



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104414685 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201410415059. 7

(22) 申请日 2014. 08. 21

(30) 优先权数据

2013-171036 2013. 08. 21 JP

2014-164845 2014. 08. 13 JP

(71) 申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 高木一也 松本悠希 酒井智仁

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 薛仑

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

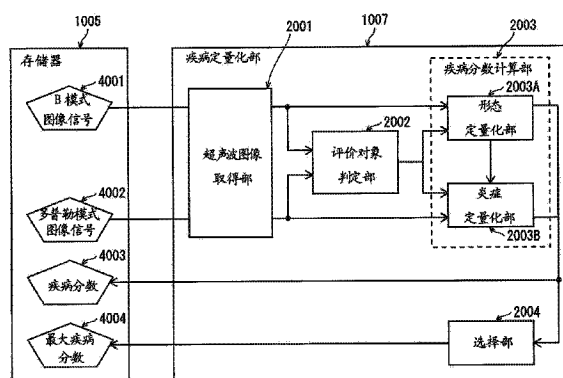
权利要求书3页 说明书23页 附图30页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理方法

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置, 在使用了超声波诊断装置的风湿诊断中, 能够降低评价结果的检测者依赖性。超声波诊断装置 (1100) 具备: 超声波图像取得部 (2001), 取得多个帧的超声波图像信号; 评价对象判定部 (2002), 分析多个帧的超声波图像信号, 判定在各帧中是否包含表示关节部位的对象图像部分; 疾病分数计算部 (2003), 根据评价对象帧的超声波图像信号中的对象图像部分的超声波图像信号, 计算将疾病的程度量化后的疾病分数; 选择部 (2004), 对所计算出的疾病分数, 基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数; 以及显示控制部 (1006), 使显示器 (1008) 显示所选择的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,从经由超声波探头从被检测体所取得的多个帧的超声波图像信号中选择 1 个以上的超声波图像信号的帧,并在显示器上进行显示,其中,

所述超声波诊断装置具备控制电路,

该控制电路具备:

超声波图像取得部,取得所述多个帧的超声波图像信号;

评价对象判定部,分析所述多个帧的超声波图像信号,在各帧中包含用于表示关节部位的对象图像部分时,判定为该超声波图像信号的帧是评价对象帧;

疾病分数计算部,根据所述评价对象帧的超声波图像信号中的所述对象图像部分的信号,按每个所述评价对象帧,计算将疾病的程度量化后的疾病分数;

选择部,对所述计算出的疾病分数,基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数;以及

显示控制部,使显示器显示所述选择的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述评价对象判定部进一步在根据所述多个帧的超声波图像信号检测出在取得该信号时所述超声波探头没有对所述被检测体体表进行压迫,并且所述超声波图像信号的帧中的多普勒信号不是由运动噪声引起的信号时,判定为所述超声波图像信号的帧是评价对象帧。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述选择部中的规定的数值处理,是从计算出的所述疾病分数中选择与从下列数值中选择的至少 1 个数值相同的疾病分数,或者与该数值最近的疾病分数的处理:(a) 表示疾病进展最严重的状态的疾病分数的最大值、(b) 表示疾病的程度平均的状态的疾病分数的平均值、或者 (c) 表示疾病的程度居中的状态的疾病分数的中值。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波图像信号包含 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述疾病是风湿。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备:所述超声波探头;以及角度检测部,计算所述超声波探头的倾斜角度,

所述显示控制部使所述显示器显示所述疾病分数以及与该疾病分数对应的超声波图像信号的帧被取得时的所述超声波探头的倾斜角度。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具备:存储装置,保存所述多个帧的超声波图像信号,

所述选择部将所述选择的疾病分数保存到所述存储装置中。

8. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

所述对象图像部分的超声波图像信号是表示关节腔的图像部分的 B 模式图像信号,

所述疾病分数计算部在将表示关节腔的图像部分的大小设为 GS_x ,将表示关节腔的图像部分的平均亮度设为 GS_y ,将骨侵蚀的程度设为 GS_z ,将 GS_a 、 GS_b 、 GS_c 设为常数时,计算由

【数 3】表示的 GS,

【数 3】

$$GS = gsa \cdot GSx + gsb \cdot GSy + gsc \cdot GSz。$$

9. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述对象图像部分的超声波图像信号是表示关节腔的图像部分的 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号,

所述疾病分数计算部在将占据表示关节腔的图像部分的一部分或者全部的兴趣区域的面积设为 PDy, 将所述兴趣区域中包含的像素中检测出多普勒信号的像素所占据的面积设为 PDx 时, 计算由【数 4】表示的 PD,

【数 4】

$$PD = \frac{PDx}{PDy}。$$

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述 PDy 是固定值。

11. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述存储装置中保存有在过去计算出的疾病分数以及基于所述规定的数值处理的选择基准,

所述选择部参照所述过去的疾病分数, 决定所述选择基准。

12. 一种超声波图像处理方法, 从经由超声波探头从被检测体取得了的多个帧的超声波图像信号中选择 1 个以上的超声波图像信号的帧, 并使显示器进行显示, 其中,

所述超声波图像处理方法具有:

从保存了所述多个帧的超声波图像信号的存储装置中读出所述多个帧的超声波图像信号的步骤;

分析所述多个帧的超声波图像信号, 在各帧中包含用于表示关节部位的对象图像部分时, 判定为该超声波图像信号的帧是评价对象帧的判定步骤;

根据所述评价对象帧的超声波图像信号中的所述对象图像部分的信号, 计算将风湿的程度量化后的疾病分数的步骤;

对所述计算的疾病分数, 基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数的选择步骤; 以及

使显示器显示所述选择的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像的步骤。

13. 如权利要求 12 所述的超声波图像处理方法, 其中,

在所述判定步骤中, 进一步根据所述多个帧的超声波图像信号, 检测出在取得了该信号时所述超声波探头没有对所述被检测体体表进行压迫, 并且所述超声波图像信号的帧中的多普勒信号不是由运动噪声引起的信号时, 判定为所述超声波图像信号的帧是评价对象帧。

14. 如权利要求 12 所述的超声波图像处理方法, 其中,

所述选择判定步骤中的规定的数值处理, 是从计算出的所述疾病分数中选择与从下列数值中选择的至少 1 个数值相同的疾病分数, 或者与该数值最近的疾病分数的处理: (a) 表

示疾病进展最严重的状态的疾病分数的最大值、(b) 表示疾病的程度平均的状态的疾病分数的平均值、或者 (c) 表示疾病的程度居中的状态的疾病分数的中值。

15. 如权利要求 12 所述的超声波图像处理方法, 其中,

所述超声波图像信号的帧包含 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号。

16. 如权利要求 15 所述的超声波图像处理方法, 其中,

所述对象图像部分的超声波图像信号是表示关节腔的图像部分的 B 模式图像信号,

所述疾病分数计算部在将表示关节腔的图像部分的大小设为 GSx, 将表示关节腔的图像部分的平均亮度设为 GSy, 将骨侵蚀的程度设为 GSz, 将 Gsa、GSb、GSc 设为常数时, 计算由【数 3】表示的 GS,

【数 3】

$$GS = gsa \cdot GSx + gsb \cdot GSy + gsc \cdot GSz。$$

17. 如权利要求 15 所述的超声波图像处理方法, 其中,

所述对象图像部分的超声波图像信号是表示关节腔的图像部分的 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号,

所述疾病分数计算部在将占据表示关节腔的图像部分的一部分或者全部的关心区域的面积设为 PDy, 将所述关心区域中包含的像素中检测出多普勒信号的像素所占据的面积设为 PDx 时, 计算由【数 4】表示的 PD,

【数 4】

$$PD = \frac{PDx}{PDy}。$$

18. 一种计算机可读的非暂时性的记录介质, 所述记录介质记录了使计算机执行权利要求 12 所述的超声波图像处理方法的程序。

超声波诊断装置、超声波图像处理方法

技术领域

[0001] 本公开属于超声波图像处理方法的技术领域,尤其涉及对风湿疾病的程度进行量化的超声波图像处理方法以及使用了该方法的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置很早起就开始用于心脏、腹部、胎儿等的诊断、观察。近年来,超声波诊断装置的分辨率提升,也开始能够进行靠近体表面的部位的观察。与此相伴,即使在整形领域也开始使用超声波诊断装置,使用超声波诊断装置,进行骨、肌腱、肌肉等的观察、或风湿诊断中的关节部分的炎症的评价等。

[0003] 风湿的炎症的评价使用 B 模式图像和多普勒模式图像而进行(例如,参照非专利文献 1)。具体而言,使用 B 模式图像来观察关节腔的厚度、有无骨侵蚀和关节积液,并使用多普勒模式图像来观察有无新生血管。

[0004] 在临床研究中,对炎症的程度进行量化的方法受到关注,例如,提出了基于主观分类为 4 个阶段的半定量评价法、对矩形内的多普勒信号进行计数的 BOX 法、对将骨作为 2 个边的三角形内的多普勒信号进行计数的跟踪(trace)法等。这样的疾病的程度的定量化对于判定治疗效果是有用的。

[0005] 现有技术文献

[0006] 非专利文献

[0007] [非专利文献 1]:小池隆夫,“超音波検査法を用いた関節リウマチの新しい診療”,p40-43,メディカルレビュー社,2010 年 3 月 10 日

[0008] 可是,根据从被检测体中的哪个断面取得超声波图像而进行评价,得到不同的评价结果。因此,存在评价结果依赖于检查者的技巧或主观那样的课题。

发明内容

[0009] 本公开用于解决上述课题,其目的在于提供一种降低评价结果的检测者依赖性的超声波诊断装置、超声波图像处理方法以及计算机可读取的非暂时性记录介质。

[0010] 为了达成上述目的,本公开的一个方式所涉及的超声波诊断装置是从经由超声波探头而从被检测体取得的多个帧的超声波图像信号中选择 1 个以上的超声波图像信号的帧,并在显示器上进行显示的超声波诊断装置,其特征在于,具备控制电路,所述控制电路具备:超声波图像取得部,取得所述多个帧的超声波图像信号;评价对象判定部,分析所述多个帧的超声波图像信号,在各帧中包含表示关节部位的对象图像部分时,判定为该超声波图像信号的帧是评价对象帧;疾病分数计算部,根据所述评价对象帧的超声波图像信号中的所述对象图像部分的超声波图像信号,按每个所述评价对象帧计算将疾病的程度定量化后的疾病分数;选择部,对所述计算的疾病分数,基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数;以及显示控制部,使显示器显示所述选择的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像。

[0011] 根据本公开,通过上述结构,在从多方向得到的超声波图像之中,能够通过基于规定的数值处理而选择出的断面的超声波图像,评价疾病的程度。因此,能够对在适当的技巧下得到的超声波图像进行选择从而客观地评价疾病的程度,并且能够降低疾病评价中的评价结果的检测者依赖性。

附图说明

[0012] 图 1 是包含超声波诊断装置 1100 的超声波诊断系统 1000 的外观图。

[0013] 图 2 是表示超声波诊断装置 1100 的内部结构的方框图。

[0014] 图 3 是超声波诊断装置 1100 中的疾病定量化部 1007 的方框图。

[0015] 图 4 是超声波诊断装置 1100 中的评价对象判定部 2002 的方框图。

[0016] 图 5 是表示正在进行手指关节的风湿检查的状态的示意图。

[0017] 图 6 是超声波诊断装置 1100 中的疾病分数计算处理的流程图。

[0018] 图 7 是表示将手指关节作为测定对象而拍摄的超声波图像的示意图。

[0019] 图 8 是表示超声波诊断装置 1100 中的关节检测处理的动作的流程图。

[0020] 图 9(a)、图 9(b) 是表示关节搜索处理所使用的关节检测窗的示意图。

[0021] 图 10 是实施方式所涉及的超声波诊断装置 1100 所涉及的关节搜索处理中的动作说明图。

[0022] 图 11 是表示超声波诊断装置 1100 中的基于模板匹配(テンプレートマッチング)法的关节检测处理的细节的流程图。

[0023] 图 12 是表示使用机器学习的关节搜索器的一例的示意图。

[0024] 图 13 是超声波诊断装置 1100 中的运动噪声(モーションノイズ)检测的流程图。

[0025] 图 14(a)、图 14(b) 是表示帧的 B 模式图像信号中产生了运动噪声的状态的一例的示意图。

[0026] 图 15 是说明体表压迫度检测的处理的图。

[0027] 图 16 是超声波诊断装置 1100 中的体表压迫检测处理的流程图。

[0028] 图 17 是超声波诊断装置 1100 中的疾病分数计算处理的流程图。

[0029] 图 18 是说明了检测用于表示骨的图像部分 1、2 的处理的示意图。

[0030] 图 19 是说明了检测用于表示关节囊的边界的图像部分 5 的处理的示意图。

[0031] 图 20 是说明了检测骨侵蚀 7 的程度的处理的示意图。

[0032] 图 21 是示出了正常的骨表面的边界上的拟合(フィッティング)的一例的示意图。

[0033] 图 22 是示出了骨侵蚀的骨表面的边界上的拟合的一例的示意图。

[0034] 图 23 是用于注册检查顺序的操作输入画面。

[0035] 图 24 是测量开始前的显示画面。

[0036] 图 25 是测量中的显示画面。

[0037] 图 26 是表示在图像中不包含关节部位的警告消息的显示画面。

[0038] 图 27 是表示在多普勒模式图像中是由运动噪声引起的图像的警告消息的显示画面。

[0039] 图 28 是表示超声波探头正在压迫被检测体体表的警告消息的显示画面。

- [0040] 图 29 是表示测量后的疾病分数的显示画面。
- [0041] 图 30 是表示测量完成的显示画面。
- [0042] 图 31 是校正操作中的显示画面。
- [0043] 图 32 是校正后的显示画面。
- [0044] 图 33 是示出了各手指关节中的检查结果的显示画面。
- [0045] 图 34 是表示检查结果的显示画面,该检查结果表示根据手指关节中的多个帧的超声波图像计算出的疾病分数。
- [0046] 标号说明
- [0047] 1000 超声波诊断系统
- [0048] 1001 超声波探头
- [0049] 1002 超声波发送接收部
- [0050] 1003 B 模式处理部
- [0051] 1004 多普勒模式处理部
- [0052] 1005 存储器 (存储装置)
- [0053] 1006 显示控制部
- [0054] 1007 疾病定量化部
- [0055] 1008 显示器
- [0056] 1009 操作单元
- [0057] 1010 控制电路
- [0058] 1100 超声波诊断装置
- [0059] 2001 超声波图像取得部
- [0060] 2002 评价对象判定部
- [0061] 2003 疾病分数计算部
- [0062] 2003A 形态定量化部
- [0063] 2003B 炎症定量化部
- [0064] 2004 选择部
- [0065] 3001 关节检测部
- [0066] 3002 压迫检测部
- [0067] 3003 运动噪声检测部
- [0068] 3004 技巧判定部
- [0069] S1000 读出超声波图像信号的步骤
- [0070] S1001、S1002、S1003 判定是否是评价对象帧的判定步骤
- [0071] S1004 计算疾病分数的步骤
- [0072] S1005 基于规定的数值处理选择 1 个以上的疾病分数的选择步骤
- [0073] S1006 显示所选择出的疾病分数、与疾病分数对应的帧的超声波图像的步骤

具体实施方式

- [0074] 《实施方式》
- [0075] < 关于结构 >

[0076] 以下,关于实施方式所涉及的超声波诊断装置 1100、超声波图像处理方法、包含超声波诊断装置 1100 的超声波诊断系统 1000,参照附图进行说明。

[0077] 1. 超声波诊断系统 1000 的整体结构

[0078] 说明实施方式所涉及的超声波诊断装置 1100 的概略结构。图 1 是包含超声波诊断装置 1100 的超声波诊断系统 1000 的外观图。超声波诊断系统 1000 由超声波诊断装置 1100、超声波探头 1001、显示器 1008、操作单元 1009 构成。以下,说明构成超声波诊断系统 1000 的各装置。

[0079] (1) 超声波探头 1001

[0080] 超声波探头 1001 将由超声波发送接收部 1002 生成的发送波向被检测体体内进行发送,并接收由被检测体内反射的反射超声波。由超声波探头 1001 接收到的反射超声波作为回声信号而输出至超声波发送接收部 1002。

[0081] 超声波探头 1001 例如具有由在一维方向(下面,设为“振子排列方向”)上排列的多个压电元件(不图示)构成的振动元件列,将从后述的超声波发送接收部 1002 供给的脉冲状的电信号(下面,设为“发送超声波信号”)变换为脉冲状的超声波。此时,超声波探头 1001 在使振动元件侧外表面与被检测体的皮肤表面接触了的状态下,将由从多个振动元件发出的超声波构成的超声波束向测定对象进行发送。然后,超声波探头 1001 接收来自被检测体的多个反射超声波,通过多个振动元件将这些反射超声波分别变换为电信号(下面,设为“接收超声波信号”),将接收超声波信号输出至超声波发送接收部。

[0082] 经由这样的超声波探头 1001 向与振动元件列相对的被检测体的规定区域发送超声波束,进行用于接收从被检测体被反射的反射超声波的超声波扫描,从而能够取得断面中的超声波图像,该断面由振动元件列方向和垂直于该振动元件列方向的深度方向构成。将通过 1 次超声波扫描而取得的超声波图像的单位设为帧,表示为用于构筑 1 张断层图像所需的一组信号的单位。通过重复该超声波扫描,能够取得多个帧的超声波图像。

[0083] (2) 显示器 1008

[0084] 显示器 1008 是所谓的图像显示用的显示装置,在显示画面上显示来自后述的显示控制部的图像输出。在显示器 1008 中,能够使用液晶显示器、CRT、有机 EL 显示器等。

[0085] (3) 操作单元 1009

[0086] 操作单元 1009 是输入设备,接受操作者对于超声波诊断装置 1100 的各种设定/操作等的各种操作输入,输出至控制电路 1010。由操作者所输入的信息是患者名、检查日期和时间、画面的再现/停止、保存、画质调整等。这些输入信息被存储在存储器 1005 中。

[0087] 操作单元 1009 例如具体而言相当于键盘、轨迹球、触摸面板。在是触摸面板的情况下,也可以与显示器 1008 作为一体而构成。该情况下,对显示器 1008 所显示的操作键进行触摸操作或拖拽操作,从而能够进行超声波诊断装置 1100 的各种设定/操作,超声波诊断装置 1100 构成为能够通过该触摸面板来进行操作。

[0088] 此外,操作单元 1009 也可以是具有各种操作作用的键的键盘、或具有各种操作作用的按钮、杆等的操作面板。此外,操作单元 1009 也可以是用于移动显示器 1008 所显示的光标显示的轨迹球、鼠标等。或者,也可以使用多个这些装置,也可以是组合了多个这些装置的结构单元。

[0089] (4) 超声波诊断装置 1100

[0090] 超声波诊断装置 1100 经由超声波探头 1001 发送接收用于超声波诊断的超声波信号,并对接收到的反射超声波信号形成图像。说明超声波诊断装置 1100 的内部结构。图 2 是表示超声波诊断装置 1100 的内部结构的功能框图。示出了对超声波诊断装置 1100 连接了超声波探头 1001、显示器 1008、操作单元 1009 的状态。

[0091] 如图 2 所示,超声波诊断装置 1100 由控制电路 1010 构成,该控制电路 1010 具备了超声波发送接收部 1002、B 模式处理部 1003、多普勒模式处理部 1004、存储器 1005、显示控制部 1006、以及疾病定量化部 1007。超声波发送接收部 1002、B 模式处理部 1003、多普勒模式处理部 1004、显示控制部 1006、疾病定量化部 1007 分别由例如 FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit,专用集成电路)等的硬件电路来实现。或者,也可以是由 CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)或 GPU(Graphics Processing Unit,图形处理单元)或处理器等的可编程设备和软件来实现的结构。这些结构要素能够设为一个电路部件,也能够设为多个电路部件的集合体。此外,能够对多个结构要素进行组合而设为一个电路部件,也能够设为多个电路部件的集合体。

[0092] 构成为超声波探头 1001 能够连接到超声波发送接收部 1002,显示器 1008 能够连接到显示控制部 1006。此外,构成为接受来自操作者的输入的操作单元 1009 能够连接到控制电路 1010。

[0093] 上面是关于构成超声波诊断系统 1000 的各装置的说明。

[0094] 2. 超声波诊断装置 1100 的各部分结构

[0095] 接着,说明超声波诊断装置 1100 中包含的各要素的结构。

[0096] (1) 超声波发送接收部 1002

[0097] 超声波发送接收部 1002 与超声波探头 1001 连接。超声波发送接收部 1002 进行对超声波探头 1001 供给脉冲状的发送超声波信号的发送处理,用于使超声波探头 1001 发送超声波束。具体而言,超声波发送接收部 1002 具备例如时钟产生电路、脉冲产生电路、延迟电路。时钟产生电路是产生用于决定超声波束的发送定时的时钟信号的电路。脉冲产生电路是用于产生驱动各振动元件的脉冲信号的电路。延迟电路是用于将超声波束的发送定时对各振动元件的每个设定延迟时间,使超声波束的发送延迟延迟时间的量,并进行超声波束的聚焦或转向(ステアリング)的电路。

[0098] 此外,超声波发送接收部 1002 进行基于由超声波探头 1001 输入的回声信号按超声波扫描的顺序而进行波束成形,对 B 模式处理部 1003 以及多普勒模式处理部 1004 输出声音线信号(音響線信号)的接收处理。

[0099] 另外,在波束成形中,对将从超声波探头 1001 取得的接收超声波信号放大后进行 AD 变换后的 RF 信号进行整相加法运算,生成在深度方向上连续的声音线信号。在此,RF 信号例如由振动元件排列方向和超声波的发送方向即与振动元件排列垂直的方向构成的多个信号而构成,各信号是对从反射超声波的振幅被变换的电信号进行了 A/D 变换后的数字信号。声音线信号是在构成整相加法运算处理后的 RF 信号的深度方向上连续的数据。

[0100] 超声波发送接收部 1002 重复地连续进行发送处理以及接收处理。

[0101] (2) B 模式处理部 1003

[0102] 在 B 模式处理部 1003 中,基于由超声波发送接收部 1002 输入的声音线信号,生成

B 模式图像信号。所生成的 B 模式图像信号在存储器 1005 中暂时地存储。

[0103] 具体而言, B 模式处理部 1003 对声音线信号实施包络线检波、对数压缩等的处理而变换为与其强度对应的亮度信号, 并将该亮度信号对直角坐标系进行坐标变换, 从而生成 B 模式图像信号。B 模式处理部 1003 按每个帧依次进行该处理, 所生成的帧 B 模式图像信号在每次进行超声波扫描时被输出至存储器 1005。此外, 如后述那样, B 模式图像信号被供给至显示控制部 1006, 并在显示器 1008 上被显示。

[0104] (3) 多普勒模式处理部 1004

[0105] 在多普勒模式处理部 1004 中, 对从超声波发送接收部 1002 输入的声音线信号实施自相关运算, 从而提取多普勒分量, 该多普勒分量是显示活体内的血流的时间变化的多普勒信号的源数据。然后, 生成通过色彩来表现平均速度或方差、动力 (パワー) 等的血流信息的强度的多普勒模式图像信号。

[0106] 具体而言, 多普勒模式处理部 1004 进行对于声音线信号的自相关运算, 在变换为流速后, 通过滤波而提取表示血流分量的速度分量。进而, 对滤波后的血流分量的平均速度、方差以及动力进行计算, 生成多普勒模式图像信号。所生成的多普勒模式图像信号在每次进行超声波扫描时被输出至存储器 1005。此外, 如后述那样, 多普勒模式图像信号被供给至显示控制部 1006, 并在显示器 1008 上被显示。

