



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102525566 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201110356100. 4

(22) 申请日 2011. 10. 27

(30) 优先权数据

2010-241316 2010. 10. 27 JP

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 见山广二 小笠原正文

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张金金 朱海煜

CN 1442118 A, 2003. 09. 17,

JP 特开平 11-197152 A, 1999. 07. 27,

JP 特开平 6-259560 A, 1994. 09. 16,

US 2009/0198130 A1, 2009. 08. 06,

CN 101862205 A, 2010. 10. 20,

US 2006/0058674 A1, 2006. 03. 16,

CN 101617947 A, 2010. 01. 06,

审查员 孙晓彤

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2009/060732 A1, 2009. 05. 14,

WO 2009/060732 A1, 2009. 05. 14,

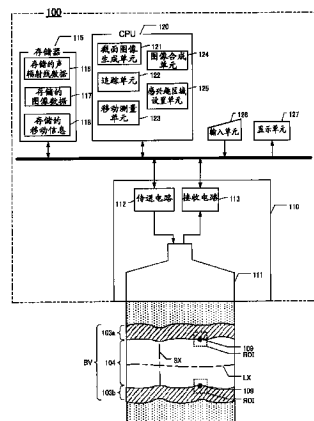
权利要求书3页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

超声诊断设备和用于追踪组织移动的方法

(57) 摘要

本发明涉及超声诊断设备和用于追踪组织移动的方法。一种超声诊断设备包括:依次传送超声到目标对象并且依次接收作为从长轴方向血管反射的超声数据的超声的传送和接收单元;依次存储超声数据的第一存储器单元;基于超声数据生成超声图像的图像生成单元;显示超声图像的显示单元;显示单元用于在指定时间在超声图像的血管壁上且在与该长轴方向血管成直角的垂直直线上设置第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,其中感兴趣区域由超声数据生成;追踪单元,其从指定时间到顺次接着在该指定时间之后追踪对应于对超声图像设置的该第一感兴趣区域和该第二感兴趣区域的目标对象中的组织的移动;和第二存储器单元,其基于追踪的组织的移动存储预定期间组织的移动的信息。



1. 一种超声诊断设备 (100), 其包括:

传送和接收单元 (110), 用于依次传送超声到目标对象以及依次接收作为从包括长轴方向血管的所述目标对象的某一区域反射的超声数据的超声;

第一存储器单元 (115), 用于依次存储接收的超声数据;

图像生成单元 (121), 用于基于所接收的超声数据生成作为所述长轴方向血管的截面图像的超声图像;

显示单元 (127), 用于显示由所述图像生成单元 (121) 生成的超声图像;

感兴趣区域设置单元, 用于在指定时间在所述显示单元 (127) 中显示的所述超声图像的血管壁上且在与所述长轴方向血管成直角的垂直直线上基于指定的点 (109) 设置第一感兴趣区域和第二感兴趣区域, 其中感兴趣区域由存储在所述第一存储器单元 (115) 中的超声数据生成;

追踪单元 (122), 用于通过使用空间亮度梯度的梯度法、从指定时间到顺次接着在指定时间之后追踪对应于对所述超声图像设置的所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的所述目标对象中的组织的移动; 和

第二存储器单元 (115), 用于基于由所述追踪单元 (122) 追踪的组织的移动存储在预定期间所述组织的移动的信息;

其中所述显示单元 (127) 基于存储在所述第二存储器单元 (115) 中的组织的移动的信息来显示垂直直线上或与所述垂直直线正交的水平直线上的组织的移动的追踪结果;

其中所述感兴趣区域设置单元在包括第一感兴趣区域的水平直线上设置新的感兴趣区域, 所述追踪单元 (122) 追踪对应于所述水平直线上的感兴趣区域的所述目标对象中的组织的移动,

当追踪单元追踪到所述水平直线上的该感兴趣区域和所述第一感兴趣区域具有相同的大小且向相同的方向移动时, 所述感兴趣区域设置单元对所述点、所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域追踪作为整体的移动; 所述显示单元显示所述点、所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域。

2. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (100), 其中所述显示单元 (127) 基于存储在所述第二存储器单元 (115) 中的组织的移动的信息显示垂直直线上的组织之间的距离的追踪结果。

3. 如权利要求 1-2 中任一项所述的超声诊断设备 (100), 其中所述显示单元 (127) 显示用于在所述显示单元 (127) 上指示所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的点, 并且当所述点被指示时设置包括所述点的所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域。

4. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (100), 其中当在所述垂直直线上设置所述第一感兴趣区域时, 所述显示单元 (127) 在所述显示单元 (127) 上显示包括所述第一感兴趣区域的长轴方向的水平线, 并且当设置所述水平线的角度时, 在所述显示单元 (127) 上显示包括所述第一感兴趣区域的与所述水平线正交的垂直线。

5. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (100), 其中所述第一感兴趣区域包括所述垂直直线上的所述血管的内壁中的一个并且所述第二感兴趣区域包括所述垂直直线上的所述血管的内壁中的另一个,

所述显示单元 (127) 显示由所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域识别的所述

血管的内径的追踪结果。

6. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (100), 其中所述第一感兴趣区域包括所述垂直直线上的所述血管的外壁中的一个并且所述第二感兴趣区域包括所述垂直直线上的所述血管的外壁中的另一个,

所述显示单元 (127) 显示由所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域识别的所述血管的外径的追踪结果。

7. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (100),

所述显示单元 (127) 在所述垂直直线上设置垂直直线上的第三感兴趣区域和第四感兴趣区域,

所述第一感兴趣区域包括所述垂直直线上的所述血管的内壁中的一个并且所述第二感兴趣区域包括所述垂直直线上的所述血管的内壁中的另一个, 所述第三感兴趣区域包括所述血管的外壁中的一个并且所述第四感兴趣区域包括所述血管的外壁中的另一个,

所述显示单元 (127) 显示在由所述第一和所述第二感兴趣区域以及所述第三和所述第四感兴趣区域识别的所述血管的厚度的期间变化。

8. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (100), 其中所述显示单元 (127) 设置对应于所述第一和所述第二感兴趣区域的每个感兴趣区域, 其是在长轴方向上的与所述第一和所述第二感兴趣区域不同的位置。

9. 如权利要求 8 所述的超声诊断设备 (100), 其中所述显示单元 (127) 基于存储在所述第二存储器单元 (115) 中的在长轴方向上的不同位置处所述组织的移动的信息显示平均距离的追踪结果, 在多个不同的位置计算所述垂直直线上的目标身体的组织之间的平均距离。

10. 一种用于追踪组织的移动的方法, 其包括以下步骤:

依次传送超声到目标对象;

依次接收作为从包括长轴方向血管的所述目标对象的某一区域反射的超声数据的超声;

依次存储接收的超声数据;

基于所接收的超声数据生成作为长轴方向血管的截面图像的超声图像;

显示所述超声图像;

在指定时间在所显示的超声图像的血管壁上且在与长轴方向血管成直角的垂直直线上基于指定的点设置第一感兴趣区域和第二感兴趣区域;

通过使用空间亮度梯度的梯度法、从所述指定时间到顺次接着在所述指定时间之后追踪对应于对所述超声图像设置的所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域的所述目标对象中的组织的移动;

基于组织的追踪移动, 存储预定期间所述组织的移动的信息;

基于存储在存储器单元中的组织的移动的信息来显示垂直直线上或与所述垂直直线正交的水平直线上的组织的移动的追踪结果;

在包括第一感兴趣区域的水平直线上设置新的感兴趣区域, 追踪对应于所述水平直线上的感兴趣区域的所述目标对象中的组织的移动,

当追踪到所述水平直线上的该感兴趣区域和所述第一感兴趣区域具有相同的大小且

向相同的方向移动时,对所述点、所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域追踪作为整体的移动,并显示所述点、所述第一感兴趣区域和所述第二感兴趣区域。

超声诊断设备和用于追踪组织移动的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于使用超声诊断血管的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 近年来,确诊有例如脑梗死和心肌梗死等血循环病症的患者的数量在上升。为了防止这样的疾病,在动脉硬化的早期检测动脉硬化的症状并且改进生活方式,这是重要的。

[0003] 为了诊断动脉问题,专利文件 1 公开了使用 B(亮度)-模式图像测量血管的直径的超声诊断设备。专利文件 1 公开了用于追踪血管壁以及血管的直径的超声诊断设备,其中操作员设置标记以用于在监测器中显示的 B-模式图像中进行追踪以及计算感兴趣区域(ROI)(包含之前建立的用于追踪的标记)中的像素的亮度的相关性。

