



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104414684 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201410406234. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 08. 18

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2013-169527 2013. 08. 19 JP

2013-171033 2013. 08. 21 JP

2014-160638 2014. 08. 06 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 松本悠希 高木一也

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 薛仑

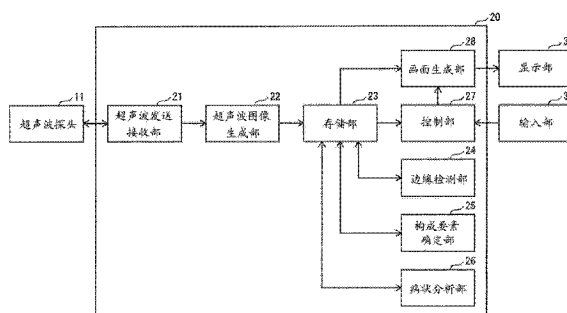
权利要求书4页 说明书21页 附图20页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断装置的图像处理
方法

(57) 摘要

提供一种在拍摄了关节部位的超声波图像中,不进行图案匹配就能够高精度地检测骨表面和关节腔区域的超声波诊断装置。超声波诊断装置的特征在于,包括:构成要素确定部,在超声波图像中,将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向、将与第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中将所述第二方向的像素位置为 N (N 为1以上的整数)的第一确定像素和所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的第二确定像素以第二确定像素的亮度大且第一确定像素和第二确定像素接近的方式建立关联,从而从超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在第一方向上的顺序来确定特征线中的哪个特征线表示构成要素间的边界,确定表示各构成要素的边界的图像部分。



1. 一种超声波诊断装置,从拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分,其特征在于,包括:

图像处理电路,取得超声波图像并确定所述图像部分,

所述图像处理电路包括:

超声波图像取得部,取得超声波图像;以及

构成要素确定部,在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述构成要素确定部从在所述第一方向上深的所述特征线中确定骨表面作为所述构成要素间的边界,进一步,从深度比所述骨表面浅且没有检测出所述特征线的区域中,基于所述第一方向上的亮度的变化来确定表示滑膜的图像部分。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第一方向与 y 轴平行且所述第二方向与 x 轴平行,

第一确定像素是下列像素中的任一个:在 x 坐标为 N 的多个像素中,在所述第一方向上亮度成为极大的像素,或者在 N 为 2 以上的情况下作为第二确定像素与 x 坐标为 $N-1$ 的第一确定像素建立关联的像素,

在将所述第一确定像素的坐标设为 (N, y_N) ,将 x 坐标为 $N+1$ 的任意的像素的亮度设为 $L(N+1, y)$,将该像素的坐标设为 $(N+1, y)$ 的情况下,所述第二确定像素是,在 x 坐标为 $N+1$ 的像素中由下式表示的值 $Value$ 成为最小的像素:

$$Value = m \cdot L(N+1, y) + n \cdot |y - y_N|$$

其中, m 、 n 为满足 $n > 0 > m$ 的实数。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理电路还包括边缘增强部,

所述构成要素确定部通过根据所述边缘增强部进行了所述超声波图像的边缘增强的结果,将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联,从而检测所述特征线。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述构成要素确定部通过重复进行从所述超声波图像中检测一个所述特征线的动作,从而检测多个所述特征线,

在检测新的特征线时,从所述超声波图像中排除所检测出的所述特征线之后,进行特征线的检测。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述构成要素确定部在确定表示各构成要素的边界的图像部分时,

在所述多个特征线中,将深度浅的特征线分类为皮肤段,将深度深的特征线分类为骨

段，

从分类为所述皮肤段的特征线中确定表示皮肤的图像部分，从分类为所述骨段的特征线中确定表示骨表面的图像部分。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述构成要素确定部进一步将两端接近所述骨表面且在所述第一方向上位于比骨表面浅的一侧的特征线确定为表示关节囊的图像部分。

8. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述构成要素确定部进一步在所述骨表面中存在断裂部分且所述骨表面的断裂部分在第一方向上比所述骨表面的其他部分深的情况下，将所述断裂部分的中心确定为表示所述第二方向上的关节位置的中心。

9. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述构成要素确定部进一步将所述关节囊与所述骨表面之间的区域确定为表示关节腔区域的图像部分。

10. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

病状分析部，使用所述构成要素确定部确定的表示所述骨表面的图像部分，进行所述骨表面中的疾病活动性的量化。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述病状分析部将所述骨表面的平滑程度进行量化。

12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述病状分析部将规定的函数与表示所述骨表面的图像部分进行拟合，并将表示所述骨表面的图像部分与所述规定的函数的误差量化作为所述骨表面的平滑程度。

13. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述病状分析部将所述骨表面上的骨糜烂进行量化。

14. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述病状分析部算出表示所述骨表面的图像部分中的所述第一方向或者所述第二方向的一阶差分，并基于算出的一阶差分的变动来确定表示所述骨糜烂的图像部分，将规定的函数与表示所述骨糜烂的图像部分进行拟合，将表示所述骨糜烂的图像部分与所述规定的函数的误差量化作为所述骨表面的平滑程度。

15. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，包括：

病状分析部，使用所述构成要素确定部确定的表示所述骨表面的图像部分，进行所述关节中的疾病活动性的量化，

所述病状分析部将所述骨表面的断裂部分的直线距离或者水平距离进行量化。

16. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，包括：

病状分析部，使用所述构成要素确定部确定的表示所述关节囊的图像部分，进行所述关节囊中的疾病活动性的量化，

所述病状分析部将所述关节囊的厚度、所述关节囊的宽度、所述关节囊的长度、所述关节囊的面积中的至少一个以上进行量化。

17. 如权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述病状分析部将表示所述关节囊的图像部分的所述第一方向上的坐标成为最大值

的坐标与表示所述关节囊的图像部分的端点的所述第一方向上的坐标之差,或者表示所述关节囊的图像部分的所述第一方向上的坐标成为最大值的坐标离开将表示所述关节囊的图像部分的两端连接的直线的距离,量化作为所述关节囊的厚度,

将成为表示所述关节囊的图像部分的两端的两个坐标沿着所述第二方向的坐标差,量化作为所述关节囊的宽度,

将表示所述关节囊的所述特征线中的、从表示所述关节囊的图像部分的一端到另一端的长度,量化作为所述关节囊的长度,

将由表示所述关节囊的所述特征线和连接表示所述关节囊的图像部分的两端的直线包围的面积,量化作为所述关节囊的面积。

18. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,包括:

病状分析部,使用所述构成要素确定部确定的表示所述关节腔区域的图像部分,进行所述关节腔区域中的疾病活动性的量化,

所述病状分析部将关节腔区域的高度、所述关节腔区域的宽度、所述关节腔区域的面积、所述关节腔区域的形状中的至少一个以上进行量化。

19. 如权利要求 18 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述病状分析部将表示所述关节腔区域的图像部分中的、所述第一方向的坐标的最大值与最小值之差,量化作为所述关节腔区域的高度,

