



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102724918 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 10

(21) 申请号 201180007423. 0

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22) 申请日 2011. 01. 20

代理人 张宝荣

(30) 优先权数据

2010-019124 2010. 01. 29 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 07. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/050912 2011. 01. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02011/093193 JA 2011. 08. 04

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都千代田区外神田四丁目 14 番 1 号

(72) 发明人 长野智章

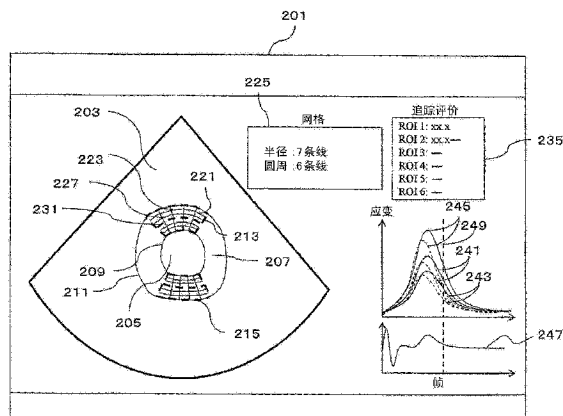
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其测量点追踪方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头；基于由所述超声波探头接收到的包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号生成超声波信号的超声波信号生成部；基于所述超声波信号生成超声波图像的超声波图像生成部；显示所述超声波图像的显示部；在显示于所述显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域的测量位置设定部；追踪所述关注区域的多个测量点的心肌的运动的追踪运算部；基于所述追踪结果计算特定的物理量的物理量运算部；所述超声波诊断装置将计算出的所述特定的物理量显示于所述显示部，所述追踪运算部通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第 1 分割线、和与该多条第 1 分割线正交的多条第 2 分割线追踪所述多个测量点。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头,其在与被检体之间收发超声波;
超声波信号生成部,其基于由所述超声波探头接收到的包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号,来生成超声波信号;
超声波图像生成部,其基于所述超声波信号来生成超声波图像;
显示部,其显示所述超声波图像;
测量位置设定部,其在显示于所述显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域;
追踪运算部,其追踪所述关注区域的多个测量点的心肌的运动;和
物理量运算部,其基于所述追踪结果来计算特定的物理量,
所述超声波诊断装置将计算出的所述特定的物理量显示于所述显示部,
所述追踪运算部通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线来追踪所述多个测量点。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线来分割所述关注区域,
将所述第1分割线与所述第2分割线的交点设定为所述多个测量点。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在显示于所述显示部的超声波图像是包含所述被检体的心脏的心腔和包围该心腔的周围的心肌在内的心脏短轴像的情况下,所述测量位置设定部构成为能够配合所述心脏短轴像的心肌的形状来设定所述关注区域。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在显示于所述显示部的超声波图像是包含所述被检体的心脏的心腔和包围该心腔的周围的心肌在内的心脏短轴像的情况下,所述测量位置设定部构成为能够在所述心脏短轴像的心肌中的多个心肌的部分区域中分离并设定所述关注区域。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在显示于所述显示部的超声波图像是包含所述被检体的心脏的心腔和包围该心腔的周围的心肌在内的心脏短轴像的情况下,所述测量位置设定部构成为能够在所述心脏短轴像的心肌中的夹着所述心腔而接近于所述超声波探头的收发面一侧的心肌、和远离收发面一侧的心肌中分离并设定所述关注区域。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述测量位置设定部构成为:能够将设定于所述关注区域的多条第1分割线或多条第2分割线中的任一者设定为将该关注区域分离为2部分的关注区域分离线;或者,能够与所述多条第1分割线或所述多条第2分割线不同地,另外在超声波图像上设定所述关注区域分离线。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波探头是如下探头:将在与所述被检体之间收发超声波的多个振子二维配置,或者构成为使一维排列的所述多个振子能够机械地进行空间扫描,并且,测量包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的多个断层面的反射回波信号,
所述显示部显示基于所述多个断层面的超声波信号而生成的三维超声波图像,

所述测量位置设定部在显示于所述显示部的三维超声波图像上设定三维关注区域。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特定的物理量是所述关注区域的多个测量点的心肌的速度、所述关注区域的多个测量点的心肌的应变、由所述关注区域包围的心肌的面积、以及由所述三维关注区域包围的心肌的容积中的至少一者。

9. 一种超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

由超声波探头在与被检体之间收发超声波,

由超声波信号生成部基于由所述超声波探头接收到的包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号,来生成超声波信号,

由超声波图像生成部基于所述超声波信号来生成超声波图像,

由显示部显示所述超声波图像,

由测量位置设定部在显示于所述显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域,

由追踪运算部追踪所述关注区域的多个测量点的心肌的运动,

由物理量运算部基于所述追踪结果来计算特定的物理量,

将计算出的所述特定的物理量显示于所述显示部,

所述超声波诊断装置的测量点追踪方法包含如下步骤:由所述追踪运算部通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第 1 分割线、和与该多条第 1 分割线正交的多条第 2 分割线来追踪所述多个测量点。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第 1 分割线、和与该多条第 1 分割线正交的多条第 2 分割线来分割所述关注区域,

将所述第 1 分割线与所述第 2 分割线的交点设定为所述多个测量点。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

在显示于所述显示部的超声波图像是包含所述被检体的心脏的心腔和包围该心腔的周围的心肌在内的心脏短轴像的情况下,所述测量位置设定部构成为能够配合所述心脏短轴像的心肌的形状来设定所述关注区域。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

在显示于所述显示部的超声波图像是包含所述被检体的心脏的心腔和包围该心腔的周围的心肌在内的心脏短轴像的情况下,构成为能够由所述测量位置设定部在所述心脏短轴像的心肌中的多个心肌的部分区域中分离并设定所述关注区域。

13. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

在显示于所述显示部的超声波图像是包含所述被检体的心脏的心腔和包围该心腔的周围的心肌在内的心脏短轴像的情况下,构成为能够由所述测量位置设定部在所述心脏短轴像的心肌中的夹着所述心腔而接近于所述超声波探头的收发面一侧的心肌、和远离收发面一侧的心肌中分离并设定所述关注区域。

14. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

构成为能够由所述测量位置设定部将设定于所述关注区域的多条第 1 分割线或多条第 2 分割线中的任一者设定为将该关注区域分离为 2 部分的关注区域分离线;或者,能够与所述多条第 1 分割线或所述多条第 2 分割线不同地,另外在超声波图像上设定所述关注区

域分离线。

15. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的测量点追踪方法,其特征在于,

所述超声波探头是如下探头:将在与所述被检体之间收发超声波的多个振子二维配置,或者构成为使一维排列的所述多个振子能够机械地进行空间扫描,并且,测量包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的多个断层面的反射回波信号,

在所述显示部中显示基于所述多个断层面的超声波信号而生成的三维超声波图像,

由所述测量位置设定部在显示于所述显示部的三维超声波图像上设定三维关注区域。

超声波诊断装置及其测量点追踪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别涉及基于被检体的生物体组织的超声波图像来追踪生物体组织的运动、基于追踪结果来计算并显示与生物体组织的运动或生物体组织的性质相关的特定的物理量的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过超声波探头向被检体内部发送超声波,并从被检体内部接收与生物体组织的构造相应的超声波的反射回波信号,构成超声波图像(例如B模式像等的超声波断层像),并在诊断用途中进行显示。

[0003] 近年来,基于超声波图像来追踪生物体组织的运动,基于追踪结果来计算与生物体组织的运动或生物体组织的性质相关的特定的物理量(下面简单称作特定的物理量),并将其用在诊断中,这样的技术得到应用。例如,在诊断对象为心肌的情况下,基于心肌的追踪结果来计算并显示心肌的移动速度、心肌组织的性质即应变(形变)等的特定的物理量,由此,将该物理量用在缺血性心脏病等的心脏疾病的诊断中,这些都是广为人知的。

[0004] 作为超声波诊断中的生物体组织的追踪方法,提出了组织多普勒法、和斑点追踪法(speckle tracking)。特别是在斑点追踪法中,能不依赖于超声波束的方向,对生物体组织的移动后的位置进行追踪,从而来量化该生物体组织所涉及的生物体部位的变形,例如在被检体的心肌的运动追踪中应用。