[0004] [专利文件 1] 日本未审查的公开 2002-238903A

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 遗憾地,如在专利文件 1 中描述的,像素亮度的相关性可根据图像数据处理而改变血管或血管壁的直径。而且,通过在血管上设置感兴趣区域(ROI),优选地是,显示血管的内径或血管壁的厚度。

[0007] 解决之前描述的问题是可取的。

[0008] 针对问题的技术方案

[0009] 超声诊断设备的第一方面包括:用于依次传送超声到目标对象并且依次接收作为从包括长轴方向血管的目标对象的某一区域反射的超声数据的超声的传送和接收单元;用于依次存储接收的超声数据的第一存储器单元;用于基于接收的超声数据生成作为该长轴方向血管的截面图像的超声图像的图像生成单元;和用于显示由该图像生成单元生成的超声图像的显示单元。

[0010] 超声诊断设备包括:感兴趣区域设置单元,其用于在指定时间在显示单元中显示的超声图像的血管的壁上且在与长轴方向血管成直角的垂直直线上设置第一感兴趣区域和第二感兴趣区域,其中该感兴趣区域由存储在第二存储器单元中的超声数据生成;追踪单元,其通过使用空间亮度梯度的梯度法、用于在指定时间以及顺次接着在指定时间之后追踪对应于对超声图像设置的该第一感兴趣区域和该第二感兴趣区域的目标对象中的组织的移动;和第二存储器单元,其用于基于由该追踪单元追踪的组织的移动来存储在预定期间组织的移动的信息。

[0011] 在超声诊断设备的第二方面中,基于存储在第二存储器单元中的组织的移动信息,显示单元显示垂直直线上的和对与垂直直线正交的水平直线的组织的移动的追踪结果。

[0012] 在超声诊断设备的第三方面中,基于存储在第二存储器单元中的组织的移动信息,显示单元显示垂直直线上的组织之间的距离的追踪结果。

[0013] 在超声诊断设备的第四方面中,感兴趣区域设置单元在显示单元上显示用于指示第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的点。

[0014] 在超声诊断设备的第五方面中,当在垂直直线上设置第一感兴趣区域时,感兴趣区域设置单元在显示单元上显示包括第一感兴趣区域的长轴方向上的水平线,并且当设置该水平线的角度时,感兴趣区域设置单元在显示单元上显示包括第一感兴趣区域的与该水平线正交的垂直线。然后操作员可以容易地设置感兴趣区域。

[0015] 在第六方面中,第一感兴趣区域包括垂直直线上的血管的内壁中的一个并且第二感兴趣区域包括垂直直线上的血管的内壁中的另一个,显示单元显示由第一感兴趣区域和第二感兴趣区域识别的血管的内径的追踪结果。

[0016] 在第七方面中,第一感兴趣区域包括垂直直线上的血管的外壁中的一个并且第二感兴趣区域包括垂直直线上的血管的外壁中的另一个,显示单元显示由第一感兴趣区域和第二感兴趣区域识别的血管的外径的追踪结果。

[0017] 在第八方面中,感兴趣区域设置单元在垂直直线上设置垂直直线上的第三感兴趣区域和第四感兴趣区域,第一感兴趣区域包括垂直直线上的血管的内壁中的一个并且第二感兴趣区域包括垂直直线上的血管的内壁中的另一个,第三感兴趣区域包括血管的外壁中的一个并且第四感兴趣区域包括血管的外壁中的另一个,显示单元显示在由第一和第二感兴趣区域以及第三和第四感兴趣区域识别的血管的厚度的期间的变化。

[0018] 在第九方面中,感兴趣区域设置单元设置对应于第一和第二感兴趣区域的每个感兴趣区域,其是在长轴方向上的与第一和第二感兴趣区域不同的位置。

[0019] 在第十方面中,显示单元基于第二存储器单元中存储的长轴方向中不同位置处组织的移动信息来显示平均距离的追踪结果,在多个不同的位置计算垂直直线上目标身体的组织之间的平均距离。

[0020] 在第十一方面中,感兴趣区域设置单元在水平直线中设置新的感兴趣区域,当水平直线上的该感兴趣区域和第一感兴趣区域移动时,该追踪单元追踪对应于水平直线上该感兴趣区域的目标对象中的组织的移动,该显示单元显示这些点、第一感兴趣区域以及第二感兴趣区域。

[0021] 发明的有利效果

[0022] 本发明的超声诊断设备可以通过使用梯度法追踪预定区域内的目标对象(其包括血管)的移动,并且准确测量该目标对象中的组织的移动。

[0023] 本发明的另外的目的和优势从如在附图中图示的本发明的优选实施例的下列说明将是明显的。

附图说明

[0024] 图 1 是超声诊断设备的总图。

[0025] 图 2 是示出根据本实施例测量血管的方法的流程图。

[0026] 图 3 是解释灰度图像的亮度梯度的图。

[0027] 图 4 是示出在血管 (BV) 中建立的感兴趣区域 (ROI) 的图。

[0028] 图 5 示出在感兴趣区域设置单元 125 辅助下设置 ROI 的第一示例。

[0029] 图 6 示出在感兴趣区域设置单元 125 辅助下设置 ROI 的第二示例。

- [0030] 图 7 示出超声图像在显示单元 127 中显示的序列。
- [0031] 图 8(a) 示出在显示单元 127 中显示的对于垂直方向的 ROI(R1) 的追踪结果的示例图。
- [0032] 图 8(b) 示出在显示单元 127 中显示的对于水平方向的 ROI(R1) 的追踪结果的示例图。
- [0033] 图 8(c) 示出在显示单元 127 中显示的对于垂直方向的 ROI(R2) 和 ROI(R3) 的追踪结果的示例图。
- [0034] 图 9(a) 是心跳信号的曲线图 210。
- [0035] 图 9(b) 是示出前壁 103a 的厚度的曲线图 211。
- [0036] 图 9(c) 是示出不同于图 9(b) 中对于长轴方向的 ROI 的前壁 103a 的厚度的曲线图 212。
- [0037] 图 9(d) 是示出前壁 103a 的平均血管壁厚的厚度的曲线图 213。

具体实施方式

[0038] < 超声诊断设备 100 的配置 >

[0039] 图 1 是示出根据本发明的实施例的超声诊断设备 100 的配置的框图。超声诊断设备 100 包括传送和接收单元 110(其连接到并行总线)、存储器 115、CPU(中央处理单元)120、用于通过鼠标或键盘输入的输入单元 126 和具有 LCD 的显示单元 127。

[0040] 传送和接收单元 10 包括超声探头 111、传送电路 112 和接收电路 113。该超声探头 111 包括多个超声换能器,其由 1 维或 2 维换能器阵列组成。该超声换能器基于施加于目标对象的驱动信号传送超声、接收从目标对象反射的超声回声和输出接收信号。

[0041] 传送电路 112 包括多个通道,并且生成多个施加于每多个超声换能器的驱动信号。传送电路 122 可以调节多个驱动信号中的延迟的量使得从多个超声换能器传送的超声其后形成超声束。而且,传送电路 112 可以向超声探头 111 提供多个驱动信号、设置成用于同时传送从多个超声换能器传送的超声到目标对象的成像区域。

[0042] 接收电路 113 由多个通道组成,接收多个从每多个超声换能器输出的模拟接收信号并且放大这些模拟接收信号,并且转换成数字接收信号。此外,基于从传送和接收单元 110 选择的接收的延迟模式,施加每个延迟时间于多个接收信号,并且通过添加接收信号的全部来处理接收聚焦。由于接收聚焦处理,形成具有聚焦的超声回声的声辐射线数据。

[0043] 在该实施例中,超声探头 111 从目标对象的表面传送超声到目标对象内部的血管 BV。而且,超声探头 111 接收来自目标对象的回声,该目标对象包括血管。传送和接收单元 110 重复超声的传送和超声回声的接收,用于依次输出声辐射线数据。声辐射线数据在接收电路 113 中处理对数压缩、增益调节或低通滤波处理,并且处理根据超声的反射位置的深度的衰减校正。被处理的声辐射线数据通过并行总线相继存储在存储器 115 中。

[0044] 存储器 115 包括存储由图像生成单元 121 生成的截面图像数据 117 或声辐射线数据 116 的多个帧的容量。

[0045] CPU 120 包括图像生成单元 121、追踪单元 122、移动测量单元 123、图像合成单元 124 和感兴趣区域设置单元 125。

[0046] 图像生成单元 121 包括用于输入声辐射线数据并且生成采用 B- 模式的截面图像

数据的图像数据生成功能。图像生成单元 121 将 B- 模式截面图像数据转换成符合正常电视信号的扫描方法的截面图像数据,执行梯度处理必需的图像处理并且传送到图像合成单元 124 或显示单元 127,并且相继将截面图像数据等存储进存储器 115。