将表示所述关节腔区域的图像部分中的、所述第二方向的坐标的最大值与最小值之差,量化作为所述关节腔区域的宽度,

将表示骨表面的图像部分的断裂部的中心与表示关节囊的图像部分的两端分别连接的直线所构成的角,量化作为所述关节腔区域的形状。

20. 如权利要求 18 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述病状分析部将表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述关节腔区域的图像部分的面积之比、表示所述关节腔区域的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上进行量化。

21. 如权利要求 20 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述病状分析部将表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述关节腔区域的图像部分的面积之比、表示所述关节腔区域的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上,和表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的位置进行组合并量化。

22. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,包括:

病状分析部,使用所述构成要素确定部确定的表示所述滑膜的图像部分,进行所述滑膜中的疾病活动性的量化。

23. 如权利要求 22 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述病状分析部基于表示所述滑膜的图像部分是否超过连接表示骨骼端部的图像部分的直线以及是否伸展到表示骨骼部的图像部分,从而进行量化。

24. 如权利要求 22 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述病状分析部将表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述滑膜的

图像部分中的血流信号的总面积与表示所述滑膜的图像部分的面积之比、表示所述滑膜的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上进行量化。

25. 如权利要求 24 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述病状分析部将表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述滑膜的图像部分的面积之比、表示所述滑膜的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上,和表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的位置进行组合并量化。

26. 一种超声波诊断装置的图像处理方法,所述超声波诊断装置从拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分,其特征在于,

取得超声波图像,

在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

27. 一种计算机能够读取的非暂时性的记录介质,记录有使在超声波诊断装置中使用的处理器进行图像处理的程序,所述超声波诊断装置从拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分,其特征在于,

所述图像处理中,

取得超声波图像,

在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

超声波诊断装置、超声波诊断装置的图像处理方法

[0001] 在 2013 年 8 月 19 日申请的日本专利申请 2013-169527 号、在 2013 年 8 月 21 日申请的日本专利申请 2013-171033 号以及在 2014 年 8 月 6 日申请的日本专利申请 2014-160638 号中包含的权利要求书、说明书、附图以及摘要的公开内容全部援用到本申请中。

技术领域

[0002] 本发明涉及将进行超声波的发送接收的超声波探头抵接到被检者的体表面、尤其是四肢关节,从而进行超声波诊断的超声波诊断装置、超声波图像分析方法及其程序。

背景技术

[0003] 近年来,在以关节风湿为首的关节炎的疾病活动性的评价中使用超声波诊断装置越来越平常。在疾病活动性的评价中主要使用 B 模式图像和能量多普勒图像,在 B 模式图像中能够观察滑膜肥厚或滑膜液积存、骨糜烂,在能量多普勒图像中能够观察滑膜的炎症。

[0004] 除此之外,提出了使用超声波图像而按等级来判定疾病活动性的方法。在使用能量多普勒图像将炎症的程度进行等级化的情况下,根据所观测的血流信号在肥厚的滑膜区域中占据多少比例来判定等级。

[0005] 为了根据超声波图像的观察结果而将疾病活动性客观地进行量化,最好尽可能排除包括检查者的主观的用户操作,按照一定的基准进行量化。例如,在非专利文献 1 中,提出了如下技术:在超声波图像上徒手描画包括肥厚的滑膜的关节腔,并将血流信号在该描画的区域中占据的占有率计算作为定量评价。但是,若使检查者徒手描画关节腔,则即使根据同一个超声波图像来描画关节腔,也根据检查者不同而在描画结果中产生偏差,此外,即使是同一个检查者,也根据描画的时间不同而在描画结果中产生偏差。作为结果,在进行了量化的血流信号的占有率中产生由检查者的主观所引起的偏差。

[0006] 为了解决上述课题,例如在专利文献 1 中,提出了如下方法:确定骨表面之后切出关节腔区域,并对关节腔区域进行分析,从而客观地对疾病活动性进行量化。根据这个方法,排除检查者的主观的同时,除了血流信号之外,还能够对由骨皮质的破坏、软骨的损伤所引起的关节的狭小化、伴随滑膜肥厚的关节囊的伸展等的图像观察结果进行定量评价。

[0007] 【现有技术文献】

[0008] 【专利文献】

[0009] 【专利文献 1】(日本)特开 2013-056156 号公报

[0010] 【非专利文献】

[0011] 【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、メデイカルレビュー社、2010 年 3 月 10 日

[0012] 但是,为了更加客观地对疾病活动性进行量化,提高骨表面、关节腔区域等关节部位的构成要素的检测精度是比较重要的。以往,在这样的构成要素的边界的检测中,使用对亮度设定阈值的、对亮度在与构成要素的边界大致正交的方向上使用了微分或二次微分的

边缘检测技术。但是,在这样的方法中,由于在如关节部位那样存在多个构成要素的部位,多个边界作为成为一体的单一线条而取得,所以为了确定各构成要素,需要进行图案匹配等,判断各边缘对应于哪个构成要素的边界。因此,有可能会发生不一定存在适当的图案,不能确定构成要素的情况,或者构成要素与其他构成要素的边界位置的误识别等。

发明内容

[0013] 本发明的目的在于,提供一种能够准确地确定构成关节部位的各构成要素的超声波诊断装置。

[0014] 本发明的一个方式的超声波诊断装置是从拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分的超声波诊断装置,其特征在于,包括取得超声波图像而确定所述图像部分的图像处理电路,所述图像处理电路包括:超声波图像取得部,取得超声波图像;以及构成要素确定部,在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

[0015] 根据上述结构,由于能够以分别独立的形式检测表示构成要素的边界的特征线,所以不需要用于将多个特征线的集合对应于各构成要素的边界的图案匹配。因此,能够与构成要素的边界线对应于哪个特征线和特征线的形状无关,准确地检测构成要素与其他构成要素的边界。此外,即使假设表示关节部位的图像部分的形状与一般的表示关节部位的图像的形状大不相同,也因深度方向上的各构成要素的顺序不变,所以能够准确地确定各构成要素而不会弄错构成要素。

附图说明

[0016] 图 1 是实施方式的超声波诊断装置的框图。

[0017] 图 2 是表示了关节概略的图。

[0018] 图 3(a) 是表示拍摄了关节的超声波图像的一例的图,图 3(b) 是表示拍摄了患上风湿的关节的超声波图像的一例的图。

[0019] 图 4 是表示实施方式的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0020] 图 5 是表示实施方式的超声波诊断装置中的构成要素的确定动作的流程图。

