处理部 7 输入来自调相加法运算部 6 的接收射束信号,进行增益修正、对数压缩、检波、增强轮廓、滤波处理等信号处理。A/D 转换器 8 构成为:可将来自信号处理部 7 输出的信号变换为数字信号。帧存储器 9a 构成为:可将来自 A/D 转换器输出的接收射束信号以图像帧单位进行存储。另外,视频存储器 9b 构成为:可存储连续拍摄的多个图像帧。此外,存储到帧存储器 9a 和视频存储器 9b 的图像与由心电图 16 测量的 ECG 波形的相位信息对应。

[0032] 帧存储器 9a 中存储的上述断层帧数据被基于控制器 10 的控制信号以电视同步方式读出。另外,控制器 10 构成为可进行如下各种处理:基于控制程序进行各构成要素的控制;将从视频存储器 9b 读出的断层帧数据加工成超声波断层像数据;进行后述的轮廓点或

各轮廓线的数据生成或向显示装置 15 的输出控制 ;进行同样后述的心脏功能测量所涉及的容积计算和距离计算等规定的运算 ;进行同样后述的修正、平滑化处理或组织追踪。

[0033] 控制器 10 构成为具有所谓的微型计算机的功能。控制器 10 具有如后述的运算单元、运算结果输出单元、平滑化处理单元、组织追踪单元等功能。

[0034] 输入设备 11 通过接口 12 与控制器 10 连接。作为输入设备 11,可举出鼠标或跟踪球作为一例。输入设备 11 为了由技术人员(操作者)一边参照显示装置 15 上显示的超声波图像,一边在超声波图像上手动跟踪心脏的左心室、心肌、以及左心房的各轮廓而设置。输入设备 11 和控制器 10 具有如后述的跟踪单元以及修正单元的功能。

[0035] 结果存储部 13 具有作为存储后述的轮廓点的坐标数据、由控制器运算出的运算结果等的存储器的功能。结果存储部 13 中存储的坐标数据和运算结果等基于控制器 10 的控制信号而被读出。

[0036] 显示电路部 14 构成为:基于来自控制器 10 输出的控制信号而工作。显示电路部 14 构成为:将来自控制器 10 的超声波断层像数据或后述的轮廓点、各轮廓线的数据变换为模拟信号,来生成显示用的影像信号。在显示电路部 14 中未特别进行图示,但设置有 D/A 变换器或影像信号变换电路等。显示装置 15 构成为:输入从显示电路部 14 输出的影像信号,显示超声波图像。作为显示装置 15,例如使用电视监视器。

[0037] 接着,参照图 2 的流程图,对本发明的实施例 1 的超声波诊断装置 1 的处理次序进行说明。图 2 是表示控制器 10 中的处理的流程图。这里说明的处理中还包含由用户利用输入设备 11 和显示装置 15 所进行的各种输入等的次序等。另外,下述所示的图 2 的流程图各步骤说明还随时参照图 3~图 11 进行。

[0038] (步骤 21)

[0039] 基于操作者利用输入设备 11 输入的信号,从影片存储器 9b 读出第一帧的图像,在显示装置 15 上显示超声波的动态图像的第一帧。

[0040] (步骤 22)

[0041] 对步骤 21 中显示的第一帧图像通过后述的方法实施滤波处理,改善画质。

[0042] 下面,详细描述在该步骤中执行的滤波处理。

[0043] 这里,在步骤 32 中,详细描述用于使进行组织追踪等时的运算(微分运算等)更适合的滤波处理。该滤波处理由步骤 22a 和步骤 22b 构成。

[0044] 一般,为了适合进行微分运算,对图像数据实施图像浓度的平滑化滤波。作为平滑化滤波器之一有二维高斯滤波器。在超声波图像中,由于在超声波束的收发方向和扫描方向(与该收发方向交叉的方向)上分辨率不同,因此,需要实施与该分辨率的差异相对应的二维高斯滤波处理。更具体而言,在超声波图像上,存在称为斑点的浓淡的凹凸(例如,参照特开平 7-51270 号公报),但在超声波图像中,该斑点并非完全的圆形,而是椭圆形状(长径方向和短径方向分别为超声波束的扫描方向或发送方向)。因此,本发明者鉴于斑点为椭圆形状,发明了二维高斯滤波器以各向异性方式实施的方法。

[0045] 下面,对步骤 22a 和 22b 进行说明。

[0046] (步骤 22a)

[0047] 图 3 是在超声波图像(B 模式)上设定有超声波束方向上的窗口 41 的情况。首先,根据该窗口 41 内的图像数据,求出窗口内部的斑点的平均大小及 / 或形状。作为具体

的次序,直接取出窗口内的像素值,按照使射束的发送方向在画面上为垂直方向的方式进行仿射变换 (affinetransformation),然后,在表示为 42 的窗口内,对水平方向和垂直方向的灰度共生矩阵 (例如,参照特开平 5-123318) 进行运算,求出对比度的特征量。当斑点的大小及 / 或形状为理想情况时,如图 4 所示,对比度最高的像素位置 (51) 与对比度最低的像素位置 (52) 之间的距离 (53) 成为斑点的大小 (54) 的二分之一。因此,通过计算水平方向和垂直方向的对比度最高的像素位置 (51) 与对比度最低的像素位置 (52) 之间的距离 (53),求出以椭圆近似时 (图 5) 的斑点的大小的尺寸 (短径 A 以及长径 B)。