[0005] 关于心肌的运动追踪,例如如专利文献1所记载那样,已知从超声波图像中提取多个能进行追踪的点来进行追踪处理,基于追踪点的移动信息来计算特定的物理量。另外,如非专利文献1所记载那样,已知将左心室心肌分割成17个区域来进行测量,并根据各个测量值来诊断病变。

[0006] 先行技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:JP 特许 4060615 号公报

[0009] 非专利文献

[0010] 非专利文献1:Robert M.Lang, et al., Recommendations for Chamber Quantification, Journal of the American Society of Echocardiography, Vol.18, No.12

[0011] 发明的概要

[0012] 发明要解决的课题

[0013] 但是,上述专利文献1以及非专利文献1等现有技术对精度良好地反映心肌的伸缩而使各测量值成为适于诊断的比较对象的心肌的伸缩测量,并未予以考虑。

[0014] 即,在进行心肌的运动追踪的情况下,一般地,在超声波图像上的心肌中设定关注区域,对关注区域内的多个测量点(追踪点)的心肌进行追踪。这一点,在现有技术中,对沿着心肌的伸缩方向(例如沿着心肌的心内膜以及心外膜的方向)来设定多个测量点,并

未予以考虑。

[0015] 因此,例如在对伴随心肌的伸缩的相邻测量点间的距离变化进行测量的情况下,各测量值就有可能无法精度良好地反映心肌的伸缩。另外,由于从各测量点到心肌的心内膜、心外膜为止的距离并不恒定,因此,例如即使测量伴随着心肌的伸缩的该距离变化,各测量值也有可能无法成为适于诊断的比较对象。

发明内容

[0016] 因此,本发明的目的在于提供一种能实现精度良好地反映心肌的伸缩而使各测量值成为适于诊断的比较对象的心肌的伸缩测量的超声波诊断装置及其测量点追踪方法。

[0017] 为了达成上述目的,本发明中,测量位置设定部在显示于显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域,追踪运算部通过关注区域的多个测量点的沿着心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线来追踪多个测量点。

[0018] 具体地,本发明的超声波诊断装置具备:超声波探头,其在与被检体之间收发超声波;超声波信号生成部,其基于由所述超声波探头接收到的包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号,来生成超声波信号;超声波图像生成部,其基于所述超声波信号来生成超声波图像;显示部,其显示所述超声波图像;测量位置设定部,其在显示于所述显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域;追踪运算部,其追踪所述关注区域的多个测量点的心肌的运动;和物理量运算部,其基于所述追踪结果来计算特定的物理量;所述超声波诊断装置将计算出的所述特定的物理量显示于所述显示部,所述追踪运算部通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线来追踪所述多个测量点。

[0019] 另外,本发明的超声波诊断装置的测量点追踪方法中,由超声波探头在与被检体之间收发超声波,由超声波信号生成部基于由所述超声波探头接收到的包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号,来生成超声波信号,由超声波图像生成部基于所述超声波信号来生成超声波图像,由显示部显示所述超声波图像,由测量位置设定部在显示于所述显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域,由追踪运算部追踪所述关注区域的多个测量点的心肌的运动,由物理量运算部基于所述追踪结果来计算特定的物理量,将计算出的所述特定的物理量显示于所述显示部,该超声波诊断装置的测量点追踪方法还包含如下步骤:由所述追踪运算部通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线来追踪所述多个测量点。

[0020] 发明效果

[0021] 根据本发明,能进行精度良好地反映心肌的伸缩而使各测量值成为适于诊断的比较对象的心肌的伸缩测量。

附图说明

[0022] 图1是表示本实施方式的超声波诊断装置的整体构成的框图。

[0023] 图2是表示本实施方式的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0024] 图3是表示超声波诊断装置的显示画面的一例的图。

- [0025] 图 4 是表示测量结果的显示画面的一例的图。
- [0026] 图 5 是表示超声波诊断装置的显示面的其它的示例的图。
- [0027] 图 6 是放大表示关注区域的图。
- [0028] 图 7 是表示三维超声波像中的测量方法的示例的图。

具体实施方式

[0029] 下面,说明应用本发明而成的超声波诊断装置的实施方式。另外,在下面的说明中,对相同功能的部件赋予相同的符号并省略重复说明。

[0030] (超声波诊断装置的构成)

[0031] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的整体构成的框图。如图 1 所示,本实施方式的超声波诊断装置 100 具备如下结构而构成:在与被检体 1 之间收发超声波的超声波探头 3;基于由超声波探头 3 测量的反射回波信号来生成超声波信号的超声波信号生成部 5;基于超声波信号来生成超声波图像的超声波图像生成部 7;容纳所生成的超声波图像和控制超声波诊断装置的各种程序的存储部 9;成为输入接口的输入部 11;成为输出接口的显示部 13;控制超声波诊断装置的各部的控制部 15;在显示于显示部 13 的超声波图像上的诊断对象部位的生物体组织中设定关注区域的测量位置设定部 17;对关注区域的多个测量点的诊断对象部位的生物体组织的运动进行追踪的追踪运算部 19;基于追踪结果来计算特定的物理量的物理量运算部 21;和连接各部的系统总线 23。

[0032] 超声波探头 3 是面向被检体 1 来收发超声波的装置,是具有线性型、凸形型、扇形等的扫描方法的探头。能使用如下的探头:将振子一维排列而得到二维信号的探头;将振子二维排列而得到三维信号的探头;或者将振子一维排列并通过机械性地进行空间扫描来得到三维信号的探头。

[0033] 超声波信号生成部 5 在与超声波探头 3 之间收发被转换成电信号的超声波信号。从控制部 15 接受收发的功率或定时的信息,按照能得到期望的超声波信号的方式来控制收发。另外,将从超声波信号收发部接受到的信号通过定相电路或放大电路,按照装置的摄像设定来进行信号处理,得到整形过的超声波信号。为了将该信号用在后面的测量中,而存储于存储部 9 中。

[0034] 超声波图像生成部 7 生成被检体 1 的生物体组织的图像。通过了超声波信号生成部的超声波信号被输入,生成基于装置的摄像设定的超声波图像。为了将该信号用于后面的测量,而存储于存储部 9 中。

[0035] 存储部 9 容纳使构成超声波诊断装置 100 的各种系统动作的程序,并且存储信号数据、图像数据、测量数据等,根据处理来进行读写。

[0036] 输入部 11 是进行诊断装置的各种操作的接口。输入部 11 是键盘、轨迹球、开关、转盘等的输入设备,用于进行取得图像的操作、指定生物体组织的关注区域、或者进行各种的测量设定。

[0037] 显示部 13 在画面上显示关注区域、测量值、超声波图像,或者将测量值输出到测量报告中。控制部 15 控制系统整体。例如是使用了 CPU 等的控制装置的结构。

[0038] 测量位置设定部 17 在超声波画面上设定关注区域。例如,将关注区域内分割为网格状,进行将分割线的交点设定为测量点的处理。测量位置设定部 17 的详细情况在后面叙

述。在超声部画面上显示从存储部 9 读取的超声波图像。由于图像是按时间序列来存储的，因此，能使用输入设备选择期望的时态的帧来进行显示。若能与生物体信号（例如心电图）同步地取得图像，则例如，也可以自动地选择心电图的 R 波时态的图像。

[0039] 追踪运算部 19 使用测量点的位置附近的超声波信号或图像的振幅信息来进行追踪生物体组织的运动的运算，计算其位移。由于超声波信号和图像的信息存储在存储部 9 中，因此将其读取来在运算中利用。可以由用户在输入设备中设定追踪运算的开始帧和结束帧，而若能与生物体信号（例如心电图）同步地取得图像，则例如也可以自动地限定心电图的 R 波到下一 R 波之间的帧组。

[0040] 物理量运算部 21 按照检查者通过输入设备而指定的测量项目，基于位移来计算速度、应变、面积、容积等的物理量，作为时间序列信息。将计算出的物理量通过显示部 13 而在超声波图像上进行伪彩色显示，或者显示数值，或者作为测量报告而进行文件输出。下面，对本实施方式的超声波诊断装置的处理的流程以及特征构成，按每个实施例来进行详细说明。

