



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102469981 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 23

(21) 申请号 201080033111. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 07. 28

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-177208 2009. 07. 30 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 01. 20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/062676 2010. 07. 28

(87) PCT申请的公布数据

W02011/013693 JA 2011. 02. 03

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

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 汪惠民

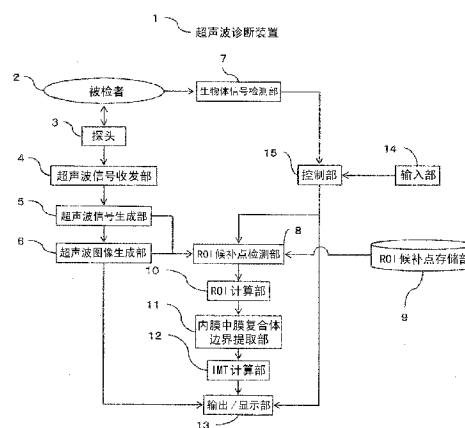
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其关心区域设定方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及其关心区域设定方法,其中超声波诊断装置具有厚度测量部,该厚度测量部针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波,以拍摄超声波图像,根据该超声波图像测量内膜中膜复合体的厚度,该超声波诊断装置还包括关心区域设定部,其对所述超声波图像进行扫描,基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度而在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,所述厚度测量部基于所设定的所述关心区域中的边界来测量所述内膜中膜复合体的厚度。



1. 一种超声波诊断装置,其具有厚度测量部,该厚度测量部针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波,以拍摄超声波图像,根据该超声波图像来测量内膜中膜复合体的厚度,所述超声波诊断装置的特征在于,

所述超声波诊断装置还包括关心区域设定部,该关心区域设定部对所述超声波图像进行扫描,基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,

所述厚度测量部基于所设定的所述关心区域中的边界来测量所述内膜中膜复合体的厚度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部通过对所述内膜中膜复合体的外膜与内膜中膜的第一亮度变化、内膜中膜与内腔的第二亮度变化分别进行微分计算,算出所述关心区域的位置。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部根据所述颈动脉的血流部分的亮度来计算所述关心区域的位置。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部在具有多个基于所述集中度的像素的集合区域的情况下,按每个所述集合区域来计算所述关心区域的位置。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部对按照每个所述集合区域计算出的所述关心区域进行合并,以计算1个关心区域的位置。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还包括显示部,该显示部针对无法由所述关心区域位置计算部计算关心区域的位置的区域,将显示形态改变显示为其他区域。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部基于所述颈动脉的一方血管壁的关心区域的位置来计算所述颈动脉的另一方血管壁的关心区域的位置。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部参照所述颈动脉的另一方血管壁的轮廓候补点的集中度来计算所述颈动脉的另一方血管壁的关心区域的位置。

9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域位置计算部复制所述颈动脉的一方血管壁的关心区域的信息,以计算所述颈动脉的另一方血管壁的关心区域的位置。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置包括:

厚度计算部,其计算所述内膜中膜复合体的厚度之中的最大值或最小值;

标记生成部,其生成表示所述最大值或最小值的厚度的标记;和

显示部,其显示所述标记、所述内膜中膜复合体的厚度以及所述超声波图像。

11. 一种超声波装置的关心区域设定方法,其包括第一步骤,针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波,以拍摄超声波图像,由厚度测量部根据该超声波图像来测量内

膜中膜复合体的厚度,所述超声波装置的关心区域设定方法的特征在于:

所述超声波装置的关心区域设定方法还包括第二步骤,由关心区域设定部对所述超声波图像进行扫描,基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,

在所述第一步骤中,由所述厚度测量部基于所设定的所述关心区域中的边界来测量所述内膜中膜复合体的厚度。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的关心区域设定方法,其特征在于,

所述超声波诊断装置的关心区域设定方法还包括第三步骤,由所述显示部针对无法由所述关心区域位置计算部计算所述关心区域的位置的区域,将显示形态改变显示为其他区域。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的关心区域设定方法,其特征在于,

所述超声波诊断装置的关心区域设定方法还包括第四步骤,由所述关心区域位置计算部基于所述颈动脉的一方血管壁的关心区域的位置来计算所述颈动脉的另一方血管壁的关心区域的位置。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的关心区域设定方法,其特征在于,

所述超声波诊断装置的关心区域设定方法还包括:

第五步骤,由厚度计算部计算所述内膜中膜复合体的厚度之中的最大值或最小值;

第六步骤,由标记生成部生成表示所述最大值或最小值的厚度的标记;和

第七步骤,由显示部显示所述标记、所述内膜中膜复合体的厚度以及所述超声波图像。

超声波诊断装置及其关心区域设定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及在所拍摄到的被检者的颈动脉的超声波图像内设定用于测量内膜中膜复合体厚度(Intima Media Thickness:IMT) 而关注的关心区域(Region Of Interest:ROI) 并对 IMT 值进行测量的超声波诊断装置及其关心区域设定方法。

背景技术

[0002] 公知 IMT 测量对于发现被检者的动脉硬化是比较有效的。在 IMT 测量中,需要以下过程:医师或临床检查技师等医疗从业者(称为“检查者”)使超声波探头与被检者的颈动脉部抵接,获得超声波图像,在超声波图像上设定 ROI。

[0003] 检查者即使通过手动的方式也能够设定 ROI。但是,仅通过检查者对所有的被检者进行与 IMT 测量相关的 ROI 的设定操作是无法进行有效的图像诊断的。

[0004] 因此,在专利文献 1 中公开了与 IMT 测量相关的 ROI 设定方法。在专利文献 1 中提供了以下 ROI 设定方法,即:将亮度的最小值的位置作为内腔,从内腔的位置中将超声波探头接近的区域作为血管的前壁来提取,从内腔的位置中将距超声波探头远的区域作为血管的后壁来提取。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本特开 2007-283035 号公报

[0008] 然而,在专利文献 1 中只不过提出了在血管的前壁与后壁设定 ROI 的处理,因为未对血管中的 IMT 测量相关的多个轮廓候补点对应并进行参照来设定 ROI 的方面进行考虑,所以对于 IMT 测量相关的 ROI 设定的精度而言存在未解决的课题。

发明内容

[0009] 本发明的课题在于:提供一种能够提高与 IMT 测量相关的 ROI 设定精度的超声波诊断装置及其关心区域设定方法。

[0010] 为了解决上述的课题,本发明中拍摄包含被检者的颈动脉部在内的部位的超声波图像,对所述超声波图像进行扫描并基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度来设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,测量所述关心区域中的内膜中膜复合体的厚度。

[0011] 具体而言,本发明的超声波诊断装置具有厚度测量部,该厚度测量部针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波,以拍摄超声波图像,根据该超声波图像来测量内膜中膜复合体的厚度,所述超声波诊断装置的特征在于:还包括关心区域设定部,其对所述超声波图像进行扫描,基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度而在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,所述厚度测量部基于所设定的所述关心区域中的边界来测量所述内膜中膜复合体的厚度。

[0012] 再有,本发明的超声波诊断装置的关心区域设定方法包括第一步骤,针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波,以拍摄超声波图像,由厚度测量部根据该超声波

图像来测量内膜中膜复合体的厚度,该超声波诊断装置的关心区域设定方法的特征在于:还包括第二步骤,由关心区域设定部对所述超声波图像进行扫描,基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度而在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,在所述第一步骤中,由所述厚度测量部基于所设定的所述关心区域中的边界来测量所述内膜中膜复合体的厚度。

[0013] 在本发明的上述构成中,针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波,以拍摄超声波图像,由关心区域设定部对所述超声波图像进行扫描,基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度而在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域,由此,因为参照集中的多个轮廓候补点(像素点)来设定 ROI,所以能够提高 ROI 设定的精度。

[0014] (发明的效果)

[0015] 本发明可以达到提供一种能够提高与 IMT 测量相关的 ROI 设定的精度的超声波诊断装置及其关心区域设定方法的效果。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明实施例 1 的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0017] 图 2A 是对颈动脉壁的亮度变化的特征进行说明的图。

[0018] 图 2B 是对图 2A 的线 204 上的亮度变化进行说明的图。

[0019] 图 3 是对本发明实施例 1 中的 ROI 设定的原理进行说明的图。

[0020] 图 4 是对本发明实施例 1 的超声波诊断装置的动作例进行说明的流程图。

[0021] 图 5 是对本发明实施例 1 的超声波诊断装置的画面显示例进行说明的图。

[0022] 图 6 是对本发明实施例 2 中的 ROI 设定的原理进行说明的图。

[0023] 图 7 是对本发明实施例 3 中的 ROI 设定的原理进行说明的图。

[0024] 图 8 是对与本发明实施例 3 的图 7 不同的例子进行说明的图。

[0025] 图 9 是对本发明实施例 4 的超声波诊断装置的画面显示例进行说明的图。

具体实施方式

[0026] 以下对采用本发明的超声波诊断装置及其关心区域设定方法的实施例 1 进行说明。另外,在以下的说明中对于同一功能部件赋予同一标记并省略重复说明。在实施例 1 中例示 ROI 的个数为 1 个的情况。