[0047] 而且,在现场模式中,图像生成单元 121 将直接供应的声辐射线数据转换成根据扫描方法的截面图像数据,并且在冻结模式中,图像生成单元 121 将存储在存储器 115 中的截面图像数据 117 转换成根据扫描方法的截面图像数据。此外,在冻结模式期间,如果存储器 115 存储声辐射线数据 116 而不是截面图像数据 117,图像生成单元 121 则生成 B- 模式截面图像数据。

[0048] 使用例如鼠标等输入单元 126,感兴趣区域设置单元 125 显示交点 109,用于指示对于超声图像的感兴趣区域 (ROI)。与由操作员操作的鼠标的移动一致地,点 109 在显示单元 127 内移动。然后,基于来自自由操作员指示的点 109 的信号,感兴趣区域设置单元 125 对通过使用由接收电路 113 供应的图像数据显示的超声图像设置 ROI,其是包括指示点 109 的被环绕的区域。感兴趣区域设置单元 125 自动设置 ROI 的大小。感兴趣区域设置单元 125 提取 ROI 处的图像数据。一旦设置 ROI,感兴趣区域设置单元 125 对应于存储在存储器 115 中的截面图像数据 117(或存储在存储器 115 中的声辐射线数据 116)提取 ROI 的截面图像数据。提取的与由感兴趣区域设置单元 125 设置的 ROI 一致的截面图像数据被供应到追踪单元 122。

[0049] 尽管在目标对象中对于长轴方向的血管的图的图 1 中显示用黑圆圈指示的点 109 和在矩形中指示的 ROI,ROI 不总是需要在显示单元 127 中指示。而且,如果追踪的结果告知血管正作为整体移动(从追踪单元 122),如下文解释的,显示单元 127 可以显示点 109 和 ROI 来追踪血管作为整体的移动。

[0050] 追踪单元 122 追踪关于从预定时间 ROI 正移向的矢量方向。为了追踪 ROI,使用计算移动图像中的运动对象的速度场的方法(光流)。在光流中存在许多方法。根据由发明者进行的实验,梯度法适用于追踪血管壁。梯度法适用于追踪微小移动并且特别适用于追踪血管壁的微小移动。追踪单元 122 追踪 ROI 的结果被传送到图像合成单元 124、移动测量单元 123 和存储器 115。

[0051] 而且,追踪单元 122 追踪对于长轴方向的整个血管壁的移动或转动。作为整体移动或转动的血管的示例情况将使超声探头 111 失去与目标对象接触。

[0052] 移动测量单元 123 基于由追踪单元 122 追踪的 ROI 中的组织的移动测量在预定时间组织的移动距离。从而,移动测量单元 123 可以基于组织的移动距离计算血管的弹性或血管的直径的变化。由移动测量单元 123 测量的追踪结果被传送到图像合成单元 124、存储器 115 和显示单元 127。传送到存储器 115 的追踪结果存储为移动信息 118。传送到显示单元 127 的追踪结果实时显示为 ROI 内部的组织的总移动量。

[0053] 图像合成单元 124 合成由图像生成单元 121 供应的截面图像数据、由追踪单元 122 追踪的移动信息 118 和在移动测量单元 123 中测量的追踪结果,并且由此合成两个图像。图像合成单元 124 可以在必要的基础上检索存储在存储器 115 中的声辐射线数据 116 或截面图像数据 117。

[0054] 如在图 1 中指示的目标对象内部对于长轴方向的血管的图在下文解释。

[0055] 血管由血管壁 103 组成,血管壁 103 环绕血液流动区 104。血管壁 103 包括前壁

103a(更接近超声探头 111 的壁)和后壁 103b(更远离超声探头 111 的壁)。在图 1 中,由感兴趣区域设置单元 125 设置的 ROI 被安置在前壁 103a 和后壁 103b 上。长轴方向 LX 指在血液流动区 104 的中心向纵向延伸的血管,并且短轴方向 SX 指血管的横截面(与长轴方向 LX 正交的垂直直线)。

[0056] <用于测量血管的方法>

[0057] 图 2 是示出根据本发明的实施例用于测量血管的方法的流程图。

[0058] 在步骤 S11 中,操作员确认超声图像的移动图像稳定地获得并且按下冻结按钮(图上没有描述)。

[0059] 在步骤 S12,当按下冻结按钮时,在按下冻结按钮后几秒期间采集的声辐射线数据 116 或截面图像数据 117 存储在存储器 115 中,并且存储在第一帧中的超声图像在显示单元 127 中显示。按下冻结按钮后几秒采集的声辐射线数据 116 或截面图像数据 117 也可以存储在存储器 115 中。

[0060] 在步骤 S13,操作员通过使用由并行总线连接的例如鼠标等输入单元 126 向在显示单元 127 中显示的第一帧上显示的超声图像指示点 109。感兴趣区域设置单元 125 对包括点 109 的环绕区设置 ROI。操作员可以容易地对在显示单元 127 中显示的目标对象内部的血管设置 ROI。在该实施例中,应该设置至少两个或以上 ROI。

[0061] 在步骤 S14,使用超声图像的初始帧和超声图像在预定期间后的帧之间的超声图像的这些帧,追踪单元 122 追踪组织(其包括 ROI 的至少两个点)的移动。使用梯度法追踪 ROI。

[0062] 在步骤 S15,移动测量单元 123 追踪例如包括在 ROI 的两个点中的组织的移动。例如,如果前壁 103a 的内壁和后壁 103b 的内壁是 ROI 的两个点,与第一帧的超声图像相比之下,能够理解血管的内径如何变化。

[0063] 在步骤 S16,显示单元 127 例如在曲线图中显示由移动测量单元 123 测量的追踪结果。能够邻近显示的超声图像显示曲线图或在单独的窗口上显示曲线图。

[0064] <通过梯度法追踪 ROI>

[0065] 在步骤 S14 用于追踪单元 122 追踪 ROI 中的组织的移动的光流法在下文解释。在该光流法、特性匹配法、用于匹配图像的特性和计算移动的方法和梯度法中,使用用于通过计算图像的对比密度(亮度)的梯度以比较图像的对比密度而计算移动的方法。本发明的发明者对超声图像(其包括采用 B 模式显示的血管)进行关于使用特性匹配法和梯度法两种的实验。结果,在梯度法中发现追踪中的较少差异。由此该梯度法在下文解释。

[0066] 如在图 3 中示出的,对比密度图像 $F(p, t)$ 包含对比密度的梯度(亮度梯度)。梯度法通过使用对比梯度追踪 ROI 中的组织的移动。

[0067] 如在图 3 中示出的,移动的且具有均匀对比密度的对比密度图像“F”在时间“t”的图像 (p, t) 在微小期间 (δ, t) 后被计算为对比密度图像 $G(p + \delta p, t + \delta t)$ 。移动的距离使用下列方程计算:

[0068] $h_0 = 0,$

[0069]
$$h_{k+1} = h_k + \frac{\sum w(p)F'(p+h_k)[G(p)-F(p+h_k)]}{\sum w(p)F'(p+h_k)^2} \text{ 方程 1}$$

[0070] ROI 中的组织的移动距离(矢量)通过做方程 1 的迭代运算而计算。

[0071] 其中,“h”代表近似移动的距离, $w(p)$ 代表权重系数, $F(p)$ 代表移动前的对比密度图像,并且 $F'(p)$ 代表第一求导。

[0072] 梯度法适用于追踪例如由于心跳引起的血管壁的移动等微小移动。通过使用梯度法追踪包含在 ROI 中的组织的移动,能够准确追踪由于心跳引起的血管壁的微小移动。

[0073] < 设置 ROI >

[0074] 图 4 是示出向长轴方向延伸的血管中的 ROI 的图,如在显示单元 127 中显示的,该 ROI 由操作员设置。这与在图 2 的步骤 S13 中设置 ROI 的方法相同。

[0075] 操作员检查在显示单元 127 中显示的初始帧的超声图像。然后,该操作员检查向长轴方向延伸的血管是否可以容易地设置 ROI 的截面图像,并且如果该截面图像是可以容易地设置 ROI 的图像,操作员则通过输入单元 126 使用鼠标指针点击 ROI 设置按钮(图上没有描述)。感兴趣区域设置单元 125(参考图 1)在显示单元 127 上显示对于血管壁的 ROI 设置窗口 131。