[0021] 图 6(a) 是表示拍摄了关节的超声波图像中的骨表面的图,图 6(b) 是表示拍摄了关节的超声波图像中边缘的分类的图。

[0022] 图 7 是表示使用了实施方式的动态规划法(動的計画法)的边缘检测的动作的流程图。

[0023] 图 8(a) 是表示在拍摄了关节的超声波图像中检测到的边缘的图,图 8(b) 是表示使用了实施方式的动态规划法的边缘检测的一例的图,图 8(c) 是使用了实施方式的动态

规划法的边缘检测中的 Value 值的例,图 8(d) 是表示使用了实施方式的动态规划法的边缘检测的一例的图,图 8(e) 是使用了实施方式的动态规划法的边缘检测中的 Value 值的例。

[0024] 图 9 是表示实施方式的边缘的分类动作的流程图。

[0025] 图 10(a) 是表示实施方式的滑膜的确定的一例的图,图 10(b) 是表示实施方式的滑膜的确定的一例的图。

[0026] 图 11 是表示在超声波图像中骨表面的边缘的图。

[0027] 图 12(a) 是表示实施方式的关节的确定的一例的图,图 12(b) 是表示实施方式的关节的确定的一例的图。

[0028] 图 13 是表示实施方式的关节囊的确定的一例的图。

[0029] 图 14 是表示实施方式的超声波诊断装置中的疾病活动性的量化动作的流程图。

[0030] 图 15 是表示拍摄了关节的超声波图像中的骨糜烂的图。

[0031] 图 16(a) 是表示实施方式的骨糜烂的检测的图,图 16(b) 是用于骨糜烂的检测的一阶差分的概念图,图 16(c) 是表示骨糜烂的检测的动作的图。

[0032] 图 17(a) 是表示实施方式的骨表面的量化的图,图 17(b) 是表示实施方式的骨表面的量化的图。

[0033] 图 18(a) 是表示实施方式的骨表面的量化的图,图 18(b) 是表示实施方式的骨糜烂的量化的图。

[0034] 图 19(a) 是表示实施方式的关节囊的量化的一例的图,图 19(b) 是表示实施方式的关节囊的量化的一例的图。

[0035] 图 20(a) 是表示变形例的关节腔区域的确定的一例的图,图 20(b) 是表示变形例的关节腔区域的确定的一例的图,图 20(c) 是表示变形例的关节腔区域的确定的一例的图。

[0036] 图 21(a) 是表示实施方式的关节腔区域的量化的一例的图,图 21(b) 是表示实施方式的关节腔区域的量化的一例的图。

[0037] 图 22 是表示实施方式的关节腔区域的量化的一例的图。

[0038] 标号说明

[0039] 11 超声波探头

[0040] 20 超声波诊断装置

[0041] 21 超声波发送接收部

[0042] 22 超声波图像生成部

[0043] 23 存储部

[0044] 24 边缘检测部

[0045] 25 构成要素确定部

[0046] 26 病状分析部

[0047] 27 控制部

[0048] 28 画面生成部

[0049] 31 输入部

[0050] 32 显示部

[0051] 111、121 骨

- [0052] 112、122 软骨
- [0053] 130 滑膜
- [0054] 140、205、394 关节囊
- [0055] 201、202、301、302 骨表面
- [0056] 203 皮肤
- [0057] 206 关节腔区域
- [0058] 208 血流信号
- [0059] 303 皮肤段
- [0060] 304 肌腱段
- [0061] 305 骨段
- [0062] 308、309 骨端部

具体实施方式

[0063] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0064] (实施方式 1)

[0065] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置 20 的结构的框图。超声波诊断装置 20 包括超声波发送接收部 21、超声波图像生成部 22、存储部 23、边缘检测部 24、构成要素确定部 25、病状分析部 26、控制部 27、画面生成部 28。作为图像处理电路,超声波图像生成部 22、存储部 23、边缘检测部 24、构成要素确定部 25 由一个块的电路构成。另外,超声波发送接收部 21、病状分析部 26、控制部 27、画面生成部 28 作为不同于图像处理电路的电路构成。这些也可以根据需要而构成为图像处理电路的内部结构。超声波探头 11、输入部 31、显示部 32 是从外部连接到超声波诊断装置 20 的结构。这些也可以根据需要而构成为包含在超声波诊断装置 20 中。

[0066] 超声波探头 11 是具有例如由 PZT(锆钛酸铅)等构成的振动元件配置为一列的振动元件阵列的线型探头。超声波探头 11 将在超声波发送接收部 21 中生成的超声波发送信号变换为发送超声波并送到被检体。被送出的发送超声波在作为被检体的生物体内的、存在关节部位的构成要素间的声阻抗之差的部分被反射。此时,声阻抗之差越显著则反射的超声波的能量也越大。

[0067] 被反射的反射超声波在超声波探头 11 中接收。在超声波探头 11 中接收到的超声波作为超声波接收信号而输入到超声波发送接收部 21。超声波发送接收部 21 进行基于整相相加的波束成形,并将整相相加后的超声波接收信号作为声线信号,以超声波的一次发送接收的扫描线为单位输出到超声波图像生成部 22。

[0068] 超声波图像生成部 22 将从超声波发送接收部 21 输入的声线信号进行合计,并进行包络线检波、对数压缩等而变换为亮度数据,且将扫描线的位置和深度变换为正交坐标,生成超声波图像。在超声波图像生成部 22 中生成的超声波图像暂时存储在存储部 23 中。

[0069] 存储部 23 是暂时存储超声波图像、后述的构成要素的确定信息、疾病活动性的存储装置,例如由 RAM、闪存、硬盘驱动器等构成。

[0070] 输入部 31 是用于检查者输入检查者名、患者名、超声波诊断装置的设定信息的结构,例如由键盘、轨迹球、手写平板等的输入设备构成。此外,例如,也可以是与后述的显示

部 32 一体的触摸面板等。

[0071] 边缘检测部 24 读出在存储部 23 中存储的超声波图像,检测图像内的边缘。检测到的边缘用于从超声波图像中确定表示关节部位的构成要素的图像部分(以下,简单记载为“构成要素”)。

[0072] 构成要素确定部 25 使用边缘检测部 24 检测到的边缘,确定超声波图像内的各构成要素。具体而言,从拍摄了关节部的超声波图像中,确定分别表示骨表面、关节位置、关节腔区域、滑膜的图像部分(以下,分别简单记载为“骨表面”、“关节位置”、“关节腔区域”、“滑膜”)。

[0073] 病状分析部 26 对构成要素确定部 25 确定的超声波图像的各构成要素进行分析,定量地评价风湿的病状的疾病活动性。

[0074] 控制部 27 将用户经由输入部 31 输入的设定信息与在存储部 23 中存储的超声波图像建立对应而保持。此外,分别取得构成要素确定部 25 确定的超声波图像的各构成要素、病状分析部 26 对疾病活动性的评价结果,并与设定信息一同通知到画面生成部 28。