[0107] (4) 存储器 1005

[0108] 存储器 1005 是将所生成的帧 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号作为输入, 在每次进行超声波扫描时进行暂时性存储的存储装置。此外, 存储由后述的疾病量化部 1007 计算的疾病分数。存储器 1005 由包含使用了半导体存储器的 DRAM (Dynamic Random Access Memory, 动态随机存取存储器)、SRAM (Static Random Access Memory, 静态随机存取存储器) 等的 RAM 而构成。此外, 也可以是通过硬盘驱动器、光盘驱动器、磁存储装置等而实现的结构。另外, 在本说明书中, 设为 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号构成超声波图像信号。

[0109] (5) 疾病量化部 1007

[0110] 疾病量化部 1007 分析存储器 1005 所存储的 B 模式图像信号和多普勒模式图像信号, 对风湿疾病的程度进行量化。关于量化的方法, 在后面叙述。进行了量化的结果按超声波图像信号的每个帧而被存储到存储器 1005。

[0111] (6) 显示控制部 1006

[0112] 显示控制部 1006 基于存储器 1005 所存储的 B 模式图像信号或多普勒模式图像信号而生成显示画面, 将检查者名、患者名、时间信息、超声波诊断装置的设定信息、由疾病量化部 1007 计算出的分数等重叠在显示画面上, 在外部连接的显示器 1008 上进行显示。另外, 超声波诊断装置 1100 根据需要, 也可以设为包含超声波探头 1001、操作单元 1009、显示器 1008 的一部分或者全部的结构。

[0113] 3. 疾病量化部 1007 的详细结构

[0114] 接着, 参照附图, 说明疾病量化部 1007 的详细结构。图 3 是疾病量化部 1007 的方框图。

[0115] 疾病量化部 1007 由超声波图像取得部 2001、评价对象判定部 2002、疾病分数计算部 2003、选择部 2004 构成。疾病分数计算部 2003 由形态量化部 2003A 以及炎症定量

化部 2003B 构成。疾病定量化部 1007 将存储器 1005 所存储的 B 模式图像信号 4001 以及多普勒模式图像信号 4002 作为输入,将表示疾病的程度的疾病分数 4003、疾病分数 4003 的例如为最大值的最大疾病分数 4004 输出到存储器 1005。

[0116] (1) 超声波图像取得部 2001

[0117] 超声波图像取得部 2001 从存储器 1005 所存储的多个帧的 B 模式图像信号 4001 以及多普勒模式图像信号 4002 按每个帧而读出 B 模式图像信号 4001 以及多普勒模式图像信号 4002。

[0118] (2) 评价对象判定部 2002

[0119] 评价对象判定部 2002 将从超声波图像取得部 2001 输出的 B 模式图像信号 4001 和多普勒模式图像信号 4002 作为输入而对两个图像进行分析,判定是否是在操作者的适当的技巧下取得的超声波图像,将判定结果输出至形态定量化部 2003A 以及炎症定量化部 2003B。

[0120] 接着,参照附图说明评价对象判定部 2002 的详细结构。图 4 是评价对象判定部 2002 的方框图。如图 4 所示,评价对象判定部 2002 由关节检测部 3001、压迫检测部 3002、运动噪声检测部 3003、技巧判定部 3004 构成。

[0121] i) 关节检测部 3001

[0122] 关节检测部 3001 将从超声波图像取得部 2001 输出的 B 模式图像信号 4001 作为输入,按超声波图像信号的每个帧判定在超声波图像信号中是否包含表示关节部位的对象图像部分。判定结果是(有关节)(没有关节)的其中一个,且输出至技巧判定部 3004。关于判定方法在后面叙述。

[0123] ii) 压迫检测部 3002

[0124] 压迫检测部 3002 将从超声波图像取得部 2001 输出的 B 模式图像信号 4001 作为输入,根据图像来判定超声波图像信号的帧是否是在没有超声波探头对被检测体的体表的压迫的状态下被取得的。判定结果是(有压迫)(没有压迫)的其中一个,且输出至技巧判定部 3004。关于判定方法在后面叙述。

[0125] iii) 运动噪声检测部 3003

[0126] 运动噪声检测部 3003 将从超声波图像取得部 2001 输出的 B 模式图像信号 4001 以及多普勒模式图像信号 4002 作为输入,判定超声波图像信号的帧中的多普勒模式图像信号 4002 是否是由运动噪声引起的图像信号。判定结果是(有运动噪声)(没有运动噪声)的其中一个,且输出至技巧判定部 3004。关于判定方法在后面叙述。

[0127] iv) 技巧判定部 3004

[0128] 技巧判定部 3004 将关节检测部 3001、压迫检测部 3002、运动噪声检测部 3003 各自的判定结果作为输入。然后,在判定结果为(有关节囊)时,判定为在适当的技巧下得到的图像。或者,也可以在判定结果为(有关节囊),且进而满足(没有压迫)或者(没有运动噪声)的至少一方或者双方时,判定为在适当的技巧下得到的图像。此时,技巧判定部 3004 对形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B 输出(执行定量化)。在除此之外的情况下输出(中止定量化)。

[0129] (3) 形态定量化部 2003A

[0130] 返回图 3,说明疾病分数计算部 2003 的结构。如上述那样的疾病分数计算部 2003

由形态定量化部 2003A 以及炎症定量化部 2003B 构成。

[0131] 首先,说明形态定量化部 2003A 的结构。形态定量化部 2003A 将从超声波图像取得部 2001 输出的 B 模式图像信号 4001、和评价对象判定部 2002 的判定结果作为输入。在判定结果为(中止定量化)的情况下,形态定量化部 2003A 不实施定量化而将疾病分数设为无效。另一方面,在判定结果为(执行定量化)的情况下,基于 B 模式图像信号 4001 中表示关节腔的图像部分的大小或表示骨的图像部分的亮度图案而计算疾病分数。由形态定量化部 2003A 计算出的疾病分数称为肿胀分数(GS)。肿胀分数被存储到存储器 1005。关于肿胀分数的计算方法在后面叙述。

[0132] (4) 炎症定量化部 2003B

[0133] 接着,说明炎症定量化部 2003B 的结构。炎症定量化部 2003B 将从超声波图像取得部 2001 输出的多普勒模式图像信号 4002、和评价对象判定部 2002 的判定结果、以及来自形态定量化部 2003A 的表示关节腔的信息作为输入。在判定结果为(中止定量化)的情况下,炎症定量化部 2003B 不执行定量化而将疾病分数设为无效。另一方面,在判定结果为(执行定量化)的情况下,根据多普勒模式图像信号 4002 中的表示关节囊的图像部分 5 和表示位于与骨表面之间的关节腔的图像部分 6 中的、被检测出多普勒信号的图像区域的大小,计算疾病分数。由炎症定量化部 2003B 计算出的疾病分数称为炎症分数(PD)。炎症分数被存储到存储器 1005。关于炎症分数的计算方法在后面叙述。

[0134] (5) 选择部 2004

[0135] 选择部 2004 将由形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B 计算出且存储在存储器 1005 中的疾病分数(肿胀分数、炎症分数)作为输入。然后,基于规定的数值处理而选择最佳的 1 个以上的疾病分数。例如,也可以将多个帧中的疾病分数的最大值选择作为最佳的疾病分数。此外,也可以设为选择多个帧中的疾病分数的中值、平均值的结构。所选择的 1 以上的最佳的疾病分数被输出到存储器 1005 并存储。

[0136] 此外,也可以设为以下结构:在将多个帧中的疾病分数的最大值选择为最佳的疾病分数的情况下,选择部 2004 输入在形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B 中计算的炎症分数,对最大值进行保持,在全部帧中的疾病分数被输入后将所保持的最大值作为最佳的疾病分数而输出至存储器 1005。

[0137] < 关于动作 >

[0138] 1. 超声波诊断装置 1100 的动作

[0139] 接着,使用手指关节的例子,说明进行风湿检查的情况下的超声波诊断装置 1100 的动作。在手指关节的风湿检查中,对从全部的手指关节中选择的关节进行检查。在对于 1 个关节的检查中,在关节内的不同的多个断面中进行超声波检查。

[0140] 图 5 是表示使用超声波诊断装置 1100 正在进行手指关节的风湿检查的状态的示意图。如图 5 所示,以振动元件列与指的纵向方向平行的状态,将超声波探头 1001 沿着手指关节进行配置。在该状态下,将指作为旋转轴而使超声波探头 1001 如 rt1、rt2 那样旋转,从而以使对于关节部位的倾斜角度不同的状态而进行多次超声波扫描,对 1 个手指关节拍摄多张超声波图像。然后,基于所取得的多张超声波图像进行对于 1 个手指关节的风湿疾病的检查。

[0141] (1) 疾病分数计算处理的概要

[0142] 图 6 是实施方式所涉及的超声波诊断装置 1100 中的疾病分数计算处理的流程图。

[0143] i) 评价对象图像的判定

[0144] 在步骤 S1000 中, 超声波图像取得部 2001 从存储器 1005 所存储的多个帧的 B 模式图像信号 4001 以及多普勒模式图像信号 4002 中按每个帧读出 B 模式图像信号 4001 以及多普勒模式图像信号 4002。

[0145] 接着, 在步骤 S1001 中, 关节检测部 3001 将 B 模式图像信号 4001 作为输入, 按超声波图像信号的每个帧判定在超声波图像信号中是否包含表示关节部位的对象图像部分。在包含表示关节部位的对象图像部分的情况下, 前进至下一个步骤, 在除此之外的情况下前进至步骤 S1006。

[0146] 接着, 在步骤 S1002 中, 运动噪声检测部 3003 判定 1 帧的超声波图像中的多普勒模式图像信号 4002 是否是由运动噪声引起的图像信号。在多普勒模式图像信号 4002 不是由其引起的图像信号的情况下, 前进至下一个步骤, 在除此之外的情况下前进至步骤 S1006。

[0147] 接着, 在步骤 S1003 中, 压迫检测部 3002 判定超声波探头 1001 是否没有压迫被检测体的体表。在超声波探头 1001 没有压迫被检测体的体表的情况下, 前进至下一个步骤, 在除此之外的情况下前进至步骤 S1006。

[0148] 即, 技巧判定部 3004 在图 6 的步骤 S1001 的判定结果为 (有关节)、步骤 S1002 的判定结果为 (没有运动噪声)、步骤 S1003 的判定结果为 (没有压迫) 的情况下, 判定为对象帧的图像是在适当的技巧下得到的图像, 将 (执行定量化) 输出至形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B。

[0149] ii) 疾病分数的计算

[0150] 在步骤 S1004 中, 疾病分数计算部 2003 计算疾病分数。形态定量化部 2003A 将肿胀分数输出至存储器 1005, 存储器 1005 对其进行存储。炎症定量化部 2003B 将炎症分数输出至存储器 1005, 存储器 1005 对其进行存储。

[0151] iii) 疾病分数的选择

[0152] 在步骤 S1005 中, 选择部 2004 将存储器 1005 所存储的疾病分数 (肿胀分数、炎症分数) 作为输入, 基于规定的数值处理而选择 1 个以上的最佳的疾病分数。

[0153] 在第 2 次以后实施关于作为检查对象的手指关节的步骤 S1000 ~ S1005 的处理的情况下, 选择部 2004 从多个疾病分数中基于规定的数值处理而选择最佳的疾病分数, 该多个疾病分数是根据已进行检查且存储在存储器 1005 中的多个帧的超声波图像信号而取得的多个疾病分数。

[0154] 由此, 能够不依赖于进行检查时的检查者的技巧或主观, 根据基于规定的数值处理而选择的最佳的疾病分数和作为其计算的基础的、与最佳的疾病分数对应的超声波图像信号的帧, 对疾病的程度进行评价。

[0155] 另外, 在初次进行关于对象的手指关节的步骤 S1000 ~ S1005 的处理的情况下, 仅在存储器 1005 中存储根据 1 个帧的超声波图像信号而取得的疾病分数。在该情况下, 选择部 2004 选择存储器 1005 所存储的 1 个疾病分数。

[0156] iv) 疾病分数等的显示

[0157] 在步骤 S1006 中, 显示控制部 1006 使用存储器 1005 所存储的疾病分数、和在

S1005 中基于规定的数值处理而选择的最佳的疾病分数,生成显示画面,在外部连接的显示器 1008 上进行显示。也可以基于在 S1005 中所选择的疾病分数、和作为其计算的基础的超声波图像信号,生成显示画面,在外部连接的显示器 1008 上进行显示。

[0158] v) 检查的结束

[0159] 在步骤 S1007 中,判定在对于 1 个手指关节的检查中是否对全部的超声波图像的帧完成了评价。在对全部的超声波图像的帧完成了评价的情况下,结束处理。进而,在存在进行评价的超声波图像的帧的情况下,返回至 S1001。

[0160] 下面,说明各步骤中的超声波诊断装置 1100 的动作。

[0161] (2) 关节检测的处理

[0162] 使用附图说明关节检测部 3001 中的处理。

[0163] 图 7 是表示使用超声波诊断装置 1100 将手指关节作为测定对象而拍摄的超声波图像的示意图,并且是将振动元件列与指的纵向方向平行地配置,对手指关节进行超声波扫描而取得的 B 模式图像。如图 7 所示,在 B 模式图像中,绘制了指的关节部位,包含表示骨的图像部分 1、2、表示皮肤的图像部分 3、表示肌腱的图像部分 4、表示关节囊的图像部分 5。骨或皮肤或肌腱是相对硬的组织,因此,表示骨的图像部分 1、2 和表示皮肤的图像部分 3 和表示肌腱的图像部分 4 在超声波图像上被以高亮度的方式绘制。超声波的大部分在骨表面被反射,因此,骨的内部没有被绘制而仅以高亮度绘制相当于骨表面的骨皮质的部分。与表示骨的图像部分 1、2、或表示皮肤的图像部分 3 相比,表示关节腔的图像部分 6 被以低亮度的方式绘制。此外,滑膜和软骨部分几乎不具有亮度值而不被显示。

[0164] 因此,在表示关节的超声波图像中被以相对高的亮度绘制的组织是皮肤、肌腱、骨表面。超声波诊断装置的关节检测部 3001 从 B 模式图像信号中检测表示关节囊的图像部分 5、表示骨的图像部分 1、2,从而确定表示两者所包围的关节腔的图像部分 6。然后,确定表示关节部位的图像部分,该表示关节部位的图像部分由表示关节囊的图像部分 5、表示骨的图像部分 1、2、表示关节腔的图像部分 6 构成。

[0165] 图 8 是表示关节检测处理的动作的流程图。

[0166] 在此,关节检测部 3001 经由超声波图像取得部 2001 而取得存储器 1005 所存储的 1 个帧的 B 模式图像信号,进行表示关节部位的图像的搜索。

[0167] 首先,在步骤 S2001 中,关节检测部 3001 按每个关节检测窗 302 计算表示关节图案可能性的评价,搜索评价成为最大的位置。评价成为最大的关节检测窗 302 的位置的搜索如下面那样被进行。

[0168] 图 9(a)、图 9(b) 是表示用于关节搜索处理的关节检测窗的示意图。在 B 模式图像 301 中,设定关节检测窗 302,关节检测窗 302 向扫描线 303 的方向移动,通过对各位置中的关节检测窗 302 内的 B 模式图像的部分进行搜索处理,从而进行 B 模式图像 301 整体的搜索处理。此外,为了能够检测各种大小的关节,也可以代替 B 模式图像 301,而生成对 B 模式图像 301 进行了放大或者缩小的 B 模式图像 304,并在 B 模式图像 304 内通过关节检测窗 302 进行扫描。

[0169] 图 10 是超声波诊断装置 1100 中的关节搜索处理中的动作说明图。如图 10 所示,在实施方式所涉及的关节搜索处理中,使用的模板匹配法,即:在 B 模式图像 301 上设定关节检测窗 302,与表示关节的典型的图像图案的模板 305 比较,将相似度(误差值、相关值

等)作为表示关节检测窗 302 内的图像部分的关节图案可能性的评价价值进行计算。对于模板 305,能够使用例如表示关节的典型的图像图案的 B 模式图像。使关节检测窗 302 向扫描线 303 的方向移动,关于各位置中的关节检测窗 302 内的 B 模式图像的部分进行搜索处理。以关节检测窗 302 扫描 B 模式图像 301 整体的方式使关节检测窗 302 移动,并且重复该处理,确定在评价价值成为最大的位置上的关节检测窗 302 内的图像部分。

[0170] 图 11 是表示基于模板匹配法的关节检测处理的细节的流程图,且是表示图 8 的步骤 S2001 中的处理的一例的图。如图 10 所示,在 B 模式图像 301 上的左上角部上将关节检测窗 302 设定为初始位置。计算表示关节的典型的图像图案的模板 305 和关节检测窗 302 内的 B 模式图像部分的相似度 (S20011)。按每个像素计算模板 305 和关节检测窗 302 内的 B 模式图像部分的亮度信息的误差值,在关节检测窗 302 中包含的全部像素中进行总计,从而计算相似度。或者,计算模板 305 和关节检测窗 302 内的 B 模式图像部分的亮度信息的相关值,从而求出相似度。

[0171] 然后,在关节检测窗 302 位于初始位置的情况下将计算出的相似度设为最大值,在除此以外的情况下,计算出的相似度与相似度的最大值进行比较 (S20012)。

[0172] 在计算出的相似度比最大值更大的情况下,将新计算出的相似度设为最大值,对关节检测窗 302 的位置进行保存 (S20013)。在除此之外的情况下前进至 S20014。

[0173] 接着,在 B 模式图像 301 上使关节检测窗 302 的位置如扫描线 303 所示那样向 X 方向或者 Y 方向移动微小量,计算各位置中的相似度。搜索范围是 B 模式图像 301 全体,当在 B 模式图像 301 的全部区域中完成了相似度的计算的情况下 (S20015),将在 S20013 中保存的关节检测窗 302 的位置确定为相似度为最大的关节检测窗 302 的位置 (S20016)。

[0174] 除了上述的模板匹配法之外,评价价值也可以通过例如由机器学习法得到的使用了 Haar-Like 滤波器的关节图案 / 非关节图案的识别器来取得。图 12 是表示使用机器学习法的关节检测器的一例的示意图。在使用了机器学习法的关节搜索处理中,代替表示关节部位的典型的图像图案的模板 305,使用由多个 Haar-Like 滤波器 306a ~ g 构成的关节检测器 306,进行与图 11 所示的流程相同的处理。各 Haar-Like 滤波器 306a ~ g 是检测亮度变化的滤波器,对于在检测窗内的其位置 / 大小 / 亮度变化的灵敏度 / 权重能够通过 Adaboost 那样的机器学习法而得到。该各滤波器的输出值在 S20016 中确定关节位置时被计算,将各滤波器的输出值和通过学习而得到的权重的线性组合的和作为相似度而进行计算。

[0175] 返回至图 8,在步骤 S2002 中,关节检测部 3001 对评价价值的最大值和阈值的大小进行比较。关节检测部 3001 在评价价值的最大值为阈值以上的情况下,判定为(有关节)(步骤 S2003),在下面的情况下,判定为(没有关节)(步骤 S2004),将判定结果输出至技巧判定部 3004。此时,关节检测部 3001 将表示评价价值为最大的关节检测窗 302 的位置的信息输出至技巧判定部 3004。

[0176] (3) 运动噪声检测的处理

[0177] 在图 6 的步骤 S1002 中,运动噪声检测部 3003 判定 1 帧的超声波图像中的多普勒模式图像信号是否是由运动噪声引起的信号。在本说明书中,运动噪声是指操作者较大地移动超声波探头 1001,从而因不同于血流的原因而产生的多普勒信号。

[0178] 当在 1 帧的多普勒模式图像信号中多普勒信号本身没有出现的情况下,判定为(

没有运动噪声)。

[0179] 当在 1 帧的超声波图像中多普勒信号出现的情况下,通过

[0180] 1) 帧的 B 模式图像信号和前一帧的 B 模式图像信号之间的每个像素的亮度变动值 (以后, 设为“帧间亮度差分”)、

[0181] 2) 1 帧的 B 模式图像信号中的出现多普勒信号的区域 (以后, 设为“多普勒信号检测区域”) 占据的面积比、

[0182] 3) 1 帧的 B 模式图像信号内的高亮度区域中的多普勒信号检测区域占据的面积比, 从而判定存在运动噪声的可能性。

[0183] 图 13 是运动噪声检测的流程图。

[0184] 首先, 在步骤 S3001 中, 运动噪声检测部 3003 对帧的 B 模式图像信号和前帧的 B 模式图像信号之间的每个像素的亮度变动值进行计算。亮度变动值是帧间的相关值, 若操作者较大地移动超声波探头则帧间的相关值变低。也可以代替相关值, 使用像素值的误差和。

[0185] 接着, 在 S3002 中, 运动噪声检测部 3003 对 1 帧的 B 模式图像信号中的多普勒信号检测区域占据的面积比进行计算。具体而言, 计算 1 帧的多普勒模式图像信号中的多普勒信号出现的像素数相对于全部像素数的比率。

[0186] 图 14(a)、图 14(b) 是表示帧的 B 模式图像信号中的产生了运动噪声的状态的一例的示意图。在图 14(a) 中, B 模式图像 301 中的较大的范围内存在多普勒信号检测区域 301A。多普勒信号虽是表示血流流速的信号, 但原理上是动态地进行捕捉的信号, 若操作者较大地移动超声波探头 1001, 则如图 14(a) 所示那样, 多普勒信号检测区域 301A 占据 B 模式图像信号 301 整体的较大的范围。因此, 在 B 模式图像 301 中多普勒信号检测区域 301A 的面积比比较大的情况下, 设为产生了运动噪声。

[0187] 接着, 在 S3003 中, 运动噪声检测部 3003 对 1 帧的 B 模式图像信号内的高亮度区域中的多普勒信号检测区域占据的面积比进行计算。具体而言, 计算在 1 帧的 B 模式图像信号中的示出规定的亮度的像素占据的区域中出现多普勒信号的像素的比率。在 B 模式图像中, 高亮度的区域是被检测体中的组织较硬的区域, 骨等符合于此。在这样的区域中, 不存在血流。因此, 如图 14(b) 所示, 当在 B 模式图像 301 中的表示高亮度的区域的骨的图像部分 1 中存在多普勒信号检测区域 301A 的一部分的情况下, 设为产生了运动噪声。

[0188] 接着, 在 S3004 中, 运动噪声检测部 3003 计算运动噪声判定的评价价值, 从而与阈值比较大小。若 1) 将 B 模式图像信号中的帧间亮度差分设为 M_x , 2) 将 1 帧的 B 模式图像信号中的多普勒信号检测区域占据的面积比设为 M_y , 3) 将 1 帧的 B 模式图像信号内的高亮度区域中的多普勒信号检测区域占据的面积比设为 M_z , 将 m_a 、 m_b 、 m_c 设为常数, 则运动噪声判定的评价价值 p 被通过 [数 1] 而赋予。

[0189] 【数 1】

[0190]
$$p = m_a \cdot M_x + m_b \cdot M_y + m_c \cdot M_z$$

[0191] M_x 、 M_y 、 M_z 使用各自的最大值和最小值, 也可以归一化为 $0 \sim 1$ 。评价价值 p 越大运动噪声的可能性越高。运动噪声检测部 3003 在运动噪声判定评价价值 p 为阈值以上的情况下, 判定为 (有运动噪声), 在为阈值以下的情况下, 判定为 (没有运动噪声), 并将判定结果输出至技巧判定部 3004。

[0192] (4) 体表压迫度检测的处理

[0193] 在图 6 的步骤 S1003 中,压迫检测部 3002 判定超声波探头 1001 是否正在压迫被检测体的体表。若在取得超声波图像时被检测体的体表正在被超声波探头 1001 压迫,则存在被检测体中的新生血管被压迫,在超声波图像中不出现炎症反应的可能性。因此,在被检测体的体表正在被超声波探头 1001 压迫的情况下所取得的超声波图像不适合作为风湿疾病的评价对象图像,从评价对象中除去。

[0194] 步骤 S1003 中的具体的判定基于以下情况进行:在 B 模式图像信号中,在被检测体的体表和超声波探头 1001 的表面之间,是否存在表示满足规定的基准的大小的超声波凝胶介质层的图像部分。