[0076] 对于血管壁的 ROI 设置窗口 131 包括添加按钮 135、确定按钮 137、第一辅助按钮 138 和第二辅助按钮 139。

[0077] 当用鼠标指针 MP 点击添加按钮 135 时,预定大小的点 109 在显示单元 127 中显示。当多次点击添加按钮 135 时,多个点 109 在显示单元 127 中显示。在图 4 中,八个点 109 在显示单元 127 中显示。

[0078] 对于在显示单元 127 中显示的点 109,操作员可以使用鼠标指针将显示的点一个接一个移动到任意位置并且指定该位置。在图 4 中,操作员指定在血管的长轴方向(短轴方向)的四个位置上的点 109。基于指定的点 109,感兴趣区域设置单元 125 在前壁 103a 的外壁和内壁上设置 ROI (R1 和 R2),以及在前壁 103b 的外壁和内壁上设置 R3 和 R4。而且,操作员在离 ROI (R1 至 R4) 更远的四个位置处指定对于长轴方向的点 109。基于指定的点 109,感兴趣区域设置单元 125 在前壁 103a 的外壁和内壁上设置 ROI (R5 和 R6) 和在后壁 103b 的外壁和内壁上设置 R7 和 R8。一旦操作员完成设置感兴趣区域的全部,操作员则点击确认按钮 137。而且,通过点击第一辅助按钮 138 或第二辅助按钮 139,操作员可以显示水平线或垂直线用于辅助设置 ROI。在图 4 中,ROI 在显示单元 127 中用虚线显示。然而,可以仅显示点 109 而不显示 ROI。

[0079] 当指定点 109 中的至少一个点时,感兴趣区域设置单元 125 沿着水平直线 LL(从点 109 向水平方向延伸)设置新的感兴趣区域 RR。水平直线 LL 和感兴趣区域 RR 不必在显示单元 127 中显示。在图 4 中,显示与 ROI (R3) 上的点 109 一致的水平直线 LL 和沿着水平直线 LL 的感兴趣区域 RR。追踪单元 122 追踪感兴趣区域 R3 和新设置的感兴趣区域 RR 的移动。例如,如果 ROI (R3) 和感兴趣区域 RR 移动具有相同的大小且向相同的方向移动,追踪单元 122 则能够确定血管正作为整体移动。当追踪单元 122 将血管正作为整体移动传送到感兴趣区域设置单元 125 和显示单元 127 时,感兴趣区域设置单元 125 对所有点 109 和涉及点 109 的 ROI 追踪作为整体的移动。从而,即使血管作为整体移位,点 109 和涉及点 109 的 ROI 追踪原始指定或设置的位置。最终,移动单元 127 追踪从点 109 延伸的垂直直线 VL、点 109 和涉及点 109 的 ROI。

[0080] < 辅助设置 ROI :第一示例 >

[0081] 图 5 是在感兴趣区域设置单元 125(参考图 1)辅助下设置 ROI 的第一示例。左侧

上的流程图对应于在右侧上指示的其状况的图样。在图 5 的第一示例中, ROI 设置在前壁 103a 的内壁和后壁 103b 的内壁上。因此, 显示在图 4 中设置的 ROI 的 R6 和 R7。

[0082] 操作员点击第一辅助按钮 138(参考图 4) 并且然后点击添加按钮 135。点 109 在显示单元 127 中显示。

[0083] 在步骤 S111 中, 操作员通过移动鼠标指针在操作员想观察的前壁 103a 的内壁上指示点 109。然后, 操作员点击确定按钮 137。

[0084] 在步骤 S112 中, 感兴趣区域设置单元 125 显示水平线 HL, 其通过点 109 并且是以点 109 作为中心的预定长度。水平线 HL 平行于水平线 127, 并且显示为是长轴方向的前壁 103a 的内壁的切线。

[0085] 在步骤 S113 中, 操作员使用鼠标指针 MP 改变水平线 HL 的角度。一旦水平线 HL 的角度采用它垂直延伸到前壁 103a 这样的方式改变时, 操作员点击确定按钮 137。

[0086] 在步骤 S114 中, 感兴趣区域设置单元 125 显示垂直线 VL, 其通过点 109 并且垂直于角度变化的水平线 HL。

[0087] 在步骤 S115 中, 操作员点击添加按钮 135, 在显示单元 127 上显示点 109 并且通过用鼠标指针 MP 移动而在操作员想观察的后壁 103b 的内壁上指示点 109。在该点处, 设置基于点 109 的两个点的两个感兴趣区域 (R6, R7)。为了设置三个或以上感兴趣区域, 操作员继续该操作; 如果不必设置两个以上感兴趣区域, 操作员则点击确定按钮 137。

[0088] 如果前壁 103a 的内壁由于心跳而弯曲, 难以设置朝点 109 的垂直方向(朝短轴方向)的另一个点 109。因此, 如上文提到的, 将显示以点 109 作为中心的预定长度的水平线 HL, 并且在改变水平线 HL 的角度后, 将显示垂直线 VL。这准确地设置对于垂直方向的 ROI (R2) 和 ROI (R3), 因此可以准确地证实血管的直径。

[0089] 在图 4 中指示的垂直线 (VL) 中, 对于垂直方向准确地设置 ROI (R1-R4)。从而, 血管的前壁 103a 的厚度可以基于 ROI (R1) 或 ROI (R2) 而准确地证实, 或后壁 103b 的厚度可以基于 ROI (R3) 或 ROI (R4) 而准确地证实。

[0090] < 辅助设置 ROI : 第二示例 >

[0091] 图 6 是在感兴趣区域设置单元 125(参考图 1) 辅助下设置 ROI 的第二示例。与第一示例相似, ROI 被设置到前壁 103a 的内壁和后壁 103b 的内壁之上。

[0092] 操作员点击第二辅助按钮 139(参考图 4)。

[0093] 在步骤 S211 中, 感兴趣区域设置单元 125 显示水平线 HL 和垂直线 VL。

[0094] 在步骤 S212 中, 操作员使用鼠标指针改变水平线 HL 和垂直线 VL 的角度, 并且将垂直线 VL 移动到要观察的位置。通过使用鼠标指针转动和移动水平线和垂直线的一部分, 水平线 HL 和垂直线 VL 作为整体转动和移动同时保持直角。

[0095] 在步骤 S213 中, 当操作员点击添加按钮 135 时, 感兴趣区域设置单元 125 在显示单元 127 上显示点 109。然后操作员使用鼠标指针 MP 在操作员想观察的垂直线 VL 上沿着前壁 103a 的内壁移动点 109。

[0096] 在步骤 S214 中, 当操作员点击添加按钮 135 时, 点 109 在显示单元 127 上显示。然后, 操作员通过用鼠标指针 MP 在操作员想观察的垂直线上将点 109 移动到后壁 103b 的内壁。为了设置三个或以上 ROI, 操作员继续该操作; 如果不必设置两个以上 ROI, 操作员则点击确定按钮 137。

[0097] 而且,在图 5 或图 6 中,通过点击第一辅助按钮 138 或第二辅助按钮 139,水平线 HL 或垂直线 VL 可以直接在显示单元 127 的屏幕上画出,水平线 HL 或垂直线 VL 在该显示单元 127 显示。

[0098] < 追踪 ROI 的信息 >

[0099] 图 7 示出在指示点 109 和设置 ROI 后,超声图像在显示单元 127 中显示的序列。图 7 的左侧示出预定时间 T1 和预定时间 T2(正播放)之间的超声图像的多个帧,并且图 7 的右侧是从取自时间 T1 的超声图像和时间 T2 的超声图像的帧序列的摘要。

[0100] 由于心跳,对于长轴方向的血管的横截面形状在时间 T1 和时间 T2 之间变化。用 ROI (R1-R8) 指示的组织分别向水平方向(长轴方向)和垂直方向(短轴方向)移动。在该实施例中,设置八个 ROI,并且通过选择一个 ROI (R1),移动测量单元 123 可以测量 ROI (R1) 向垂直方向和水平方向移动的量。而且通过在这八个 ROI 中选择至少两个 ROI,移动测量单元 123 可以测量这两个 ROI 的移动信息。

[0101] 图 8 和图 9 是在曲线图中显示在图 2 的步骤 S16 由移动测量单元 123 测量的追踪结果的示例。这些曲线图基于在图 7 中指示的 ROI (R1-R8) 的移动而显示。

[0102] 图 8(a)-(c) 是指示血管的 ROI 的追踪结果的曲线图。

[0103] 图 8(a) 是在显示单元 127 上显示对于垂直方向的 ROI (R1) 的追踪结果的移动测量单元 123 的示例。垂直轴代表位置(采用 mm)并且水平轴代表时间。显示对于垂直方向的 ROI (R1) 的追踪结果的曲线图 201 指示前壁 103a 的外壁(其也是 ROI (R1)) 由于心跳正很大程度地移动。