[0075] 画面生成部 28 读出在存储部 23 中存储的超声波图像。此外,画面生成部 28 从控制部 27 接受从输入部 31 输入的检查者名、患者名、时间信息、超声波诊断装置的设定信息以及病状分析部 26 对疾病活动性的评价结果,并重叠到所读出的超声波图像上,输出到显示部 32。

[0076] 显示部 32 是对检查者提示画面生成部 28 生成的图像的监视器,例如是液晶显示器。

[0077] 超声波发送接收部 21、超声波图像生成部 22、边缘检测部 24、构成要素确定部 25、病状分析部 26、控制部 27、画面生成部 28 分别通过例如存储器和 CPU(中央处理器)、GPU(图形处理单元)等的可编程设备和软件、或者 FPGA(现场可编程门阵列)、ASIC(专用集成电路)等的硬件实现。

[0078] <测定对象>

[0079] 本实施方式中的主要的被检体的测定对象是关节。作为关节的一例,图 2 表示手指关节的概略。如图 2 所示,关节由骨 111、骨 121、软骨 112、软骨 122、滑膜 130、关节囊 140 构成。骨 111 和骨 121 的前端部分上分别附带了软骨 112 和软骨 122,且滑膜 130 以包围软骨 112 和软骨 122 的方式存在。此外,关节囊 140 以包围滑膜 130 的方式附着到骨 111 和骨 121。

[0080] 例如,若关节风湿进展,则能够确认滑膜 130 的肥厚或滑膜 130 内的关节液的积存、由骨皮质的破坏所引起的骨糜烂。此外,因软骨 112、软骨 122 的破坏导致关节的间隙变窄,关节强直。此外,在多数病例中,确认了在滑膜 130 内部中增生新的血管。

[0081] 使用图 3(a)、图 3(b),说明拍摄了关节的超声波图像和关节风湿的病状。

[0082] 图 3(a) 是拍摄了没有患上关节风湿的关节的超声波图像。在超声波图像中,描画了骨表面 201、骨表面 202、皮肤 203、肌腱 204、关节囊 205。由于骨表面 201、骨表面 202 和皮肤 203 是比较硬的构成要素,所以在超声波图像上也描画为高亮度。由骨表面 201、骨表面 202、关节囊 205 包围的区域是关节腔区域 206。

[0083] 由于到达骨 111、骨 112 的超声波的大部分被骨表面反射,所以骨的内部基本上未被描画,只有骨表面描画为高亮度。与骨表面 201、骨表面 202、皮肤 203 相比,肌腱 204 和

关节囊 205 描画为低亮度。此外,与肌腱 204 和关节囊 205 相比,滑膜 130 是更低的亮度,软骨 112、软骨 122 基本上不具有亮度值。因此,在拍摄了关节部位的超声波图像中,除了皮肤 203、骨表面 201、骨表面 202 之外,肌腱 204、关节囊 205 描画为比较高的亮度。

[0084] 另一方面,图 3(b) 是拍摄了患上关节风湿的关节的超声波图像。由于滑膜 130 随着风湿疾病的活动性进展而肥厚,所以包围滑膜 130 的关节囊 140 也肥大。因此,超声波图像中,确认了关节囊 205 的肥大。此外,骨皮质的破坏作为骨糜烂 207 而出现在超声波图像观察结果中。进一步,在关节腔区域 206 的内部中,观测到由血管增生所引起的血流信号 208。

[0085] <动作>

[0086] 说明实施方式 1 的超声波诊断装置 20 的动作。图 4 是表示超声波诊断装置 20 的整体的动作的流程图。

[0087] 首先,取得超声波图像(步骤 S101)。具体而言,超声波发送接收部 21 对超声波探头 11 送出超声波发送信号,超声波探头 11 将超声波发送信号变换为发送超声波而送到被检体。超声波探头 11 将从被检体反射的反射超声波变换为超声波接收信号而送到超声波发送接收部 21。超声波发送接收部 21 对超声波接收信号进行基于整相相加的波束成形,并将声线信号输出到超声波图像生成部 22。超声波图像生成部 22 对声线信号进行包络线检波、对数压缩等而变换为亮度数据,且将扫描线的位置和深度变换为正交坐标,生成超声波图像。以下,设为超声波图像是 B 模式图像,但超声波图像并不限于 B 模式图像,也可以是 M 图案图像、能量多普勒图像等使用超声波而生成的任意的图像。在超声波图像生成部 22 中生成的超声波图像存储在存储部 23 中。

[0088] 接着,从超声波图像中确定构成要素(步骤 S200)。通过这个动作,从超声波图像中,确定骨表面、滑膜,以及从这些确定骨端部、关节位置、关节囊、关节腔区域。被确定的各构成要素的信息存储在存储部 23 中。细节在后面叙述。

[0089] 接着,对疾病活动性进行量化(步骤 S300)。疾病活动性是表示有无患上关节风湿等的关节疾病或在患上的情况下的进展程度的指标,例如是滑膜或关节囊的肥厚度、骨表面的平滑程度、关节的形状、关节腔区域中的血流的有无以及其范围等。通过对疾病活动性进行量化,能够客观地评价有无患上关节疾病或进展程度的判断、规定期间中的疾病的进展状况等,进行对于被检者的可靠的调养等。通过这个动作,被确定的骨表面、滑膜、关节、关节囊、关节腔区域中的关节风湿的疾病活动性进行量化。被量化的各疾病活动性的信息存储在存储部 23 中。细节在后面叙述。

[0090] 最后,生成图像并输出到显示部 32(步骤 S102)。具体而言,对存储在存储部 23 中的超声波图像重叠从输入部 31 输入的检查者名、患者名、时间信息、超声波诊断装置的设定信息、病状分析部 26 对疾病活动性的评价结果,并输出到显示部 32。

[0091] <构成要素的确定>

[0092] 详细说明上述的步骤 S200 中的构成要素的确定。图 5 是表示构成要素的确定动作的流程图。

[0093] 另外,在本实施方式的超声波图像中,设为深度方向是 y 轴,与 y 轴正交的方向、即与皮肤大致平行的方向是 x 轴。此外,设为超声波图像的左上端是原点,x 轴是坐标值从超声波图像的左侧向右侧增加的轴,y 轴是坐标值从超声波图像的上侧向下侧增加的轴。即,

接近皮肤的一侧成为上,远离皮肤的一侧成为下。以下,有时将深的一侧标记为下,将浅的一侧标记为上,但实体上指同一个。

[0094] 如上所述,被检体中的构成要素间的声阻抗之差越大则反射超声波的能量越大。因此,在超声波图像中亮度高的线状的区域表示构成要素的边界的可能性高。此外,如上所述,由于骨表面描画为高亮度,比骨表面深的区域(骨内部)基本不具有亮度,所以在检测到构成要素的边界的候选之后,首先确定骨表面,进一步在浅的一侧检索其他的构成要素的边界是有效率的。图 6(a) 是从拍摄了关节区域的图像中提取了亮度高的线状的区域,从骨表面 301、骨表面 302 依次进行确定。另外,在图 6(a) 中,用虚线表示骨表面 301、302 以外的边缘。