[0041] 实施例 1

[0042] 实施例 1 举出心脏的短轴像为例，是在空间上以及时间上连续地对心肌的内部进行测量，进而对心肌内部的每个局部计算测量值的示例。在此，将对象设为二维的超声波信号以及二维的超声波图像来进行说明。

[0043] 图 2 是表示本实施方式的超声波诊断装置的处理的流程的流程图。如图 2 所示，检查者最初拍摄生物体组织（心肌）的超声波图像并将其显示（S101）。使超声波探头 3 的超声波收发面与被检体 1 接触来拍摄包含测量对象在内的区域。为了进行追踪，取得某种程度的期间的图像。若输入了生物体信号（例如心电图）则也可以与其同步。例如，也可以自动地取得心电图的从 R 波到下一 R 波为止的 1 个心搏，也可以在取得图像后，对某区间的帧组指定开始帧和结束帧。另外，虽然指定的帧组被存储在存储部 9 中，但在利用超声波信号来进行追踪运算的情况下，也可以将超声波信号与超声波图像同样地存储在存储部 9 中，并使其成为可读取的状态。

[0044] 图 3 是表示超声波诊断装置的显示画面的一例的图。在超声波诊断装置的显示画面 201 上，在画面左侧显示有超声波图像 203，在此，示出显示心脏的短轴像的示例。即，在超声波图像 203 中包含心脏短轴像，该心脏短轴像包含被检体的心脏的心腔 205 和环状地包围心腔 205 的周围的心肌 207。另外，在心肌 207 和心腔 205 的边界，沿着周方向存在心内膜 209，在心肌 207 和心肌 207 的外周侧的其它的组织的边界，沿着周方向存在心外膜 211。

[0045] 接下来，检查者通过测量位置设定部 17 来设定关注区域（S102）。使用输入设备，在 S101 中显示的超声波图像上进行设定。图 3 示出设定关注区域的画面的示例。在画面上描绘出短轴像，在该图像上设定带状的关注区域 213、215。设定方法既可以使用基于已有的区域分割法的自动设定方法，也可以手动地描着心肌的轮廓来进行设定。在此，关注区域并不限定于包围心肌那样的带状。并不需要包围以心肌的边界来包围，只要设定为检查者本来希望作为对象的地方即可，例如仅设定为赘生物或心肌内部的一部分等。另外，关注区域的个数能设定为 1 到多个。例如，能在心脏短轴像的环状的心肌中的多个心肌的部分区域中分离并设定关注区域。由此，能进行多个关注区域中的心肌的特定的物理量的对比

观察。在图 3 的示例中,夹着心腔 205 而分离设定为接近超声波探头 3 的收发面一侧的第 1 关注区域 213、和远离收发面一侧的第 2 关注区域 215。

[0046] 另一方面,图 5 是表示超声波诊断装置的显示画面的其它的示例的图。如图 5 所示,设定包围环状的心肌整体的环状的关注区域 217,也可以基于 ASE (American Society of Echocardiography, 美国超声心动图学会) 所推荐的 17 分割法来进行 6 分割。

[0047] 接下来,检查者通过测量位置设定部 17 来设定网格分割的方法 (S103)。网格分割方法只要与作为对象的组织的测量项目相应即可。在此,由于将心肌设为对象,因此,如图 3 所示,将划分网格的方向设为圆周方向和半径方向。即,以测量心肌的向圆周方向的伸缩和向半径方向的伸缩为目的。换言之,通过沿着心肌的心外膜 211 以及心内膜 209 的多条第 1 分割线 221、和与多条第 1 分割线 221 正交的多条第 2 分割线 223 将关注区域分割为网格状,将第 1 分割线 221 和第 2 分割线 223 的多个交点分别设定为测量点。能任意地调整网格的密度,也就是针对某一区域的第 1 分割线 221 和第 2 分割线 223 的条数。

[0048] 网格的分割数越多,则越能进行详细的测量,在进行伪彩色化时,能进行平滑的亮度变化的显示。另外,也可以完全不分割,与现有方法相同地进行基于内膜面和外膜面的距离的测量。分割数的设定可以由检查者自由地进行选择,使用输入设备来进行设定。将设定值显示于网格设定显示 225 中。

[0049] 在此,示出了用在半径方向上来分割心肌的 7 条第 1 分割线 221、和在圆周方向上来分割心肌的 6 条第 2 分割线来进行分割。这些分割线彼此交叉,其交叉的点成为测量点 227。图 6 是放大表示关注区域的图。在图 6 的右下方是取出关注区域的一个区划的图。在区划的接点、即网格的交点上设定测量点 227。因此,在该例的情况下,设定了 $7 \times 6 = 42$ 点的测量点。

[0050] 接下来,检查者通过测量位置设定部 17 来设定关注区域分离线 231 (S104)。关注区域分离线 231 在希望进一步将关注区域的内部分为几个组来进行测量的情况下进行设定 (在该例中将关注区域分离为 2 个)。如图 3 ~ 6 所示,虽然由于预想到了在心肌的心内膜侧和心外膜侧性状不同,因此在心内膜和心外膜的大致中间设定关注区域分离线 231,但也可以根据设为对象的测量来自由地进行设定。例如,也可以设定为包围赘生物。

[0051] 另外,在本实施例中,举出将设定在关注区域中的多条第 1 分割线 221 中的 1 条分割线设定为关注区域分离线 231 的例子,但并不限于此。也可以将多条第 2 分割线 223 中的任一条设定为关注区域分离线 231。另外,也可以与第 1 分割线 221 或第 2 分割线 223 不同地,另外设定关注区域分离线 231。

[0052] 接下来,超声波诊断装置通过追踪运算部 19 来测量测量点组的运动 (S105)。追踪运算部通过第 1 分割线 221 和第 2 分割线来追踪多个测量点。即,对基于第 1 分割线 221 和第 2 分割线而设定的多个测量点进行追踪。例如,可以如上所述那样将第 1 分割线 221 和第 2 分割线的交点分别作为测量点,还能将由第 1 分割线 221 和第 2 分割线形成的格子中的规定的位置作为测量点。在追踪方法中应用相关法、光流法等的一般的追踪方法。设为对象的信号是存储在存储部 9 中的超声波信号或超声波图像。

[0053] 也可以导入通过高密度地设定测量点来提高分辨率的手法。

[0054] 例如,假性地提高对象图像的分辨率来应用追踪运算。另外,一边使用于取得匹配的块尺寸变化一边递归地应用追踪运算。另外,还有应用组合了相互相关法和光流法的追

踪运算等的解决方法。测量的时态是在 S101 取得、设定的超声波图像的帧组。作为追踪结果,得到各帧中的各测量点的位置坐标的数据。

[0055] 接下来,超声波诊断装置通过物理量运算部 21 来进行物理量的计算 (S106)。

[0056] 如图 6 的右下方所示那样,对测量点 227 的组,在相邻的测量点彼此之间,计算基于该 2 点间距离的物理量。例如,计算 2 点间的距离、从初始距离起的变化率 (strain)。在半径方向上成为半径变化率 (radial strain),在圆周方向上成为圆周变化率 (circumferential strain)。另外,也可以基于用 4 个点围起的面积的变化来计算区域变化率 (area strain)。由此,计算网格的各小区域的物理量。进而,通过对全体网格取它们的物理量的平均值,将该平均值设为关注区域的测量值。另外,也可以在被关注区域分离线 231 分割的心外膜侧和心内膜侧分开取平均值,将各平均值设为各自的测量值。

[0057] 接下来,检查者或者装置选择结果显示区域 (S107)。选择基准是追踪的精度。在此,预先计算用于自我评价追踪的精度的评价值。一般,分辨率越高则追踪的精度就越容易变低。特别是在超声波图像的情况下,由于伪像 (artifact) 的存在或脉冲分辨率较低,因此相对于追踪运算容易成为差条件。因此,因条件而异并不一定都能进行精度良好的追踪。作为评价值,使用基于错误矢量检测的方法。