[0195] 图 15 是说明体表压迫度检测的处理的图。判定在位于 B 模式图像 301 的上端边缘部分的超声波探头 1001 和表示被检测体体表的皮肤的图像部分 3 之间,是否存在表示超声波凝胶介质层的图像部分 7(斜线部分)。表示超声波凝胶介质层的图像部分 7 由于成为表示纯黑的低亮度且低方差,因此根据在 B 模式图像 301 的上端边缘部分是否存在低亮度且低方差区域,能够判定是否存在表示超声波凝胶介质层的图像部分 7。因此,如图 15 所示,在 B 模式图像 301 的上端边缘部分邻近的预定的范围中设定矩形形状的凝胶判定区域 307,对凝胶判定区域 307 内的像素的亮度的平均和方差进行计算,与阈值进行比较。作为位于上端边缘的矩形区域的凝胶判定区域 307 的范围 Y7 优选为设定为例如距离上端部 3 ~ 5 毫米的范围。有时在 B 模式图像 301 的上端部由于超声波探头 1001 内的超声波的多重反射而具有亮度。能够通过除去距离上端部不到 3 毫米的范围从而避免多重反射的影响,并且能够更准确地判定表示超声波凝胶介质层的图像部分 7 的存在与否。

[0196] 图 16 是体表压迫检测处理的流程图。

[0197] 在步骤 S4001 中,压迫检测部 3002 计算 B 模式图像中的凝胶判定区域 307 的亮度的平均值和方差。根据方差,提取超声波凝胶介质层的亮度分布均匀那样的特征。

[0198] 接着,在步骤 S4002 中,计算凝胶判定的评价值,与阈值进行比较。若将凝胶判定区域 307 的亮度的平均值设为 G_x ,将方差设为 G_y ,将 g_d 、 g_e 设为常数,则凝胶判定评价值 q 被通过 [数 2] 而赋予。

[0199] 【数 2】

$$[0200] \quad q = g_a \cdot G_x + g_b \cdot G_y$$

[0201] 评价值 q 越小,存在超声波凝胶介质层的可能性越高。若凝胶判定评价值 q 为阈值以下,则由于存在一定的超声波凝胶介质层,因此压迫检测部 3002 判定为(没有压迫)(步骤 S4003)。另一方面,若为阈值以上,则由于不存在一定的超声波凝胶介质层而判定为(有压迫)(步骤 S4004),将判定结果输出至技巧判定部 3004。

[0202] (5) 关于评价对象的判定

[0203] 技巧判定部 3004 在图 6 的步骤 S1001 的判定结果为(有关节)、步骤 S1002 的判定结果为(没有运动噪声)、步骤 S1003 的判定结果为(没有压迫)的情况下,判定为对象帧的图像是在适当的技巧下被得到的图像,并将(执行定量化)输出至形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B。一并将表示评价值为最大的关节检测窗 302 的位置的信息输出至形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B。另一方面,在步骤 S1001 的判定结果为(没有关节)、步骤 S1002 的判定结果为(有运动噪声)、步骤 S1003 的判定结果为(有压迫)的其中一

个的情况下,技巧判定部 3004 判定为对象帧的图像不是在适当的技巧下被得到的图像,将(中止量化)输出至形态量化部 2003A 和炎症量化部 2003B,结束处理。

[0204] 由此,技巧判定部 3004 能够更准确地判定对象帧的超声波图像信号是否是在适当的技巧下被得到的图像,能够更加准确地选择用于计算疾病分数的评价对象帧。

[0205] (6) 肿胀分数 (GS) 的计算

[0206] 在图 6 的步骤 S1004 中,疾病分数计算部 2003 计算疾病分数。图 17 是疾病分数计算处理的流程图。

[0207] 形态量化部 2003A 根据 B 模式图像的关节腔的大小 / 亮度 / 骨侵蚀的程度而计算疾病分数 (肿胀分数)。

[0208] i) 关节腔的大小 / 亮度的计算

[0209] 首先,形态量化部 2003A 基于表示评价值为最大的关节检测窗 302 的位置的信息,确定表示关节部位的 B 模式图像 301 的部分 (S5001),从关节检测窗 302 内的 B 模式图像的部分中检测表示骨的图像部分 (S5002)。

[0210] 图 18 是说明了检测表示骨的图像部分 1、2 的处理的示意图。如上所述,骨是相对硬的组织,因此,在超声波图像上也被以高亮度绘制。超声波的大部分在骨表面被反射,因此,骨的内部没有被描绘而仅以高亮度描绘相当于骨表面的骨皮质的部分。

[0211] 表示骨的图像部分 1、2 存在于比关节检测窗 302 的垂直中心位置 308 更下方的关节检测窗 302 内。因此,将比关节检测窗 302 的垂直中心位置 308 更下方的区域 302A 内的 B 模式图像的部分设为搜索范围。将以关节检测窗 302 的垂直中心位置 308 为起点朝向下方的方向设为搜索方向 309 (图中箭头方向),检测搜索方向 309 的亮度变化 (S5002)。通过在检测亮度从低亮度成为高亮度的方向上进行搜索处理,从而能够降低边界的误检测。B 模式图像 301 中,表示骨的图像部分 1、2 为高亮度,因此使用动态轮廓模型 (SNAKES) 等,能够对表示骨的图像部分 1、2 和周围的图像部分的边界 1A、2A 进行检测。此时,如图 18 所示,所检测到的由亮度变化表示的边界 1B、2B 在搜索方向 309 上急剧地变化,且搜索方向 309 上的边界位置的变化在与搜索方向 309 垂直的方向上平稳地变化的情况下,能够确定为该边界 1B、2B 是表示骨的图像部分 1、2 的边界 1A、2A。

[0212] 接着,形态量化部 2003A 检测表示关节囊的边界的图像部分。

[0213] 图 19 是说明了检测表示关节囊的边界的图像部分 5 的处理的示意图。在关节检测窗 302 内的表示骨的图像部分 1、2 的上方,存在表示关节囊的图像部分 5。因此,关节检测窗 302 中,将位于比表示骨的图像部分 1、2 更上方的区域内的 B 模式图像的部分设为搜索范围。在此,也能够通过在检测亮度从低亮度成为高亮度的方向上进行搜索处理,从而降低边界的误检测。将以关节检测窗 302 的表示骨的图像部分 1、2 和周围的图像部分的边界 1A、2A 为起点朝向上方的方向设为搜索方向 309 (图中箭头方向),检测搜索方向 309 上的亮度变化 (S5003)。B 模式图像 301 中,位于表示关节囊的图像部分 5 上部的表示脂肪层或肌肉层的图像部分的亮度比表示关节腔的图像部分 6 亮度更高,使用动态轮廓模型 (SNAKES) 等,能够对表示关节囊的图像部分 5 和表示关节腔的图像部分 6 的边界 5A 进行检测。此时,如图 19 所示,所检测到的边界 5A 在搜索方向 309 上急剧地变化,且搜索方向 309 上的边界位置的变化在与搜索方向 309 垂直的方向上平稳地变化的情况下,能够确定为该边界 5A 是表示关节囊的图像部分 5。此外,也可以通过基于亮度值的相似度的区域扩张法

等的图像处理,确定图像部分 5。

[0214] 接着,形态定量化部 2003A 计算表示关节腔的图像部分 6 的大小 (S5004)。在表示关节腔的图像部分 6 较大的情况下,能够评价为疾病的程度较高。表示关节腔的图像部分 6 的大小能够作为骨的边界 1A、2A 和表示关节囊的图像部分 5 (5A) 的垂直方向的距离或面积而进行计算。计算沿着与搜索方向 309 垂直的方向的平均值以及最大值。

[0215] 接着,形态定量化部 2003A 对表示关节腔的图像部分 6 的平均亮度进行计算 (S5005)。在表示关节腔的图像部分 6 的平均亮度较低的情况下,能够评价为疾病的程度较高。表示关节腔的图像部分 6 的平均亮度能够通过表示关节腔的图像部分 6 中包含的各像素示出的亮度进行平均而计算出,所述图像部分 6 由骨的边界 1A、2A 和表示关节囊的图像部分 5 (5A) 包围。表示关节腔的图像部分 6 是指在图 19 中由表示关节腔的图像部分 6 的外周边缘 6A 包围的范围。此外,也可以代替计算平均亮度,而计算表示关节腔的图像部分 6 中的亮度的中值。

[0216] ii) 骨侵蚀的程度的计算

[0217] 接着,形态定量化部 2003A 计算骨侵蚀 7 的程度 (S5006)。在骨侵蚀 7 的程度较高的情况下,能够评价为疾病的程度较高。

[0218] 图 20 是说明了检测骨侵蚀 7 的程度的处理的示意图。骨侵蚀 7 的程度能够根据与表示关节腔的图像部分 6 之间的骨 1、2 的边界 1A、2A 的平滑度而进行评价。具体而言,如图 20 所示,从边界 1A、2A 的最深部起向左右分开在沿着边界 1A、2A 的搜索方向 309 上进行搜索处理,从而进行评价。计算边界 1A、2A 的拟合函数而根据拟合误差来评价平滑度。

[0219] 图 21 是示出了正常的骨表面的边界上的拟合的一例的示意图,图 22 是示出了骨侵蚀的骨表面的边界上的拟合的一例的示意图。分别示出了表示骨边界的图像 1A 和其拟合曲线 310 的一例。在图 22 所示的骨侵蚀的骨表面的边界,与图 21 所示的正常的骨表面的边界相比,拟合误差 310A 变大,能够通过沿着拟合曲线 310 累积拟合误差 310A 从而评价骨侵蚀的程度。另外,用于拟合的函数是任意的,但是优选为以不与骨侵蚀的部分拟合的方式来进行阶数的选择。

[0220] 此外,也可以设为以下结构:代替骨边界,对骨边界进行一阶微分或者二阶微分,对在沿着该骨表面的方向上的变化进行检测,从而检测骨表面的平滑度。能够排除骨表面的个体间的形状变化的影响,关于骨表面的平滑度进行评价。

[0221] iii) 肿胀分数的计算

[0222] 接着,形态定量化部 2003A 计算作为疾病分数之一的肿胀分数 (S5007)。若将表示关节腔的图像部分 6 的大小设为 GSx,将表示关节腔的图像部分 6 的亮度设为 GSy,将骨侵蚀的程度设为 GSz,将 GSa、GSb、GSc 设为常数,则肿胀分数被通过 [数 3] 而赋予。

[0223] 【数 3】

[0224]
$$GS = gsa \cdot GSx + gsb \cdot GSy + gsc \cdot GSz$$

[0225] 根据发明者们的研讨,使用与疾病的进展有较高的关联性的 3 个参数 GSx、GSy、GSz 进行了线性组合的肿胀分数 (GS),从而能够更准确地评价疾病的程度。GSx、GSy、GSz 可以使用各自的最大值和最小值,归一化为 0 ~ 1。然后,如上所述,形态定量化部 2003A 将肿胀分数输出至存储器 1005,存储器 1005 对其进行存储 (步骤 S1004)。形态定量化部 2003A 将示出用于表示关节腔的图像部分 6 的位置信息输出至炎症定量化部 2003B。

[0226] 通过上述结构,根据评价对象帧的 B 模式图像信号中的对象图像部分的信号,能够按每个评价对象帧计算将疾病的程度量化后的疾病分数,能够提高评价的客观性。

[0227] (7) 炎症分数 (PD) 的计算

[0228] 在图 17 中,炎症量化部 2003B 将来自形态量化部 2003A 的示出用于表示关节腔的图像部分 6 的位置信息作为输入,基于多普勒模式图像信号而计算疾病分数之一的炎症分数 (S5008)。

[0229] 在 S5005 中,基于形态量化部 2003A 确定了表示关节腔的图像部分 6 的范围,炎症量化部 2003B 将表示关节腔的图像部分 6 设定为关心区域 (ROI:Region of Interest,兴趣区域)。然后,对关心区域占据的面积 (PDy) 进行计算。进而,炎症量化部 2003B 计算在作为关心区域的表示关节腔的图像部分 6 中包含的各像素中被检测到多普勒信号的像素占据的面积 (PDx)。在像素中是否被检测到多普勒信号的判定能够基于是否被检测到超过规定的阈值的多普勒信号而适宜地进行设定。炎症分数作为对面积 (PDx) 除以面积 (PDy) 的值而被通过 [数 4] 而赋予。

[0230] 【数 4】

$$[0231] \quad PD = \frac{PDx}{PDy}$$

[0232] 此时,也可以是如下结构:将包含表示关节腔的图像部分 6 的至少一部分的例如矩形形状的固定尺寸的图像部分设为关心区域,根据骨的检测结果而进行设定,对该关心区域的面积 (PDy) 和关心区域中的多普勒信号占据的面积 (PDx) 进行计算。该情况下,面积 (PDy) 成为固定值。

[0233] 根据发明者们的研讨,使用基于是否检测出像素中的多普勒信号的炎症分数 (PD),能够更有效且更准确地评价疾病的程度。如上所述,炎症量化部 2003B 将炎症分数输出至存储器 1005,存储器 1005 对其进行存储 (步骤 S1004)。

[0234] 通过上述结构,根据评价对象帧的 B 模式图像信号和多普勒模式图像信号中的对象图像部分的信号,能够按每个评价对象帧而对量化了疾病的程度的疾病分数进行计算,能够提高评价的客观性。

[0235] (8) 关于疾病分数的选择、所选择的疾病分数的显示以及保存

[0236] 如上所述,在图 6 的步骤 S1005 中,选择部 2004 将存储器 1005 所存储的疾病分数 (肿胀分数、炎症分数) 作为输入,基于规定的数值处理,对肿胀分数和炎症分数分别选择 1 个以上的最佳的疾病分数。在本实施方式中,选择部 2004 设为选择存储器 1005 所存储的疾病分数的最大值作为最佳的疾病分数的结构。

[0237] 可是,也可以设为将表示疾病的程度平均的状态的疾病分数的平均值、或者表示疾病的程度居中的状态的疾病分数的中值选择作为最佳的疾病分数的结构。此外,所选择的疾病分数也可以是与从多个疾病分数的最大值、平均值、以及中值中选择的至少 1 个相同的疾病分数、或者与该数值最近的疾病分数的其中一个。由此,能够基于医生或医院的检查方针、疾病的状态、被检测者的特性等各种条件,适宜地设定基于用于选择最佳的疾病分数的规定的数值处理的选择基准。

[0238] 此外,也可以设为具有多个基于规定的数值处理的选择基准,并选择来进行检查

的结构。能够基于疾病的状态、被检验者的特性等各种条件来选择选择基准从而进行检查。该情况下,优选设为在检查中用于疾病分数的选择的选择基准被输出至存储器 1005 并进行存储的结构。

[0239] 此外,如上所述,基于规定的数值处理而选择了的最佳的疾病分数被输出至存储器 1005 并进行存储。此时,进而,也可以设为用于疾病分数的选择的数值处理或者基于该数值处理的选择基准也被输出至存储器 1005 并进行存储的结构。通过所涉及的结构,能够使用与在过去计算出的疾病分数相同的选择基准,进行疾病分数的选择,并且在定期检查等的进展观察时与过去的评价结果的比较变得容易。

[0240] 另外,在对疾病分数进行校正的情况下,通过操作单元 1009 取得操作者的校正信息,存储到存储器 1005。在关节囊或多普勒信号被进行了校正的情况下,在形态量化部 2003A 和炎症量化部 2003B 中,基于校正信息而重新计算疾病分数。

[0241] 2. 超声波诊断装置 1100 的显示画面

[0242] (1) 操作画面

[0243] 接着,说明超声波诊断装置 1100 的操作画面。

[0244] 下面,假设对超声波诊断装置 1100 的输入是对在显示器 1008 的显示画面上配置的触摸面板即操作单元 1009 的触摸操作,与显示画面所显示的图像一并进行说明。

[0245] 在检查之前,操作者对手指关节的检查顺序进行注册。图 23 是用于注册检查顺序的超声波诊断装置 1100 的操作输入画面。对表示关节位置的图标 201 进行了触摸的顺序作为对图标 201 表示的关节进行检查的检查顺序而被注册。在图标 201 内显示用于表示检查顺序的数字。此外,在想要改变初始设定的顺序的情况下,在图标 201 内显示了用于表示检查顺序的数字的状态下,进一步对图标 201 进行了触摸的顺序被更新注册为检查顺序。

[0246] 接着,说明对于 1 个手指关节的检查中的超声波诊断装置 1100 的操作画面。

[0247] 图 24 是测量开始前的显示画面。如图 24 所示,在显示画面内显示 B 模式图像显示框 101、多普勒模式图像显示框 102、肿胀分数显示框 103、炎症分数显示框 104、帧号码 106。此外,显示用于表示帧位置的滑块 107、检查中的被选择的肿胀分数的例如最大值显示框 109、检查中的被选择的炎症分数的例如最大值显示框 110、测量开始以及停止按钮 111、确定疾病分数并且前进至下一个关节的检查的下一个按钮 112。

[0248] 在该状态下,若操作者按压测量开始以及停止按钮 111,则开始图 6 的 S1001 中的测量,跳转至图 25 所示的测量中的显示画面,并显示消息 113。然后,在 B 模式图像显示框 101 中实时地显示所取得的 B 模式图像,在多普勒模式图像显示框 102 中实时地显示所取得的多普勒模式图像。此外,在各图像中,诊断装置检测出的关节囊边界 105 被重叠显示。

[0249] 在 S1001 中判定为图像中不包含关节部位的情况下,如图 26 所示,显示在图像中不包含关节部位的警告消息 113。此外,在 S1002 中判定为多普勒模式图像是由运动噪声引起的图像的情况下、或在 S1003 中判定为超声波探头 1001 正在压迫被检测体体表的情况下,都不计算疾病分数,而是如图 27、图 28 所示,显示警告消息 113。

[0250] 然后,若在操作者对超声波探头 1001 进行了移动的结果捕捉到疾病进展的关节断面,则如图 29 所示,显示用于表示测量出的疾病分数的显示画面。具体而言,在多普勒模式图像上显示表示存在血流的区域的多普勒信号存在区域 114,作为最佳的疾病分数的一例,更新肿胀分数的最大值和炎症分数的最大值。此外,分别显示用于表示各疾病分数(最

大肿胀分数和最大炎症分数)成为最大的帧的图标 108。进而,在 S1004 中计算疾病分数,在肿胀分数显示框 103 中显示肿胀分数,在炎症分数显示框 104 中显示炎症分数。进而,在 S1005 中,选择最大疾病分数作为最佳的疾病分数的一例,在肿胀分数的最大值显示框 109 中显示肿胀分数的最大值,在检查中的炎症分数的最大值显示框 110 中显示炎症分数的最大值。

[0251] 在该状态下,若操作者按压测量开始以及停止按钮 111 则停止测量,如图 30 所示,显示用于表示测量完成的显示画面。进而,通过 S1006,显示关于肿胀分数和炎症分数的最大疾病分数、各疾病分数为最大的帧的超声波图像、表示进行了检查的最终帧的图标图像 116。

[0252] 若触摸表示最终帧的图标 116,则显示最终帧。由此,检查中,在通过诊断装置而新取得违反操作者的意思的不适当的帧,并且选择为评价对象帧的情况下,操作者能够变更用于评价的帧。此外,显示疾病分数的校正按钮 115,操作者在没有得到适当的疾病分数的情况下,可以通过按下疾病分数的校正按钮 115 从而对测量结果进行校正。此外,在多普勒信号存在区域 114 不是对因炎症产生的血流,而是对血管捕捉的区域的情况下,可以删除多普勒信号存在区域 114。在没有校正的需要的情况下,若按压下一个按钮 112 则跳转至下一个关节的测量。

[0253] 图 31 是校正操作中的显示画面。若有想要删除的多普勒信号存在区域 114,则操作者用指 117 对该区域进行触摸。由此,如图 32 所示,从多普勒模式图像中删除该多普勒信号存在区域 114,显示用于表示删除的图标 118,伴随删除而更新疾病分数。此外,虽然未图示,但是关节囊边界 105 也能够通过相同的方法进行校正,伴随校正而更新疾病分数。

[0254] 在 S1007 中,在关于 1 个手指关节中的全部的超声波图像完成了评价的情况下,通过操作者的操作而完成检查,如图 30 所示,显示用于表示测量完成的显示画面。或者,继续显示如图 30 所示的显示画面。关于相同的手指关节进行新的检查的情况下,返回至 S1001,显示如图 25 所示的显示画面。

[0255] (2) 检查结果的显示画面

[0256] 在关于全部的手指关节中的全部的超声波图像完成了评价的情况下,进行用于表示检查结果的显示。图 33 是示出了各手指关节中的检查结果的显示画面。如图 33 所示的显示画面可以在全部的手指关节的检查完成了后进行显示,也可以在每次按压了下一个按钮 112 后进行显示。

[0257] 在图 33 中,示出用于表示各手指关节的疾病分数的图标 202,即左侧的数字表示肿胀分数,右侧的数字表示炎症分数。也可以是表示疾病分数较高的关节的疾病分数的图标 202 被彩色显示等、被增强显示的结构。

[0258] 若对表示手指关节的疾病分数的图标 202 的 1 个进行触摸,则显示被计算出该手指关节中的疾病分数的最佳值的帧的超声波图像和示出了疾病分数的表示测量完成的显示画面(图 30)。

[0259] 若长按用于表示各手指关节的疾病分数的图标 202 之一,则如图 34 所示,显示对疾病分数进行了图形化显示的检查结果,所述疾病分数根据手指关节中的多个帧的超声波图像而计算出。图 34 是显示了超声波探头 1001 的每个倾斜角度的疾患分数的显示方法的一例。显示与疾病分数的角度相关的积分值和最大值 203、每个角度的肿胀分数 204、每个

角度的炎症分数 205。这样,通过按每个角度而保留记录,从而,在定期检查等的进展观察中,容易对根据在相同倾斜角度上取得的超声波图像计算出的疾病分数之间进行比较。

[0260] < 效果 >

[0261] 上面,如所说明那样,实施方式所涉及的超声波诊断装置 1100 是从经由超声波探头 1001 从被检测体所取得的多个帧的超声波图像信号中,选择 1 个以上的超声波图像信号的帧,并在显示器 1008 上进行显示的超声波诊断装置 1100,所述超声波检测装置的特征在于,具备控制电路 1010,该控制电路 1010 具备:超声波图像取得部 2001,取得多个帧的超声波图像信号;评价对象判定部 2002,分析多个帧的超声波图像信号,在各帧中包含用于表示关节部位的对象图像部分时,判定为该超声波图像信号的帧是评价对象帧;疾病分数计算部 2003,根据评价对象帧的超声波图像信号中的对象图像部分的超声波图像信号,对定量化了疾病的程度的疾病分数进行计算;选择部 2004,对所计算出的疾病分数,基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数;以及显示控制部 1006,使显示器 1008 对所选择出的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像进行显示。

[0262] 通过上述结构,在从多方向得到的超声波图像中,能够根据基于规定的数值处理而选择了的断面的超声波图像,评价疾病的程度。

[0263] 以往,存在如下的课题:根据从被检测体的哪个断面取得超声波图像而进行评价,评价结果依赖于检查者的技巧或主观。对此,通过上述结构,能够选择在适当的技巧下得到的超声波图像而客观地评价疾病的程度,因此,能够降低疾病评价中的评价结果的检测者依赖性。

[0264] < 其他的变形例 >

[0265] 上面,说明了各实施方式所涉及的超声波诊断装置。另外,本发明并不限于各实施方式,能够基于实施方案而适宜地进行变更。

[0266] 在上述实施方式中,设为了如下的结构:技巧判定部 3004 在图 6 的步骤 S1001 的判定结果为(有关节)、步骤 S1002 的判定结果为(没有运动噪声)、步骤 S1003 的判定结果为(没有压迫的)的情况下,判定为对象帧的图像是在适当的技巧下被得到的图像,将(执行定量化)输出至形态定量化部 2003A 和炎症定量化部 2003B。然后,在除此之外的情况下,技巧判定部 3004 设为了如下结构:判定为对象帧的图像不是在适当的技巧下被得到的图像,输出(中止定量化),结束处理。