[0048] 或者,另外,图像的某线段上 (图 3 的窗口 42 内的线段上) 的轮廓也并非如图 4 所示那样理想。例如,图 6 是对灰度共生矩阵进行运算的结果,61 是像素间距离,62 是对比度,63 是横向对比度,64 是纵向对比度,由 A、B 表示的距离 65 是斑点的短径 A 以及长径 B。在图 6 中,斑点彼此的间隔窄,浓淡共生矩阵的对比度特征量饱和。在如图 6 的情况下,检测像素值达到最大的距离 (图 6 中的 A 以及 B),作为斑点的尺寸 (短径 A 以及长径 B)。

[0049] (步骤 22b)

[0050] 在该步骤中,利用在步骤 22a 中求出的斑点的尺寸 (短径 A 以及长径 B),进行与其特性相应的二维高斯滤波器的应用。

[0051] 图 7 是二维高斯滤波器 (71) 的特性的一例。二维高斯滤波器如图 7 所示,将无论取 X 轴方向和 Y 轴方向上的哪个截面都为正态分布的函数作为滤波器,但若在 XY 平面上截断图 7 所示的函数,则其截面成为椭圆,与在步骤 22a 中求出的斑点同样。在该步骤中,将步骤 22a 中的短径 A 和长径 B 的大小调整为图 7 所示的二维高斯滤波器的 X 轴方向和 Y 轴方向的标准偏差,从而使平滑化处理最佳化。

[0052] 关于相对在步骤 22a 中求出的短径 A 和长径 B 如何调整二维高速滤波器的 X 轴方向和 Y 轴方向的标准偏差 σ_A 和 σ_B ,为了不产生不需要的噪声,设定为比短径 A 和长径 B 的长度稍长是重要的。另外,若使标准偏差 σ_A 和 σ_B 的设定过大,则存在过于平滑化导致失去图像的特征的问题,因此需要调整为适当的值。

[0053] 通过上述的滤波处理 (步骤 22a 以及 22b),可描绘到心脏的左心房 (或右心房)。

[0054] (步骤 23)

[0055] 操作者一边观察显示装置 15 上显示的第一帧超声波图像,一边利用鼠标或跟踪球所构成的输入设备 11,开始心脏四腔的手动跟踪。在本实施例中,通过步骤 22a 和 22b,可清晰地描绘到心脏的左心房,因此,到左心房为止的手动跟踪容易。这里,手动跟踪是指由操作者在超声波图像上以点 (轮廓点) 来描绘左心室、心肌、左心房的轮廓 (更具体而言,左心室内膜、左心室外膜、左心房的轮廓)。另外,在本实施例中,将一对阀环 (左心室与左心房的结合点) 作为对左心室和左心房进行手动跟踪时的公共部分。

[0056] 这里的手动跟踪的具体次序的一例为:在一方的阀环的位置 (例如,图 8 中的 81) 配置轮廓点,从该轮廓点沿左心室内膜依次配置多个轮廓点。在沿左心室内膜配置了多个轮廓点之后,在另一方的阀环的位置 (例如,图 8 中的 82) 配置轮廓点。同样,在一方的阀环的位置配置轮廓点,从该轮廓点沿左心室外膜依次配置多个轮廓点。在沿左心室外膜配置了多个轮廓点之后,在另一方的阀环的位置配置轮廓点。进而,在一方的阀环的位置配置轮廓点,从该轮廓点沿左心房依次配置多个轮廓点。在沿左心房配置了多个轮廓点之后,在另一方的阀环的位置配置轮廓点。

[0057] 这里所示的手动跟踪的次序作为一例,从哪个轮廓开始手动跟踪均可。另外,进行画面的右向旋转和左向旋转的哪个朝向的手动跟踪(轮廓点的配置)均可。另外,也可仅对左心房进行手动跟踪,而对左心室和心肌利用现有技术(例如,特开平 8-206117 号公报所公开的技术等)进行自动跟踪。

[0058] (步骤 24)

[0059] 通过步骤 23 由输入设备 11 输入而配置的轮廓点以叠加在超声波图像上的形式显示于显示装置 15,并伴随于此存储到结果存储部 13 中。

[0060] 图 8 表示完成了手动跟踪的状态的图,配置有多个轮廓点。图 8 中的 81、82 表示一对阀环的位置。另外,83 是由多个轮廓点形成的左心室内膜的轮廓线,84 是左心室外膜的轮廓线,85 是左心房的轮廓线。从图 8 可知,在通过手动跟踪配置了轮廓点的情况下,轮廓线 83 ~ 85 凹凸较多,轮廓点的间隔存在偏差。

[0061] (步骤 25)

[0062] 基于控制器 10 的控制,对手动跟踪的三条轮廓线 83 ~ 85 的凹凸或间隔的偏差进行自动修正。更具体而言,例如通过样条曲线等进行拟合,按照使轮廓点达到预先确定的个数和间隔的方式进行重新配置即可。图 9 是通过步骤 25 进行了轮廓线 83 ~ 85 的凹凸或间隔的偏差的修正后的结果,轮廓线变得更圆滑。

[0063] (步骤 26)

[0064] 通过步骤 25 进行了自动修正的结果,当存在操作者明确认为是拟合错误的轮廓点时,利用输入设备 11 进行手动修正。更具体而言,通过对各个轮廓点进行点击、拖动来手动修正。手动修正后的各轮廓点的坐标数据被重新存储到结果存储部 13 中。