[0027] 实施例 1

[0028] 图 1 是表示本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的概略的框图。

[0029] 在实施例 1 中,“针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波来拍摄超声波图像”的功能由超声波探头 3、超声波信号收发部 4、超声波信号生成部 5 与超声波图像生成部 6 来承担。

[0030] 再有,进行“由关心区域设定部扫描上述超声波图像并基于上述颈动脉的轮廓候补点的集中度在上述超声波图像上设定包含上述内膜中膜复合体在内的关心区域”的功能由 ROI 候补点检测部 8、ROI 候补点存储部 9 和 ROI 计算部 10 来承担。

[0031] 还有,“由厚度测量部根据该超声波图像来测量内膜中膜复合体的厚度(IMT)”的功能由内膜中膜复合体边界提取部 11 与 IMT 计算部 12 来承担。

[0032] 进而,为了使各功能相互之间协同动作而具有:检查者进行超声波拍摄条件等的设定的功能的输入部 14;根据被输入到输入部 14 的设定来执行超声波图像的拍摄或 IMT 的测量用的程序的控制部 15;和显示输出上述超声波图像或上述 IMT 等的测量结果的输出/显示部 13。

[0033] 接着,针对实施例 1 的超声波诊断装置 1 的构成,对各功能的详细内容进行说明。

[0034] 超声波诊断装置 1 包括:超声波探头 3、超声波信号收发部 4、超声波信号生成部 5、超声波图像生成部 6、生物体信号检测部 7、ROI 候补点检测部 8、ROI 候补点存储部 9、ROI 计算部 10、内膜中膜复合体边界提取部 11、IMT 计算部 12、输出/显示部 13、输入部 14 和控制部 15。

[0035] 超声波探头 3 是从振荡器向被检者的对象组织发送超声波并接收超声波的器具。主要是以扫描方法对超声波探头 3 的种类进行分类,有线性型、凸型、扇型等。超声波探头 3 有时也简称为探头。

[0036] 超声波信号收发部 4 向超声波探头 3 发送超声波信号,经由超声波探头 3 从被检者接收反射回波信号。

[0037] 超声波信号生成部 5 通过相位调整电路和放大电路,依据装置的拍摄设定对来自超声波信号收发部 4 的反射回波信号进行信号处理,以获取被修正后的超声波信号。

[0038] 超声波图像生成部 6 根据从超声波信号生成部 5 输入的信号,基于装置的拍摄设定来生成超声波图像。

[0039] 生物体信号检测部 7 检测被检体 2 的生物体信号并变换为信号数据。所谓生物体信号,虽然可以举出 ECG(Electro Cardio Gram) 或 PCG(Phono Cardio Gram) 的例子,但是在本实施方式中以 ECG 进行说明。

[0040] ROI 候补点检测部 8 在由超声波图像生成部 6 生成的超声波图像上利用 ROI 候补点存储部 9 来检测 ROI 的候补点。

[0041] ROI 候补点存储部 9 预先存储了用于提取适于 IMT 测量的位置的信号的特征的候补点,并以这些候补点为基础使 ROI 候补点检测部 8 动作。

[0042] ROI 计算部 10 根据由 ROI 候补点检测部 8 检测出的 ROI 候补点组来计算 ROI 的位置与大小。

[0043] 超声波探头 3、超声波信号收发部 4、超声波信号生成部 5 与超声波图像生成部 6 针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波来拍摄超声波图像。

[0044] 内膜中膜复合体边界提取部 11 与 IMT 计算部 12 根据超声波图像测量内膜中膜复合体的厚度。

[0045] ROI 候补点检测部 8、ROI 候补点存储部 9 和 ROI 计算部 10 扫描上述超声波图像,并基于上述颈动脉的轮廓候补点的集中度来计算包含上述内膜中膜复合体在内的关心区域的位置。

[0046] 进而,内膜中膜复合体边界提取部 11 与 IMT 计算部 12 针对计算出上述位置的关系区域内进行上述颈动脉的边界提取处理,并根据上述边界来测量上述内膜中膜复合体的厚度。

[0047] 利用图 2A、图 2B、图 3 对从 ROI 候补点的检测到 ROI 的位置与大小的计算为止的原理进行说明。

[0048] 首先,利用图 2A 对 ROI 候补点的检测的工序进行说明。

[0049] 图 2A 是对颈动脉壁的亮度变化的特性进行说明的图。其中,图 2A 在实际中是 B 模式像,但是仅使用轮廓线进行说明。

[0050] 亮度变化的特征是第一亮度变化的特征,即:若以超声波图像的 B 模式像为例,则以低亮度描绘颈动脉部的血流部分也就是内腔 201,在颈动脉的外侧配置内膜、中膜的内膜中膜复合体 203,以比血流部分高的高亮度进行描绘。

[0051] 另外,还有第二亮度变化特征在于,在颈动脉部的内膜中膜复合体 203 的外侧配置外膜 202,并以比内膜中膜复合体 203 更高的高亮度进行描绘。

[0052] 接着,使用图 2B 对以线 204 的部分的分布分析第一亮度变化的特征与第二亮度变化的特征的例子进行说明。

[0053] 图 2B 是对图 2A 的线 204 上的亮度变化进行说明的图。

[0054] 在图 2B 中,从附图左上开始按照颈动脉部的内腔 201、内膜中膜复合体 203、外膜 202 的顺序来配置。每个区域的亮度变化 Br 是以图示的 2 个阶段的亮度变化来表示的。

[0055] 也就是说,附图左侧的亮度变化作为第一亮度变化来表示,附图右侧的亮度变化作为第二亮度变化来表示,将各亮度变化的特征存储在 ROI 候补点存储部 9 中。

[0056] 阈值 Th 按照每个第一亮度变化、第二亮度变化来设置。在图 2B 中,虽然将第一亮度变化、第二亮度变化中的阈值 Th 设定为相同的值,但是能够任意地设定第一亮度变化、第二亮度变化中的阈值 Th。

[0057] 在图 2B 中例示了对第一亮度变化的微分 Dif 的值与阈值 Th 进行比较、还对第二亮度变化的微分 Dif 的值与阈值 Th 进行比较。将第一亮度变化的微分 Dif 的值与第二亮度变化的微分 Dif 的值均在阈值 Th 以上的像素值设为 ROI 的候补点数据(后面所说明的图 3 的候补点数据 301)。

[0058] 另外,在利用第一亮度变化或第二亮度变化的一方就可以进行检测的情况下,也可以仅利用第一亮度变化或第二亮度变化的一方。

[0059] 在公知的 ROI 设定中,因为不进行 ROI 候补点的检测这一操作而仅以亮度变化进行,所以若在图像上存在与内膜中膜复合体类似的亮度变化,则有误认为 ROI 的可能性。但是,如图 2B 所示,若用 ROI 的候补点数据确定 ROI 设定的范围,则可以消除公知的 ROI 设定的误认的担忧。

[0060] 在以上所说明的工序中基于内膜中膜复合体的亮度变化的特征来进行 ROI 候补点的检测。

[0061] 接着,利用图 3 对 ROI 的位置与大小的计算工序进行说明。

[0062] 图 3 是对本发明实施例 1 中的 ROI 设定的原理进行说明的图。

[0063] 首先,在画面的图像显示区域 502 所显示的描绘了颈动脉的超声波图像上绘制候补点数据 301-1。而且,以同样的顺序求取多个候补点数据 301-2 ~ 301-n,同样地在超声波图像上绘制候补点数据 301-2 ~ 301-n。存储所绘制的候补点数据 301-1 ~ 301-n 的超声波图像上的坐标点,在之后的处理中可以读取。

[0064] 接着,例如在 302 的方向上扫描超声波图像的像素点,搜索在超声波图像上绘制的多个候补点数据 301-1 ~ 301-n 普遍存在的超声波图像的一部分区域。搜索之后的结果,对候补点数据 301-1 ~ 301-n 集中于超声波图像的一部分区域内的程度(集中度)进行调

查。

[0065] 例如,求取集中度的过程首先定义通过候补点数据 301-1 ~ 301-n 的最大数的回归直线 303。回归直线 303 的起点与终点通过所分布的候补点数据 301-1 ~ 301-n 的左右方向的端点。也就是说,回归直线 303 存在的位置是候补点数据 301-1 ~ 301-n 所集中的位置,成为集中度的指标。