[0058] 例如,由于存在众多的测量点,因此使用判定某测量点的位移矢量与周围的位移矢量不同 (错误) 这一情况的方法,将错误矢量的量数值化。

[0059] 由于能在各测量点得到评价值,因此在此也能对关注区域整体、或夹着关注区域分离线 231 而分为心内膜侧、心外膜侧来计算。检查者一边看着评价值的大小,一边对测量精度低的关注区域,按照使其成为非显示来选择结果显示区域。另外,也可以由装置基于预先设定的阈值来自动选择。

[0060] 接下来,装置通过显示部 13 来显示测量结果 (S108)。图 4 是表示测量结果的显示画面的一例的图。为了对物理量进行伪彩色显示,将其变换为亮度值。将这些亮度值重叠在关注区域的网格上,通过将亮度变化补足为平滑,对全部关注区域着色。在图 4 中,对关注区域 213、215 的全部进行着色。追踪的自我评价用追踪自我评价结果 235 的表来表示。

[0061] 检查者能看着该数值的大小来判断是否采用测量结果。在图 4 的右侧显示曲线图。曲线图按关注区域的各个局部区域而显示,例如,显示为关注区域整体的应变值 241、心内膜侧区域的应变值 243、心外膜侧的应变值 245。另外,还显示生物体信号 247。进而,在当前显示的图像的时态中设置时态条 249 来进行运动图像显示。如图 5 所示,在设定了 6 个关注区域的情况下,对每个关注区域进行伪彩色显示,还显示关注区域数量的曲线图 250。在此,用实线表示第 1 关注区域 213 的曲线图,用虚线表示第 2 关注区域 215 的曲线图。另外,在看了追踪自我评价结果 235 而不采用测量结果的情况下,也可以按照仅不彩色显示该关注区域的方式来进行操作。

[0062] 接下来,检查者通过测量位置设定部 17 来对关注区域分离线 231 进行微调 (S109)。一边看着运动追踪的结果的曲线图,一边调整关注区域分离线的位置。由于若调整关注区域分离线则局部区域中的测量结果也发生变化,因此将其反映到曲线图上,从而按照一边看着所反映的结果一边能得到期望的测量位置的测量结果的方式来进行调整。

[0063] 以上,根据本实施例,能设定吻合生物体组织的形状的关注区域,通过网格状地设

定测量点,能进行生物体组织内部的运动追踪。通过用关注区域分离线 231 来分离关注区域来设局部区域,或者对测量值进行伪彩色显示,能简便地判别出生物体组织内部的局部的性状的差异。另外,通过将关注区域分离为第 1、第 2 关注区域来进行复数设定,能设定为与被检者的病变相应的测量部位,或者能设定为对测量而言画质足够的部位,从而提高测量精度。另外,通过分离关注区域来仅设定需要的量,能比追踪心肌整体降低计算量,由此提高了检查的效率。

[0064] 即,在心脏短轴像中,环状的心肌中的夹着心腔而接近超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌以外的心肌部位(例如如图 4 中的心肌部位 251)由于噪声的影响等而导致超声波图像的画质不够,有可能会降低运动追踪的精度。因此,对于该心肌部位,有时即使计算出物理量,也缺乏可靠性。尽管如此,在将关注区域设定为环状的情况下,由于对缺乏可靠性的部位也进行了测量,因此在运算处理的效率上并不优选。这一点,如图 3 所示,通过在心脏短轴像的环状的心肌中的夹着心腔而接近于超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌中分离并设定关注区域,能提高运算处理的效率,且能对比观察夹着心肌而接近于超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌。

[0065] 另外,在本实施例中,按照心肌的性状和伸缩方向等来适当地设定测量点。即,沿着心肌的主要的伸缩方向(心脏短轴像中的心肌的圆周方向以及放射方向(半径方向))来设定多个测量点。根据本实施方式,由于如此地沿着心肌的伸缩方向来设定测量点,因此,例如在对第 1 分割线 221 上的相邻测量点间或第 2 分割线 223 上的相邻测量点间的距离的变化等进行测量的情况下,各测量值能准确地反映心肌的各部位的性状,因此能在诊断中使用。另外,关于多条第 1 分割线 221 上分别设定的多个测量点,距心内膜 209 以及心外膜 211 的距离全部为恒定。因此,例如在对从某第 1 分割线 221 上的各测量点到心内膜 209 或心外膜 211 为止的距离的变化进行测量的情况下,通过对比各测量值,能准确地对比心肌的各部位的性状,因此在诊断中 useful。因此,根据本实施例,能进行精度良好地反映了心肌的伸缩而使各检测值成为适于诊断的比较对象的心肌的伸缩测量。

[0066] 实施例 2

[0067] 实施例 2 举出的心脏的短轴像为例,是在空间上以及时间上对心肌的内部进行连续的测量,进而按心肌内部的每个局部来计算测量值的方法。本实施例在将对象设为三维信号以及三维图像的部分与第 1 实施例不同。因此,省略装置构成、处理顺序等与实施例 1 相同的部分的说明,主要说明与实施例 1 不同的部分。

[0068] 最初,基于被检体的多个断层面的生物体组织的超声波信号来显示三维的超声波图像(S101),进行关注区域的设定(S102)。在此,可以使用输入设备在三维超声波图像上手动设定,或者也可以利用已有的自动区域分割法自动地进行设定。由此设定了三维关注区域。图 7 是表示三维超声波像中的测量方法的例子的图,图 7 左侧是提取了左心室整体的心内膜轮廓 301、心外膜轮廓 303 的地方。图 7 右侧是选出在三维超声波图像上设定的某三维关注区域 305 的图。如此,例如将心肌设为厚度 10mm 程度的吊钟状的形状。

[0069] 在网格的设定(S103)中,在半径方向、短轴方向、长轴方向这 3 个方向进行分割。即,设为以进行半径(radial)、圆周(circumferential)、纵向(longitudinal)的各方向的测量为目的的分割方法。换言之,在与长轴方向正交的截面上,通过沿着心肌的心外膜 211 以及心内膜 209 的多条第 1 分割线 221 和与多条第 1 分割线 221 正交的多条第 2 分割线

223,将关注区域分割为网格状。进而,使第1分割线221和第2分割线223沿着长轴方向的心外膜以及心内膜而延伸,以长轴方向的规定的间隔来切出与长轴方向正交的截面,由此分割为三维的网格状。将这些分割线的交点设定为测量点227。

[0070] 另外,通过关注区域分离线231的设定(S104)来将三维关注区域分离为局部区域。例如如图7右侧所示,设定分割为心内膜侧和心外膜侧的关注区域分离线231。在此,设定关注区域分离线231后,通过关注区域分离线231沿着长轴方向的心内膜以及心外膜延伸的面,来将三维关注区域分离为心内膜侧的三维区域和心外膜侧的三维区域。

[0071] 接下来,装置在三维超声波信号或三维超声波像中,对各测量点227进行运动测量(S105),计算物理量(S106)。物理量是半径(radial)、圆周(circumferential)、纵向(longitudinal)的各方向的距离、基于距离变化的应变、三维关注区域的某截面的面积、三维关注区域的容积等。检测者或装置基于运动追踪的自我评价,进行结果显示区域的选择(S107)。在测量结果的显示(S108)中,将测量值变换为亮度值,对关注区域的面着色。然后,一边观看运动追踪的结果的曲线图,一边调整关注区域分离线的位置(S109)。

[0072] 以上,根据本实施例,由于按照心肌的三维形状、伸缩方向等来适当地设定测量点,因此,与第1实施例相同,能进行精度良好地反映心肌的伸缩而使各测量值成为适于诊断的比较对象的心肌的伸缩测量。另外,在三维空间中,能设定吻合生物体组织的形状的关注区域,能进行生物体组织内部的运动追踪。另外,与二维下的解析相比,由于加上了纵深方向的维数,因此提高了测量精度,并能同时测量3个方向。