[0104] 图 8(b) 是在显示单元 127 上显示对于水平方向的 ROI (R1) 的追踪结果的移动测量单元 123 的示例。显示 ROI (R1) 的水平方向的曲线图 202 指示前壁 103b 的外壁由于心跳正向水平方向移动,并且移动量与向垂直方向的移动(如在图 8(a) 中示出的)相比之下较小。

[0105] 图 8(c) 是在显示单元 127 上显示对于垂直方向的 ROI (R2) 和 ROI (R3) 的追踪结果的移动测量单元 123 的示例。ROI (R2) 是前壁 103a 的内壁,并且 ROI (R3) 是后壁 103b 的内壁。显示 ROI (R2) 的垂直方向的曲线图 203 指示前壁 103a 的内壁由于心跳正移动,并且显示 ROI (R3) 的垂直方向的曲线图 204 指示后壁 103b 的内壁由于心跳正移动。而且,因为 ROI (R2) 和 ROI (R3) 相对于血管处于垂直方向(短轴方向),曲线图 203 和曲线图 204 之间的差等于血管的内径。通过显示内径指标 205 并且操作员使用鼠标指针移动内径指标 205,移动测量单元 123 能够显示任意时间的血管内径。

[0106] 图 9(a)-(d) 是显示血管壁的厚度的曲线图,该厚度是追踪结果中的一个。

[0107] 图 9(a) 是心跳信号的曲线图 210。通过将传感器(图上没有描述)放置在其目标对象上而显示心跳信号。

[0108] 图 9(b) 是在曲线图 211 中在显示单元 127 上显示对于垂直方向的 ROI (R1) 和 ROI (R2) 之间的差(其对应于前壁 103a 的厚度)的移动测量单元 123 的示例。是前壁 103a 的厚度的曲线图 211 通过与心跳信号的曲线图 210 同步而显示。

[0109] 图 9(c) 是在显示单元 127 上显示对于垂直方向的 ROI (R5) 和 ROI (R6) 之间的差(其对应于前壁 103a 的厚度)的移动测量单元 123 的示例。是前壁 103a 的厚度的曲线图 212 通过与心跳信号的曲线图 210 同步而显示。如在图 7 中显示的,ROI (R2) 和 ROI (R6) 被

安置在朝长轴方向离开有距离 dL 处。从而,由于心跳引起的血管的厚度是不同的。通过比较曲线图 211 和曲线图 212,可以计算曲线图 211 和曲线图 212 之间的时间变化。因此,也可以计算脉搏波速度 (PWV) (动脉硬化的参数)。

[0110] 图 9(d) 是显示曲线图 213 的移动测量单元 127 的示例,该曲线图 213 指示显示前壁 103a 的血管壁的平均厚度的移动测量单元 123。在图 7 中,移动测量单元 123 测量具有 ROI(R1) 和 ROI(R2) 的前壁 103a 的厚度和具有 ROI(R5) 和 ROI(R6) 的前壁 103a 的厚度。平均血管壁厚的曲线图 213 通过在多个地点 (其包括这两个点) 处测量前壁 103a 的厚度并且计算前壁 103a 的平均数而获得。

[0111] 该实施例描述显示血管壁厚度变化和血管内径变化的移动测量单元 123。这些实施例可采用多种变化的方式实施,例如测量血管的外径变化和血管的横截面面积的变化等。而且,如在图 9(a) 中提到的,如果测量心跳或血压,移动测量单元 123 可以测量刚度参数或血管壁直径方向平均弹性。

[0112] 可配置本发明的许多很大程度上不同的实施例而不偏离本发明的精神和范围。应该理解本发明不限于在该说明书中描述的特定实施例,但本发明在附上的权利要求中限定。