[0267] 可是,也可以设为如下的结构:技巧判定部 3004 在步骤 S1001 的判定结果为(有关节囊)时,判定为对象帧的图像是在适当的技巧下被得到的图像。

[0268] 或者,技巧判定部 3004 也可以在步骤 S1001 的判定结果为(有关节囊),且进一步满足步骤 S1002 的判定结果为(没有压迫)或者步骤 S1003 的判定结果为(没有运动噪声的)的至少一个时,判定为是在适当的技巧下被得到的图像。

[0269] 由此,技巧判定部 3004 能够更简便地判定对象帧的超声波图像信号是否是在适当的技巧下被得到的图像,从而更加迅速地进行用于计算疾病分数的评价对象帧的选择。

[0270] 此外,在上述实施方式中,疾病分数设为了[数 3][数 4],但是只要是与风湿疾病关联的分数,则并不限于此。

[0271] 此外,在上述实施方式中,作为定量化了疾病的程度的疾病分数的一例,以风湿为例而说明了选择疾病分数并进行疾病的评价的方法。可是,能够使用本公开的方法的疾病

的种类不限于风湿,只要是根据超声波图像能够对疾病的程度进行定量化的疾病,则能够对其他疾病进行应用。例如,可以将本公开的方法用于根据超声波图像对器官内的肿瘤的大小或肿瘤内的新生血管的面积比进行量化,从而对癌症疾病的程度进行量化。

[0272] 在上述实施方式所涉及的超声波诊断装置 1100 中,设为了在超声波诊断装置 1100 内包含作为存储装置的存储器 1005 的结构,但是,存储装置不限于于此,也可以是半导体存储器、硬盘驱动器、光盘驱动器、磁存储装置等从外部连接到超声波诊断装置 1100 的结构。

[0273] 此外,设为了超声波探头 1001 以及显示器 1008 被从外部连接到超声波诊断装置 1100 的结构,但是,也可以设为在超声波诊断装置 1100 内一体地具备这些的结构。

[0274] 此外,也可以设为在超声波探头 1001 中设置例如角度传感器等的倾斜角度测定部件,测定超声波探头 1001 的倾斜角度,并与疾病分数一并记录到检查结果的结构。

[0275] 此外,在上述实施方式中,超声波探头示出了多个压电元件被排列在一维方向上的超声波探头结构。可是,超声波探头的结构不限于于此,也能够使用例如多个压电变换元件以 2 维的方式被排列的超声波探头。在使用了以 2 维的方式被排列的超声波探头的情况下,通过分别使对压电变换元件提供的电压的定时或电压的值变化,能够控制要发送的超声波束的照射位置或照射方向。

[0276] 此外,超声波探头也可以包含发送接收处理部的一部分的功能。例如,能够采用如下的结构:基于用于生成从发送接收处理部被输出的发送电信号的控制信号,在超声波探头内生成发送电信号,并将该发送电信号变换为超声波。一并将所接收到的反射超声波变换为接收电信号,在超声波探头内基于接收电信号而生成接收信号。

[0277] 此外,各实施方式所涉及的超声波诊断装置中包含的各处理部,典型的是作为集成电路即 LSI 而被实现。这些处理部也可以单独地作为 1 个芯片,也可以包含一部分或者全部而作为 1 个芯片。

[0278] 此外,在实施方式中,说明了各块由独立的硬件构成。可是,构成超声波诊断装置各块不一定必须由独立的硬件而构成,也可以是例如,通过将各块根据需要设为一体的 CPU 以及软件,实现其功能的结构。

[0279] 此外,超声波诊断装置各功能块能够将各个的功能块的一部分或者全部的功能典型地以集成电路即 LSI 实现。这些功能块也可以独自地作为 1 个芯片,也可以包含一部分或者全部作为 1 个芯片。另外,LSI 根据集成度的不同,有时也称为 IC、系统 LSI、Super LSI、Ultra LSI。

[0280] 另外,集成电路化的方法不限于 LSI,也可以通过专用电路或者通用处理器来实现。也可以利用在 LSI 制造后能够进行编程的 FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、或能够对 LSI 内部的电路单元的连接或设定进行再次构成的可重构处理器(ReConfigurable Processor)。

[0281] 进而,如果由于半导体技术的进步或者衍生的其他技术而出现置换 LSI 的集成电路化的技术,当然也可以使用该技术进行功能块的集成化。

[0282] 此外,也可以通过 CPU 等的处理器执行程序,从而实现各实施方式所涉及的、超声波诊断装置的功能的一部分或者全部。

[0283] 进而,本发明也可以是上述程序,也可以是记录了上述程序的非暂时性计算机可

读取的记录介质。此外,当然,上述程序能够经由互联网等的传送介质而流通。

[0284] 此外,方框图中的功能块的分割是一例,也可以将多个功能块作为 1 个功能块而实现,或者将 1 个功能块分割为多个,或者将一部分的功能转移到其他的功能块。此外,也可以单个硬件或者软件以并行或者时分的方式对具有类似的功能的多个功能块的功能进行处理。

[0285] 此外,上述的步骤被执行的顺序是为了具体地说明本发明而示例的顺序,也可以是上述以外的顺序。此外,上述步骤的一部分也可以与其他的步骤同时(并行)地执行。

[0286] 此外,也可以对各实施方式所涉及的超声波诊断装置、以及其变形例的功能之中至少一部分进行组合。

[0287] 进而,对本实施方式实施了在本领域技术人员能够想到的范围内的变更的各种变形例,也被包含于本发明。

[0288] 《总结》

[0289] 上面,如所说明那样,本实施方式所涉及的超声波诊断装置是从经由超声波探头从被检测体所取得的多个帧的超声波图像信号中选择 1 个以上的超声波图像信号的帧,并在显示器上进行显示的超声波诊断装置,所述超声波诊断装置的特征在于,所述超声波检测装置具备控制电路,该控制电路具备:超声波图像取得部,取得所述多个帧的超声波图像信号;评价对象判定部,分析所述多个帧的超声波图像信号,在各帧中包含用于表示关节部位的对象图像部分时,判定为该超声波图像信号的帧是评价对象帧;疾病分数计算部,根据所述评价对象帧的超声波图像信号中的所述对象图像部分的超声波图像信号,按每个所述评价对象帧对量化了疾病的程度的疾病分数进行计算;选择部,对所述计算出的疾病分数,基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数;以及显示控制部,使显示器对所述选择出的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像进行显示。

[0290] 通过所涉及的结构,在从多方向得到的超声波图像中,能够根据基于规定的数值处理而选择出断面的超声波图像,对疾病的程度进行评价,能够客观地对疾病的程度进行评价。因此,能够降低疾病评价中的评价结果的检测者依赖性。

[0291] 此外,在其他的方式中,也可以是如下的结构:所述评价对象判定部进一步,在根据所述多个帧的超声波图像信号,检测出在取得该信号时没有所述超声波探头对所述被检测体体表的压迫,且检测出所述超声波图像信号的帧中的多普勒信号不是由运动噪声引起的信号时,判定为所述超声波图像信号的帧是评价对象帧。

[0292] 通过所涉及的结构,能够更加正确地判定对象帧的超声波图像信号是否是在适当的技巧下被得到的图像,能够更加正确地进行用于计算疾病分数的评价对象帧的选择。

[0293] 此外,在其他的方式中,也可以是如下的结构:所述规定的数值处理是如下的处理:从所计算出的所述疾病分数中,选择与从(a)表示疾病进展最严重的状态的疾病分数的最大值、(b)表示疾病的程度平均的状态的疾病分数的平均值、或者(c)表示疾病的程度居中的状态的疾病分数的中值中被选择出的至少 1 个数值相同的疾病分数,或者选择与该数值最近的疾病分数。

[0294] 通过所涉及的结构,基于医生或医院的检查方针、疾病的状态、被检测者的特性等各种条件,能够对基于用于选择最佳的疾病分数的规定的数值处理的选择基准适宜地进行设定。

[0295] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:所述超声波图像信号包含 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号。

[0296] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:所述疾病是风湿。

[0297] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:还具备:所述超声波探头;以及角度检测部,计算所述超声波探头的倾斜角度,所述显示控制部使所述显示器对所述疾病分数以及与该疾病分数对应的超声波图像信号的帧被取得时的所述超声波探头的倾斜角度进行显示。

[0298] 通过所涉及的结构,通过按疾病分数的每个角度而保留记录,从而,容易对根据在相同倾斜角度上取得的超声波图像计算出的疾病分数之间进行比较。

[0299] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:还具备:存储装置,保存所述多个帧的超声波图像信号,所述选择部进一步将所述选择出的疾病分数保存到所述存储装置。

[0300] 通过所涉及的结构,在进展观察时,容易与根据在过去取得的超声波图像计算出的疾病分数进行比较。

[0301] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:所述对象图像部分的超声波图像信号是表示关节腔的图像部分的 B 模式图像信号,所述疾病分数计算部在将表示关节腔的图像部分的尺寸设为 GSx,将表示关节腔的图像部分的平均亮度设为 GSy,将骨侵蚀的程度设为 GSz,将 GSa、GSb、GSc 设为常数时,对通过 [数 3] 表示的 GS 进行计算。

[0302] 【数 3】

[0303] $GS = gsa \cdot GSx + gsb \cdot GSy + gsc \cdot GSz$

[0304] 通过所涉及的结构,根据评价对象帧的 B 模式图像信号中的对象图像部分的信号,能够按每个评价对象帧对定量化了疾病的程度的疾病分数进行计算,能够提高评价的客观性。

[0305] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:所述对象图像部分的超声波图像信号是表示关节腔的图像部分的 B 模式图像信号以及多普勒模式图像信号,所述疾病分数计算部在将占据表示关节腔的图像部分的一部分或者全部的关心区域的面积设为 PDy,将所述关心区域中包含的像素中被检测出多普勒信号的像素占据的面积设为 PDx 时,对通过 [数 4] 表示的 PD 进行计算。

[0306] 【数 4】

[0307] $PD = \frac{PDx}{PDy}$

[0308] 通过所涉及的结构,根据评价对象帧的 B 模式图像信号和多普勒模式图像信号中的对象图像部分的信号,能够按每个评价对象帧对定量化了疾病的程度的疾病分数进行计算,能够提高评价的客观性。

[0309] 此外,在其他方式中,也可以是如下的结构:所述存储装置中保存有在过去计算出的疾病分数以及基于所述规定的数值处理的选择基准,所述选择部参照所述过去的疾病分数,决定所述选择基准。

[0310] 通过所涉及的结构,能够使用与在过去计算出的疾病分数相同的选择基准,进行疾病分数的选择,在定期检查等的进展观察时与过去的评价结果的比较变得容易。

[0311] 此外,实施方式所涉及的超声波图像处理方法是从经由超声波探头从被检测体所取得的多个帧的超声波图像信号中选择 1 个以上的超声波图像信号的帧,并使显示器进行显示的超声波图像处理方法,所述超声波图像处理方法的特征在于,所述超声波图像处理方法具有:从保存了所述多个帧的超声波图像信号的存储装置读出所述多个帧的超声波图像信号的步骤;分析所述多个帧的超声波图像信号,在各帧中包含用于表示关节部位的对象图像部分时,判定为该超声波图像信号的帧是评价对象帧的判定步骤;根据所述评价对象帧的超声波图像信号中的所述对象图像部分的超声波图像信号,对量化了风湿的程度的疾病分数进行计算的步骤;对所述计算出的疾病分数,基于规定的数值处理而选择 1 个以上的疾病分数的选择步骤;以及使显示器对所述选择出的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像进行显示的步骤。此外,在其他方式中,也可以是一种计算机可读的非暂时性的记录介质,所述记录介质记录了使计算机执行上述超声波图像处理方法的程序。

[0312] 通过所涉及的结构,能够提供一种超声波图像处理方法,所述超声波图像处理方法能够在适当的技巧下得到的超声波图像,客观地评价疾病的程度,降低疾病评价中的评价结果的检测者依赖性。

[0313] 《补充》

[0314] 上面说明了的实施方式都是表示本发明的优选的具体例的实施方式。实施方式所示的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等是一例,并不限定本发明。此外,实施方式中的结构要素中,关于在表示本发明的最上位概念的独立权利要求中未记载的步骤,以构成更优选的方式的任意的结构要素而进行说明。

[0315] 此外,为了容易理解发明,上述各实施方式中列举出的各图的结构要素的比例尺存在与实际的比例尺不同的情况。此外,本发明不根据上述各实施方式的记载而被限定,在不脱离本发明的主旨的范围内能够适宜地进行变更。

[0316] 进而,在超声波诊断装置中,在基板上存在电路部件、引线等的构件,但是关于电气布线、电路,能够基于该技术领域中的通常的知识而对各种的方式进行实施,作为本发明的说明没有直接的关系,因此省略了说明。另外,上述示出了的各图是示意图,并不一定是严格地进行了图示的图。

[0317] 产业上的利用可能性

[0318] 根据本公开所涉及的超声波诊断装置以及超声波图像处理方法,通过设为上述结构,从而能够降低疾病评价中的评价结果的检测者依赖性。因此,在超声波诊断装置以及超声波图像处理方法中能够广泛地进行运用。