[0073] 另外,通过用关注区域分离线来分离关注区域而来设置局部区域,或者对测量值进行伪彩色显示,能简便地判别出生物体组织内部的局部的性状的差异。

[0074] 本实施方式的超声波诊断装置具备如下的结构作为基本的构成:在与被检体之间收发超声波的超声波探头;基于超声波探头所接收到的包含被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号来生成超声波信号的超声波信号生成部;基于超声波信号来生成超声波图像的超声波图像生成部;显示超声波图像的显示部;在显示于显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域的测量位置设定部;追踪关注区域的多个测量点上的心肌的运动的追踪运算部;和基于追踪结果来计算特定的物理量的物理量运算部;将计算出的特定的物理量显示在显示部上。另外,作为特定物理量,能举出关注区域的多个测量点的心肌的速度、关注区域的多个测量点的心肌的应变、由关注区域包围的心肌的面积、以及生成三维超声波图像的情况下由三维关注区域包围的心肌的容积中的至少一者。

[0075] 并且,为了解决上述课题,追踪运算部特征在于,通过沿着心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线来追踪多个测量点。例如,能构成为基于多条第1分割线和多条第2分割线来设定多个测量点,并追踪该多个测量点。在更具体的示例中,能构成为:关注区域被多条第1分割线和多条第2分割线分割为网格状,将第1分割线和第2分割线的交点设定为多个测量点。

[0076] 即,为了提高心肌的特定的物理量的对于诊断的精度,需要按照心肌的形状和伸缩方向等来适当地设定测量点。关于这一点,根据本发明,沿着心肌的主要的伸缩方向(例如,若超声波图像是包含被检体的心脏的心腔和环状地包围心腔周围的心肌在内的短轴像,则沿着心肌的圆周方向以及放射方向(半径方向))来设定多个测量点。由于如此沿着心肌的伸缩方向来设定测量点,因此,例如,在测量到第1分割线上的相邻测量点间、或

第 2 分割线上的相邻测量点间的距离发生变化等的情况下,各测量值正确地反映了心肌的各部位的性状,因此在诊断中 useful。另外,关于在多条第 1 分割线上分别设定的多个测量点,距心内膜以及心外膜的距离全部成为恒定。因此,例如,在测量到从某第 1 分割线上的各测量点到心内膜或心外膜为止的距离发生了变化的情况下,通过对比各测量值,能正确地对比心肌的各部位的性状,因此在诊断中 useful。

[0077] 另外,在显示于显示部的超声波图像是心脏短轴像的情况下,测量位置设定部能构成为配合心脏短轴像的环状的心肌的形状来将关注区域设定为环状。另一方面,测量位置设定部能构成为在心脏短轴像的环状的心肌中的多个心肌的部分区域中分离并设定关注区域。通过如此分离并设定多个关注区域,能对比观察各关注区域中的特定的物理量,因此优选。另外,测量位置设定部能在心脏短轴像的环状的心肌中的夹着心腔而接近于超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌中分离并设定关注区域。

[0078] 即,由于在心脏短轴像中,环状的心肌中的夹着心腔而接近于超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌以外的心肌部位有可能会因噪声的影响等而使超声波图像的画质不充分,运动追踪的精度降低,因此即使计算出物理量,有时也会缺乏可靠性。尽管如此,在将关注区域设定为环状的情况下,由于对缺乏可靠性的部位也进行了测量,因此在运算处理的效率上并不优选。这一点,通过在心脏短轴像的环状的心肌中的夹着心腔而接近于超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌中分离并设定关注区域,能提高运算处理的效率,且能对比观察夹着心肌而接近于超声波探头的收发面一侧的心肌和远离收发面一侧的心肌。

[0079] 另外,测量位置设定部能将设定于关注区域的多条第 1 分割线或多条第 2 分割线中的任一者设定为将该关注区域分离为 2 部分的关注区域分离线,或者也可以与多条第 1 分割线或多条第 2 分割线不同地,在超声波图像上另外设定关注区域分离线。如此,由于能以简便的操作来分离临时设定的关注区域,因此,例如在分开评价心肌的心内膜侧和心外膜侧、或者分开评价心肌的正常部位和异常部位的情况下,使用体验较好。

[0080] 符号说明:

[0081]	1	被检体
[0082]	3	超声波探头
[0083]	5	超声波信号生成部
[0084]	7	超声波图像生成部
[0085]	11	输入部
[0086]	13	显示部
[0087]	15	控制部
[0088]	17	测量位置设定部
[0089]	19	追踪运算部
[0090]	21	物理量运算部
[0091]	100	超声波诊断装置
[0092]	203	超声波图像
[0093]	205	心腔
[0094]	207	心肌

[0095]	209	心内膜
[0096]	211	心外膜
[0097]	213	第 1 关注区域
[0098]	215	第 2 关注区域
[0099]	221	第 1 分割线
[0100]	223	第 2 分割线
[0101]	227	测量点
[0102]	231	关注区域分离线
[0103]	305	三维关注区域