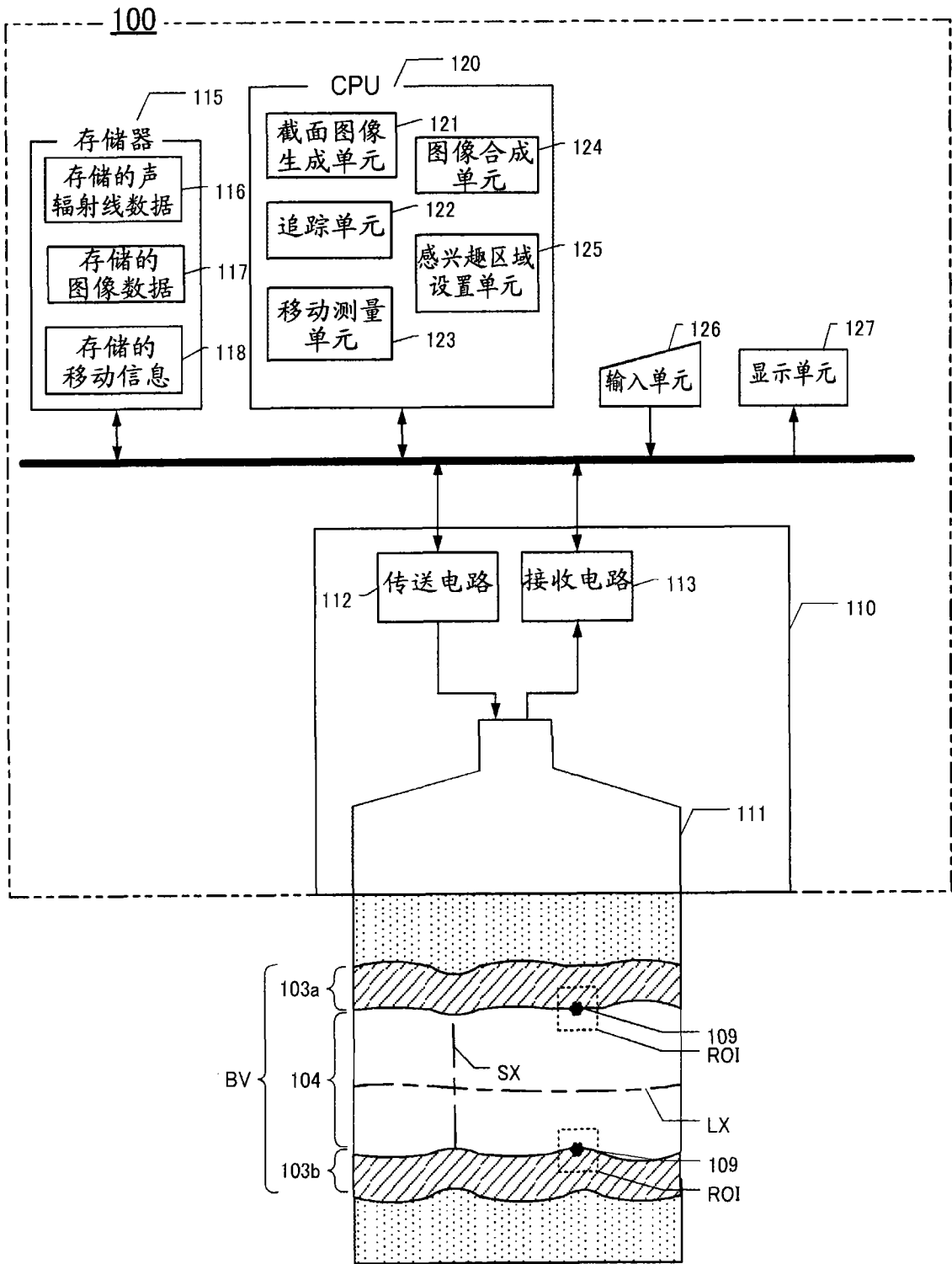


图 1

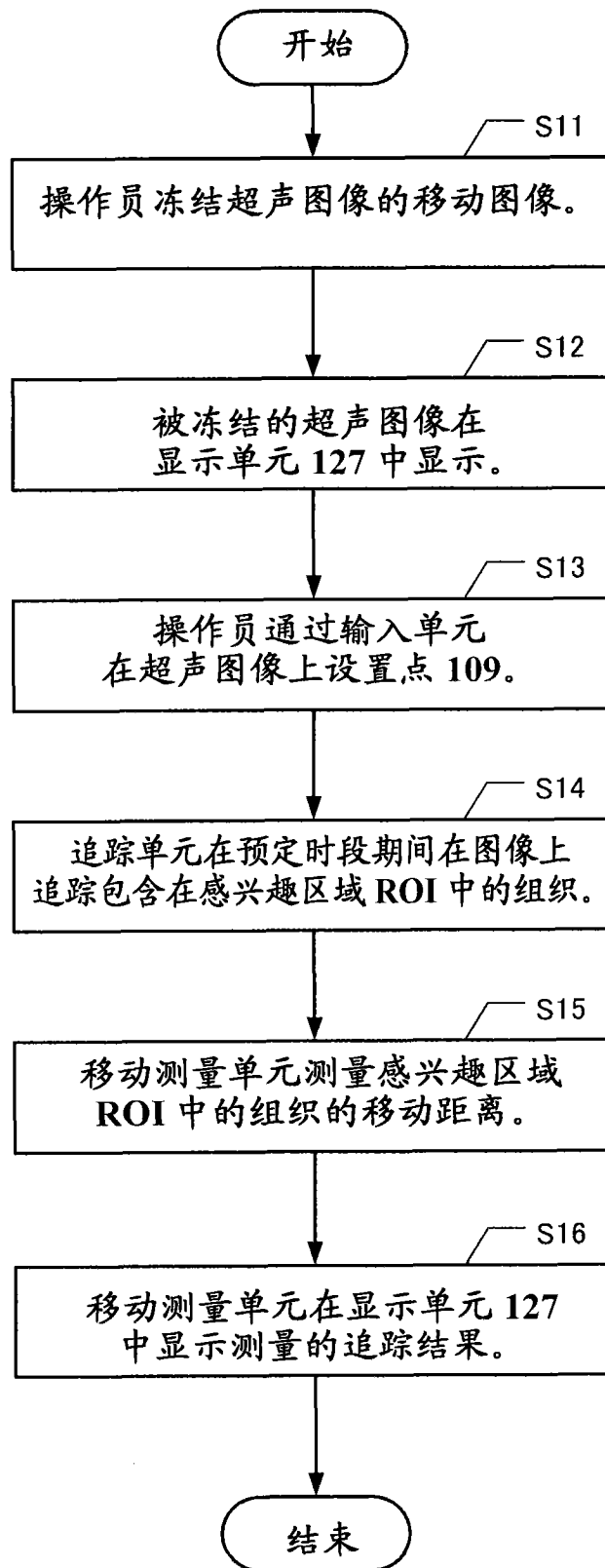


图 2

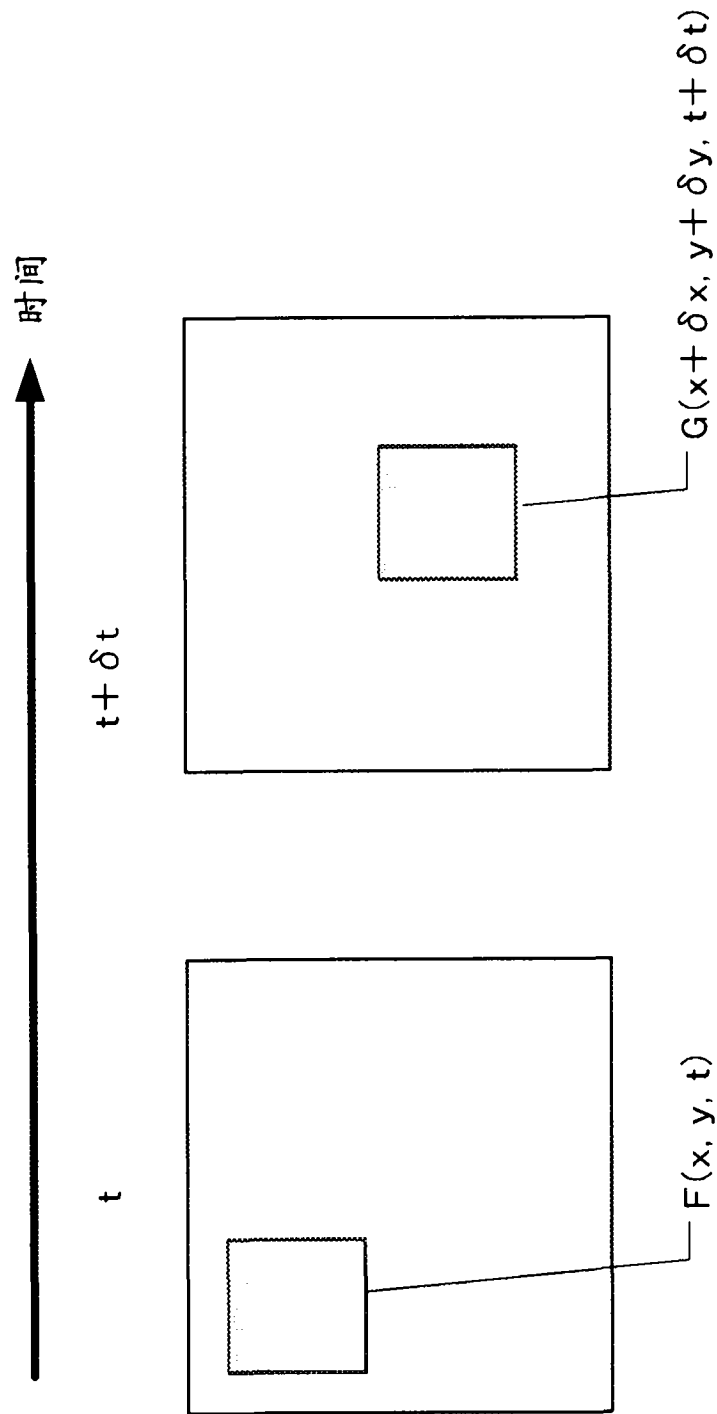


图 3

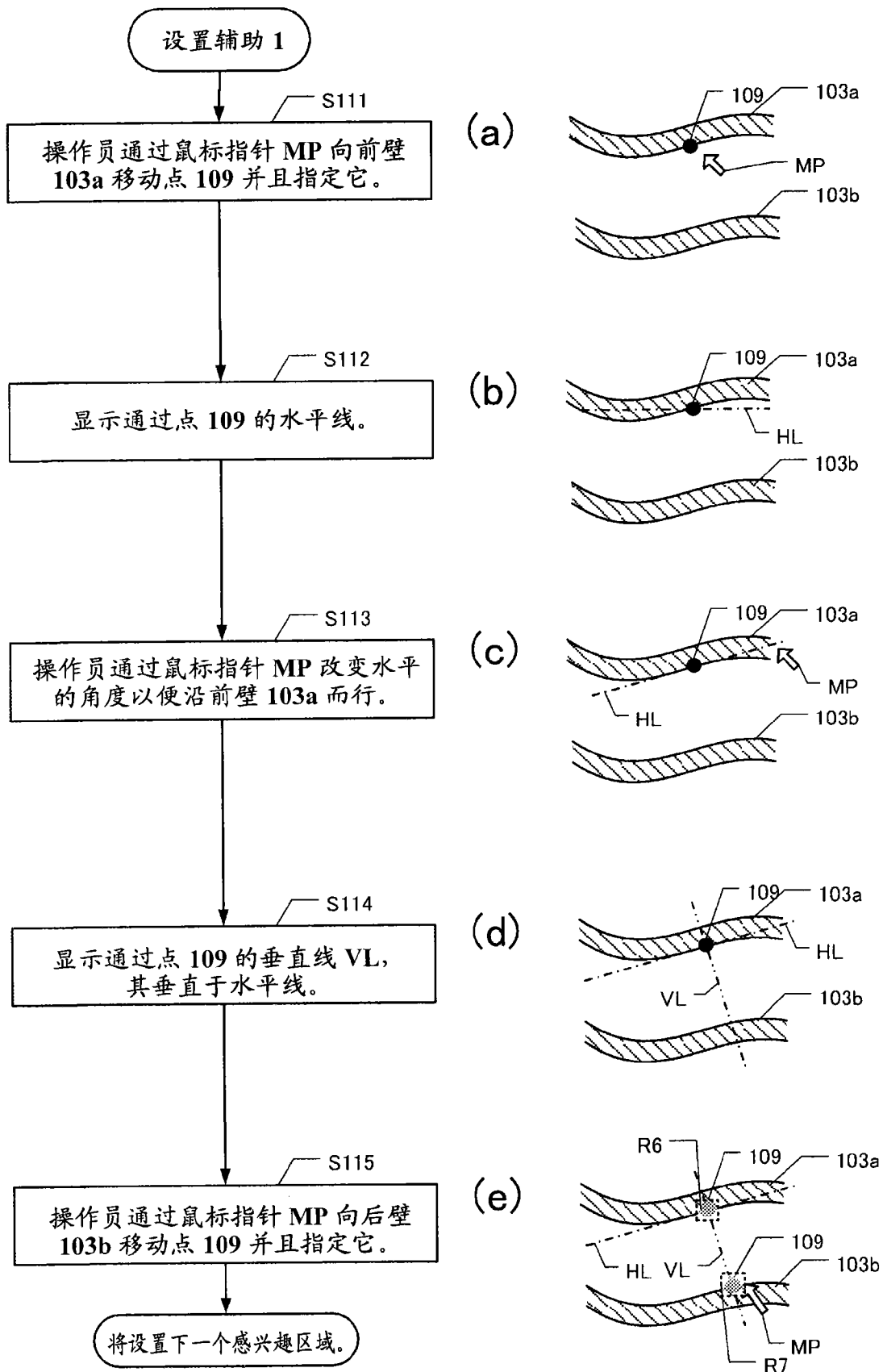