[0066] 在此,集中度的指标是在存在多个候补点数据的二维坐标点 (x_i, y_j) 时求取各坐标点间的距离并根据所求得距离的长短与阈值来定义的。

[0067] 再有,阈值例如是根据设为零的平均值 μ 与标准偏差 σ 来求取的。也就是说,对于集中度的指标而言,将 $-\sigma + \mu \sim +\sigma + \mu$ (68%) 定义为最集中的值域(最佳值域),将 $-2\sigma + \mu \sim +2\sigma + \mu$ (95%) 定义为较集中的值域(较好值域),将 $-3\sigma + \mu \sim +3\sigma + \mu$ (99%) 定义为集中的值域(良好值域)。其中,最佳值域、较好值域、良好值域只要进行以下 3 个阶段的值域的定义即可:窄值域、比窄值域宽的值域、比宽值域还宽的值域,并未限于平均值 μ 与标准偏差 σ 。

[0068] 而且,将 ROI507 的形状设为长方形,ROI507 的位置例如将在回归直线 303 上候补点数据 301-1 ~ 301-n 最集中的点 301C 设为 ROI507 的中心。点 301C 根据从被检者获得的颈动脉图像的画质等状态而不同,检查者可以使用输入部 14 来选择最佳值域、较好值域、良好值域的任一个。

[0069] 再有,将回归直线 303 上绘制的候补点数据 301-1 ~ 301-n 的最左的点 301L 及最右的点 301R 作为 ROI507 的端部。

[0070] 另外,候补点数据 301C 的计算方法对存储有候补点数据 301-1 ~ 301-n 的图像上的坐标各自的坐标值进行比较,基于所比较的结果,将位于最近似的坐标值多的、即与集中的坐标值最接近的坐标点的候补点数据 301-1 ~ 301-n 设为候补点数据 301C。如上所述,决定与回归直线 303 平行的方向上的 ROI507 的位置与大小。

[0071] 接着,例如向通过候补点数据 301C 的方向引出回归直线 303 的垂线 304,求取通过垂线 304 的候补点数据 301C 与其他候补点数据的最大距离,并将与回归直线 303 垂直的方向上的 ROI507 的位置及大小设为与所求得的最大距离相关的函数(在此为 2 倍)。如上所述,因为也决定与回归直线 303 垂直的方向,所以 ROI507 的位置与大小被决定。

[0072] 其中,在本实施例中以采用长方形的例子对内膜中膜复合体的 ROI 形状进行说明,但是不但可以是长方形,也可以是任意的形状。

[0073] 再有,ROI 的大小也可以是向回归直线 303 的方向和与之垂直的方向的候补点数据 301-1 ~ 301-n 的坐标值的标准偏差的宽度。

[0074] 还有,作为其他方法,也可以将 ROI 候补点组的密度分布假定为依据某二维分布,对该密度分布进行推测,将二维分布的中心作为 ROI 的中心,将宽度作为 ROI 的大小,将宽度的方向作为 ROI 的斜率。

[0075] 在 ROI 候补点存储部 9 中,也可以设为能调整与信号噪声比相关的灵敏度。例如在上述亮度微分值或内腔侧亮度分散值中设定阈值,对将噪声等的影响允许到何种程度进行调整。对于调整的具体例来说,若将与亮度微分值对应的阈值缩小,则允许与噪声对应的影响,即使内膜中膜复合体稍微不清楚也可以进行检测。

[0076] 此外,若减小针对内腔侧亮度分散值的阈值,则即使在内腔侧噪声大的情况下也

可以进行检测。该设定是检查者利用输入部 14 进行的。

[0077] 内膜中膜复合体提取部 11 是提取 ROI 内的内膜侧边界与外膜侧边界的处理。边界提取部 12 基于分割线的位置来提取内腔侧边界与外膜侧边界。例如,边界提取部 12 根据内腔侧分割线在限定为内腔侧的范围中提取内腔侧边界,并且根据外膜侧分割线在限定为外膜侧的范围中提取外膜侧边界。边界提取方法可以利用:基于限定搜索的边界提取方法、基于边沿检测的边界提取方法、基于部位生长(region growing)的边界提取方法、基于动态轮廓模型的边界提取方法。

[0078] 在基于限定搜索的边界提取方法中,边界提取部 12 针对内膜中膜区域的内腔侧边界,将范围限定在内腔侧,以进行边界提取。再有,针对外膜侧边界而言,将范围限定为外膜侧,进行边界提取。基于边界提取方法的处理可以适用于 ROI 的整列,提取边界位置。将这些边界位置的集合设为内腔侧边界及外膜侧边界。

[0079] 所谓基于边沿检测的边界提取方法,根据图像的明亮度的变化来计算对象物体的轮廓。再有,所谓轮廓指的是图像内的明亮度急剧变化的位置、即对象物体的区域的边界。

[0080] 所谓部位生长法是以下方法:利用阈值,并利用“在同一组织的区域内亮度变化少”、“在不同种类组织之间亮度会产生变化”这些性质,从对象区域内部取入所连接的像素,同时进行区域的扩展(或收缩),提取对象区域整体。

[0081] 所谓基于动态轮廓模型的边界提取方法是指基于以蛇形为代表的动态轮廓的图像区域提取。基于动态轮廓模型的边界提取方法的特征在于,可以获得噪声强且平滑地连续的轮廓线。

[0082] IMT 计算部 12 计算内膜 201 侧的边界线与外膜 202 侧的边界线之间的距离。所计算出的值为 IMT。进而,IMT 计算部 12 计算 ROI 内的 IMT 的平均值、最大值和最小值。

[0083] 输出/显示部 13 将上述边界线和测量值输出到测量报告,或者在超声波诊断装置 1 的画面的显示区域 502 上进行显示。输出/显示部 13 的具体例为液晶监视器、CRT 监视器等被称作图像显示器的部件。

[0084] 输入部 14 是通过检查者的操作而用于执行进行 IMT 测量时的初始设定或进行所检测出的 ROI 的位置补偿的手动操作的用户接口。输入部 14 的具体例是键盘、跟踪球、鼠标、开关等。

[0085] 控制部 15 控制系统整体。具体是,控制部 15 接受收发的功率或定时的信息,以控制超声波信号收发部 4 来获取所希望的超声波信号。再有,控制部 15 根据从生物体信号检测部 7 输出的生物体信号的时间相位来生成使 ROI 候补点检测部 8 动作的定时信号。控制部 15 的具体例是 CPU 等。

[0086] 接着,利用图 3、图 4、图 5 对本发明实施例 1 的超声波诊断装置的动作例进行说明。

[0087] 图 4 是对本发明实施例 1 的超声波诊断装置的动作例进行说明的流程图,图 5 是对本发明实施例 1 的超声波诊断装置的画面显示例进行说明的图。

[0088] 图 4 所示的流程图是一边参照图 5 的显示例一边进行说明的,因此对图 5 的标记 501 ~ 515 的显示区域或显示项目进行说明。

[0089] 501 表示显示画面。502 是显示画面 501 的图像显示区域,显示颈动脉的超声波图像。503 是 IMT 值的显示区域,以数值显示 IMT 值的平均值、最大值、最小值、左端、中央、右

端、3点（左端、中央、右端）平均值等。504是ROI的检测状况的显示区域，显示良好（good）、不良（bad）等。

[0090] 505是ROI的检测灵敏度的显示区域，在可以鲜明地描绘颈动脉的内腔部分和血管壁的外部区域时将灵敏度设定得较高（High），或者在因发生了动脉硬化等病症而使颈动脉的内腔部分或血管壁的外部区域变得不鲜明时将灵敏度设定为中度（Middle）。506是ROI的检测定时的显示区域，在图5中选择“所有帧”。507表示ROI，508表示内腔侧边界线，509表示外膜侧边界线。

[0091] 510表示IMT值的时间经过曲线，511表示ECG的时间经过曲线，512表示用于选择ECG的某一时间相位的时间相位标记。513是ROI的个数的显示区域，在图5的例子中将ROI的个数设定为1个。

[0092] 接着，利用图4对本发明实施例1的超声波诊断装置的动作例进行说明。

[0093] 检查者使超声波探头3与被检者2的颈部抵接，对颈动脉的超声波图像进行拍摄。超声波图像被显示在图像显示区域502上（S101）。

[0094] 检查者利用输入部14设定ROI的检测灵敏度、个数、更新定时。在显示区域505、506、513内显示ROI的检测灵敏度、个数、更新定时，在显示区域505内显示“High”，在显示区域506内显示“1”，在显示区域513内显示“所有帧”（S102）。

[0095] 控制部15使超声波图像生成部6获取在S102中设定的更新定时（在此为“所有帧”）的帧图像（S103）。

[0096] 控制部15使ROI候补点检测部8检测在S103中取得的超声波图像的ROI候补点（S104）。具体是，ROI候补点检测部8按照图3所示在302的方向上扫描超声波图像的像素点，搜索在超声波图像上绘制的多个候补点数据301-1～301-n普遍存在的超声波图像的一部分区域。搜索的结果是，调查候补点数据301-1～301-n集中于超声波图像的一部分区域的程度（集中度）。

[0097] 控制部15根据在S104中检测出的ROI候补点来设定ROI507的位置与大小（S105）。具体是，设定与图3中说明过的回归直线303平行的方向以及与该回归直线303垂直的方向上的ROI507的位置和大小。