[0065] 此外,在上述的步骤 23 ~ 25 的手动跟踪以及手动跟踪后的轮廓点的修正中,阀环的位置可能会因轮廓线 83 ~ 85 而稍微偏移。在这种情况下,可以通过某一轮廓线的阀环的位置来公用,也可求出多个轮廓线的阀环的位置坐标的平均坐标将其作为阀环的位置而公用。由此,左心室以及左心房由一条线连接,从而可对左心室左心房之间流动的血流量等无遗漏地进行测量。另外,由左心室内膜和左心室外膜包围的区域是心肌,因此,也可对心肌区域的面积等无遗留地进行测量。

[0066] (步骤 27)

[0067] 判断是否恰当地实施了最初帧的手动跟踪,当判断为已恰当地实施的情况下转移到步骤 28,当判断为未恰当实施的情况下转移到步骤 21。

[0068] (步骤 28)

[0069] 基于到步骤 26 为止求出的轮廓线,对心脏的各部位的容积以及大小(距离等)进行测量。在本实施例中,例如,为了求出容积而利用辛普森法,通过图 10 进行其具体说明。首先,求出阀环间的中点 101,并检索左心室内膜、左心室外膜、左心房各个轮廓线上距该点最远的点,通过连结该远点和中点 101 求出轴 102、103、104,从而应用辛普森法。利用辛普森法进行脏器的求积的方法例如在特开平 7-289545 号公报中公开。通过如在特开平 7-289545 号公报中公开的方法,计算左心室内膜、左心室外膜、左心房、左心室与左心房的和、心肌(左心室外膜容积与左心室内膜容积之差)的各容积。另外,计算轴 102 的长度(连接在轴 102 上相对于中点 101 最向图上侧的与左心室外膜相交的点、和在轴 102 上相对于中点 101 最向图下侧延长时与左心房相交的点的长度)、左心室以及左心房的壁间距离

(将构成左心室内膜以及左心房的轮廓线的一对阀环间连接起来的线段方向的宽度 105、106、心肌的内外膜间的距离 107)。另外,还计算轮廓线方向的轮廓点间距离 108。

[0070] (步骤 29)

[0071] 判断是否存在下一帧。当存在下一帧时前进到步骤 30,当不存在下一帧时前进到步骤 33。

[0072] (步骤 30)

[0073] 控制器 10 从视频存储器 9b 读入下一帧图像数据,存储到结果存储部 13 中。

[0074] (步骤 31)

[0075] 对在步骤 30 中显示的第二帧图像与步骤 22 同样实施滤波处理,进行画质改善。步骤 31 由步骤 31a 和步骤 31b 构成,分别进行与步骤 22a、步骤 22b 同样的处理。

[0076] (步骤 32)

[0077] 在该步骤中,自动追踪从第一帧向第二帧(或者,在步骤 30 中根据相继实施的帧的读入,从第 n 帧向第 n+1 帧)转移时产生的各脏器的轮廓线的变化。这里,将各脏器的轮廓线的变化(变动)的追踪称为组织追踪的处理。本实施例中的组织追踪的处理的具体方法采用鲁棒性高的算法,以便在画质差的情况下也能应用。例如,可采用光学流(optical flow)法,块匹配法、梯度法、粒子追踪法。在梯度法中,具体而言,利用图像浓度的梯度,以解析方式求出速度矢量。由于向图像的访问只要微分计算,因此可高速求出速度矢量。尤其是,在膜的部分可获得大至某一程度的微分值,因此能稳定进行组织追踪。当组织追踪结束时,转移到步骤 28,对第二帧(第 n+1 帧)计算左心室内膜、左心室外膜、左心房、左心室与左心房的和、心肌(左心室外膜容积与左心室内膜容积之差)的各容积、102 的长度、左心室以及左心房的壁间距离、心肌的内外膜间的距离、轮廓线方向的轮廓点间距离(以下将这些由步骤 28 求出的值称为参数)。

[0078] (步骤 33)

[0079] 当针对所有帧的处理结束时,在显示装置 15 上以曲线图等形式显示各参数随着帧的更新如何变化(时间变化)。此外,关于这里的曲线图显示,是在横轴上表示时间或帧编号,在纵轴上表示各参数的计算值,例如如图 11 所示。

[0080] 在图 11 的显示中,显示左心室内膜、左心室外膜、左心房、左心室与左心房的和、心肌(左心室外膜容积 - 左心室内膜容积)的容积的时间变化,可一边相互参照包括左心房在内的心脏的各部的容积变化和 ECG(心电图),一边进行诊断(在图 11 中,最上面的线表示左心室外膜、接下来依次是左心室与左心房的和、心肌、左心室内膜、左心房,最下面的线表示 ECG(心电图))。另外,左心室内膜、左心室外膜、左心房的各轴(图 10 中的 102、103、104)的长度也可同样地进行曲线化。进而,左心室、左心房的壁间距离 105、106、心肌的内外膜间距离 107、轮廓线方向的轮廓点间距离 108 也可进行曲线化。容积、轴长、壁间距离是评价心功能的重要指标,与左心室心肌、左心房膜的运动性能密切相关。如上所述,通过进行曲线化,可观察时段与心功能异常的关系,还可观察左心室、左心房间的心功能的差异。

[0081] 根据上述实施例,对时间上连续获得的多帧所构成的动态图像中的最初的一帧,通过手动跟踪等确定各脏器的轮廓线,进而在对与最初一帧相连的多帧通过组织追踪来追踪各脏器的轮廓线时,考虑在超声波图像上特征表现的矢量的大小以及形状,进行各图像