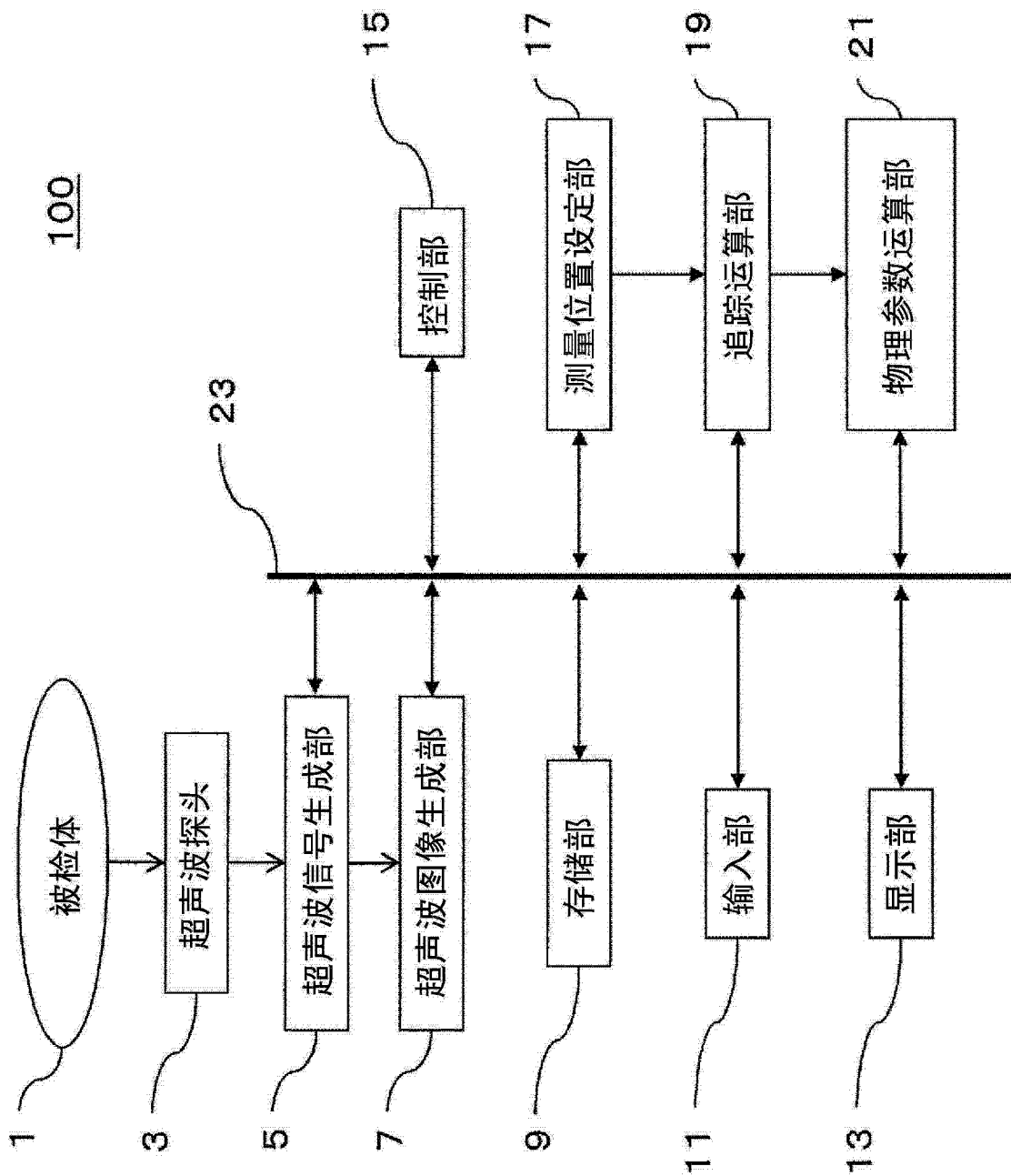


图 1

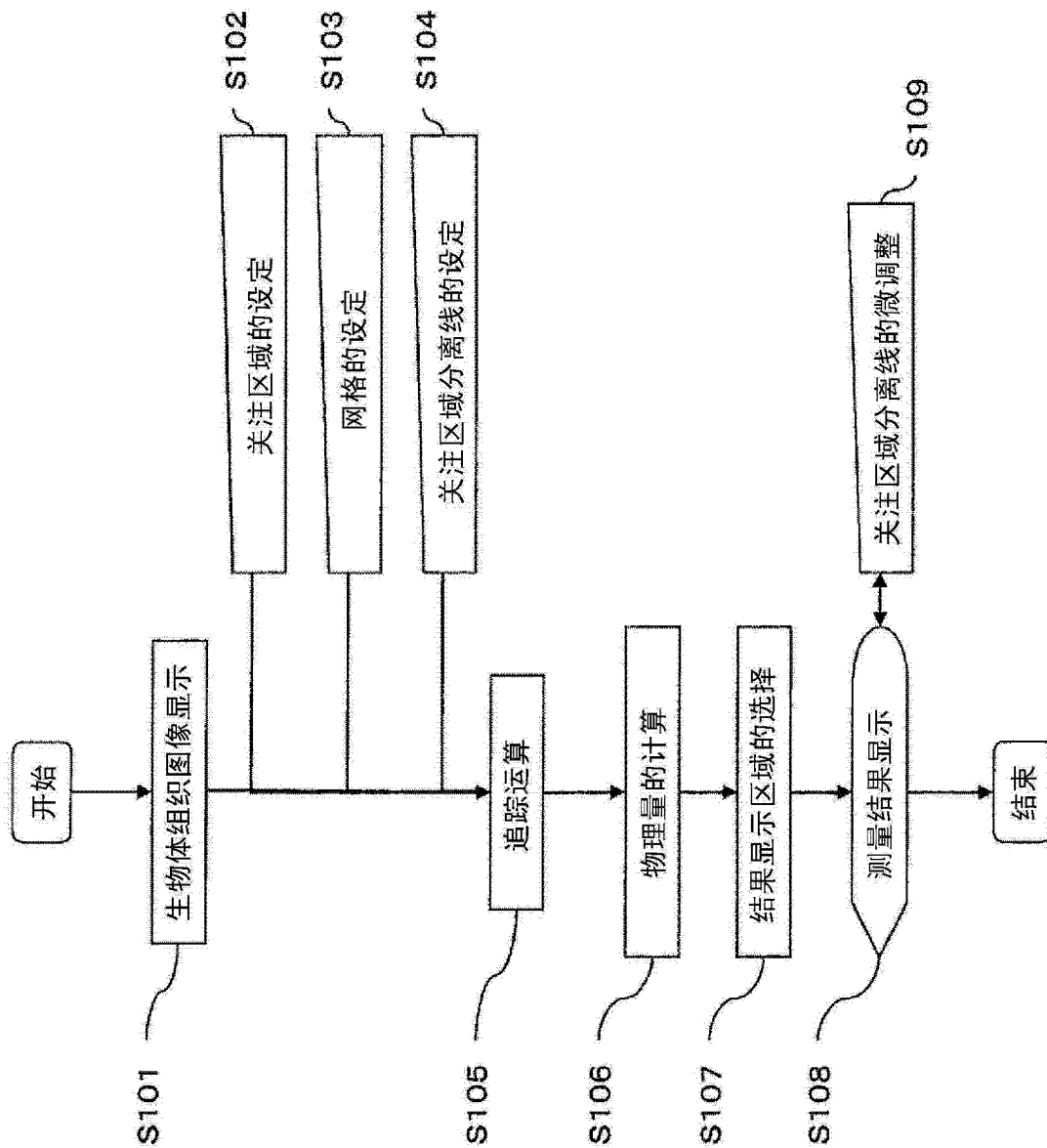


图 2

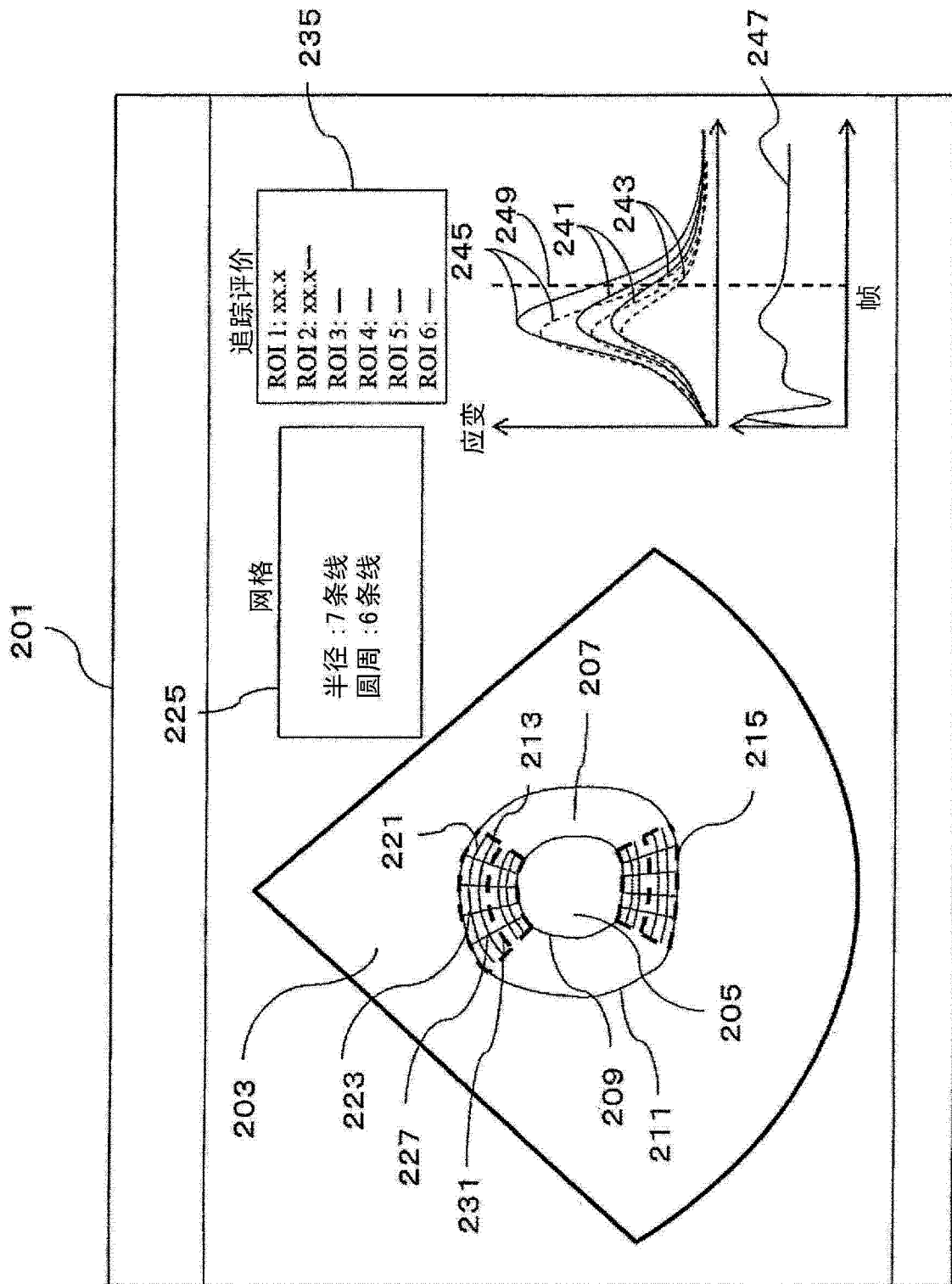


图 3

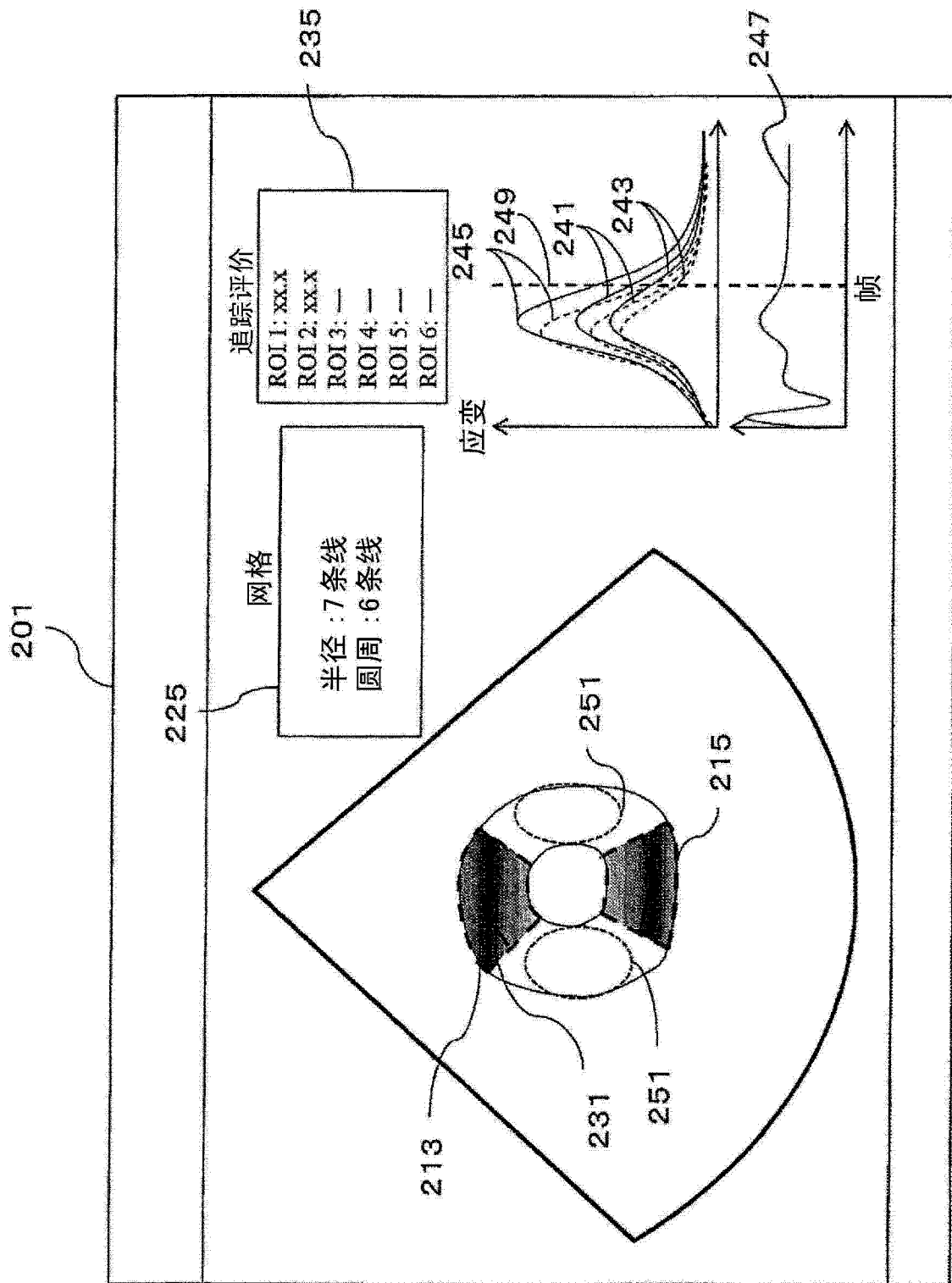


图 4

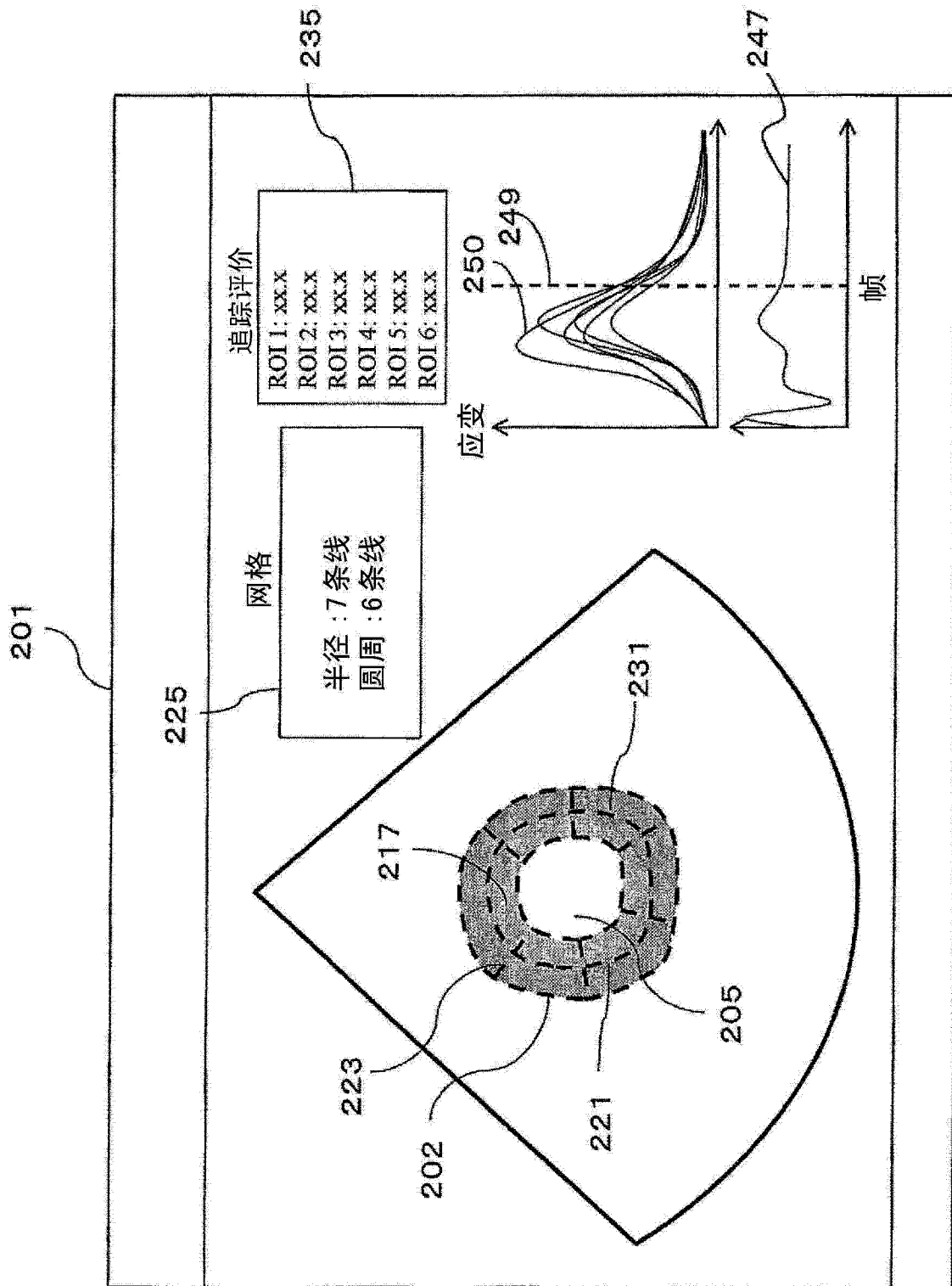


图 5

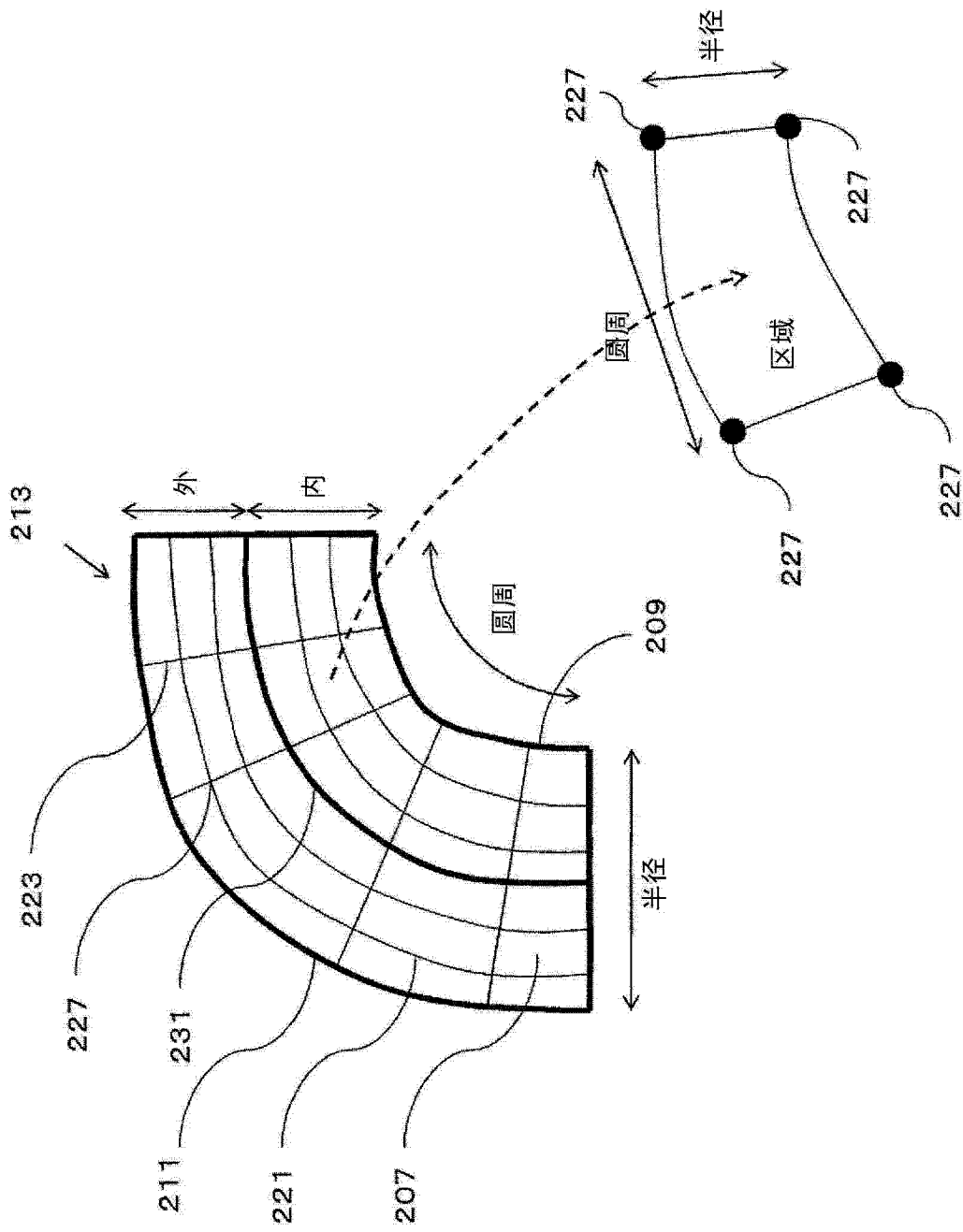


图 6

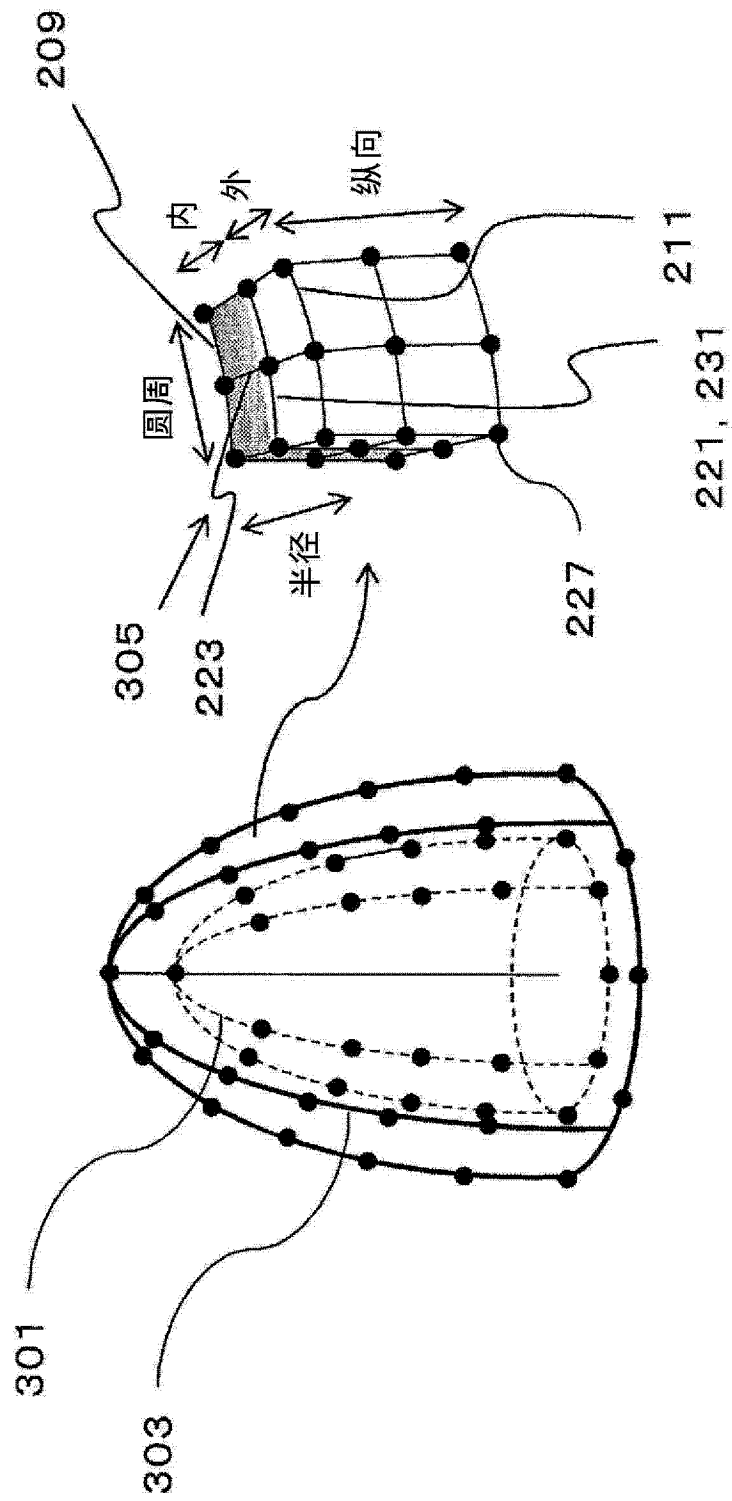


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置及其测量点追踪方法		
公开(公告)号	CN102724918A	公开(公告)日	2012-10-10
申请号	CN201180007423.0	申请日	2011-01-20
[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	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/5223 A61B8/485 A61B8/5284 A61B8/469 A61B8/02		
代理人(译)	张宝荣		
优先权	2010019124 2010-01-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头；基于由所述超声波探头接收到的包含所述被检体的心脏的心肌在内的组织的断层面的反射回波信号生成超声波信号的超声波信号生成部；基于所述超声波信号生成超声波图像的超声波图像生成部；显示所述超声波图像的显示部；在显示于所述显示部的超声波图像上的心肌中设定关注区域的测量位置设定部；追踪所述关注区域的多个测量点的心肌的运动的追踪运算部；基于所述追踪结果计算特定的物理量的物理量运算部；所述超声波诊断装置将计算出的所述特定的物理量显示于所述显示部，所述追踪运算部通过沿着所述心肌的心外膜以及心内膜的多条第1分割线、和与该多条第1分割线正交的多条第2分割线追踪所述多个测量点。