[0095] 首先,边缘检测部 24 进行边缘的增强处理(步骤 S201)。具体而言,对超声波图像、这里对 B 模式图像进行边缘的提取,并将提取到的边缘图像和原来的 B 模式图像进行合成。这样,即使进行构成要素的边界之一作为独立的两个边缘而被提取等不完全的边缘提取,也因原来的 B 模式图像进行插补,所以在后述的边缘检测中检测到的边缘(特征线)不会被打断。这里使用的边缘的提取方法,举出索贝尔滤波器、二次微分法、将事先设定的骨表面的亮度值的代表值或者检查者经由输入部 31 而输入的值作为阈值进行二值化处理的方法、使用索贝尔算子、拉普拉斯滤波器等而从微分图像中取出优势的边缘的方法、提取连续的边缘的 Canny 法等。例如,在使用索贝尔算子而生成一次微分图像的情况下,如在以下的式[数 1]中表示的 L_y 那样设定算子的微分系数,使得对超声波图像在水平方向上具有强度的边缘被增强。式[数 1]的 L_y 是用于增强图像的从上到下的方向的亮度变化的微分系数,能够提取沿着图像的水平方向伸展的边缘。

[0096] 【数 1】

$$[0097] \quad L_y = \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

[0098] 接着,边缘检测部 24 通过动态规划法而检测边缘(步骤 S202)。这里,设为检测的对象的边缘是被写体的关节部位中的构成要素的边界线或者表示纤维状组织的纤维的特征线,与通过上述的边缘增强而提取到的边缘不同,并不限定于亮度最高的地方。在图 7 的流程图中表示动作的细节。

[0099] 首先,边缘检测部 24 对 x 坐标为 1 的全部像素(步骤 S401)取得亮度值(步骤 S402)。接着,对所取得的亮度值取出在 y 轴的方向上成为极大值(峰值)的像素,并将这些像素保持作为探索开始点(步骤 S403)。以下,对 j 个(j 为 1 以上的整数)探索开始点,将各自的坐标标记为 $(1, y_j)$ 。

[0100] 接着,对各个探索开始点探索构成同一个边缘的像素。具体而言,首先,关于 x 坐标仅增加 1 的、x 坐标为 2 的全部像素(步骤 S404),对各个探索开始点进行对应点的检索。具体而言,取得 x 坐标为 2 的全部像素的亮度值(S406)。然后,基于下述式[数 2],探索在 x 坐标为 2 的全部像素中、值 Value 成为最小的像素。

[0101] 【数 2】

$$[0102] \quad \text{Value} = m \cdot L(x, y) + n \cdot |y - y_j|$$

[0103] 这里, $L(x, y)$ 是坐标 (x, y) 的像素的亮度值。此外,系数 m、n 满足 $n > 0 > m$ 的

关系。

[0104] 具体而言,首先,判定上述 Value 是否低于规定的阈值 Th(步骤 S407)。这是因为,在 $|y-y_j|$ 极大的情况下,即 y 坐标大不相同的情况下,不能当做是连续的边缘。另外,这个判定也可以通过 $|y-y_j|$ 是否低于规定的阈值而进行,而不是 Value 是否低于阈值 Th。接着,对上述 Value 低于规定的阈值 Th 的像素,确定上述 Value 成为最小值的像素。具体而言,判定上述 Value 是否低于最小值 Min(步骤 S408),在低于的情况下,将 y 坐标存储为变量 p ,且将 Value 设为新的最小值 Min(步骤 S409)。另外,最小值 Min 的初始值既可以与阈值 Th 相同,在未定义最小值 Min 的情况下,也可以将步骤 S408 判定为“是”。

[0105] 由于对 x 坐标为 2 的全部像素实施步骤 S407 ~ S409 的处理,所以直到坐标 $(2, y)$ 达到超声波图像的下端为止(步骤 S410),将 Y 每次增加 1(步骤 S411)重复进行这些处理。

[0106] 这样,在 Value 低于规定的阈值 Th(步骤 S407 中成为“是”)的坐标存在 1 个以上的情况下,Value 成为最小值的 y 坐标存储为变量 p ,此时的 Value 值存储为最小值 Min。因此,在对变量 p 存储了值的情况下(步骤 S412 中“是”),将 (x, p) 作为构成边缘的下一个点而与探索开始点 $(1, y_j)$ 对应,将 (x, p) 设为新的探索开始点(步骤 S413)。另一方面,在 Value 低于规定的阈值 Th(步骤 S407 中成为“是”)的坐标一个也不存在的情况下,由于没有对变量 p 存储值(步骤 S412 中“否”),所以此时判断为边缘在 $(x-1, y_j)$ 结束(步骤 S414)。

[0107] 通过对全部探索开始点重复执行步骤 S407 ~ S414 的处理(步骤 S415、S416),从而对于 x 坐标 $x-1(=1)$ 的探索开始点的全部,若有对应的点则可以设为新的探索开始点,若没有对应的点则可以判定为边缘结束。另外,在从 x 坐标 $x-1(=1)$ 的多个探索开始点对应 x 坐标 $x(=2)$ 的单一的对对应点的情况下,也可以对 Value 值最小的组合以外的组合,设为边缘在 x 坐标 $x(=2)$ 的单一的对对应点结束,也可以将其组合设为无效,检索其他的对对应点。

[0108] 接着,进一步,对 x 坐标为 2 的全部像素取得亮度值,取出在 y 轴的方向上成为极大值的坐标,并将各坐标追加到探索开始点 (x, y_j) (步骤 S417)。此时,关于在步骤 S413 中已经确定为新的探索开始点的点,由于重复所以不追加。由此,(1)在步骤 S413 中确定的对应于 $(x-1, y_j)$ 的点、(2)在 y 轴的方向上成为极大值的(1)以外的点,被设定为新的探索开始点。

[0109] 对新的检索开始点重复执行步骤 S404 ~ S417 的处理(步骤 S418)。这样,对 $x=2$ 的探索开始点进行 $x=3$ 的对对应点的有无的检测和 $x=3$ 的探索开始点的设定。通过直到到达画面的右端为止重复执行这个处理,能够通过有效率且误识别少的方法来检测与 y 轴大致平行的边缘。例如,能够防止将重叠在边缘的高亮度的噪声误识别为边缘或者将在超声波图像的中央被打断的边缘与浅的一侧的其他边缘误识别为单一边缘。通过重复这个处理,例如,图 8(a) 所示,能够检测推测为骨表面的构成要素的边界。