数据的滤波处理,由此,还可追踪以往不清晰的左心房等的轮廓。另外,基于各帧的各脏器的轮廓线,求取供被检体的诊断用的各种参数,还可显示其时间上的变化,从而可提供适宜的医用图像诊断装置以及方法。

[0082] (实施例 2)

[0083] 本实施例是本发明的显示到显示装置 15 上的显示例的另一例。

[0084] 如图 12 所示,还可对心室、左心房、心肌的剖面 (121) 以时间序列进行三维排列显示。由此,从视觉上可观察心脏的形状的变化。

[0085] (实施例 3)

[0086] 本实施例是本发明的显示到显示装置 15 上的显示例的又一例。

[0087] 如图 14 所示,可将心室、左心房、心肌划分为几个部分进行三维显示 (131),并且,通过对帧进行连续显示,可使三维显示的心室、左心房、心肌在时间上变化的情况可视化。

[0088] 本发明并不限于上述实施例,在不脱离本发明的宗旨的范围内可进行各种变形来实时。例如,上述步骤 22、步骤 31 中对各帧实施的滤波处理也可安排在步骤 21 之前对所有帧实施,而不是在步骤 21 之后、步骤 30 之后进行。

[0089] 另外,在步骤 22b、31b 中实施的二维高斯滤波也可采用不是利用高斯函数的滤波处理,而采用其他函数。

[0090] 另外,本发明不限于观察心脏的动态,还可应用于观察其他脏器。例如,可用于观察脖颈的颈动脉的脉搏。不仅是具有动态的脏器,对于通常的基于超声波的摄像,通过考虑斑点的大小 / 及形状来进行平滑化处理,也存在画质改善效果,本发明还可应用于通常的超声波诊断装置以及方法中。

[0091] 另外,斑点的大小及 / 或形状在一帧图像数据内也会因位置而不同,因此,可根据基于位置引起的大小及 / 或形状的变化来改变基于高斯滤波的平滑化处理。

[0092] 另外,图 11 ~ 13 所示的显示例也可不单独在显示装置 15 上显示,而是与 B 模式像排列显示。例如,将 B 模式像 (141) 和图 11 (142) 组合的显示例成为图 14 所示。在图 14 中,由 143 表示的线表示图 14 上侧的 B 模式像是在下侧的显示例的横轴的时间轴的哪个时刻的像。