[0098] 控制部15使在S105中设定的ROI507重叠显示在输出/显示部13的显示画面501中的图像显示区域502所显示的颈动脉的超声波图像上（S106）。

[0099] 控制部15判定是否适当地设定了S105中设定的ROI507。例如若将ROI候补点的基准数设为100，则在实际测量自 $\pm 10\%$ 的数值范围脱离的ROI候补点之时，将例如小于89、超过111的条件判定为ROI的检测不良。

[0100] 再有，在判定中除了ROI候补点存储部9所存储的ROI候补点的个数以外，还可以采用所算出的ROI的中心位置、宽度、倾斜度的基准值。是否适当地设定了ROI可以通过对ROI507的框线进行分色来表示的。例如，在ROI检测结果良好的情况下将ROI507的框线的颜色设为绿色，而在不良的情况下将ROI507的框线的颜色设为红色。

[0101] 还有，也可以利用ROI507的中心位置、宽度、角度的数值将ROI检测结果数值化，根据数值使ROI507的框线的颜色从绿色连续地变化为红色。

[0102] 进而，不但可以使ROI507的框线的颜色变化，还可以在ROI检测良好的情况下使ROI507的框线成为实线，而在不良的情况下使ROI507的框线为虚线，或者使框线闪烁显

示。由此,容易在视觉上确认 ROI 的检测状态。再有,能够在显示画面 501 上的 ROI 检测状态显示 504 中显示检测状态(良好或不良等的信息)(S107)。

[0103] 控制部 15 使内膜中膜复合体边界提取部 11 对在 S107 中判断为适当的 ROI507 内所包含的像素进行内膜中膜复合体的边界提取处理(S108)。

[0104] 控制部 15 使 IMT 计算部 12 根据在 S108 中提取出的内膜中膜复合体的边界来计算 IMT 值(S109)。

[0105] 控制部 15 在输出/显示部 13 的显示画面 501 中的 IMT 值显示区域 503 中以数值显示在 S109 中计算出的 IMT 值。

[0106] 再有,控制部 15 在输出/显示部 13 的显示画面 501 中以 IMT 值的时间经过曲线 510 显示 S109 中计算出的 IMT 值(S110)。

[0107] 检查者利用输入部 14 输入是否完成了 IMT 测量。控制部 15 接受被输入到输入部 14 的 IMT 测量完成与否的信息,若 IMT 测量已完成则结束程序,若 IMT 测量未完成则进行 S103 的处理(S111)。

[0108] 接着,在 S107 中判断为检测不适当的情况下,控制部 15 除了改变 ROI 的框线的颜色或直线种类等的其他显示项目和显示形态以外,在 ROI 的检测状况的显示区域 504 上将“Bad”作为警告进行显示(S112)。

[0109] 在 S112 中控制部 15 将 ROI 的检测状况的显示区域 504 判定为“Bad”,有时检查者进行图像观察之后的结果是:若对 ROI 位置进行微调,则可以移行到 IMT 计算。再有,有时需要由检查者利用输入部 14 进行 ROI 的检测灵敏度、个数、更新定时的重新设定。

[0110] 因此,作为可以移行到 ROI 的微调时的附加功能,控制部 15 判定是否停止(freeze)了超声波图像的取得动作。判定的结果为进行了停止并对 ROI 的位置或大小进行微调的情况下移行至 S114,而在需要对颈动脉图像重新进行设定输入的情况下移行至 S115(S113)。

[0111] 通过 S113 的停止,检查者利用输入部 14 对 ROI 的位置或大小进行微调之后移行至 S108(S114)。

[0112] 另一方面,在 S113 不停止,检查者利用输入部 14 重新设定 ROI 的检测灵敏度、个数、更新定时(S115),然后进行 S103 的处理。

[0113] 根据以上所说明的本实施例,因为参照轮廓候补点、即多个像素点来设定 ROI,所以可以提高 ROI 设定的精度。再有,本实施例特有的效果:即使判断为 ROI 的设定不良,也可以通过检查者的输入设定对 ROI 进行微调,因此可以期待提高 ROI 设定的操作性。

[0114] 实施例 2

[0115] 在实施例 2 中,对 ROI 的个数为多个的情况进行例示并进行说明。因为超声波诊断装置 1 的装置构成、动作与实施例 1 相同,所以省略说明,仅对与实施例 1 相异的部分进行说明。

[0116] 利用图 6 对 ROI 的位置与大小的计算工序进行说明。

[0117] 图 6 是用于说明本发明实施例 2 中的 ROI 设定的原理的图。

[0118] 首先,在描绘有画面的图像显示区域 502 所显示的颈动脉的超声波图像上绘制候补点数据 603。然后,以同样的顺序求取多个候补点数据 603,同样地在超声波图像上绘制多个候补点数据 603。存储所绘制的候补点数据 603 在超声波图像上的坐标点,在后述的处

理中对其读取。

[0119] 接着,控制部 15 例如在 602 的方向上对超声波图像的像素点进行扫描,搜索在超声波图像上绘制的多个候补点数据 603 普遍存在的区域。

[0120] 在本实施例中,对搜索区域并未限定于 1 个而是为 2 个的情况进行说明。其中,即使搜索区域不是 2 个而是 3 个以上,也能够与 2 个的情况同样地进行处理。

[0121] 首先,控制部 15 进行颈动脉的血管壁的轮廓 601 的提取处理,并预先存储血管壁的轮廓 601 在超声波图像上的位置。然后,控制部 15 将在所存储的血管壁的轮廓 601 上检测出规定个数(在本实施例中为 5 个)以上的候补点数据 603 的断片作为 ROI604、ROI605 进行运算输出。如上所述,决定沿着轮廓 601 的方向上的 ROI604、ROI605 的位置与大小。作为其他方法,在未提取轮廓 601 的情况下,通过计算检测出规定个数以上的候补点数据 603 的断片内所包含的候补点数据 603 的回归直线,从而与实施例 1 同样地设定 ROI。

[0122] 接着,对于轮廓 601 与法线方向的 ROI604、ROI605 的位置和大小而言,控制部 15 例如在沿着轮廓 601 的方向的 ROI604、ROI605 各自的中点引出垂线,求取通过各垂线的候补点数据之间的最大距离,进而求取所求得的最大距离的整数倍(在此为 2 倍)。如上所述,因为也决定轮廓 601 与法线方向,所以 ROI604、ROI605 的位置与大小被决定。

[0123] 在 IMT 值计算中,也可以在多个 ROI 中计算 IMT 值,还可以计算多个 ROI 的 IMT 值的平均值。与实施例 1 同样,由输出/显示部 13 对 IMT 值及超声波图像进行显示输出。

[0124] 再有,在 ROI604、ROI605 之间某一未被识别为 ROI 的区域 606,若改变颜色或灰度等级等从而将显示形态改变为其他区域,则对于检查者而言能够容易区别 ROI 的区域与非 ROI 的区域。

[0125] 还有,有时检查者观察 ROI604、ROI605、区域 606,可以判断设定为实施例 1 所示的 1 个 ROI507 的做法是否适当。在可以判断为适当的情况下,检查者向输入部 14 输入汇总 ROI604、ROI605、区域 606 而如实施例 1 的 ROI507 那样作为 1 个 ROI 的命令。控制部 15 接受设为 1 个 ROI 的命令的输入,汇总 ROI604、ROI605、区域 606,生成实施例 1 的 ROI507 那样的 1 个 ROI。

[0126] 根据以上所说明的本实施例,因为参照轮廓候补点、即多个像素点来设定 ROI,所以可以提高 ROI 设定的精度。

[0127] 再有,本实施例的特有效果在于,即使断续地描绘内膜中膜复合体,通过设定多个 ROI,从而也可以仅在能进行边界提取的位置进行边界提取并计算测量值。

[0128] 还有,因为未能提取 ROI 的区域避开在内膜中膜复合体的边界提取中容易产生误差的区域,所以可以提高边界提取精度,并且也可以期待提高 IMT 值的测量精度。

[0129] 进而,即使识别出多个 ROI,也可以期待比实施例 1 更简单地计算每个 ROI 的位置与大小。

[0130] 另外,即使分为多个 ROI,也能够根据检查者的观察而统合为 1 个 ROI,因此在统合为 1 个 ROI 之后可以期待实施例 1 的效果。

[0131] 实施例 3

[0132] 在实施例 3 中,对使在距离探头近的(一方)颈动脉的血管壁处进行的 ROI 设定反映到距离探头远的(另一方)血管壁的 ROI 设定中的例子进行说明。