[0110] 图 8(b)、图 8(d) 表示像素的亮度值和被检测的边缘的关系。图 8(b) 表示图 3 中的区域 A 中的各像素和亮度值的关系,图 8(d) 表示图 3 中的区域 B 中的各像素和亮度值的关系。另外,这里,设为 $m=-1$ 、 $n=20$ 、 $Th=-20$ 。在图 8(b) 中,检测到边缘 501 和边缘 502。在仅仅沿着 y 轴检测到亮度值的极大值的情况下,由于在 $x=4$ 中检测到 $(4, 1)$ 和 $(4,$

2), 所以存在误识别为 (3, 2) 和 (4, 1) 对应、(3, 6) 和 (4, 2) 对应的可能性。但是, 在本实施方式的方法中, 由于考虑 y 坐标的差, 所以在边缘 502 中不会误识别为 (4, 2) 是边缘 502 的一部分。图 8(c) 表示在将 (3, 6) 设为探索开始点的情况下的 Value 值, 但由于 (4, 2) 的 Value 值成为 -20, (4, 6) 的 Value 值成为 -70, 所以 (3, 6) 和 (4, 6) 建立关联, (3, 6) 和 (4, 2) 不会建立关联。

[0111] 此外, 在图 8(d) 中, 检测到边缘 503 ~ 506。这里, 关于边缘 504, 与图 8(b) 相同地, 不会误识别为 (5, 2) 和 (5, 10) 等是边缘的一部分, 能够准确地检测边缘。图 8(e) 表示在将 (4, 6) 设为探索开始点的情况下的 Value 值, 这样, 由于 Value 值全部为阈值 $Th (= -20)$ 以上, 所以没有与 (4, 6) 对应的像素。因此, 正确地识别为边缘 504 在 (4, 6) 中被打断, 不会发生与边缘 503 和边缘 506 成为一体化的情况。此外, 由于对于探索开始点的对应点为一个, 所以不会将边缘 505 和边缘 506 误识别为被分支的一个边缘, 由于 (4, 12) 至 (5, 12) 的 Value 值成为 -70, 所以不会漏检测边缘 505 的亮度的部分性地低的一部分 (4, 12) ~ (5, 12)。因此, 在边缘 505 和边缘 506 中, 能够准确地识别边缘 506 接近边缘 505 的情况。

[0112] 返回到图 5 继续说明。接着, 构成要素确定部 25 通过对检测到的边缘进行分类, 从而检测骨表面 (步骤 S203)。图 6(b) 表示将检测到的边缘分类为皮肤段 303、肌腱段 304、骨段 305 的状态。由于在解剖学上可知皮肤在最浅的位置上、骨表面在最深的位置上、腱和关节囊在其间, 所以例如通过 K-means 或 mean-shift 等的将在图像上距离近的边缘分类到同一个段的方法, 能够将在步骤 S202 中检测到的边缘分类为段。由此, 能够检测为在骨段 305 中包含的边缘是骨表面。

[0113] 具体而言, 成为如图 9 的流程图所示的动作。首先, 对浅的区域的边缘 (步骤 S501), 判定是否从超声波图像的左端到达右端 (步骤 S502), 若是肯定的, 则分类为皮肤段 (步骤 S503)。另一方面, 对深的区域的边缘 (步骤 S504), 判定是否由两个边缘构成且相对的部分是否向下 (步骤 S505) 以及判定边缘的下方的亮度是否低 (步骤 S506), 若都是肯定的, 则分类为骨段 (步骤 S507)。另一方面, 存在于深的区域和浅的区域的中间的边缘、虽然存在于浅的区域但不是皮肤段的边缘、虽然存在于深的区域但不是骨段的边缘分类为肌腱段 (步骤 S509)。

[0114] 由此, 关节部位的构成要素的边界准确地检测为任一个边缘, 并且, 这些边缘分类为骨表面、皮肤、关节囊或者肌纤维或者肌腱中的任一个。

[0115] <其他的构成要素的确定>

[0116] 返回到图 5 继续说明。接着, 构成要素确定部 25 基于亮度值而检测滑膜 (步骤 S204)。图 10(a)、图 10(b) 是表示了滑膜的检测过程的图。图 10(a) 的边缘 452 是检测到的骨表面。构成要素确定部 25 在各 x 坐标中, 对从超声波图像的上端至骨表面的各像素取得亮度值, 检测是否为滑膜。例如, 将 $x = x_k$ 的直线 451 上的像素分类为肌腱和肌纤维或者滑膜。具体而言, 基于 (1) 滑膜等存在于比肌纤维深的位置, (2) 滑膜的亮度比肌纤维等的亮度低的这两者, 根据亮度值和深度而将像素分类为 2 组。通过对全部 x 坐标进行以上的处理, 能够检测滑膜存在的区域。图 10(b) 是表示了超声波图像上检测到的滑膜的区域 481 的图。

[0117] 返回到图 5 继续说明。接着, 从骨表面中确定关节、骨端部、关节腔区域 (步骤 S204), 以下, 说明各个检测方法。

[0118] 如下检测关节。图 11 表示检测到的骨表面 301、302。能够判定关节是骨表面 301 和骨表面 302 不连续的断裂部（图 9 的步骤 S508）。另外，也可以如图 12(a) 所示，对两个骨表面 301、302 确定两个关节位置 381、382，也可以如图 12(b) 所述，从关节的整体确定包括两个骨表面的关节位置 383。

[0119] 如下检测骨端部。首先，将骨表面的检测结果进行平坦化。接着，算出骨表面上的各点的曲率。最后，将骨表面的曲率成为正且具有凸形状的点设为骨端部。由于每个骨具有骨端部，所以对骨表面 302 也进行同样的处理，检测骨端部。图 11 中用圆包围的部分是骨端部。

[0120] 如下检测关节囊。图 13 是表示在超声波图像上中，存在于比骨表面 301、302 以及关节浅的位置的边缘的图。边缘 391、394 都是位于比关节腔区域和骨表面 301、302 浅的位置的边缘。由于在解剖学上，如图 2 所示，关节囊 140 与骨 111、121 连接，所以在超声波图像中，关节囊也与骨表面 301、302 连接。此外，关节腔区域的亮度低、关节囊和骨表面是高亮度。因此，在步骤 S202 中检测到的边缘中，能够将与骨表面 301、302 连接且由该边缘和骨表面 301、302 包围的区域为低亮度的边缘确定为关节囊。在图 13 中，检测到在地点 392 与骨表面 301 连接并在地点 393 与骨表面 302 连接的关节囊 394。具体而言，如图 9 的流程图中的步骤 S509 以后那样，对分类为肌腱段的边缘，判定两端是否与骨表面 301、302 连接（步骤 510）以及判定由该边缘和骨表面 301、302 包围的区域是否为低亮度（步骤 S511），若都是肯定的，则将该边缘判定为关节囊（步骤 S512），若任一个为否定的，则将该边缘判定为肌纤维（步骤 S513）。