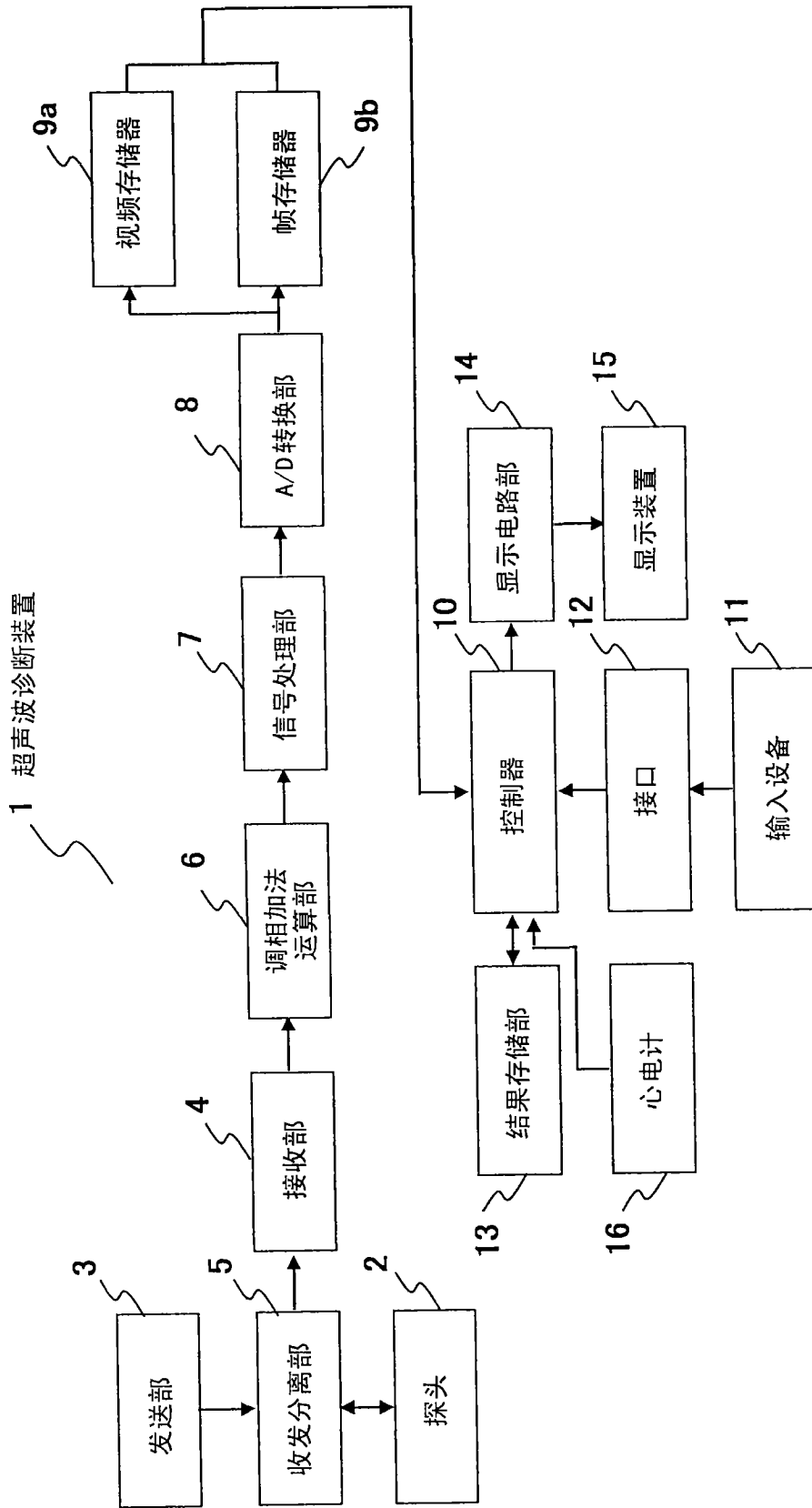


图1

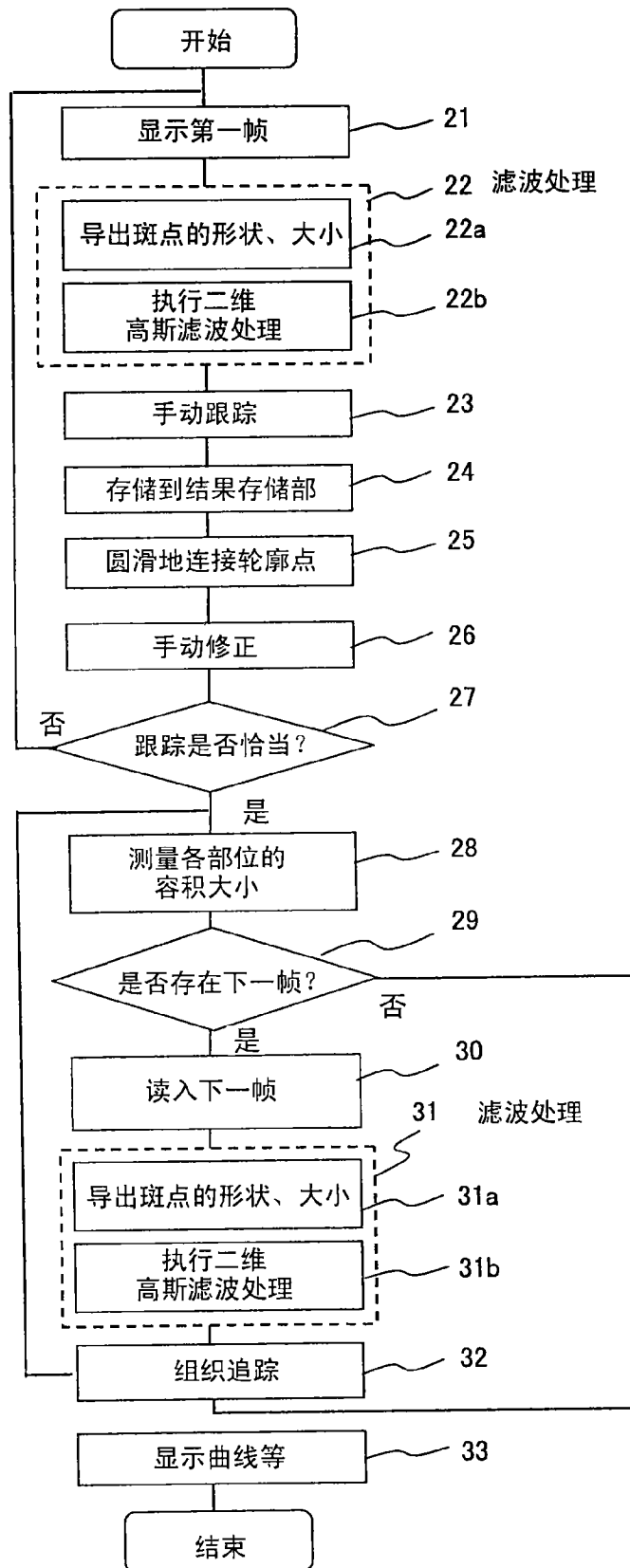


图 2

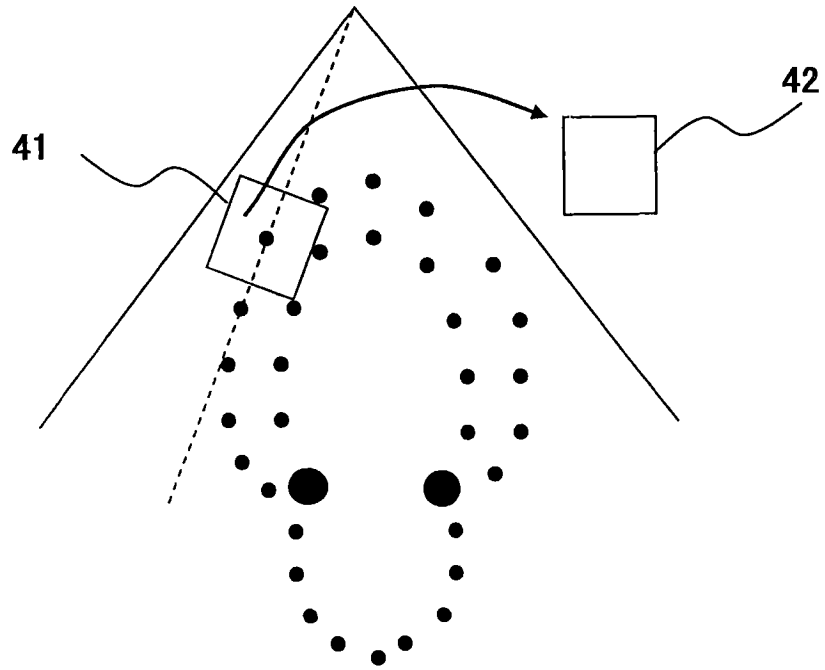


图 3

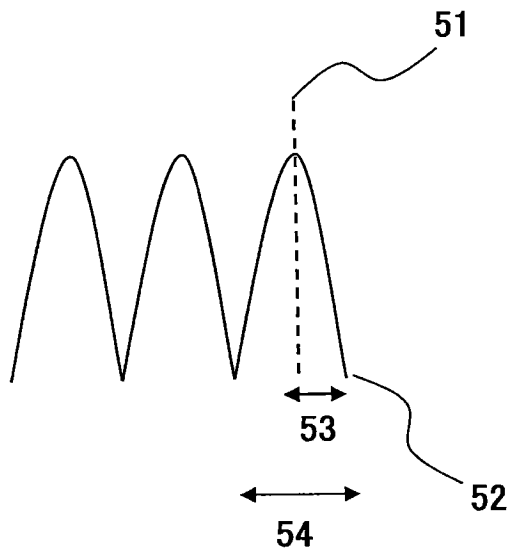


图 4

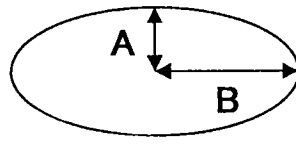


图 5

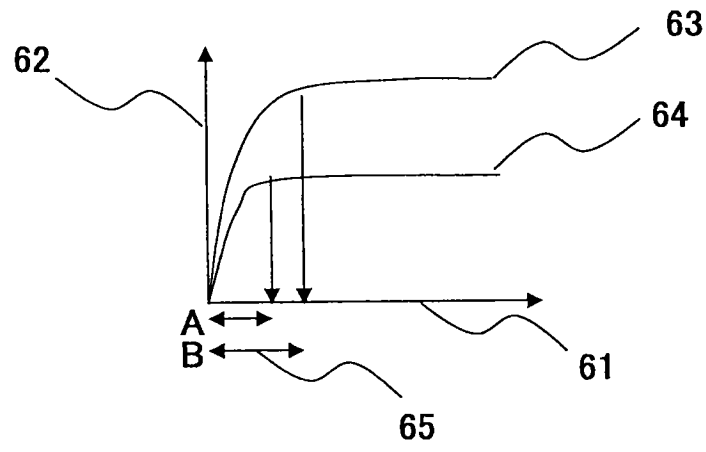


图 6

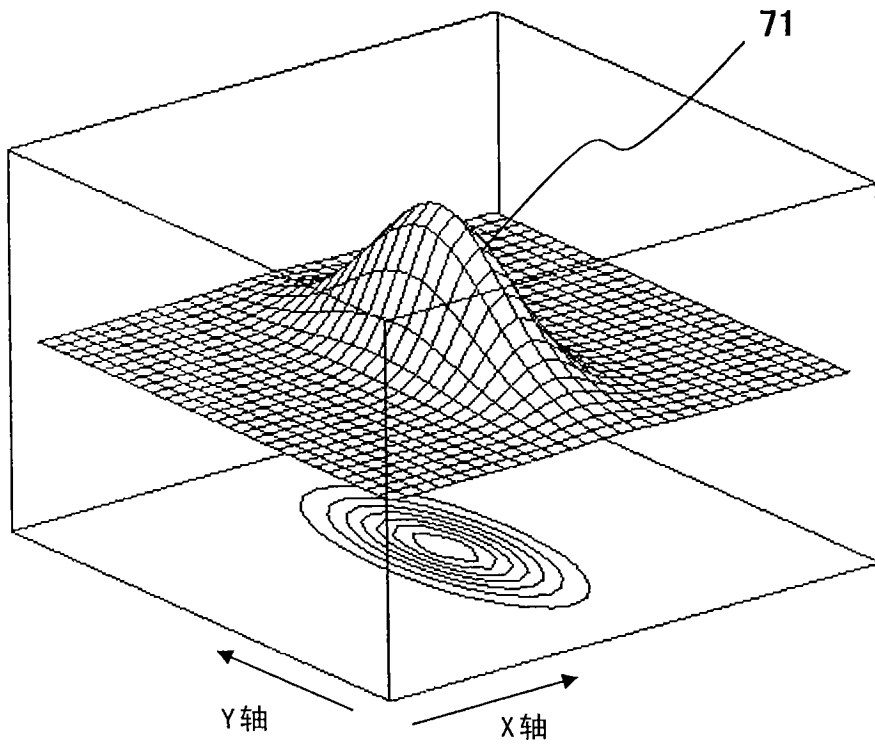