图 5

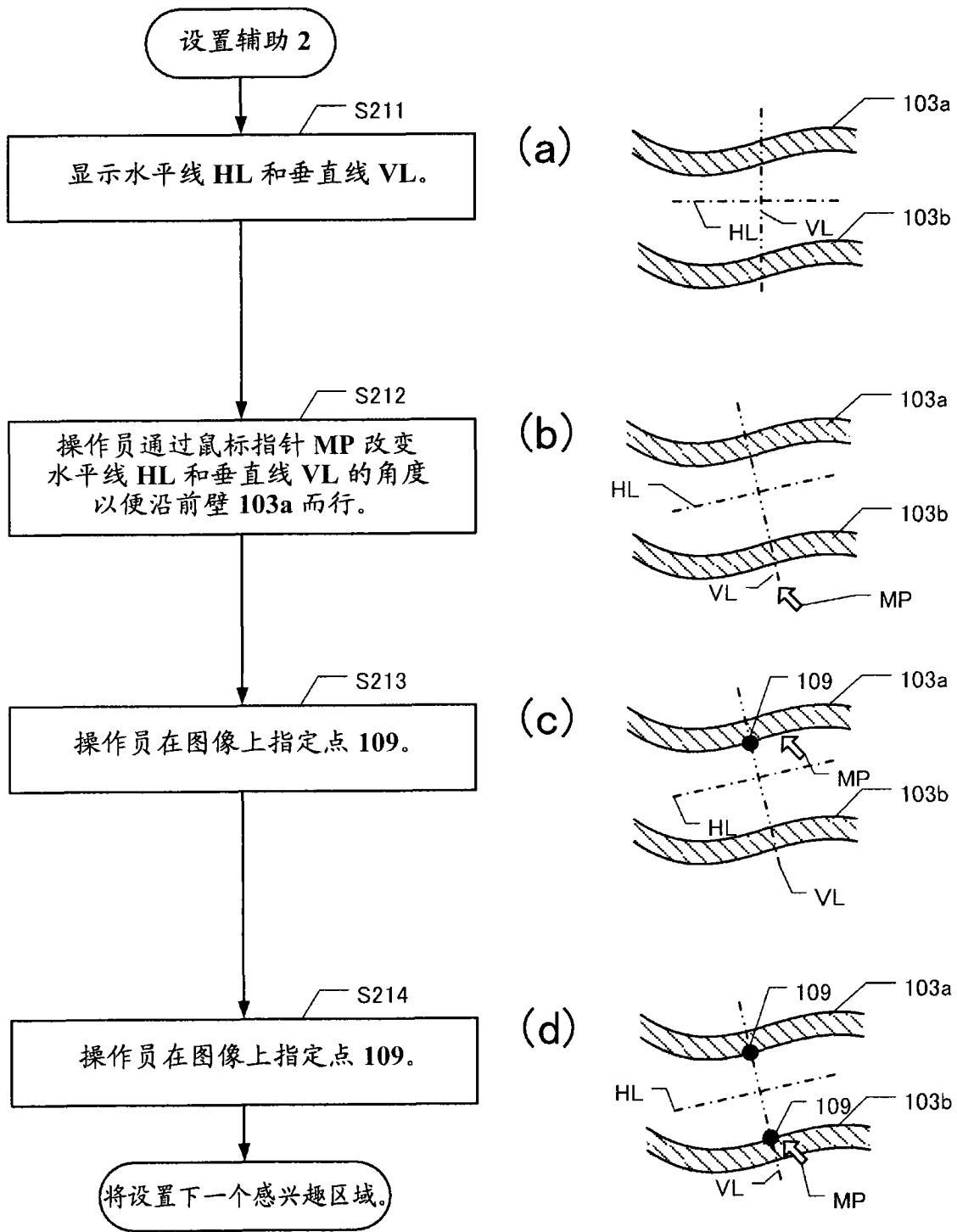


图 6

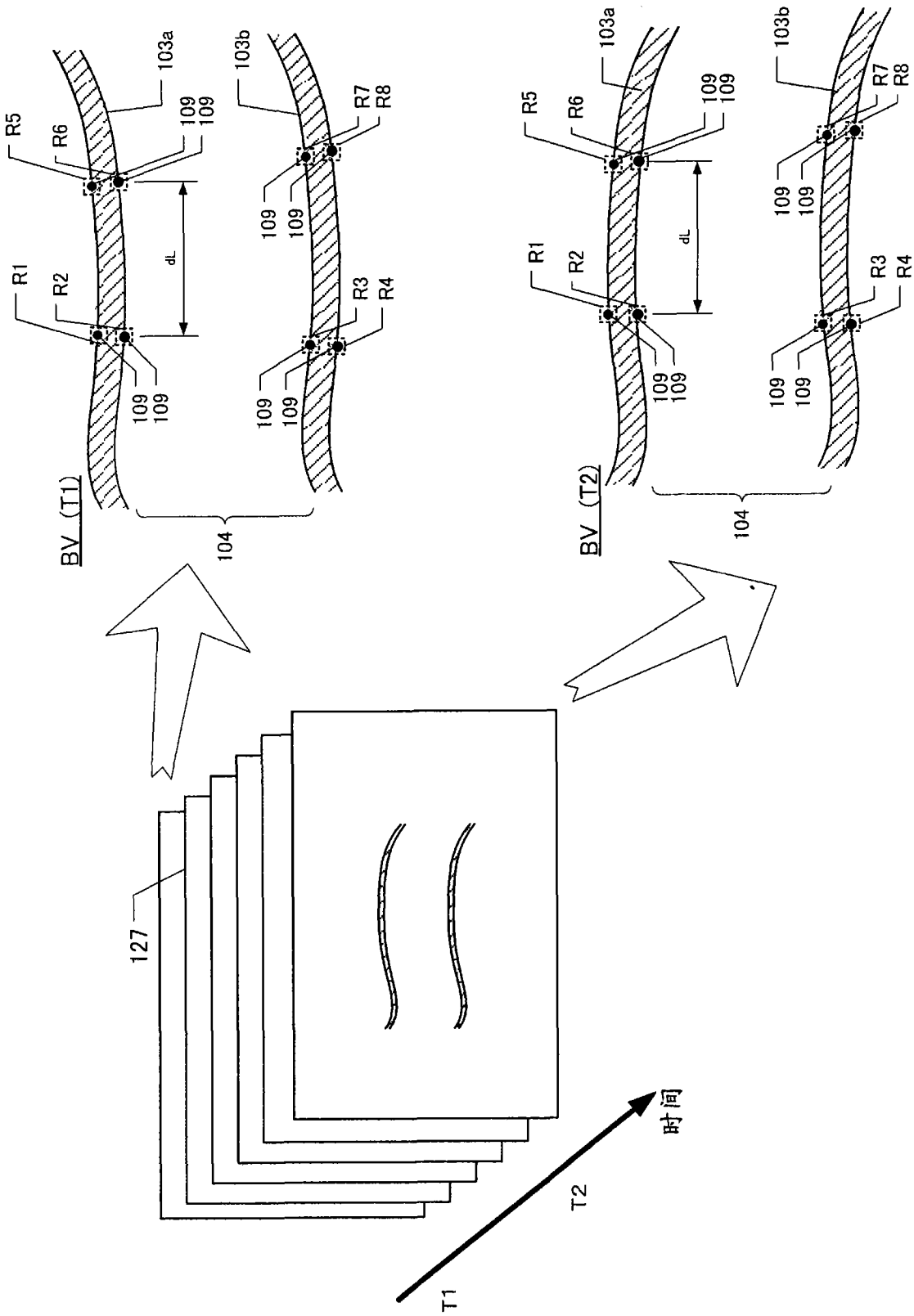


图 7

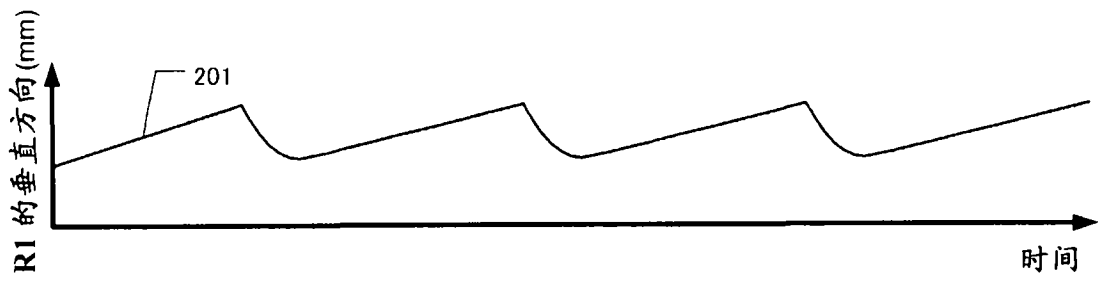


图 8(a)