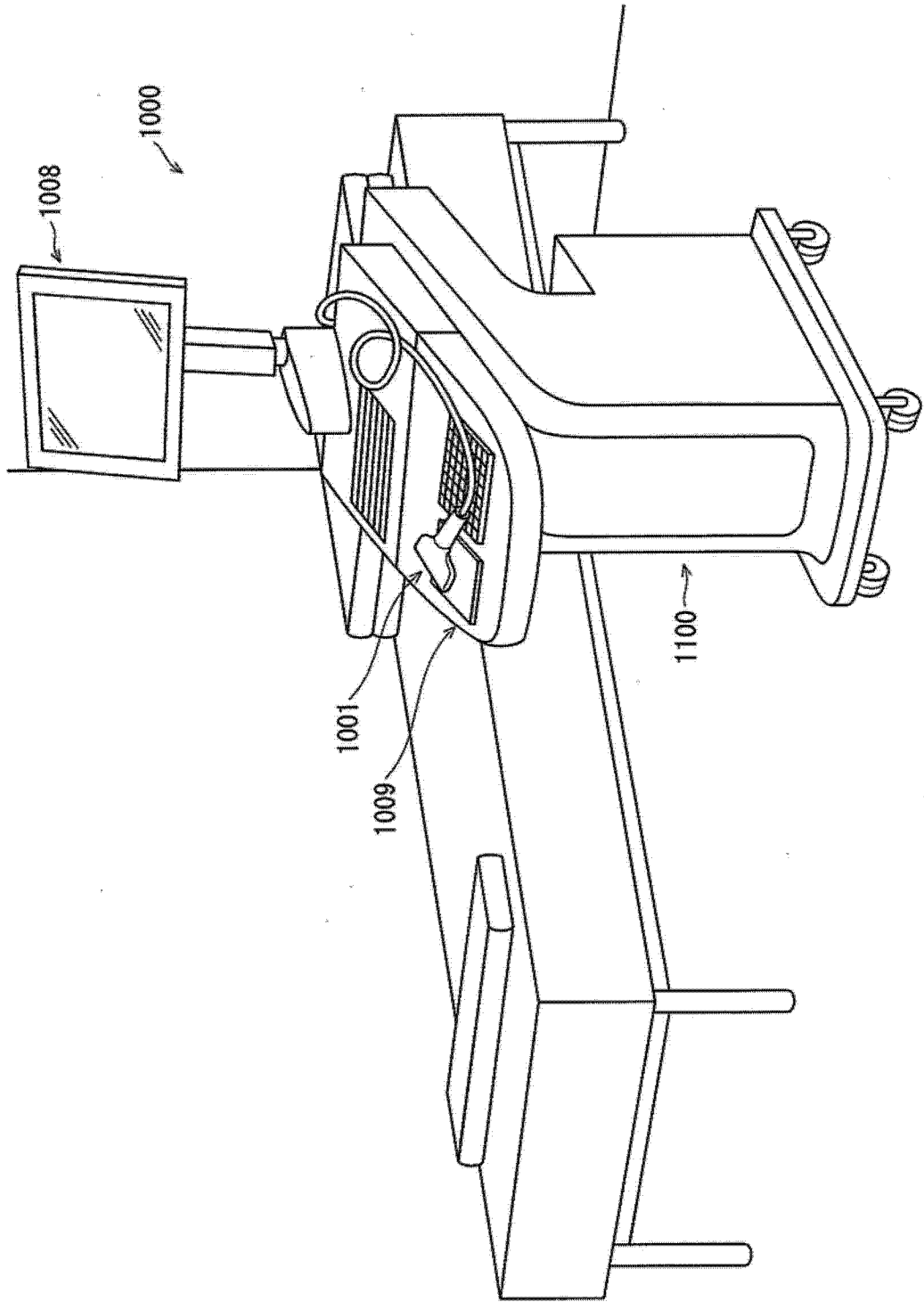


图 1

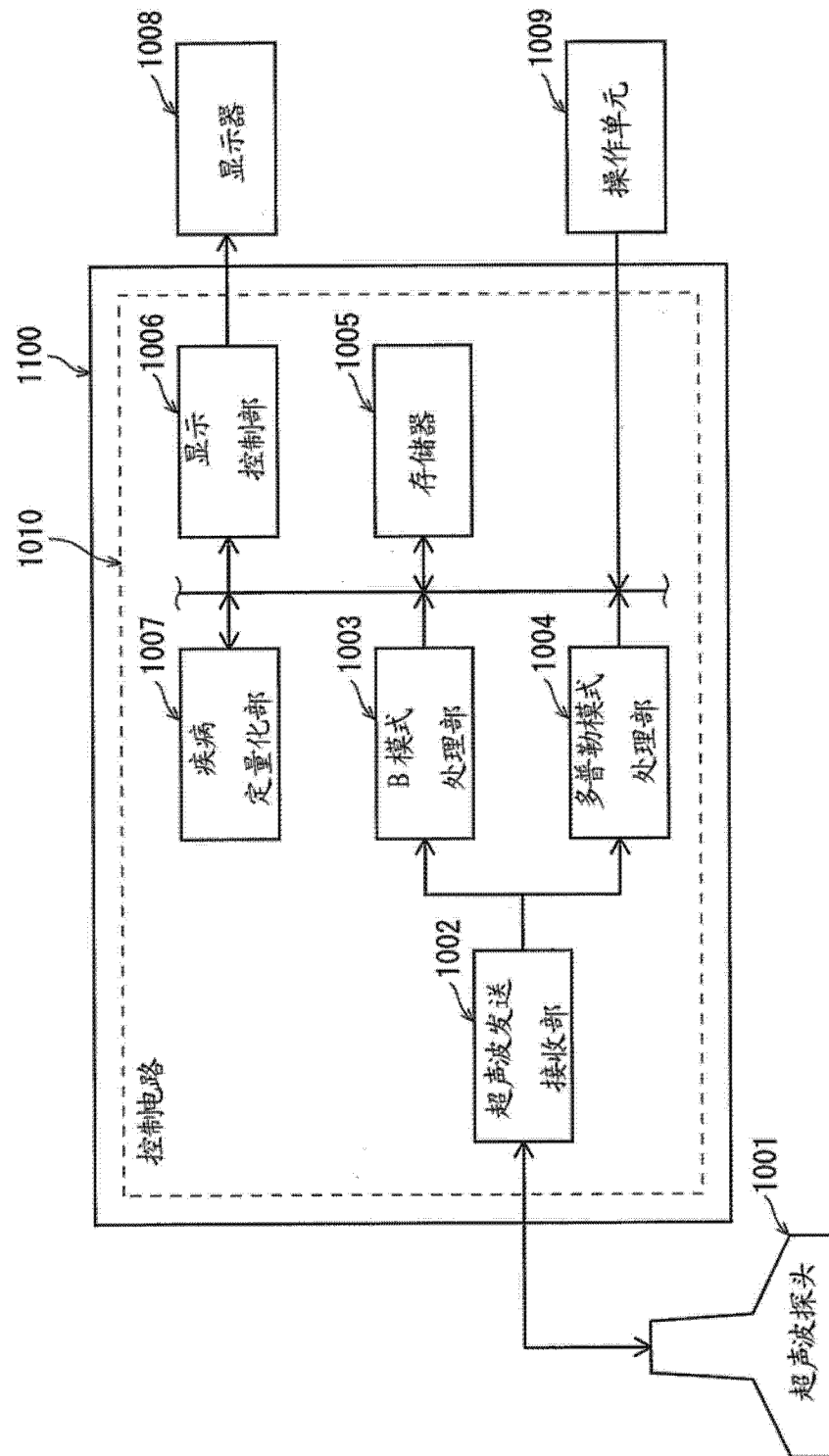


图 2

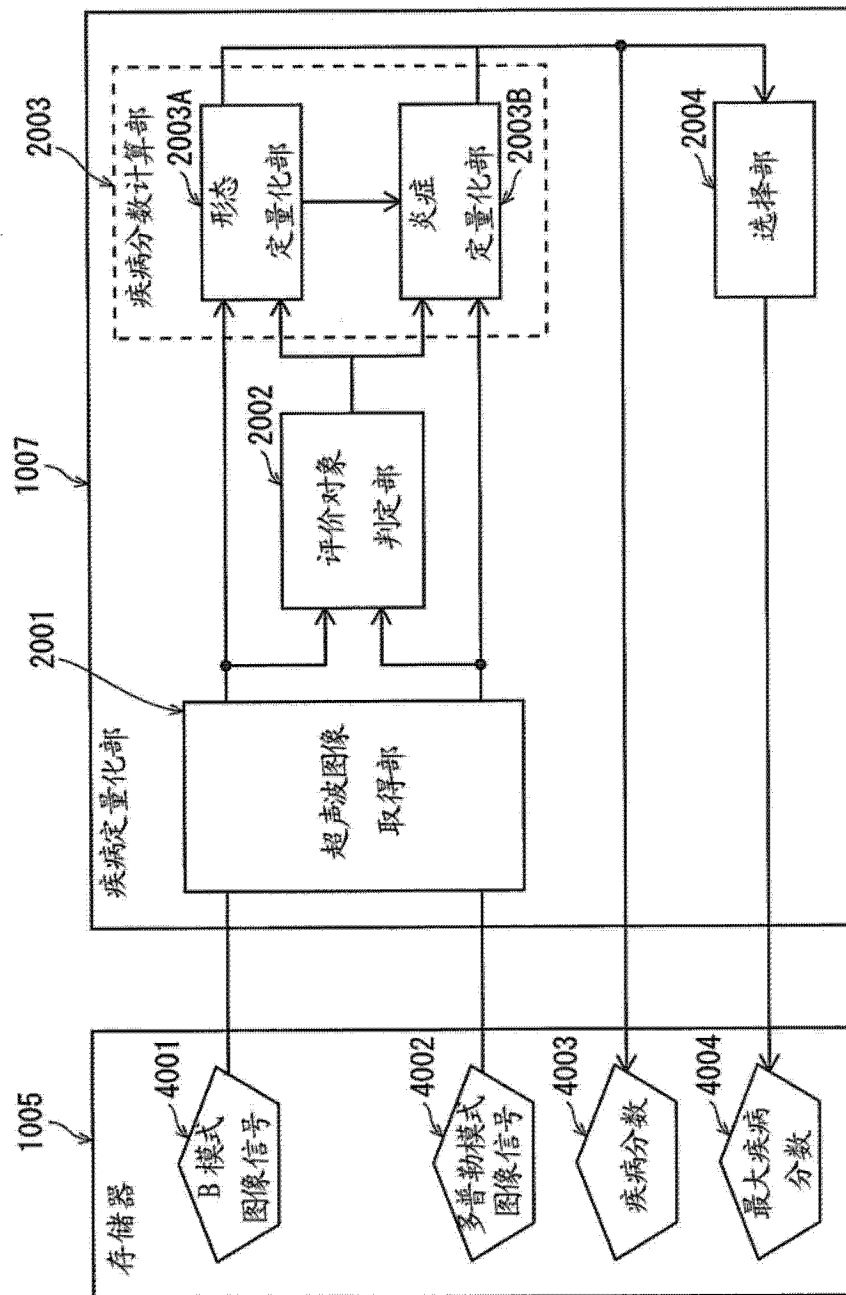


图 3

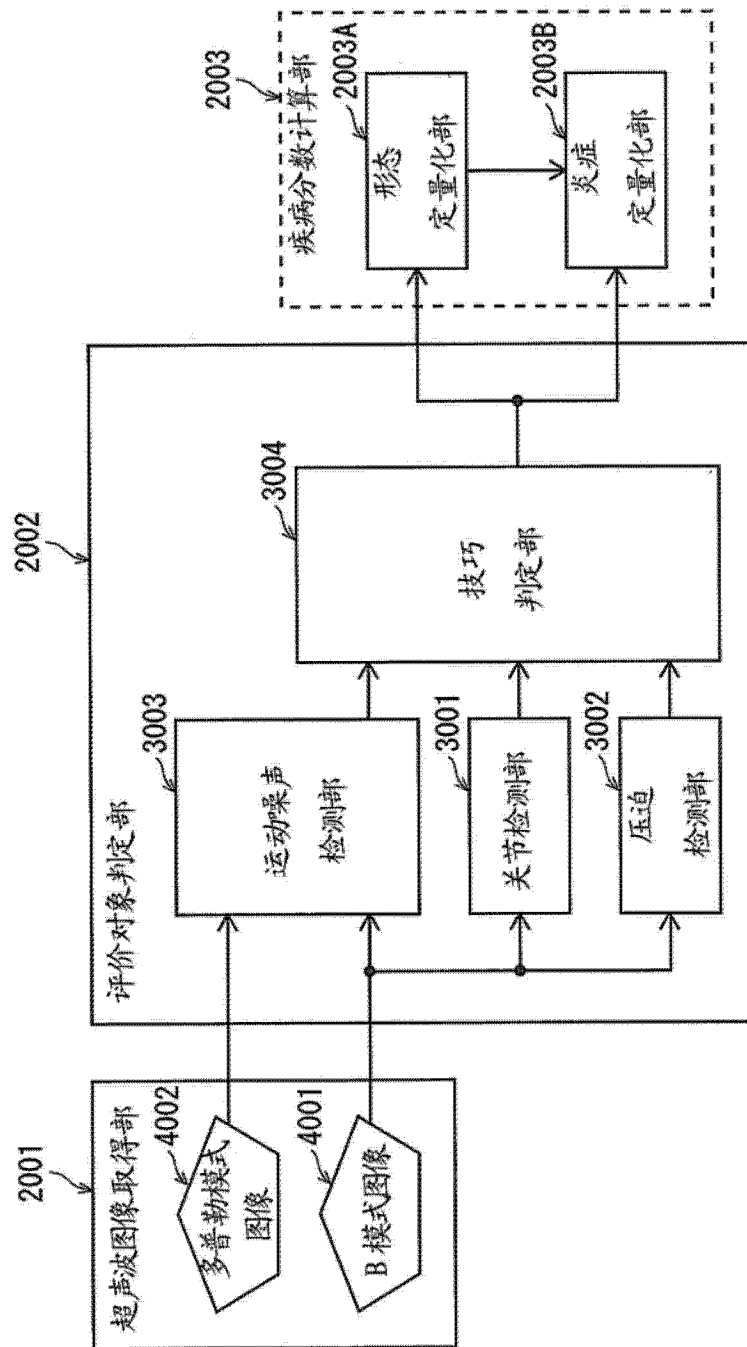


图 4

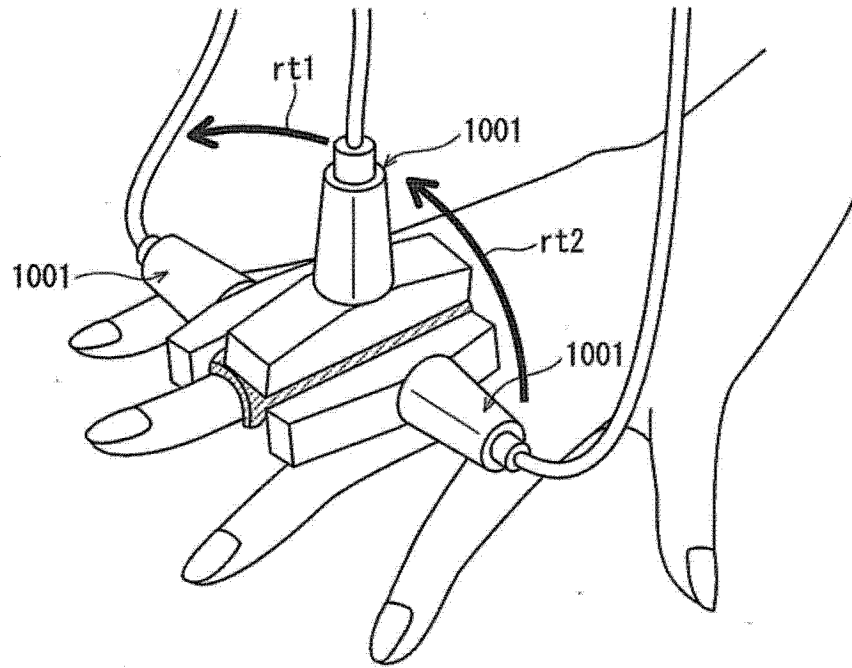


图 5

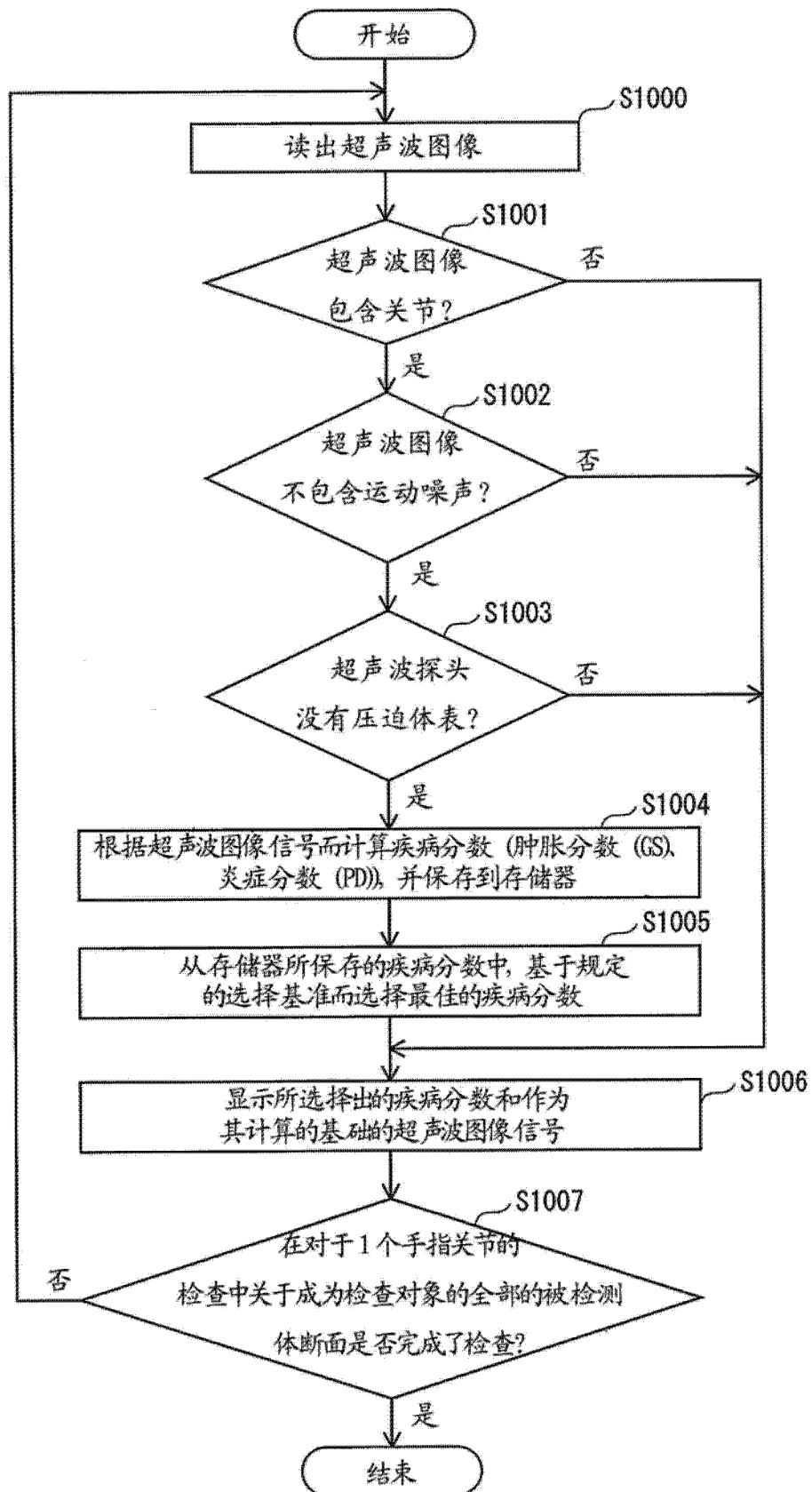


图6

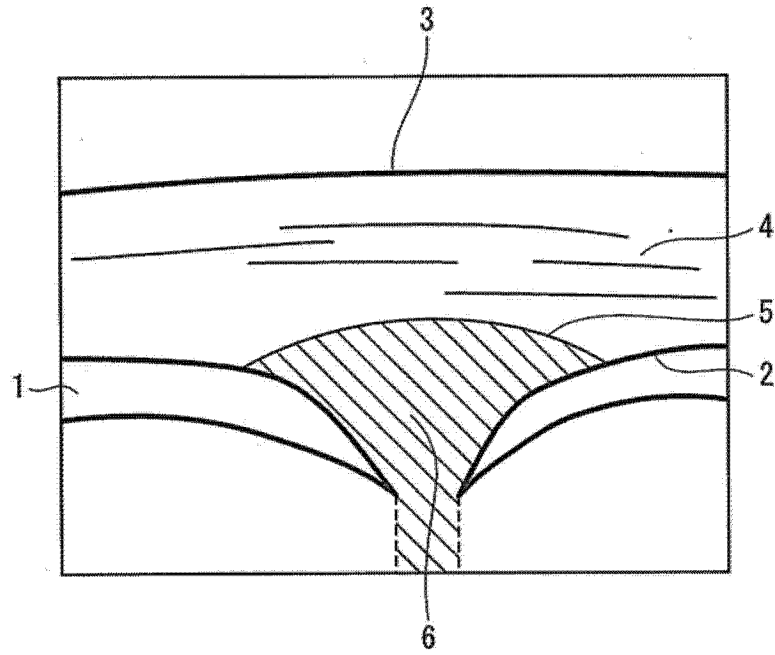


图 7