图 7

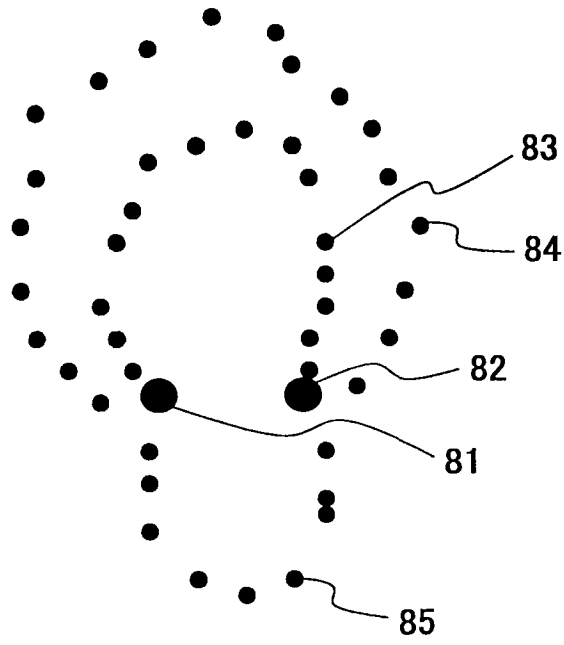


图 8

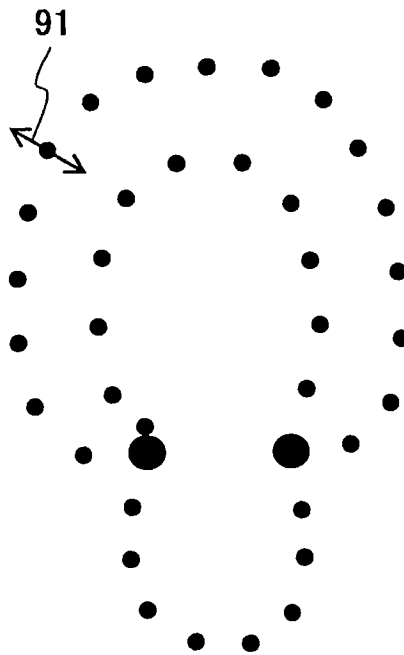


图 9

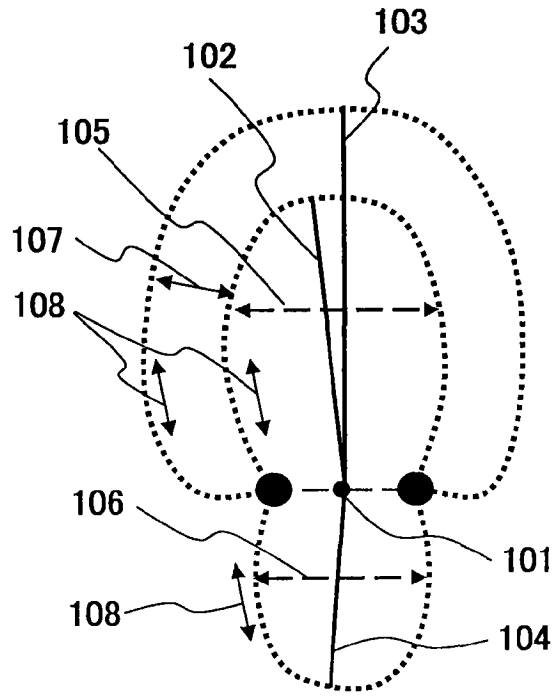


图 10

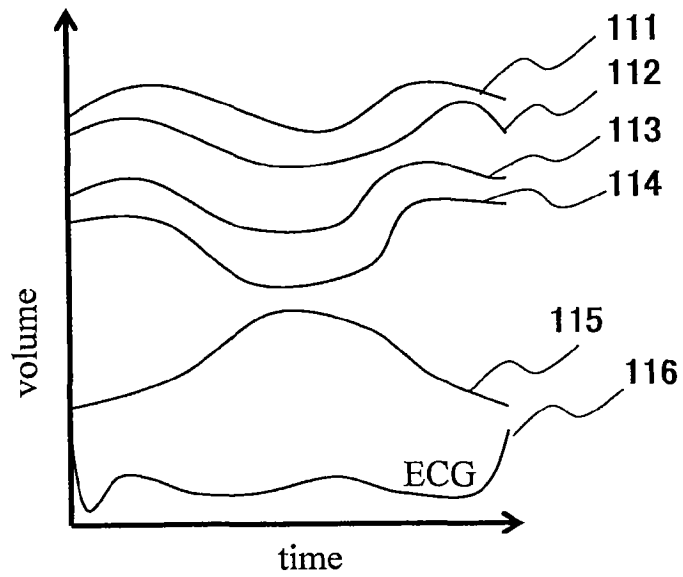


图 11

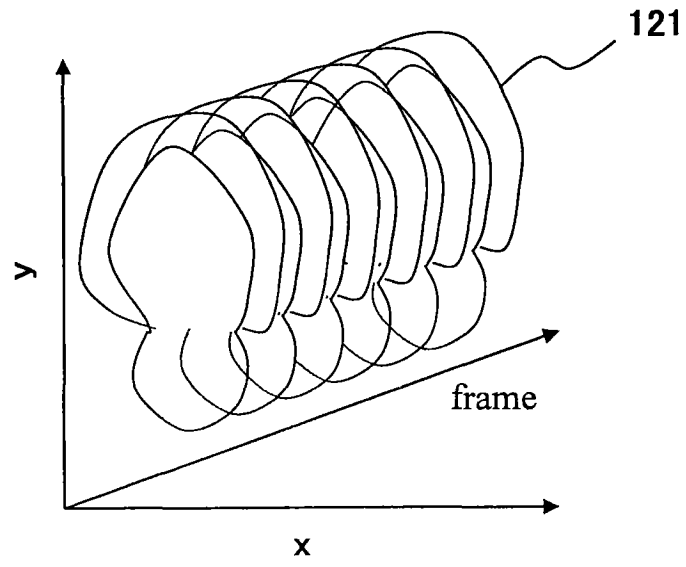


图 12

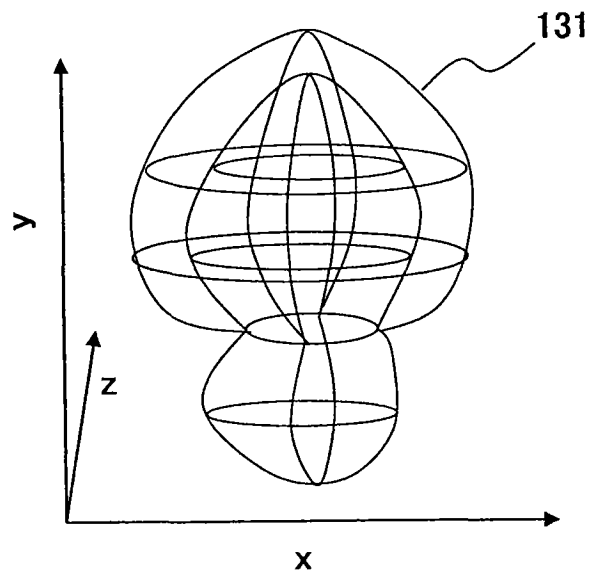


图 13

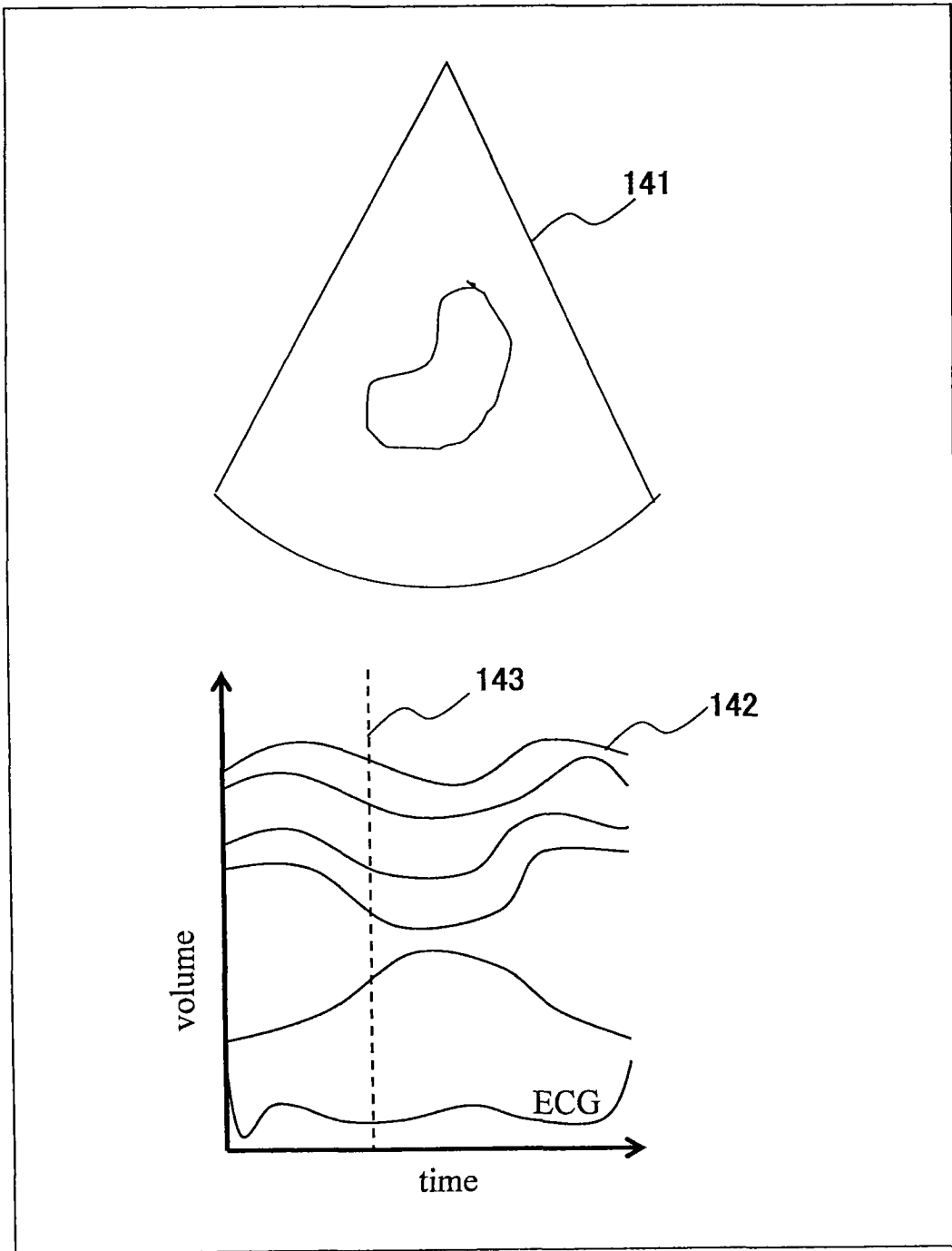


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置及其图像处理方法		
公开(公告)号	CN101170948B	公开(公告)日	2010-09-08
申请号	CN200680014972.X	申请日	2006-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	长野智章		
发明人	长野智章		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 G06T7/0012 A61B8/463 A61B8/483 G06T7/2033 G06T2207/30048 G01S7/52074 G01S7/52087 A61B8/14 G06T7/246		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	李燕		
优先权	2005146656 2005-05-19 JP		
其他公开文献	CN101170948A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括向被检体内收发超声波并对该被检体的动态图像进行拍摄的单元，还包括：斑点测量单元，其对所述动态图像的各帧，测量各帧上出现的斑点的大小及/或形状；和平滑化单元，其根据该测量的斑点的大小及/或形状，对各帧的图像数据实施平滑化处理。