[0133] 因为超声波诊断装置 1 的装置构成、动作与实施例 1 相同,所以省略说明,仅说明

与实施例 1 不同的部分。

[0134] 利用图 7 对本实施例的 ROI 的位置与大小的计算工序进行说明。

[0135] 图 7 是对本发明实施例 3 中的 ROI 设定的原理进行说明的图。

[0136] 首先,对颈动脉的一方、附图下方侧的外壁部分与图 3 同样地进行数据处理。

[0137] 接着,针对颈动脉的另一方、附图上方侧的外壁部分如下所述地进行数据处理。

[0138] 在描绘有画面的图像显示区域 502 所显示的颈动脉的超声波图像上绘制候补点数据 702。然后,以同样的顺序求得多个候补点数据 702,在超声波图像上同样地绘制多个候补点数据 702。存储所绘制的候补点 702 在超声波图像上的坐标点,以便在之后的处理中可以读取。

[0139] 接着,例如在 701 的方向上扫描超声波图像的像素点,搜索被绘制在超声波图像上的多个候补点数据 702 普遍存在的超声波图像的一部分区域。

[0140] 搜索的结果,调查候补点数据 702 集中于超声波图像的一部分区域的程度(集中度)。

[0141] 例如,求取集中度的过程中,首先对通过候补点数 702 的最大数的回归直线 703 进行定义。将回归直线 703 的起点与终点作为所分布的候补点数据 702 的左右方向的端点。也就是说,回归直线 703 存在的位置就是候补点数据 702 集中的位置,是集中度的指标。

[0142] 而且,将 ROI707 的形状设为长方形,对于 ROI707 的位置与大小而言,如实施例 1 中所说明的那样在回归直线 703 上可以决定 ROI707 的位置与大小。

[0143] 其中,内膜中膜复合体的 ROI 形状在本实施例中对采用长方形的例子进行说明,但是不但可以是长方形,还可以是任意的形状。

[0144] 如以上所说明的,可以设定颈动脉的一方外壁部分与另一外壁部分的 ROI 的位置及大小。但是,若各自所设定的 ROI 的位置与大小不同,则难以执行定量的 IMT 测量。

[0145] 因此,如果判断出颈动脉的一方外壁部分与另一外壁部分的 ROI 的位置及大小不同,则要使另一方 ROI 的位置及大小与一方的 ROI 的位置及大小吻合。

[0146] 例如,求取一方 ROI 的面积与另一方 ROI 的面积之比、即面积比,若面积比在 $\pm 10\%$ 以内,则如通常那样根据一方 ROI、另一方 ROI 来计算 IMT 值。

[0147] 再有,在面积比在 $\pm 10\%$ 的范围以外的情况下,使一方 ROI 的面积与另一方 ROI 的面积吻合,重新计算 ROI,根据重新计算出的每个 ROI 来计算 IMT 值。

[0148] 具体是,若将一方 ROI 的面积设为 200 平方厘米,而如果另一方 ROI 的面积为 180-220 平方厘米,则如通常那样计算 IMT 值。

[0149] 但是,在另一方 ROI 的面积小于 180 平方厘米或者超过 220 平方厘米的情况下,按照使另一方 ROI 的面积为 180-220 平方厘米的方式调整 ROI 的面积。在此,能够通过检查者向输入部 14 的输入和接受了输入的控制部 15 来执行使其与任一 ROI 吻合的选择。

[0150] 再有,作为更简单的方法,有图 8 中说明的方法。

[0151] 图 8 是对与本发明实施例 3 的图 7 不同的例子进行说明的图。

[0152] 在图 8 中,将被设定于颈动脉的附图下方的外壁部分的 ROI507 的框线复制在颈动脉的附图上方的外壁部分的 ROI807 的框线上。

[0153] 颈动脉的附图上方的外壁部分被预先提取了轮廓,ROI807 的框线向颈动脉的附图上方的外壁部分的轮廓上移动。在未提取轮廓的情况下,也可以利用输入部 14 手动地使之

移动。

[0154] 通过上述复制,从而 ROI507 与 ROI807 的面积相同,因此不需要 ROI507 与 ROI807 的面积的调整处理。

[0155] 根据以上说明的本实施例,因为参照轮廓候补点、即多个像素点来设定 ROI,所以可以提高 ROI 设定的精度。

[0156] 再有,本实施例的特有效果在于,因为能够同时设定颈动脉的附图下方的外壁部分与附图上方的外壁部分的 ROI,所以可以期待提高检查者的 ROI 设定的操作性。

[0157] 再有,在从颈动脉的附图下方的外壁部分向附图上方的外壁部分复制 ROI 的情况下,因为能够无需进行相互的 ROI 的大小的调整,所以可以期待提高检查者的 ROI 设定的操作性。

[0158] 实施例 4

[0159] 在实施例 4 中,说明将 IMT 测量值的最大值或最小值与所设定的 ROI 建立关联后进行显示的例子。

[0160] 因为超声波诊断装置 1 的装置构成、动作与实施例 1 相同,所以省略说明,而仅对与实施例 1 相异的部分进行说明。

[0161] 利用图 9 对本实施例的 ROI 与 IMI 值的最大值或最小值的显示工序进行说明。

[0162] 图 9 是对本发明实施例 4 的超声波诊断装置的画面显示例进行说明的图。图 9 仅对图 5 中说明过的部分以外的标记进行说明。

[0163] 901 是 ROI507 中的 IMT 的最小值,902 是 ROI507 中的 IMT 的最大值,903 是 IMT 的时间经过曲线的最小值,904 是 IMT 的时间经过曲线的最大值。

[0164] 在图中,用▼表示 IMT 的最大值 902,用▽表示 IMT 的最小值 901,用●表示 IMT 的时间经过曲线的最大值 904,用○表示 IMT 的时间经过曲线的最小值 903,但是只要能表示最大值 / 最小值的位置,对颜色或形状没有什么限定。

[0165] 进而,在所测量的 IMT 的最大值比一般标准化的健康人的 IMT 值大的情况下,也可以将三角形涂成红色等,以使人关注。

[0166] 由此,能够在视觉上容易确认 IMT 的最大 / 最小位置以及其异常。

[0167] 根据以上所说明的本实施例,因为参照轮廓候补点、即多个像素点来设定 ROI,所以可以提高 ROI 设定的精度。

[0168] 再有,本实施例的特有效果在于,因为能够在视觉上容易确认 IMT 的最大值 / 最小值的位置及其异常,所以可以期待检查者的诊断能力的提高。

[0169] 再有,虽然参照附图对本发明涉及的超声波诊断装置等的优选的几个实施例进行说明,但是本发明并未限定于这些例子。本领域的技术人员都应该知道在本申请所公开的技术思想的范围内能够想到各种变形例或者修正例,也能了解到这些内容当然也属于本发明的技术范围。

[0170] 符号说明 :

[0171] 1- 超声波诊断装置,2- 被检者,3- 超声波探头,4- 超声波信号收发部,5- 超声波信号生成部,6- 超声波图像生成部,7- 生物体信号检测部,8-ROI 候补点检测部,9-ROI 候补点存储部,10-ROI 计算部,11- 内膜中膜复合体边界提取部,12-IMT 计算部,13- 输出 / 显示部,14- 输入部,15- 控制部。