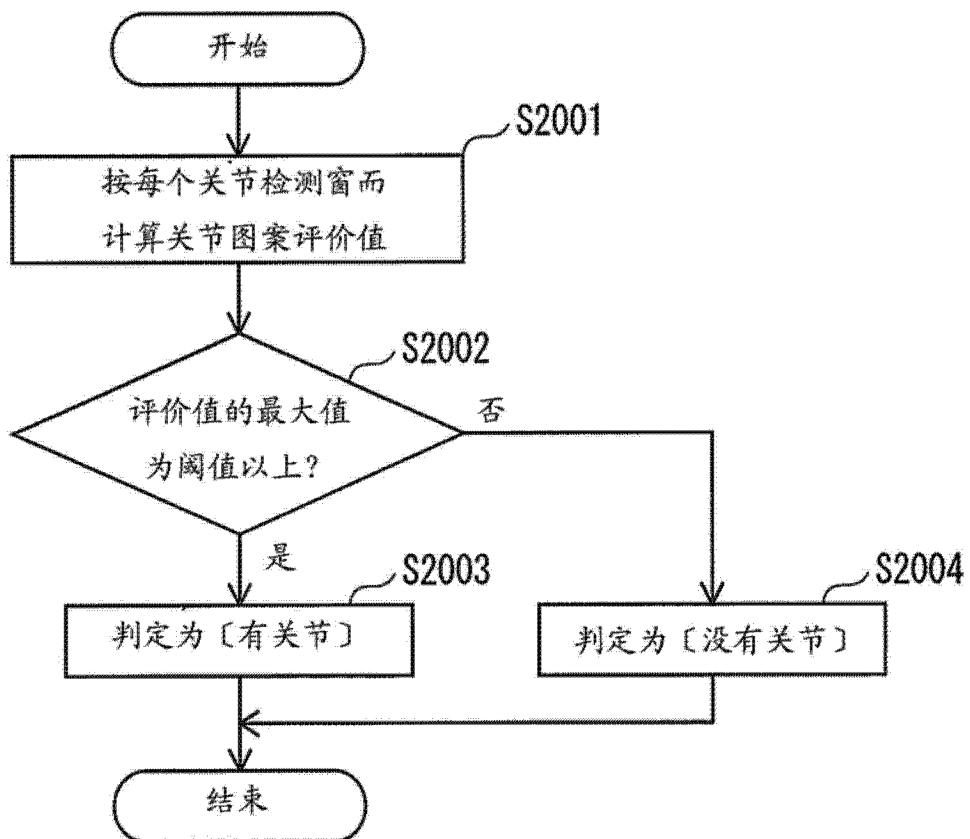


图 8

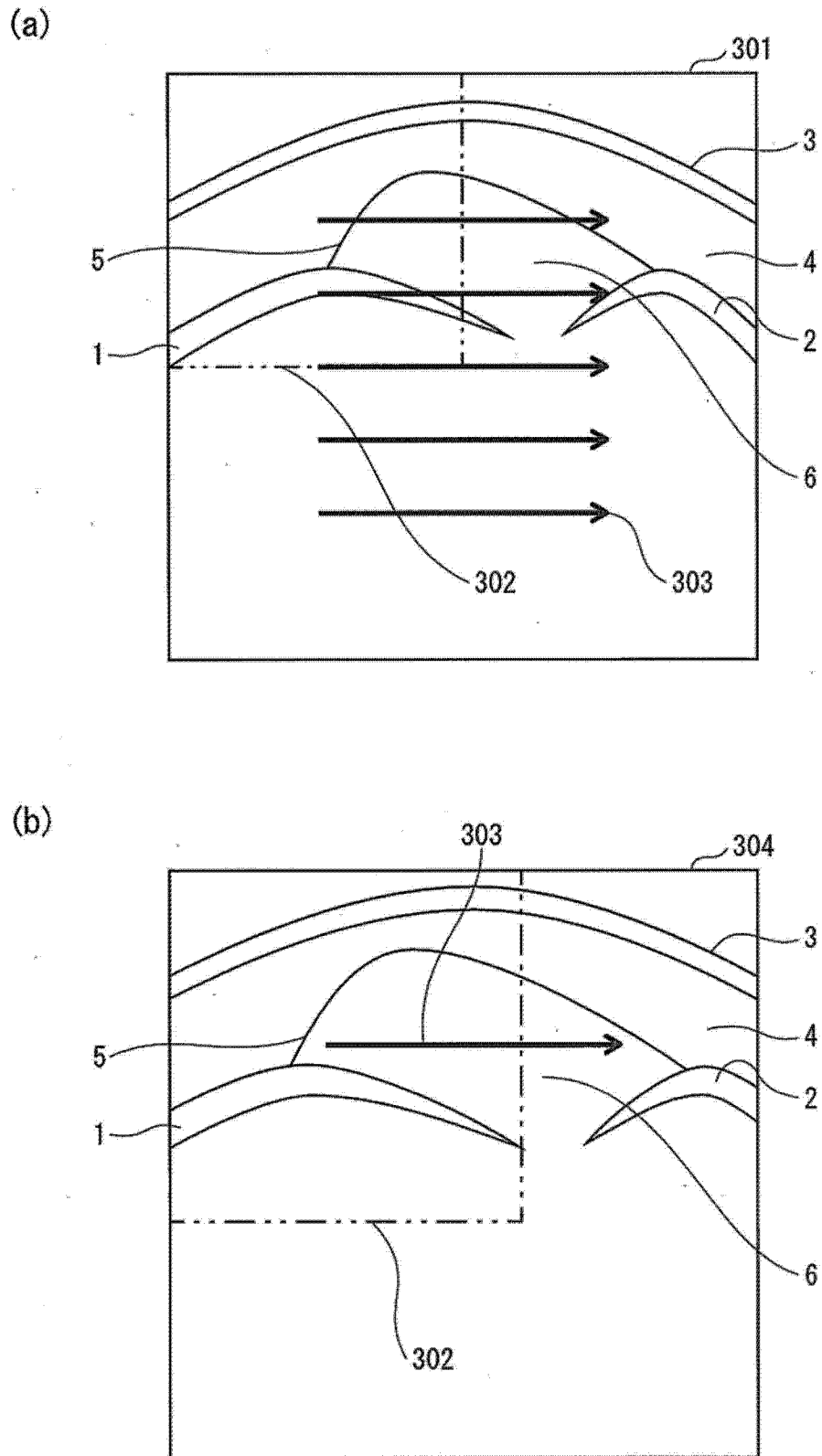


图 9

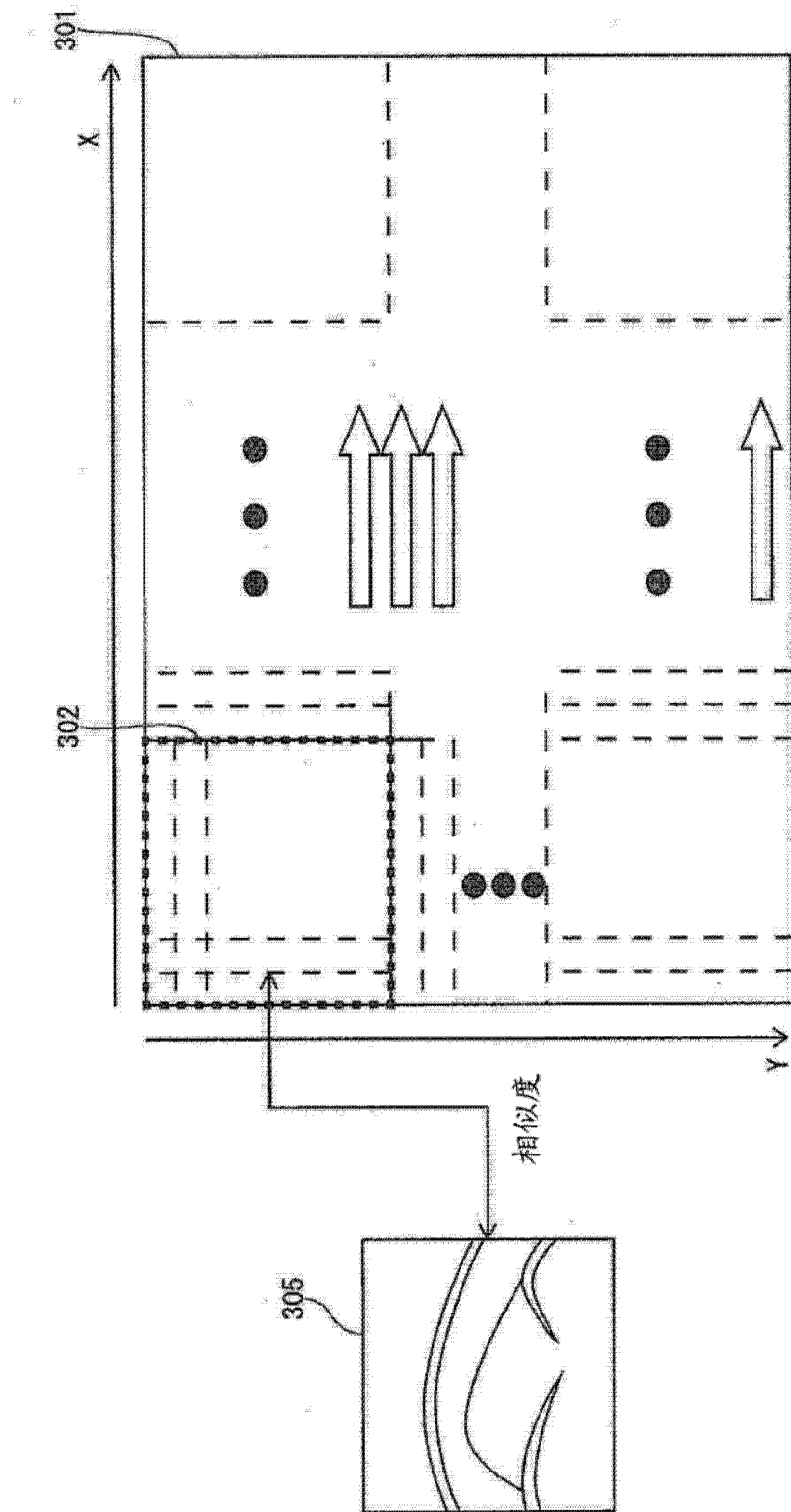


图 10

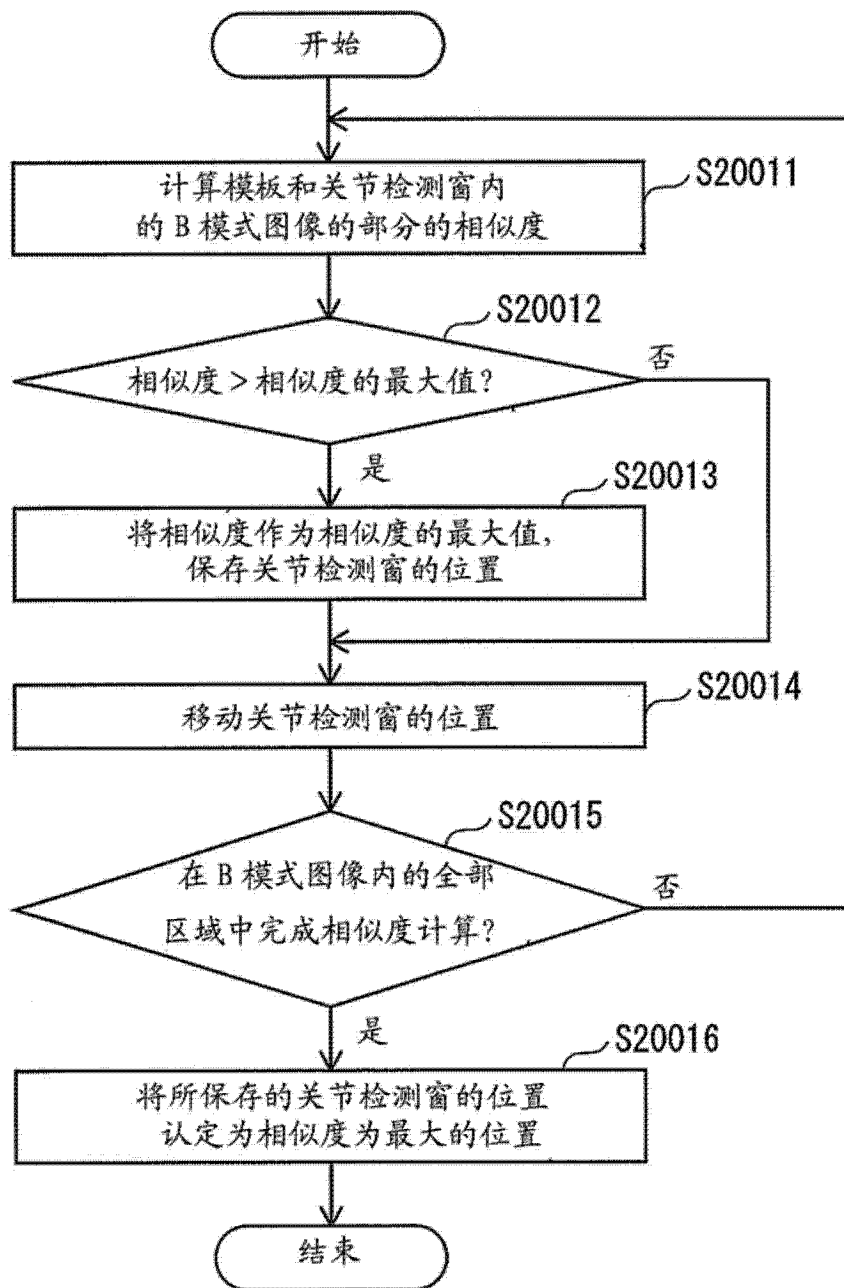


图 11

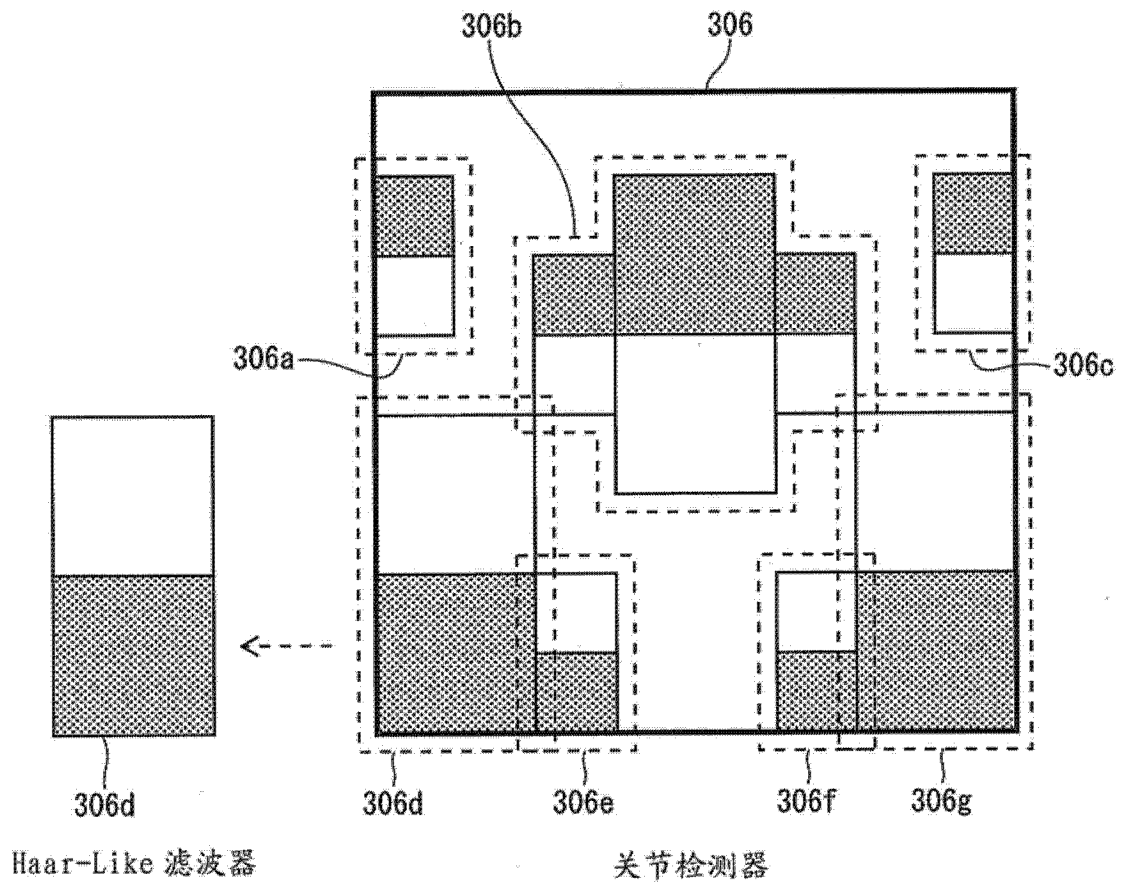


图 12

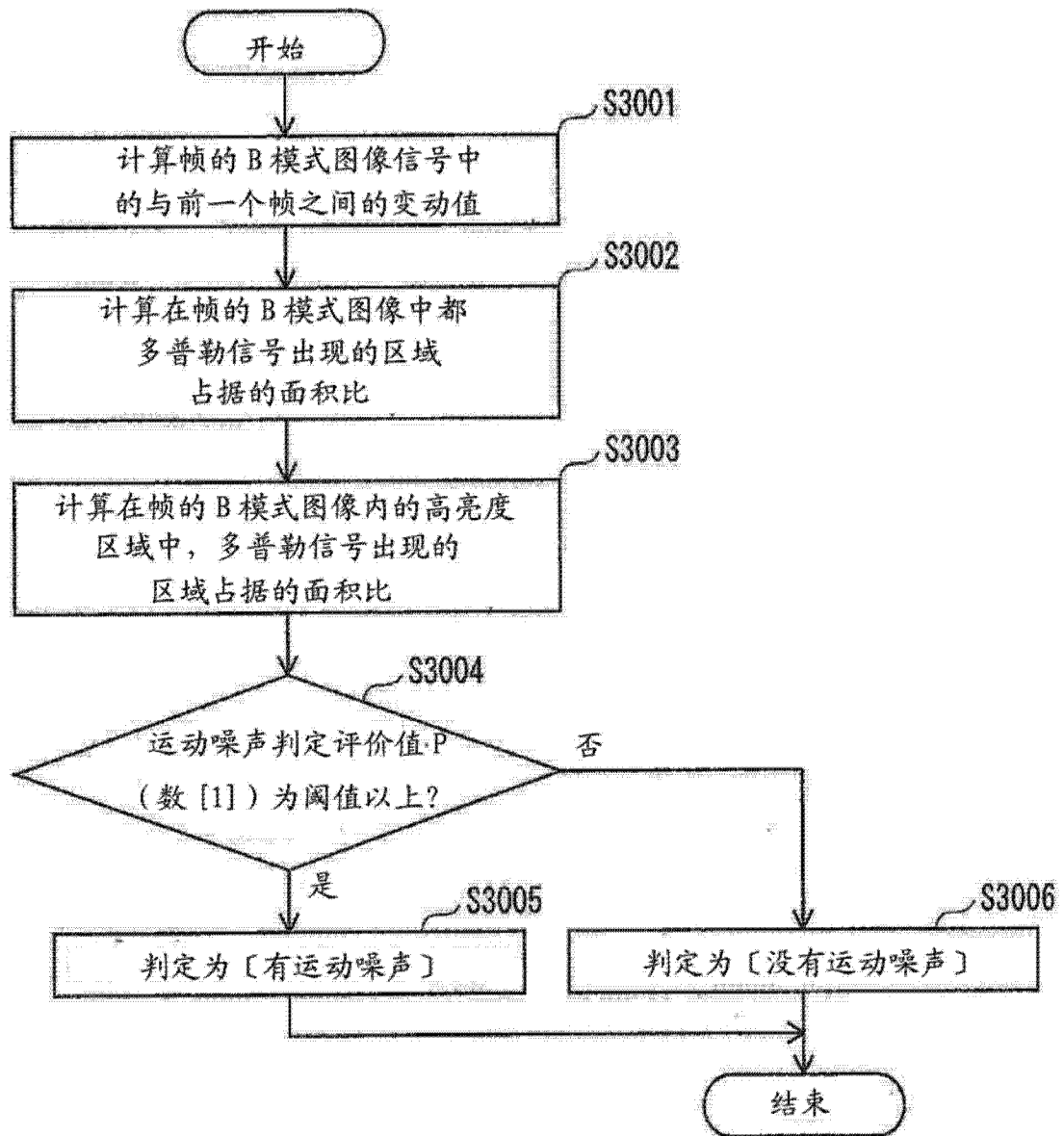
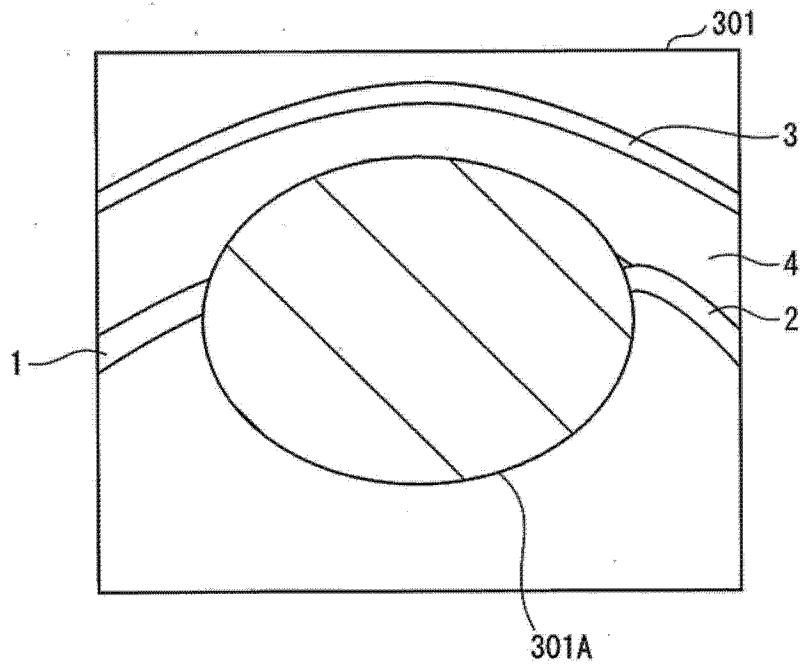


图 13

(a)



(b)