[0121] 若确定关节囊，则能够确定由骨表面 301、302、关节囊包围且亮度低的区域是关节腔区域。

[0122] <疾病活动性的量化>

[0123] 详细说明上述的步骤 S300 中的疾病活动的量化。图 14 是表示疾病活动的量化的流程图。

[0124] 《骨表面的量化》

[0125] 首先，病状分析部 26 进行骨表面的量化（步骤 S301）。随着风湿症状进展，在骨表面 301 中如图 15 那样观测到骨糜烂 311。因此，能够从骨表面 301 提取骨糜烂，对骨糜烂的进度进行定量评价。

[0126] 首先，提取骨糜烂 311。骨糜烂 311 能够作为骨表面具有极值的位置而提取。如图 16(a) 所示，骨糜烂所存在的骨表面 321 变形为凹型。将该凹陷检测作为骨表面上的极值。具体而言，如图 16(b) 所示，在超声波图像中的 x 轴方向和 y 轴方向的各个方向上算出骨表面的一阶差分、即在骨表面上相邻的第 i 个像素 325 和第 (i+1) 个像素 326 的 x 轴、y 轴的各个轴的坐标位置之差，并检测其极值。更具体而言，通过式 [数 3] 而算出。

[0127] 【数 3】

$$[0128] \quad \dot{x} = x_{i+1} - x_i$$

$$[0129] \quad \dot{y} = y_{i+1} - y_i$$

[0130] 首先，从 x 轴的原点侧计算骨表面 321 的一阶差分。在极值 322 中，x 轴方向的一阶差分的值以极值 322 的像素为边界大幅减少，在像素 323 中再次还原。此外，以像素 323 为边界，y 轴方向的一阶差分的符号从负反转为正，在极值 324 的周边再次从正反转为负。

在一阶差分的值大幅变动或者符号反转的像素在局部性的区域 331 的内部存在多个的情况下,能够判断为在该区域内存在骨糜烂。

[0131] 使用图 16(c) 说明用于确定骨糜烂存在的局部性的区域的方法。首先,计算在局部性的区域 331 内包含的骨表面 321 的像素的一阶差分,判断是否包含骨糜烂。另外,在 x 轴、y 轴的两个方向上计算像素的一阶差分。接着,将局部性的区域 331 沿着骨表面 321 移动一定距离。通过依次重复这两个动作,能够自动地确定骨糜烂存在的局部性的区域。另一方面,若对骨糜烂不存在的骨表面同样地计算一阶差分,则由于一阶差分在 x 轴、y 轴上都不会大幅变化,因此也不具有极值,所以自动地判定不存在骨糜烂。

[0132] 接着,将检测到的骨糜烂进行量化。作为量化的一个手段,有使函数拟合,算出拟合误差的方法。图 17(a) 表示有骨糜烂的情况下的骨表面 361 和拟合函数 362。另一方面,图 17(b) 表示没有骨糜烂的情况下的骨表面 363 和拟合函数 364。如图 17(a)、图 17(b) 所示,在有骨糜烂的情况下,与没有骨糜烂的情况相比,骨表面和拟合函数的差分即拟合误差更大。此外,由于骨糜烂越进展则骨表面的平滑程度越差,所以拟合误差越大。因此,拟合误差成为表示骨糜烂的进度的指标。

[0133] 这里,用于拟合的函数是任意的,但若骨糜烂的部分和拟合函数拟合则会不理想,需要注意次数的选择。另外,在存在多个骨糜烂的情况下,也可以单独采用各骨糜烂的拟合误差,也可以算出多个骨糜烂的拟合误差的最大值、最小值、合计值、平均值、中间值等的统计量。

[0134] 此外,如图 18(a) 所示,也可以使函数拟合骨表面整体。具体而言,是从骨表面的最深部或者断裂部(关节位置)分为左右,左右分别拟合函数的方法。在这样使函数拟合骨表面整体的情况下,不需要检测骨糜烂的位置。图 18(a) 表示拟合骨表面 365 的函数 371 和拟合骨表面 366 的函数 372。在有骨糜烂的情况下,由于拟合的函数 371 和骨表面 365 的误差增大,所以在该情况下,也通过将拟合误差进行量化,能够得知骨糜烂的存在,也能够评价风湿的疾病活动性。另外,此时,用于拟合的函数也是任意的,但若骨糜烂的部分和拟合函数拟合则会不理想,需要注意次数的选择。

[0135] 或者,也可以将骨糜烂直接进行量化。图 18(b) 是使椭圆函数 373 拟合判定为骨糜烂的骨表面 367 的图。此时,例如,能够使用最小二乘法而决定拟合函数。此时,作为量化的指标,例如能够使用椭圆的面积、长径、短径、偏心率等的椭圆的几何学的各种量。另外,在存在多个骨糜烂的情况下,也可以对各个骨糜烂使用量化指标,也可以使用对各骨糜烂进行量化后的指标的最大值、最小值、合计值、平均值、中值等的统计量。

[0136] 《滑膜的量化》

[0137] 接着,进行滑膜的量化(步骤 S302)。图 10(b) 是表示了滑膜的量化的图。这里,在区域 481 中表示检测到的滑膜。这里,对在步骤 S204 中检测到的骨端部 308、309,将连接骨端部 308 和骨端部 309 的直线表示为直线 482,将通过骨端部 308 并与 y 轴平行的直线表示为直线 483,将通过骨端部 309 并与 y 轴平行的直线表示为直线 484。

[0138] 如上所述,若关节风湿进展,则滑膜肥厚。若滑膜肥厚,则首先在皮肤侧、即超声波图像的上方滑膜肥厚,若肥厚进一步进展,则滑膜也在超声波图像的左右方向上扩大。因此,将滑膜不超过直线 482、483、484 中的任一个的状态设为得分 GS1。此外,将滑膜超过直线 482 且扩展至由直线 482、483、484 包围的关节信息的区域 485 的状态设为得分 GS2。进

一步,将滑膜超过直线 483 和 484 且扩展至直线 482 的左侧的区域 486 以及直线 482 的右侧的区域 487 中的至少一个区域的状态设为得分 GS3。另外,表示图 10(b) 所示的滑膜的区域 481 由于超过直线 482 且扩展至区域 485 但没有超过直线 483 以及直线 484 中的任一个,所以判断为得分 GS2。

[0139] 《关节的量化》

[0140] 接着,将关节进行量化(步骤 S303)。由于软骨随着关节风湿的进展而减少,所以如图 2 所示,骨 111 和骨 121 接近。因此,在超声波图像中,关节位置的间隔成为狭小化。因此,通过将关节位置的间隔进行量化,能够评价风湿的疾病活动性。具体而言,能够将如图 12(a) 所示的关节位置 381 和关节位置 382 的距离或者水平距离(x 坐标的差分)进行量化。

[0141] 《关节囊的量化》

[0142] 接着,将关节囊进行量化(步骤 S304)。如图 2 所示,由于滑膜 130 随着关节风湿的进展而肥厚,所以包括滑膜的关节囊 140 也扩展。因此,在超声波图像上,关节囊的边缘变形。因此,通过将关节囊的长度、高度、宽度、面积等进行量化,能够评价风湿的疾病活动性。