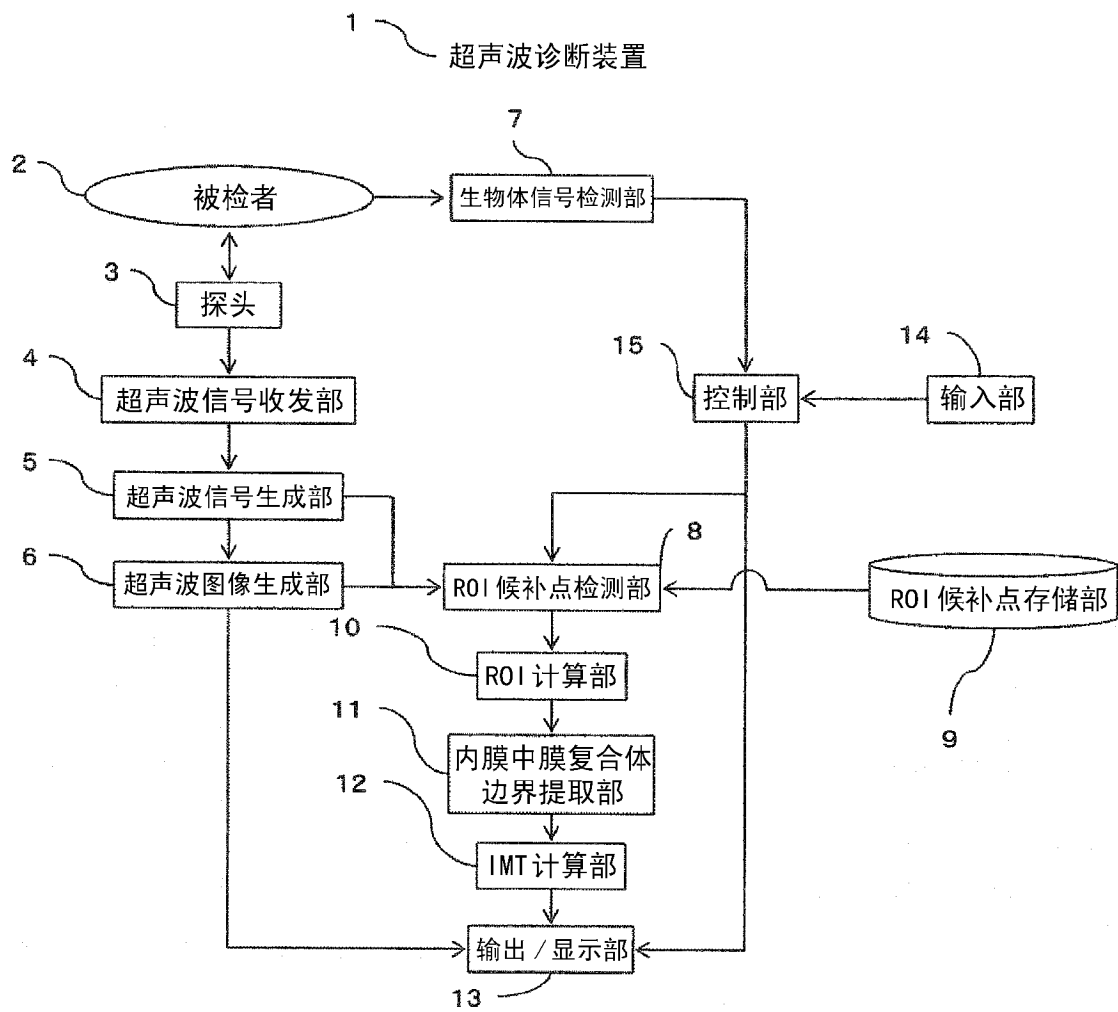


图 1

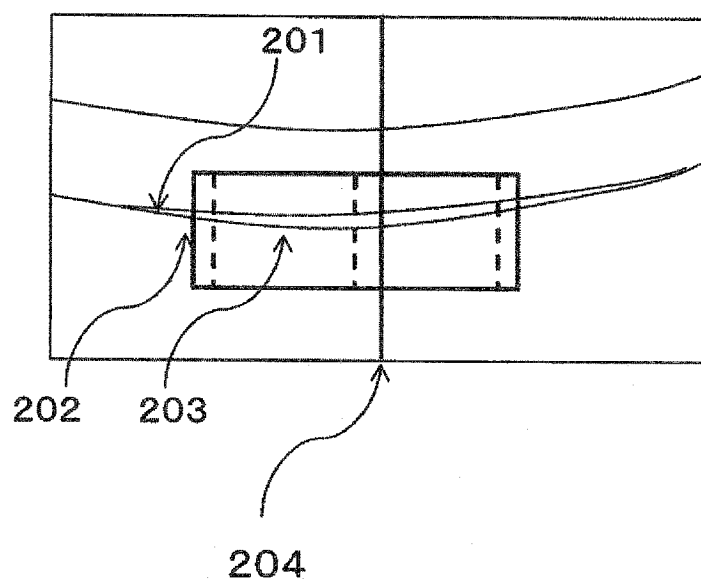


图 2A

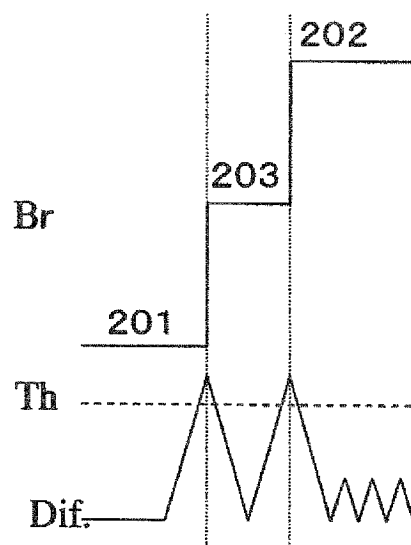


图 2B

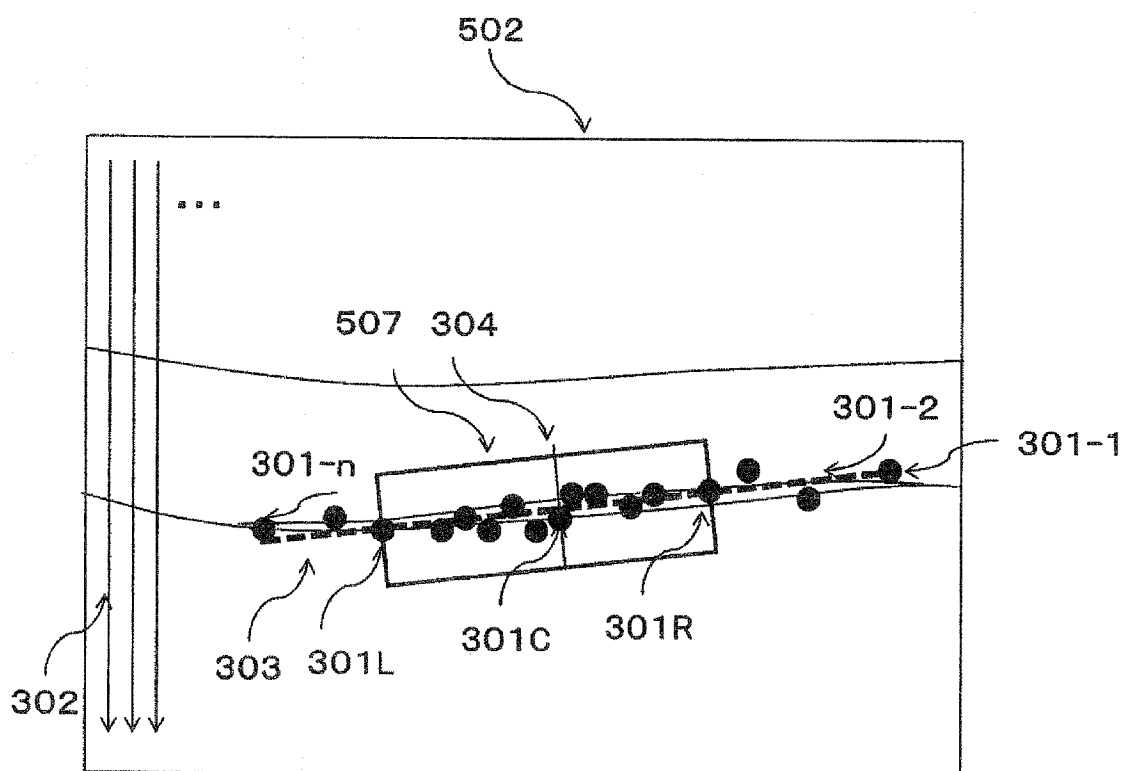


图 3

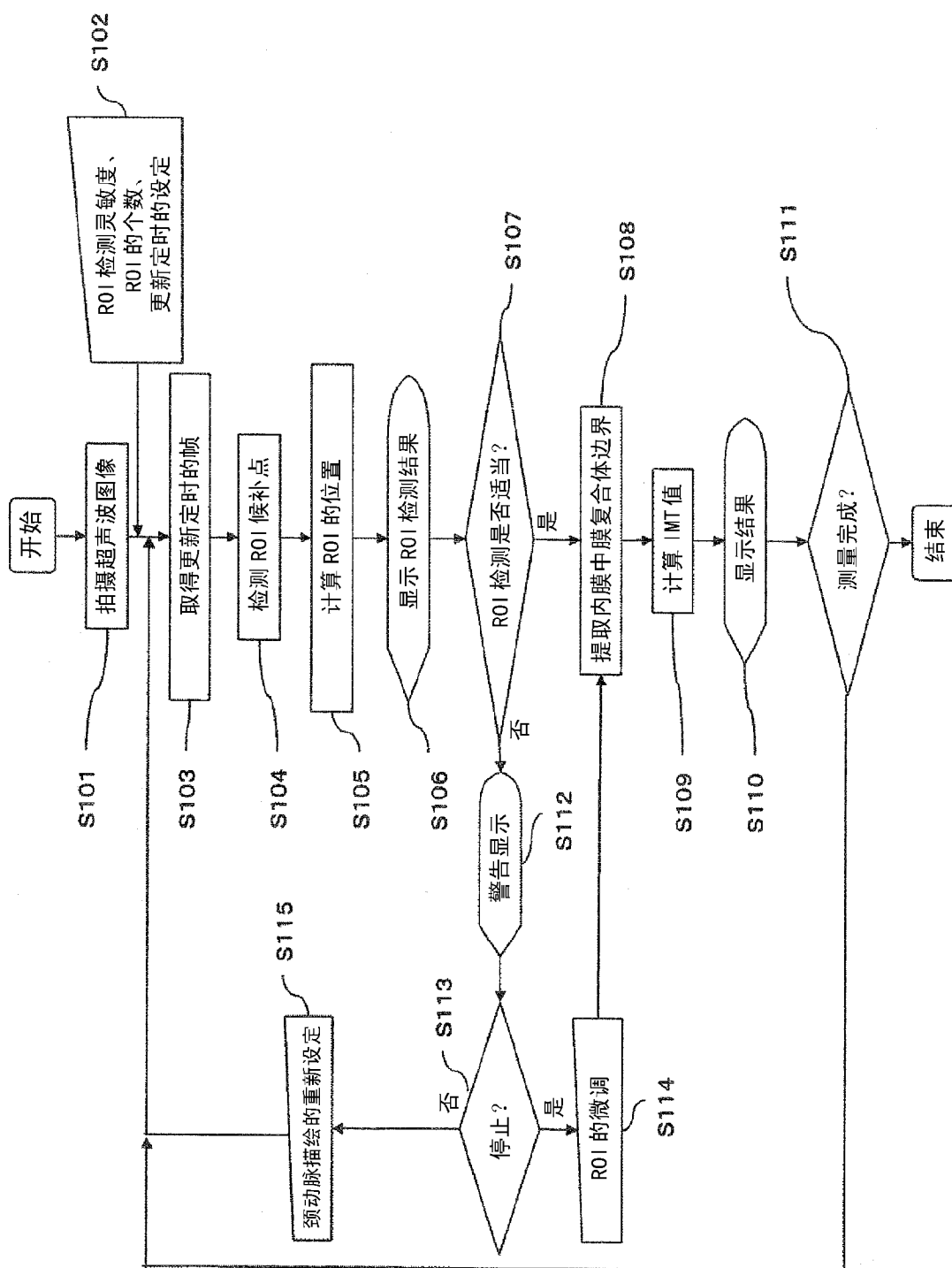


图 4

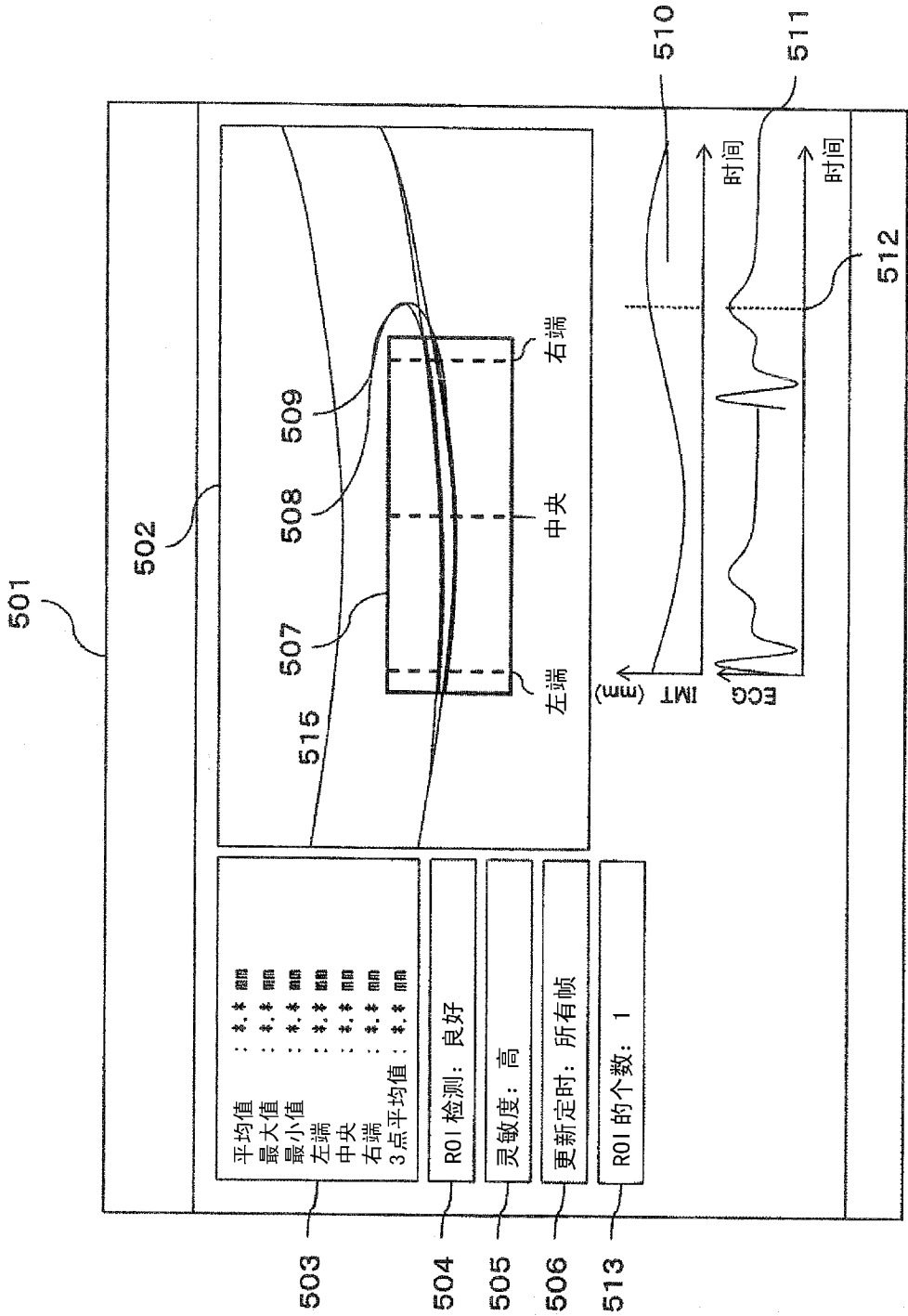


图 5

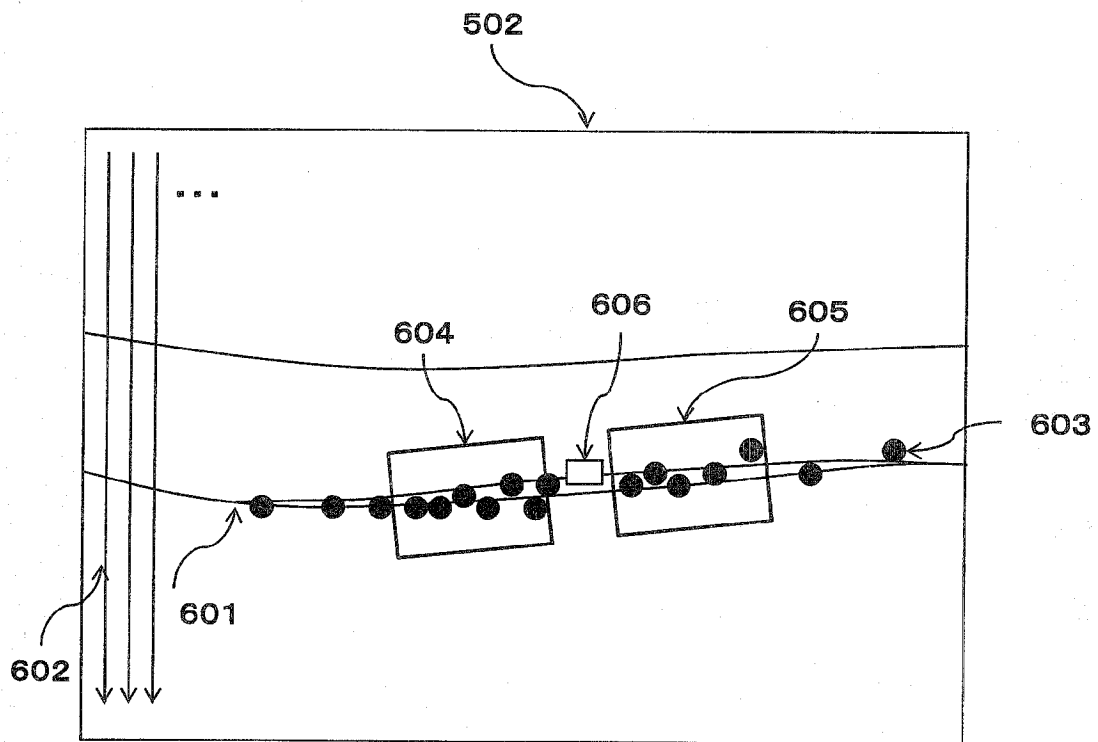


图 6

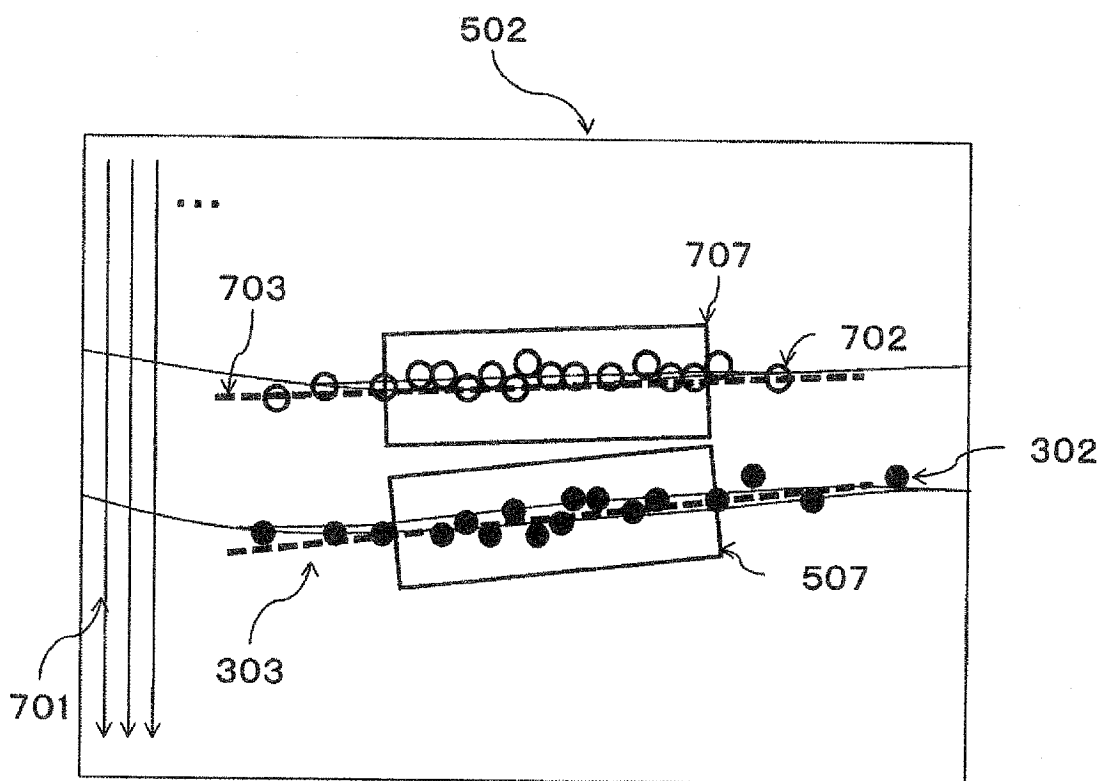


图 7