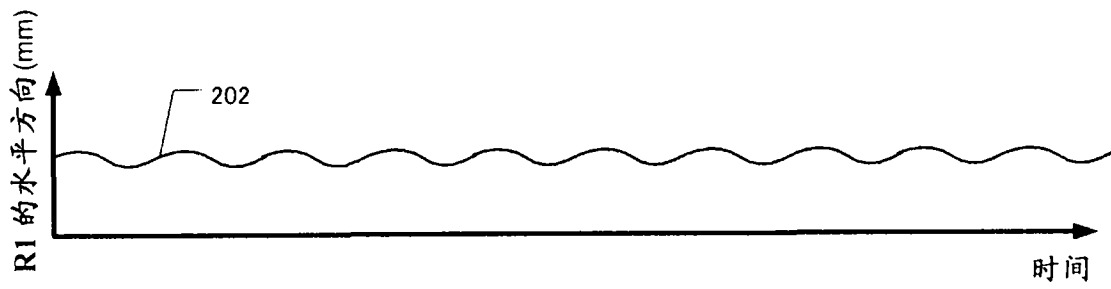


图 8(b)

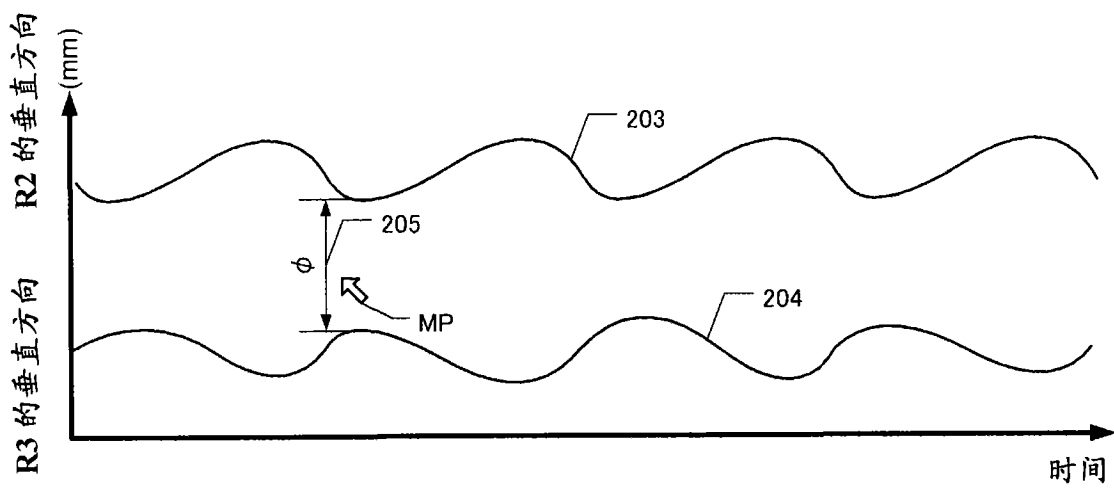


图 8(c)

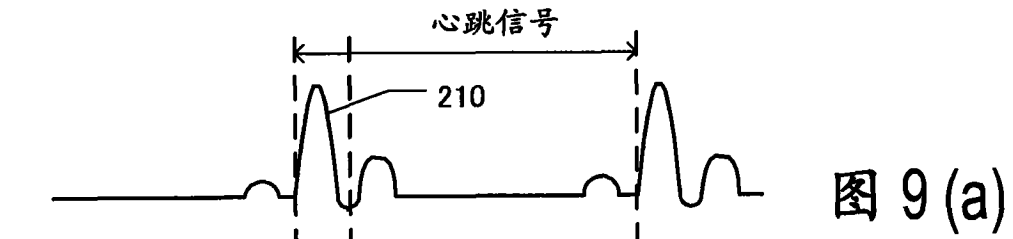


图 9 (a)

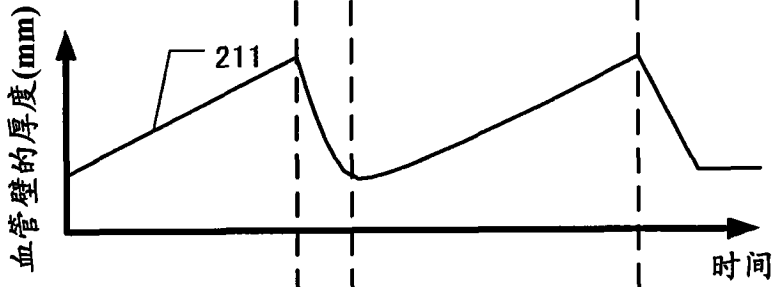


图 9 (b)

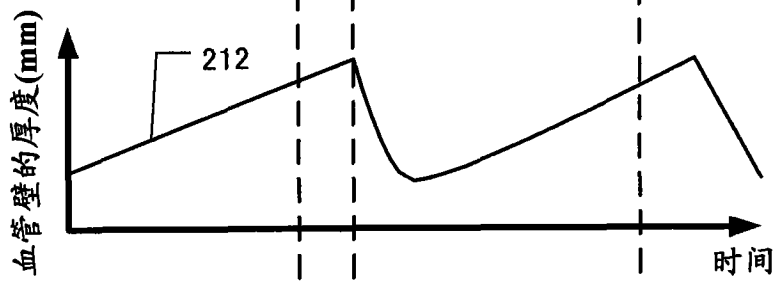


图 9 (c)

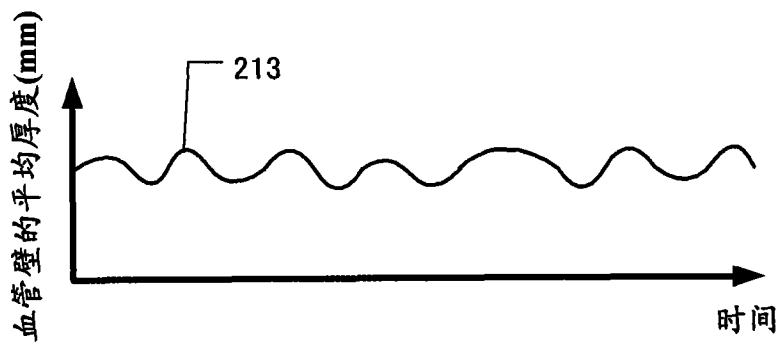


图 9 (d)

专利名称(译)	超声诊断设备和用于追踪组织移动的方法		
公开(公告)号	CN102525566B	公开(公告)日	2015-07-08
申请号	CN201110356100.4	申请日	2011-10-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	见山广二 小笠原正文		
发明人	见山广二 小笠原正文		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/469		
代理人(译)	张金金		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2010241316 2010-10-27 JP		
其他公开文献	CN102525566A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声诊断设备和用于追踪组织移动的方法。一种超声诊断设备包括：依次传送超声到目标对象并且依次接收作为从长轴方向血管反射的超声数据的超声的传送和接收单元；依次存储超声数据的第一存储器单元；基于超声数据生成超声图像的图像生成单元；显示超声图像的显示单元；显示单元用于在指定时间在超声图像的血管壁上且在与该长轴方向血管成直角的垂直直线上设置第一感兴趣区域和第二感兴趣区域，其中感兴趣区域由超声数据生成；追踪单元，其从指定时间到顺次接着在该指定时间之后追踪对应于对超声图像设置的该第一感兴趣区域和该第二感兴趣区域的目标对象中的组织的移动；和第二存储器单元，其基于追踪的组织的移动存储预定期间组织的移动的信息。