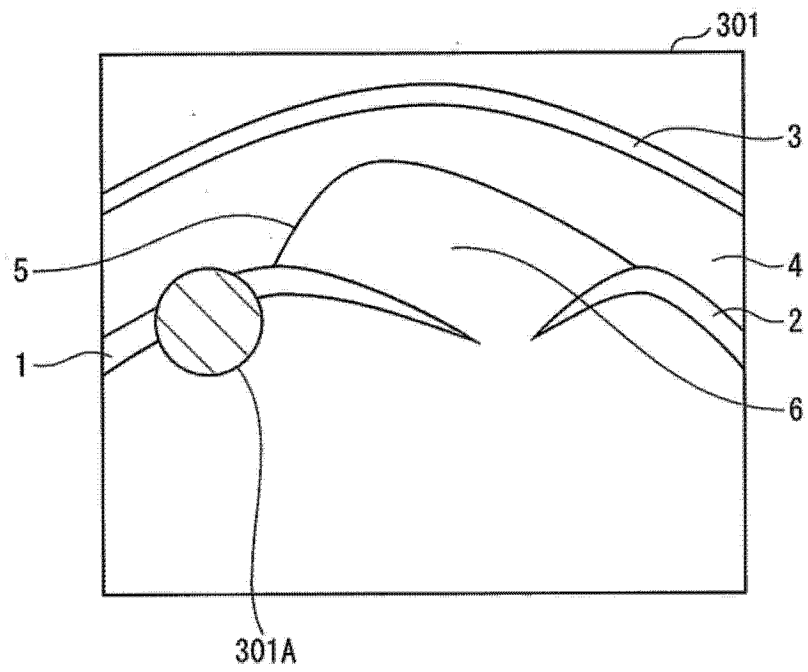


图 14

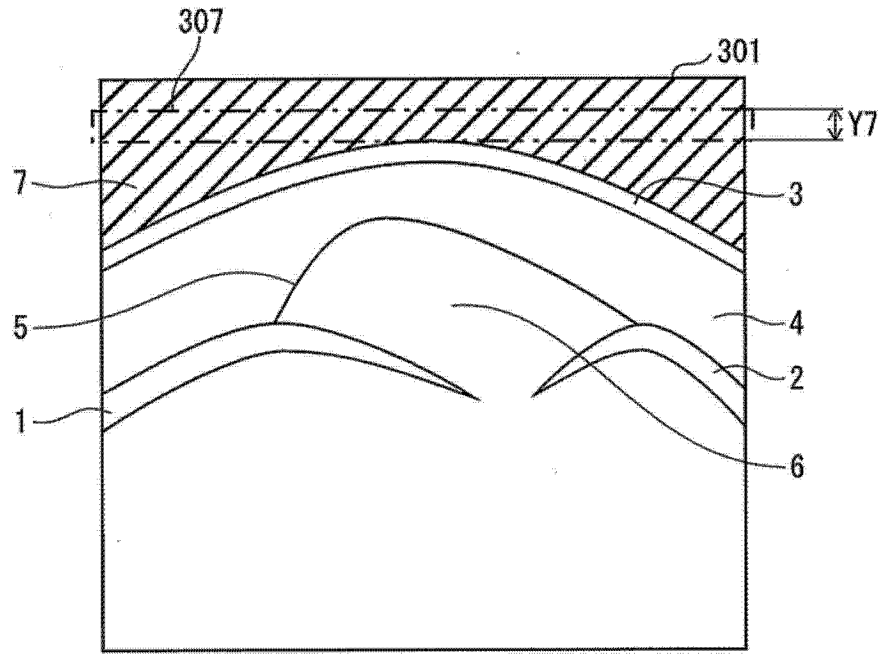


图 15

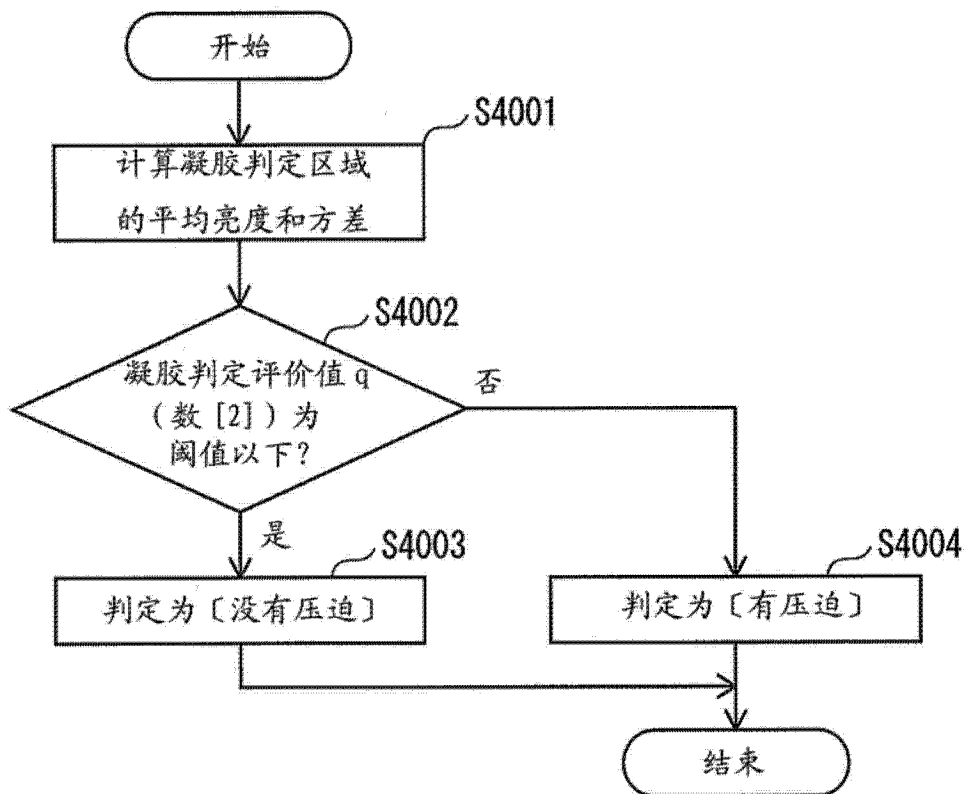


图 16

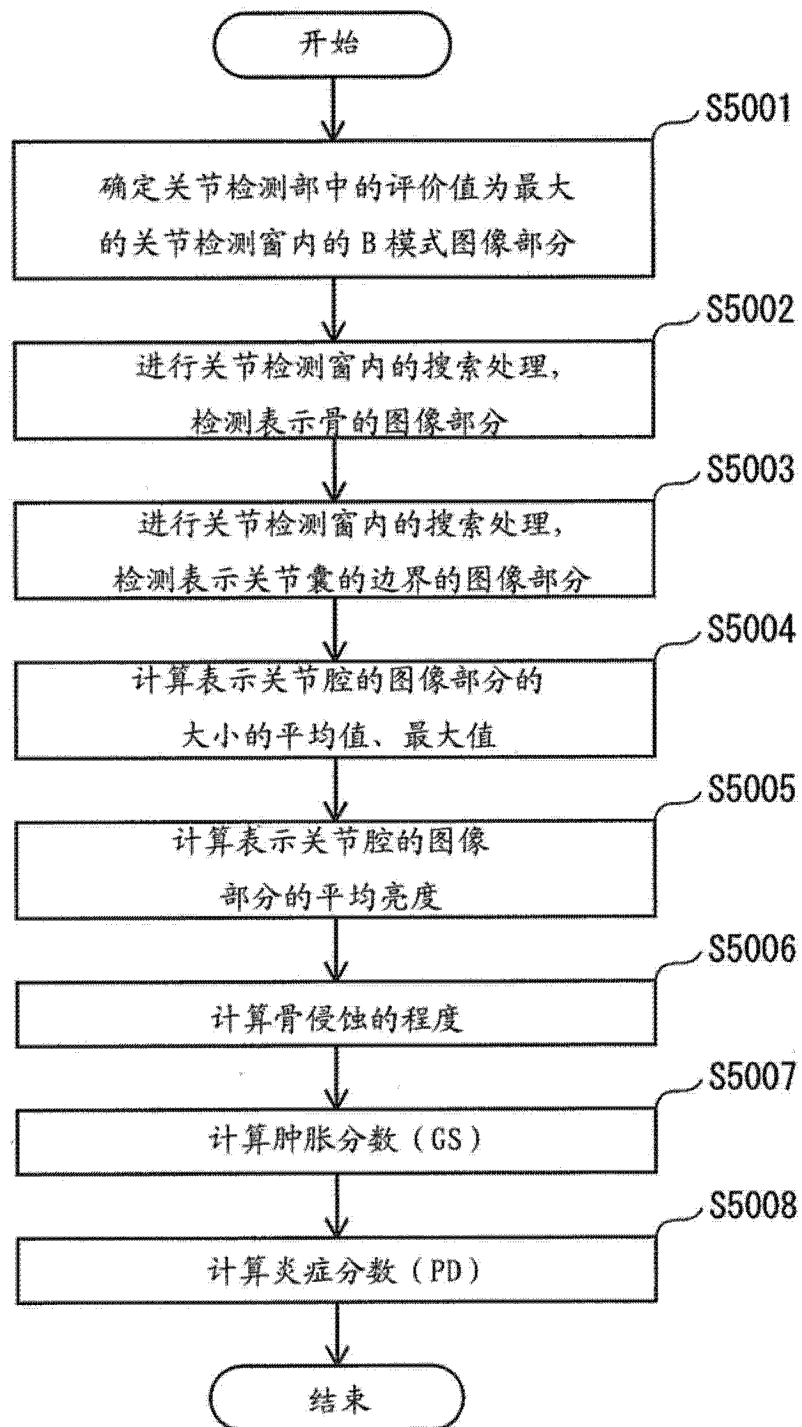


图 17

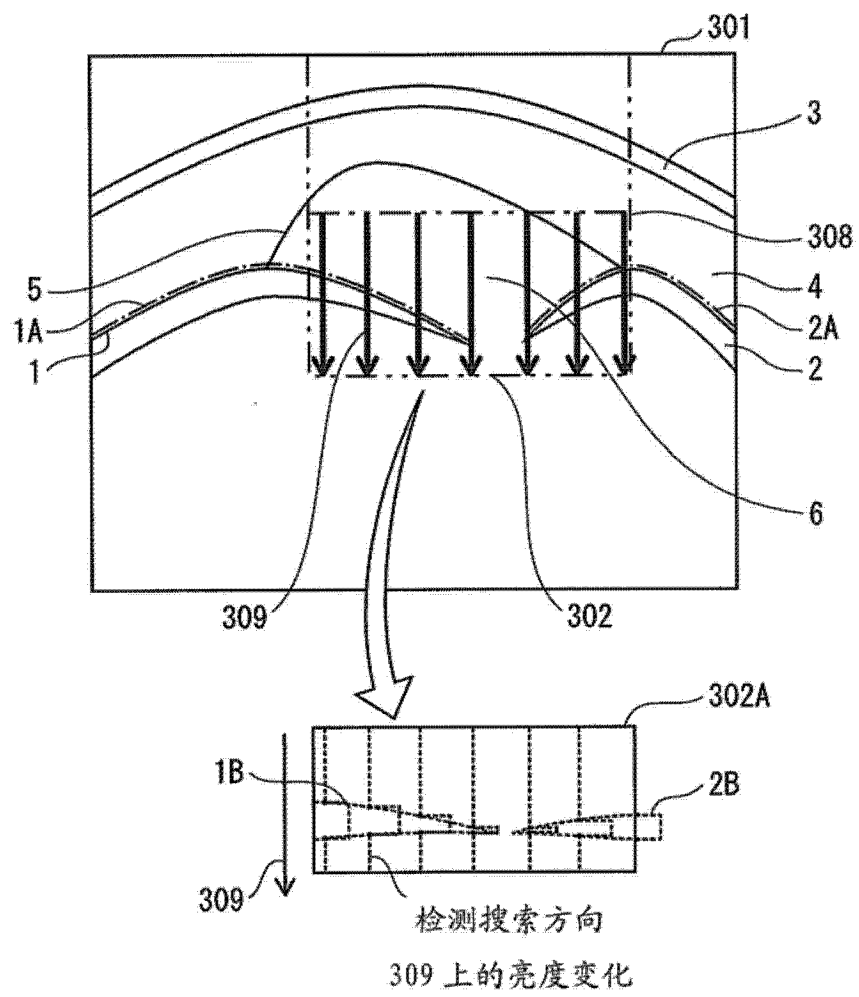


图 18

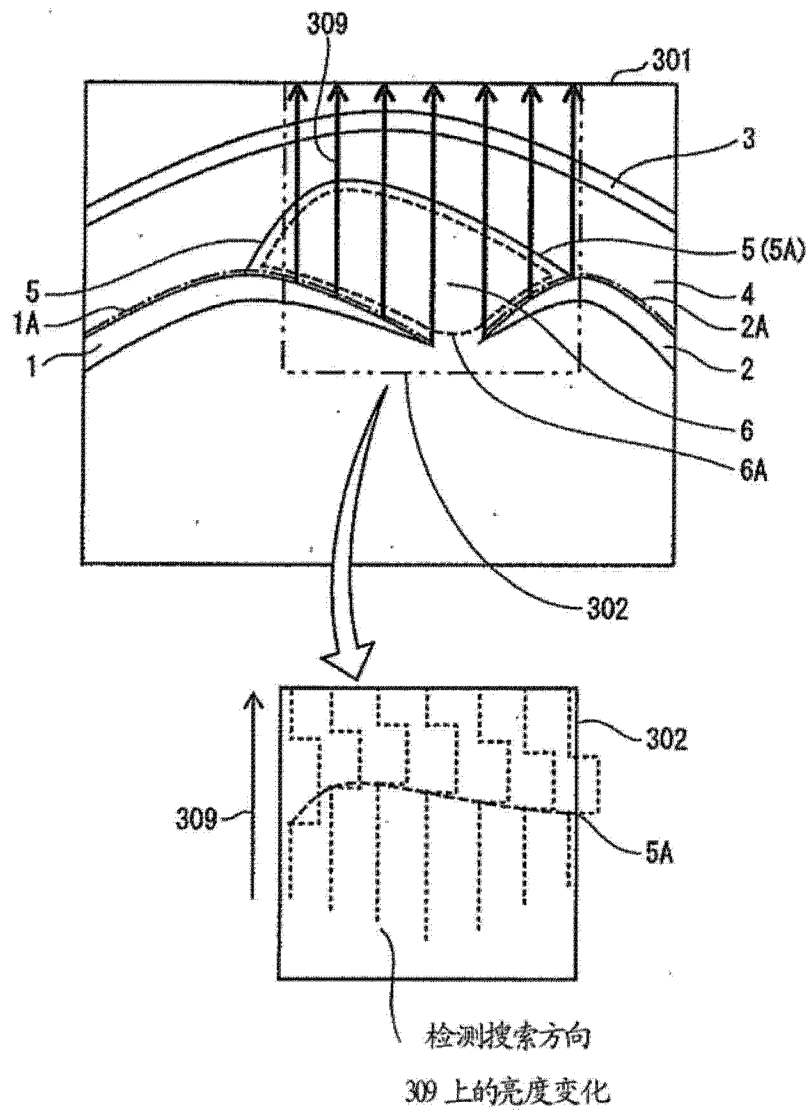


图 19

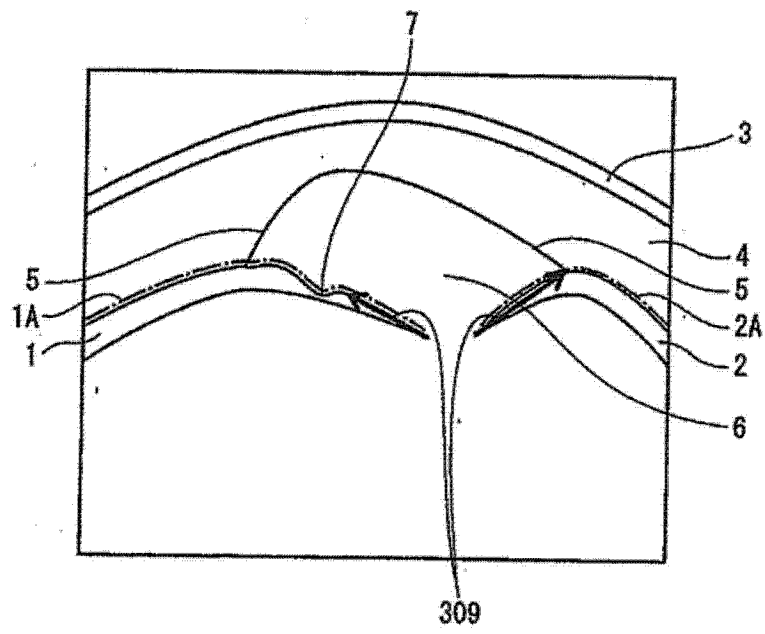


图 20

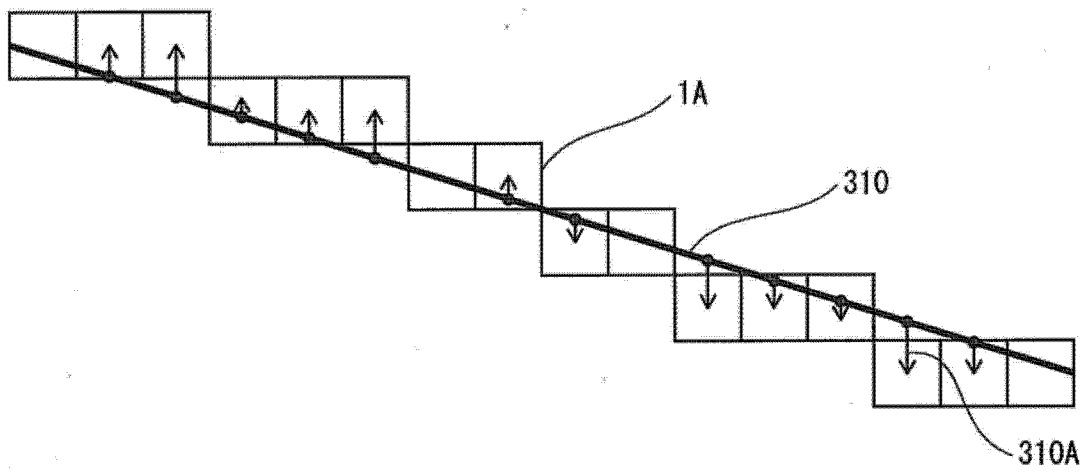


图 21

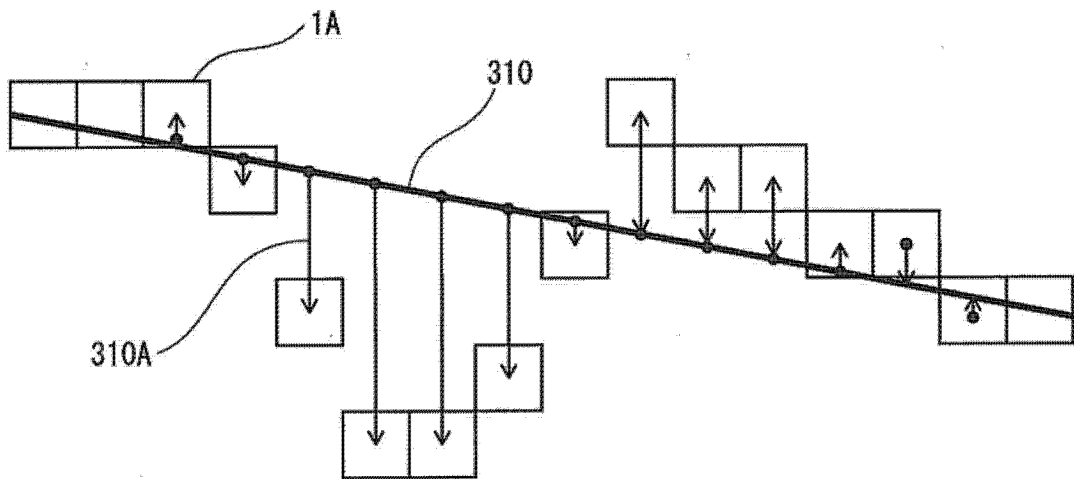


图 22

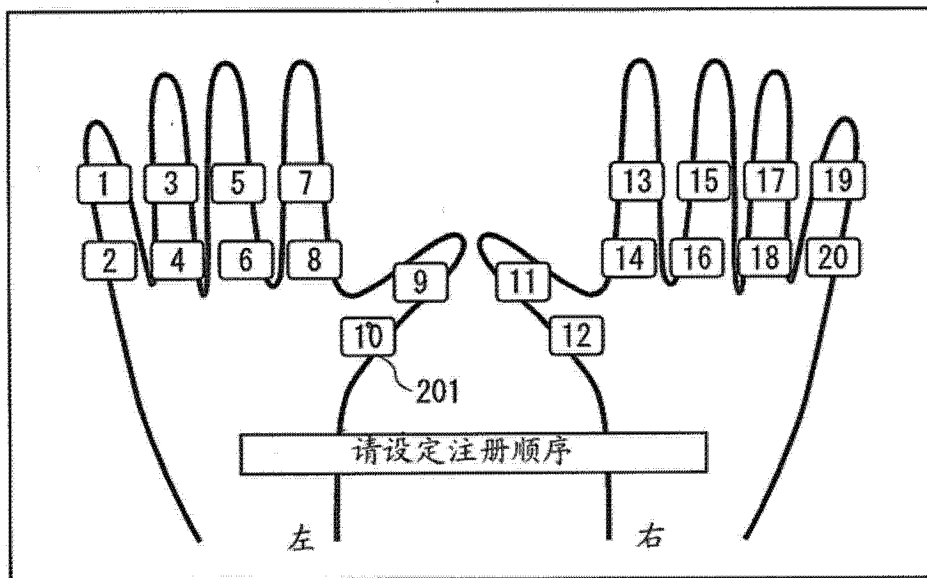


图 23

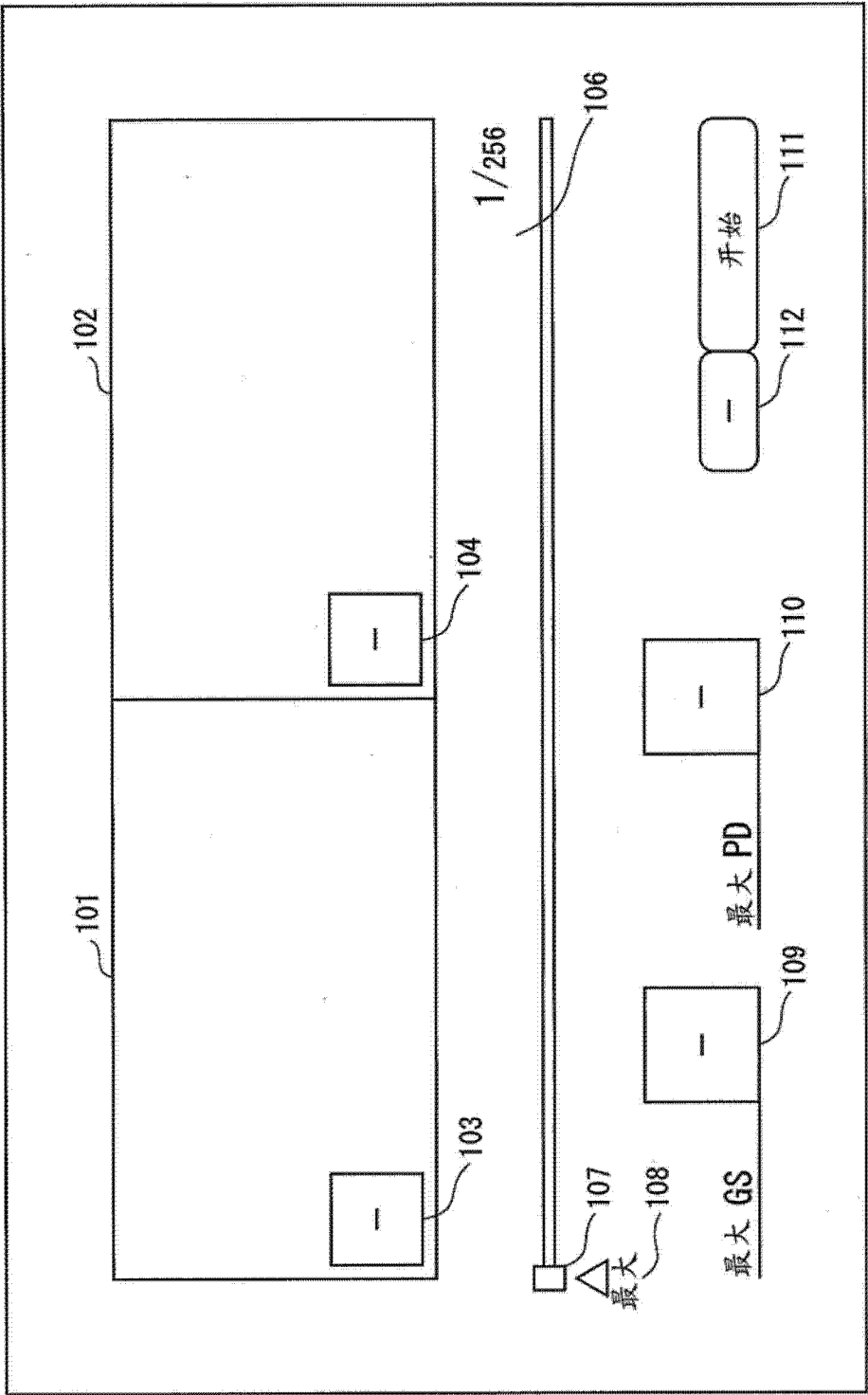


图 24

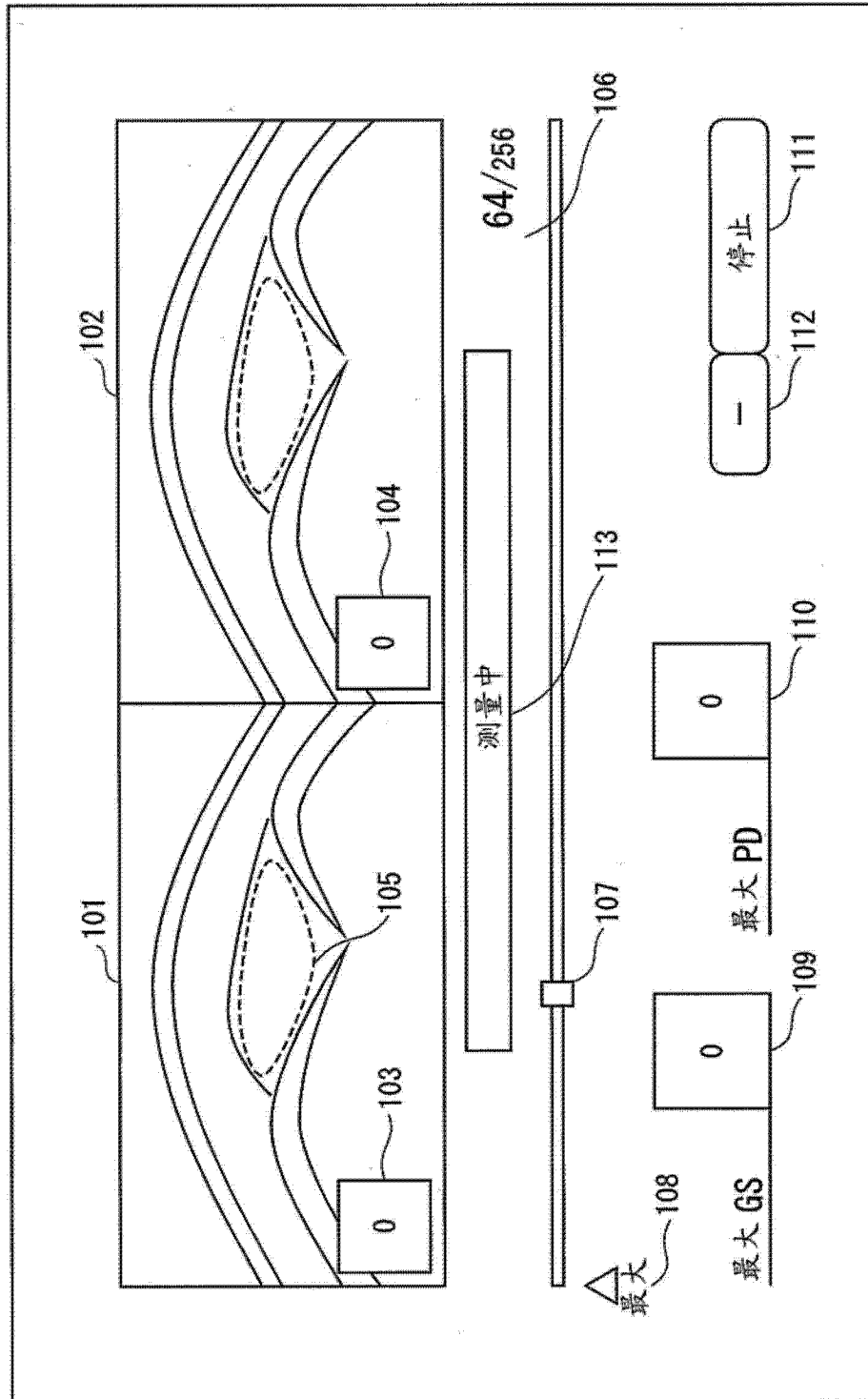


图 25

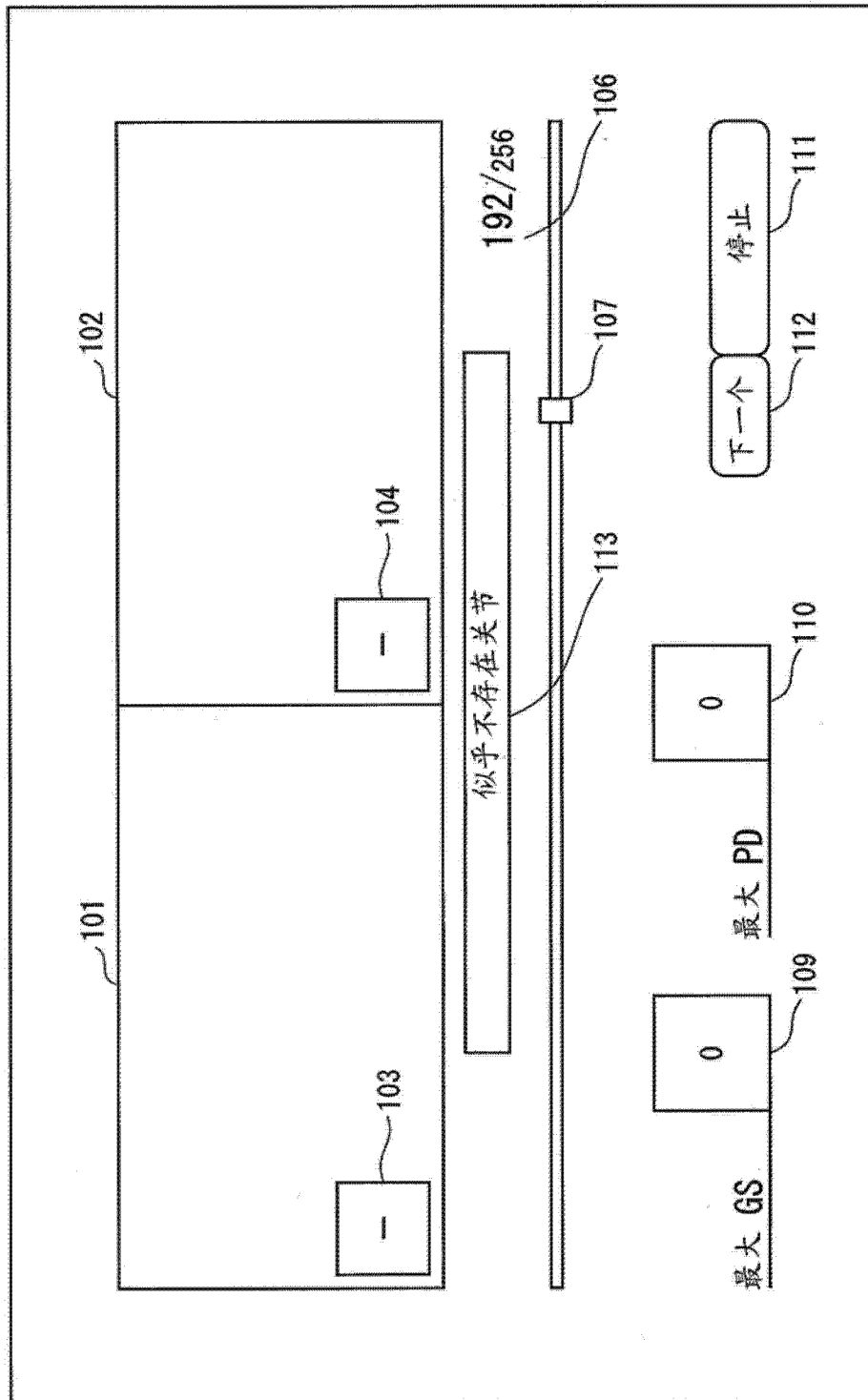


图 26

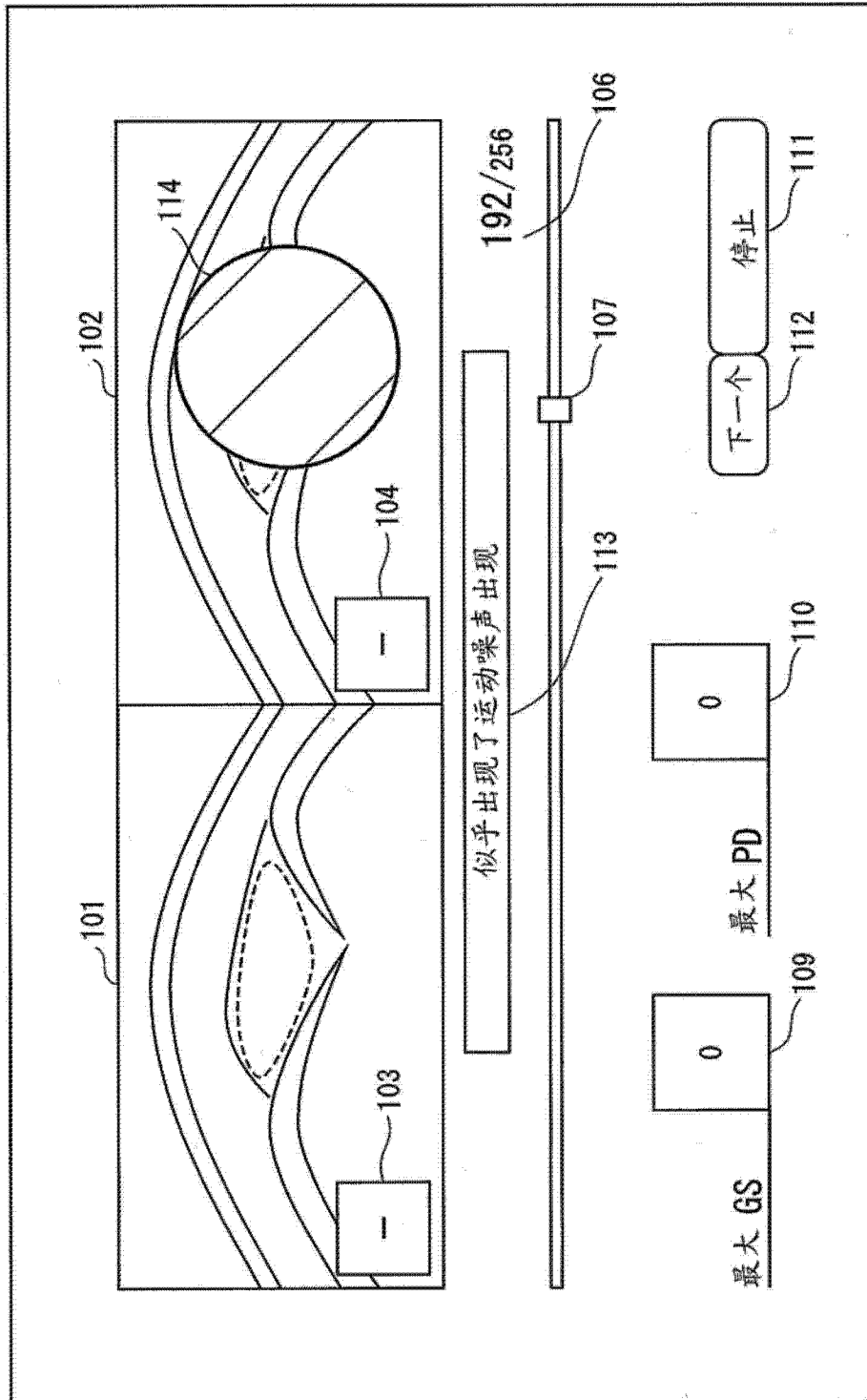


图 27

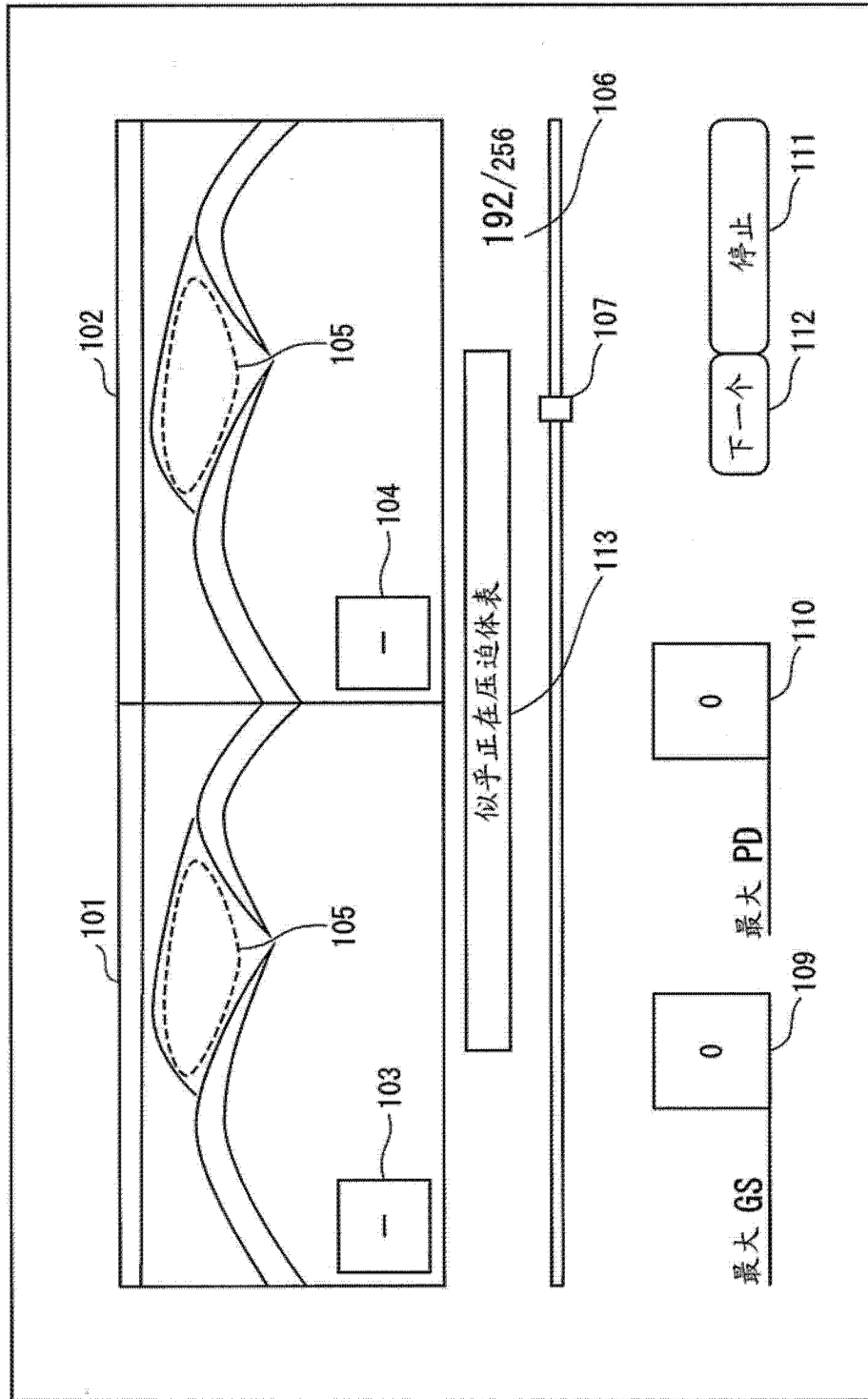


图 28

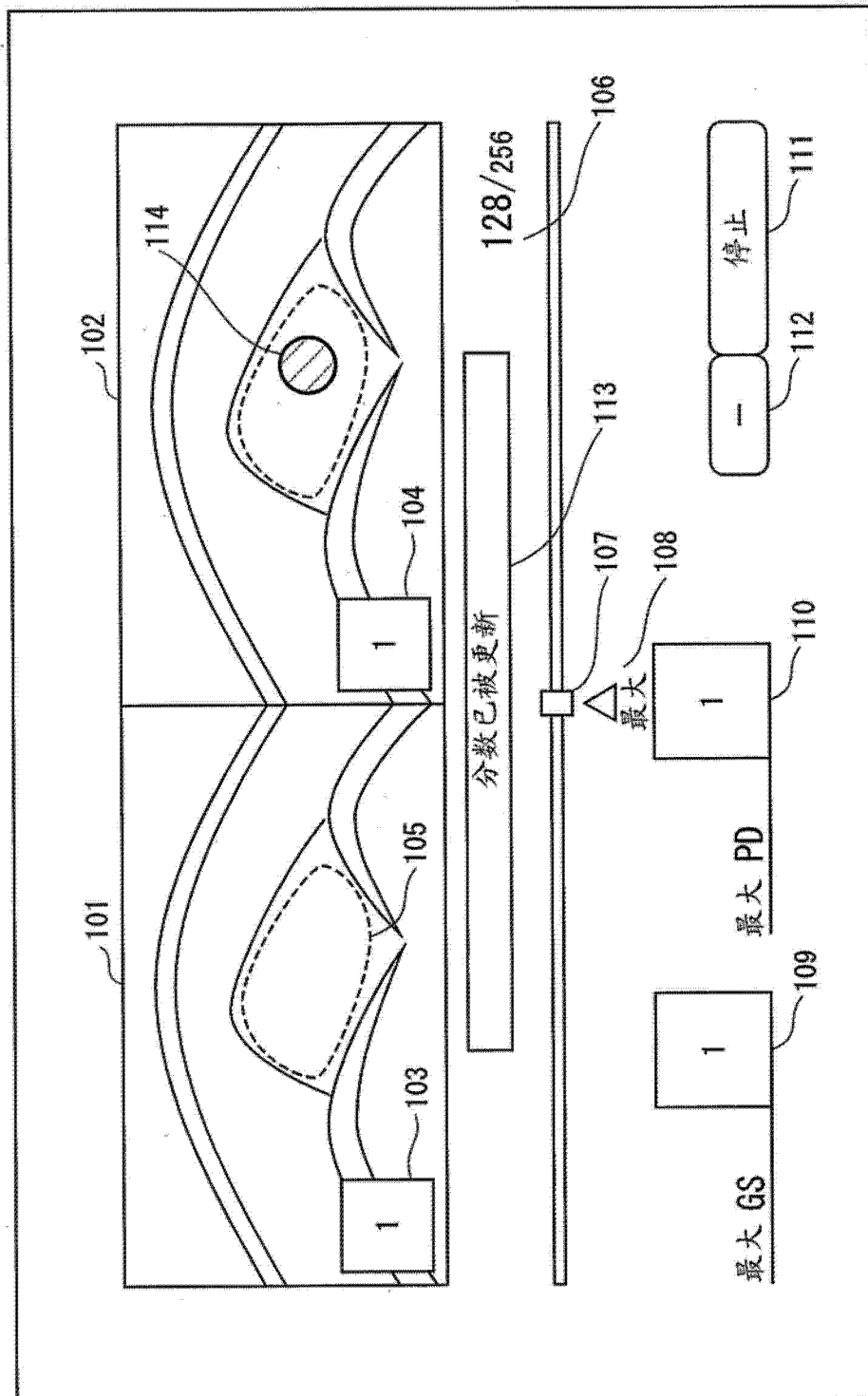


图 29

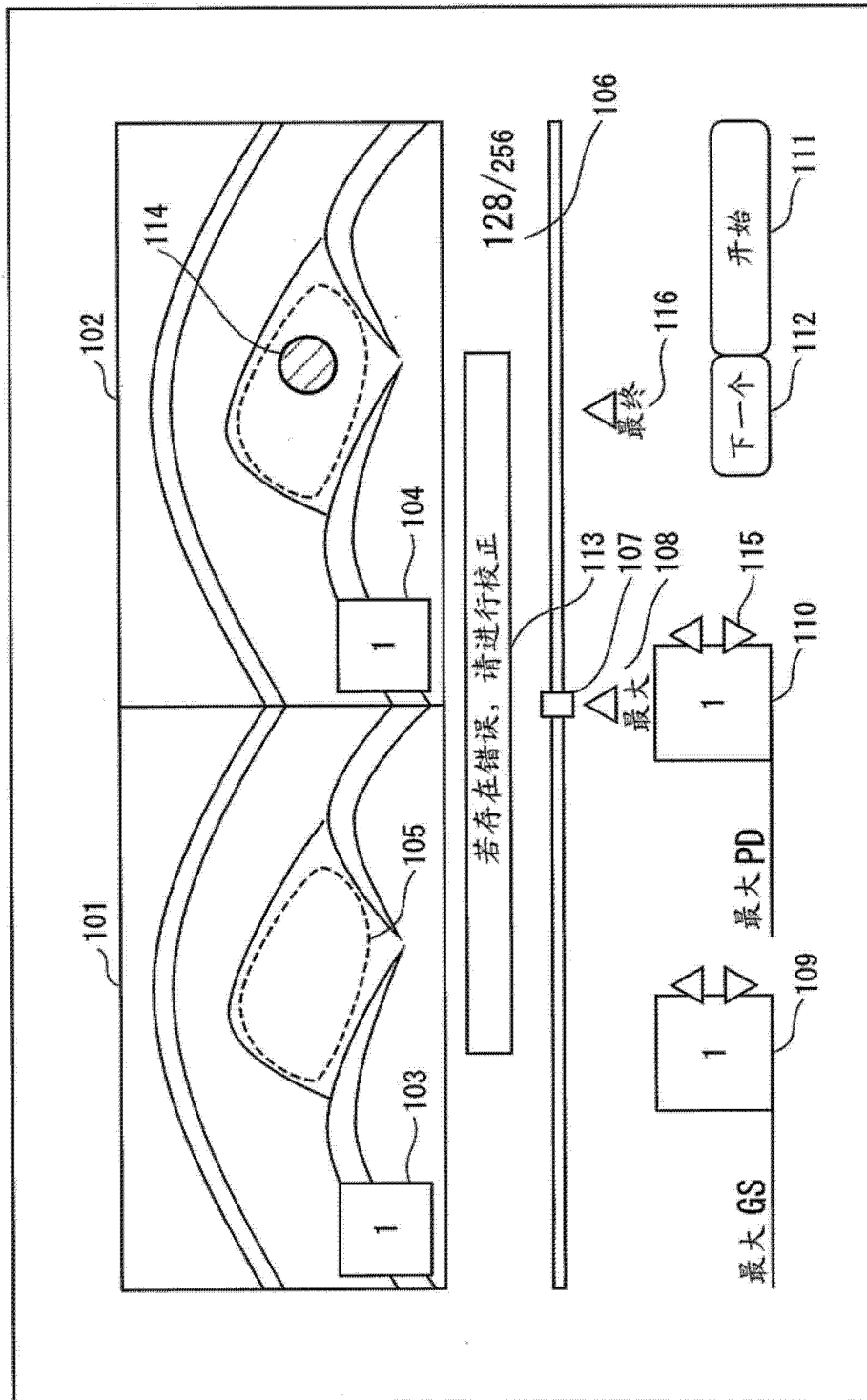


图 30

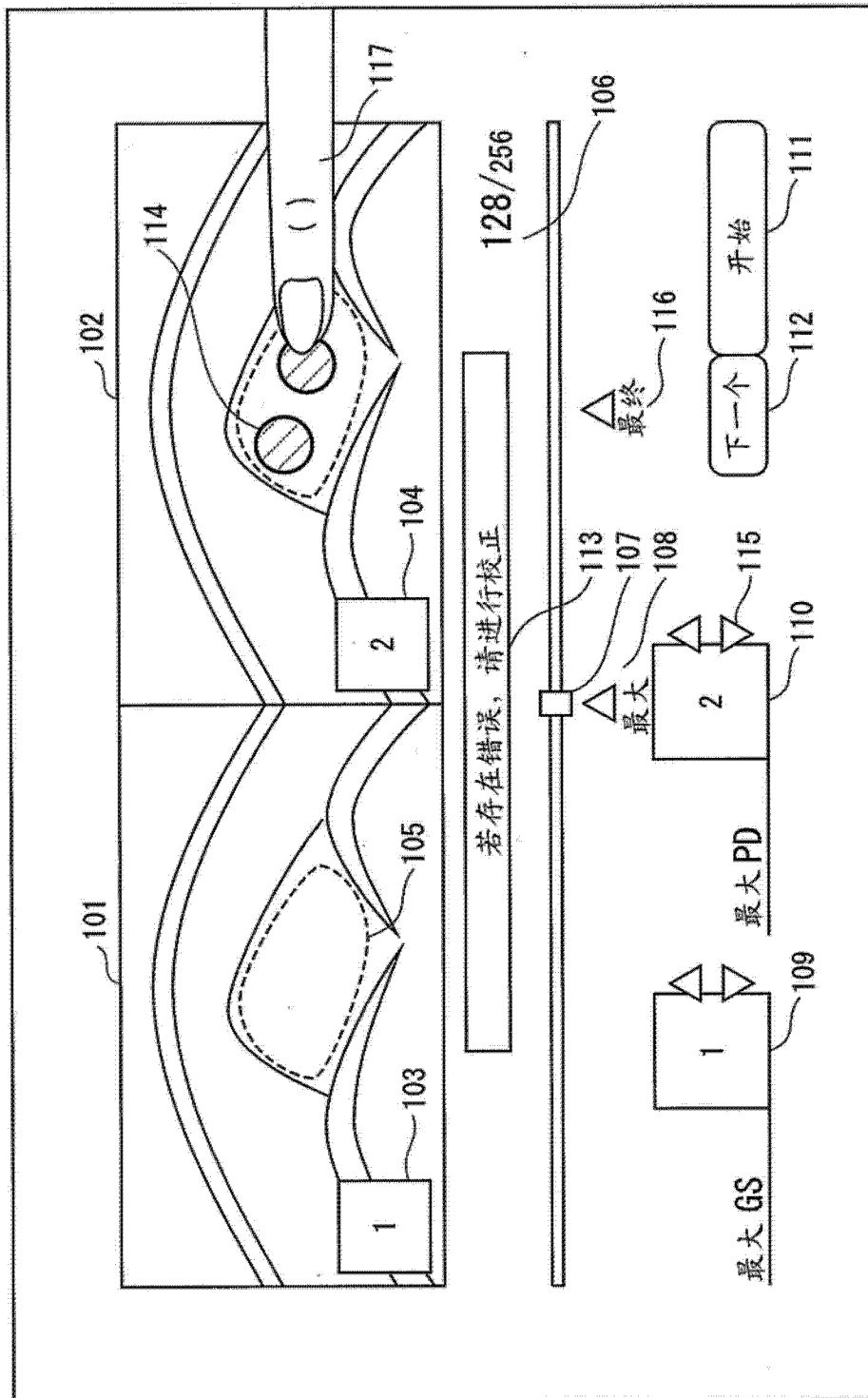


图 31

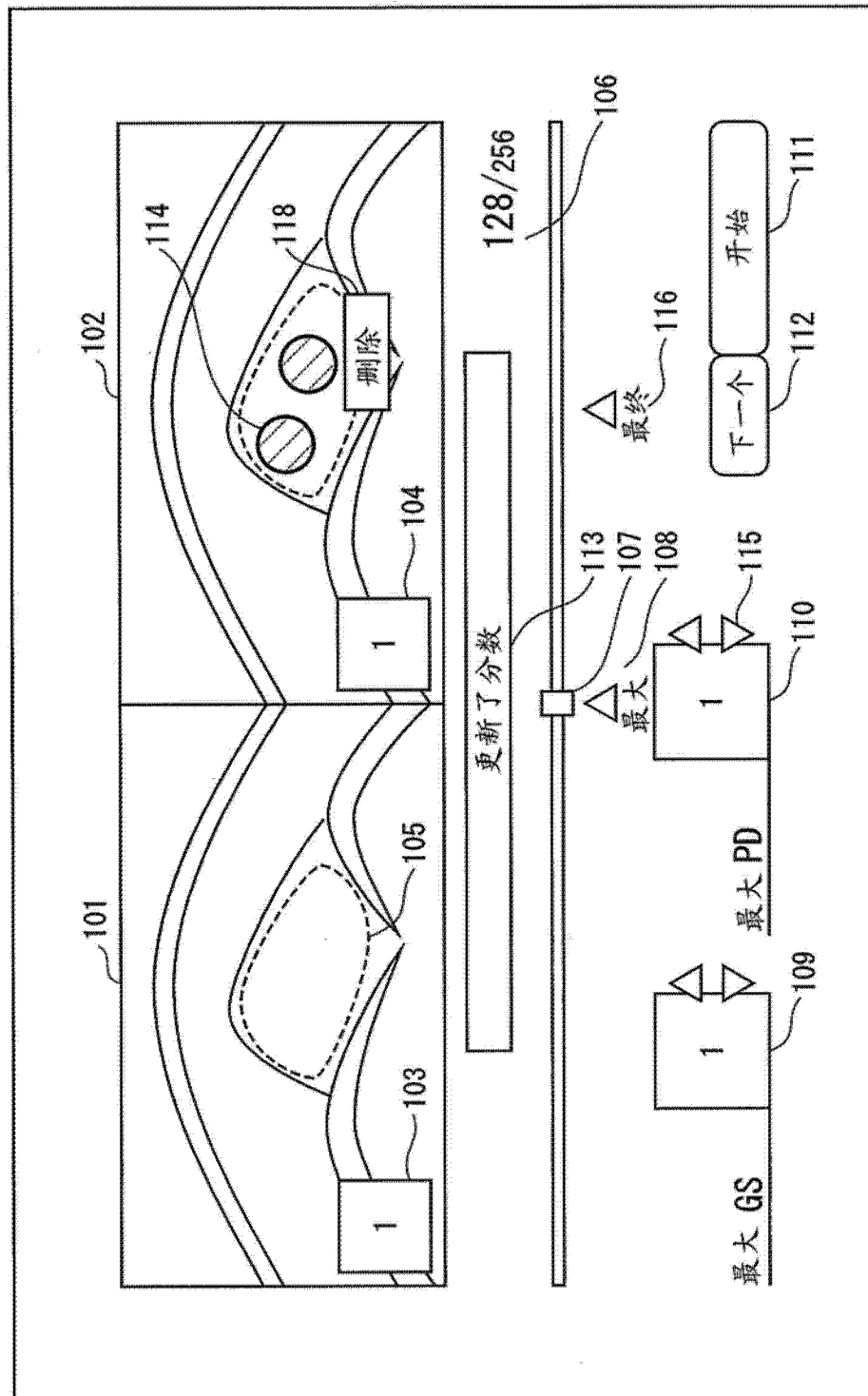


图 32