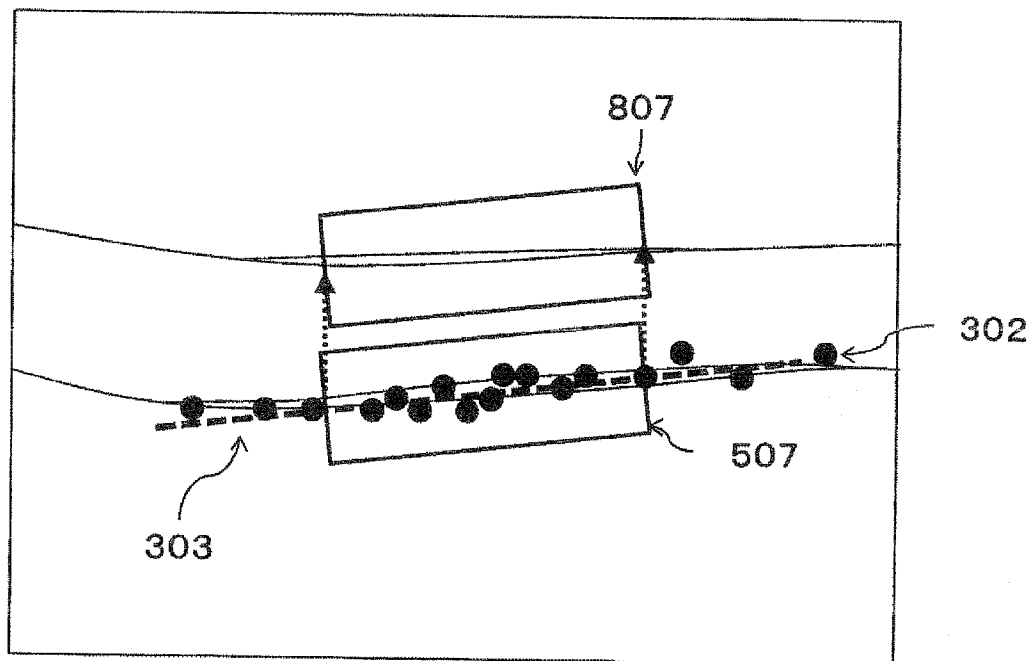


图 8

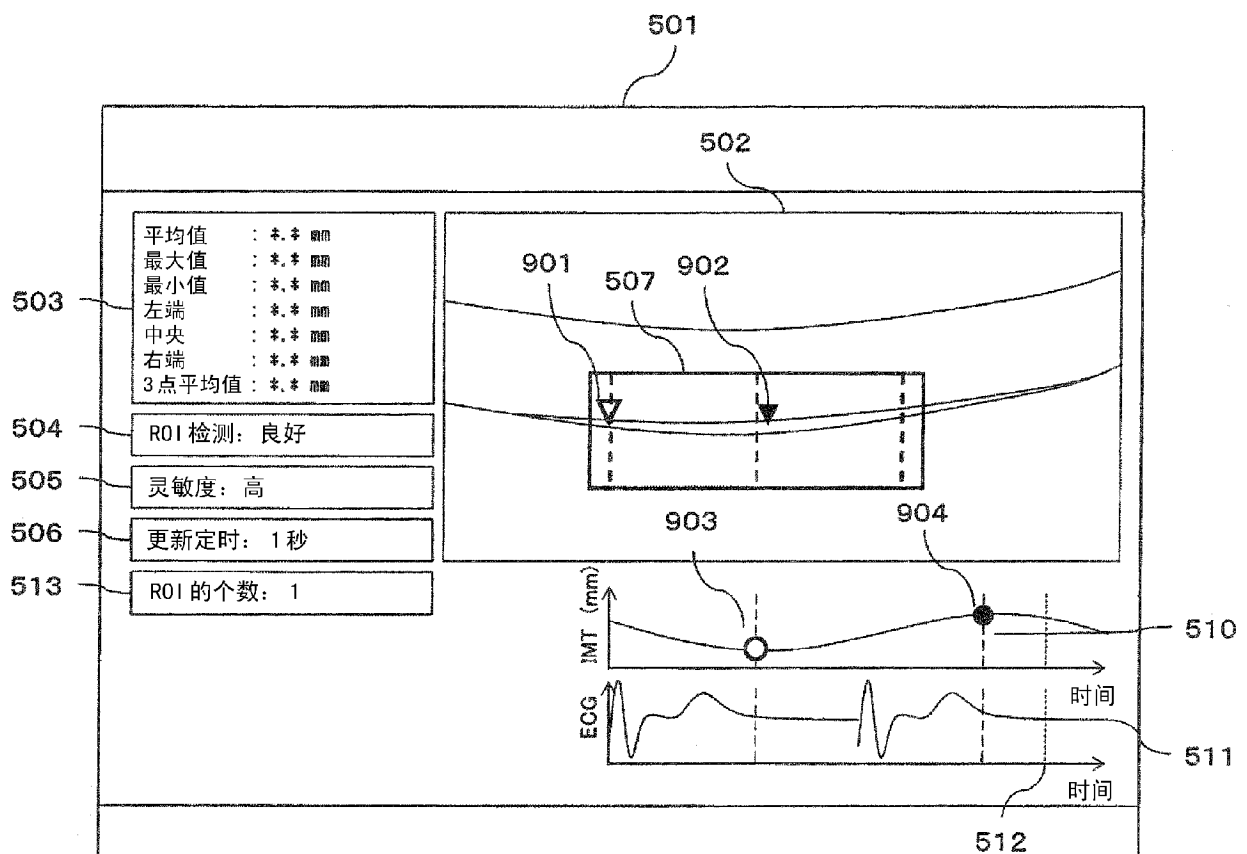


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置及其关心区域设定方法		
公开(公告)号	CN102469981A	公开(公告)日	2012-05-23
申请号	CN201080033111.2	申请日	2010-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[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	G06T7/602 A61B8/06 G06T7/0012 G06T2207/10132 A61B8/5223 A61B8/469 A61B8/0891 G06T2207/30101 A61B8/02 G06T7/62 G16H50/30		
优先权	2009177208 2009-07-30 JP		
其他公开文献	CN102469981B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及其关心区域设定方法，其中超声波诊断装置具有厚度测量部，该厚度测量部针对包含被检者的颈动脉部在内的部位收发超声波，以拍摄超声波图像，根据该超声波图像测量内膜中膜复合体的厚度，该超声波诊断装置还包括关心区域设定部，其对所述超声波图像进行扫描，基于所述颈动脉的轮廓候补点的集中度而在所述超声波图像上设定包含所述内膜中膜复合体的关心区域，所述厚度测量部基于所设定的所述关心区域中的边界来测量所述内膜中膜复合体的厚度。