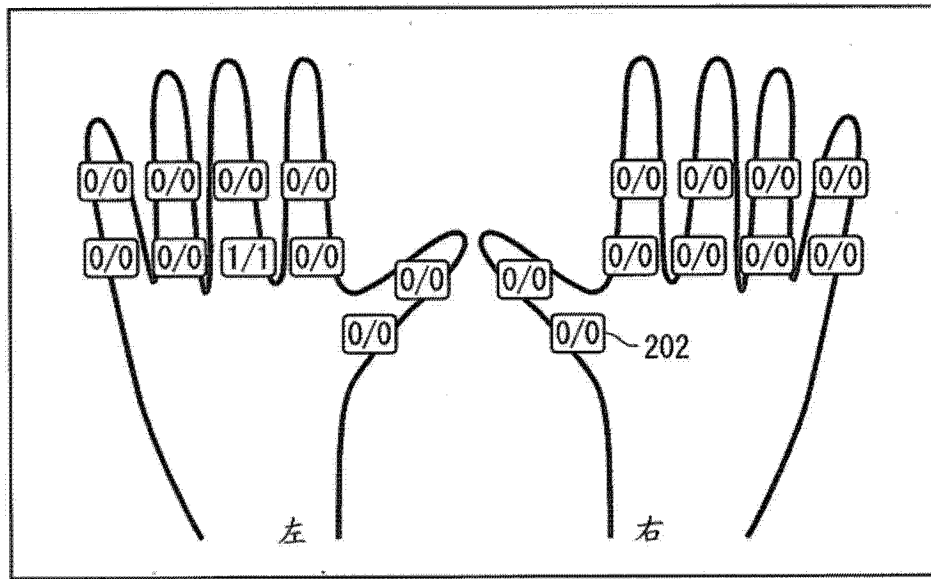


图 33

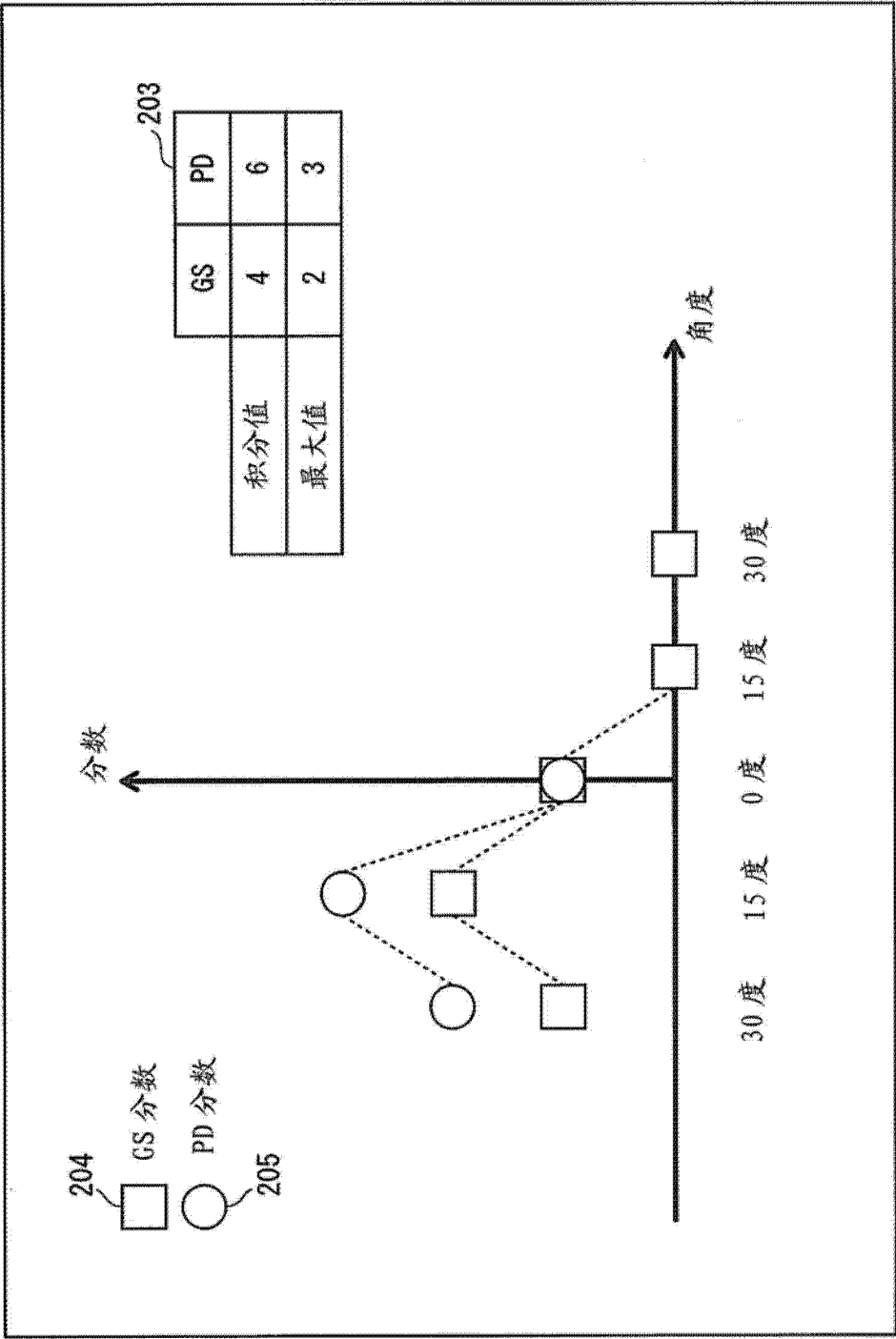


图 34

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理方法		
公开(公告)号	CN104414685A	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	CN201410415059.7	申请日	2014-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	高木一也 松本悠希 酒井智仁		
发明人	高木一也 松本悠希 酒井智仁		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/488 A61B8/463 A61B8/5223 A61B8/0875 A61B8/4209 A61B8/4405 A61B8/486 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/10136 A61B8/4444 A61B8/462 A61B8/52		
优先权	2014164845 2014-08-13 JP 2013171036 2013-08-21 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，在使用了超声波诊断装置的风湿诊断中，能够降低评价结果的检测者依赖性。超声波诊断装置(1100)具备：超声波图像取得部(2001)，取得多个帧的超声波图像信号；评价对象判定部(2002)，分析多个帧的超声波图像信号，判定在各帧中是否包含表示关节部位的对象图像部分；疾病分数计算部(2003)，根据评价对象帧的超声波图像信号中的对象图像部分的超声波图像信号，计算将疾病的程度量化后的疾病分数；选择部(2004)，对所计算出的疾病分数，基于规定的数值处理而选择1个以上的疾病分数；以及显示控制部(1006)，使显示器(1008)显示所选择的疾病分数以及与该疾病分数对应的帧的超声波图像。