[0143] 使用图 19(a)、图 19(b) 说明将关节囊的长度、高度、宽度、面积进行量化的方法。

[0144] 关节囊的长度使用关节囊的边缘 394 的长度而进行量化。

[0145] 关节囊的高度使用如下的长度进行量化:从在关节囊的边缘 394 中 y 坐标最小的极大值 401,对通过关节囊的边缘 394 的左端 402 的水平线 404 和通过关节囊的边缘 394 的右端 403 的水平线 405 分别垂直向下的垂直线 406、407 的各个长度。另外,这两个长度也可以单独使用,也可以使用最大值、最小值、平均值、合计值等的统计量。或者,如图 19(b) 所示,也可以将从关节囊的边缘 394 的极大值 401 对连接关节囊的边缘 394 的左端 402 和右端 403 的直线 411 垂直向下的垂直线 412 的长度量化作为关节囊的高度。

[0146] 关节囊的宽度使用关节囊的左端 402 和右端 403 之间的水平距离 408(x 坐标之差)或者连接左端 402 和右端 403 的直线 411 的长度而进行量化。

[0147] 关节囊的面积使用由关节囊的边缘 394 和直线 411 包围的区域内的面积、即区域内的像素数而进行量化。

[0148] 另外,设为关节囊的边缘 394 的左端 402 和右端 403 的位置是在步骤 S509 中检测到的坐标、关节囊的边缘 394 的极大值 401 是在构成关节囊的边缘 394 的像素中 y 坐标最小的点,但例如也可以用户经由输入部 31 而指定。

[0149] 《关节腔区域的量化》

[0150] 接着,将关节腔区域进行量化(步骤 S305)。将关节腔区域进行量化的指标可举出关节腔区域的面积、高度、宽度、角度。在图 21(a) 中,表示关节腔区域 423、关节腔区域的高度 431、关节腔区域的宽度 432。在图 21(b) 中,表示从关节位置朝向关节囊的两端的箭头 433 和关节腔区域的角度 434。

[0151] 关节腔区域的面积通过对关节腔区域 423 内的像素数进行计数而量化。

[0152] 关节腔区域的宽度通过关节腔区域 423 内的各像素中的 x 坐标的最大值和最小值之差或者关节囊的左端和右端的 x 坐标之差(水平距离)而量化。

[0153] 关节腔区域的高度通过关节腔区域 423 内的各像素中的 y 坐标的最大值和最小值

之差而量化。

[0154] 关节腔区域的角度作为由从关节位置的中心分别朝向关节腔区域的两端的两个箭头 433 所构成的角 434 而进行量化。具体而言,关节位置的中心能够使用在步骤 S204 中确定的关节位置 381、382 的中点。另外,关于关节腔区域的两端,既可以使用在步骤 S204 中确定的关节囊 394 的两端,也可以使用在上述的关节腔区域的宽度的量化中使用的、x 坐标最大的点以及 x 坐标最小的像素的坐标。

[0155] 此外,也可以使用包括血流信号的能量多普勒图像而进行关节腔区域的量化。由于若关节风湿进展则在滑膜中产生新生血管,所以在滑膜区域中检测到血流信号。图 22 表示能量多普勒图像中的血流信号 442、443、444。作为量化的指标,可举出在关节腔区域 423 内观测到的血流信号 442、443 的总面积、血流信号 442、443 的总面积相对于关节腔区域 423 的面积的比例、作为连续的区域而测量的血流信号的个数等。另外,由于血流信号 444 在关节腔区域 423 的区域外,所以不作为量化的对象。

[0156] 此外,也可以将血流信号的位置作为量化的对象。这是因为,由于若风湿的病状进展则滑膜肥厚,所以在关节腔区域的上方观测到血流信号。首先,将横穿关节腔区域 423 的直线设为将关节腔区域 423 分割为上方和下方的边界线 441。与上述的关节腔区域的宽度和角度相同地,边界线 441 的两端既可以使用在步骤 S204 中确定的关节囊 394 的两端,也可以使用在上述的关节腔区域的宽度的量化中使用的、x 坐标最大的像素以及 x 坐标最小的像素的坐标。或者,也可以用户经由输入部 31 而输入边界线 441。接着,将血流信号区分为边界线 441 的上方的血流信号 442 和下方的血流信号 443 的 2 个种类,并在各个区域中,将血流信号的总面积、血流信号的总面积相对于关节腔区域 423 的面积的比例、作为连续的区域而测量的血流信号的个数进行量化。

[0157] 此外,也可以对位于边界线 441 的上方和下方的血流信号分别设定系数,根据式 [数 4] 作为加权平均而进行量化。

[0158] 【数 4】

[0159]
$$\text{Value} = \omega_1 Q_1 + \omega_2 Q_2$$

[0160] 这里, ω_1 是对位于边界线 441 的上方的血流信号赋予的系数, Q_1 是从位于边界线 441 的上方的血流信号导出的量化值, ω_2 是对位于边界线 441 的下方的血流信号赋予的系数, Q_2 是从位于边界线 441 的下方的血流信号导出的量化值。 Q_1 和 Q_2 是分别位于上方 / 下方的血流信号的总面积、血流信号的总面积相对于关节腔区域 423 的面积的比例、作为连续的区域而测量的血流信号的个数中的任一个,最好对 Q_1 和 Q_2 使用相同的种类的量化评价价值。

[0161] 此外,也可以将从边界线 441 至血流信号的位置为止的垂直距离用于量化。如图 22 所示,将从血流信号 442 至边界线 441 垂直向下的垂直线 445 的长度、从血流信号 443 至边界线 441 垂直向下的垂直线 446 的长度设为评价价值。此时,使得对位于边界线 441 的上方的血流信号,越远离边界线 441 成为越高的评价价值,对位于边界线 441 的下方的血流信号,越远离边界线 441 成为越低的评价价值,使用评价价值的合计值进行量化。或者,也可以使用基于距离的评价价值进行加权。例如,也可以将基于对于各个血流信号的离边界线 441 的距离的评价价值设为 l_n ,将血流信号的面积设为 V_n ,通过式 [数 5] 对血流信号的面积进行加权。

[0162] 【数 5】

[0163] $Value = \sum l_n V_n$

[0164] 此时,可定义能够概括地评价血流的位置和面积的量化值。另外,也可以对 V_n 使用血流信号的总面积相对于关节腔区域 423 的面积的比例、作为连续的区域而测量的血流信号的个数。此外,也可以对 l_n 使用对于各个血流信号的离关节位置的中心的直线距离。这样,离关节位置的中心的距离越远成为越高的评价值,越接近关节位置的中心的距离成为越低的评价值。

[0165] <总结>

[0166] 通过上述结构,以分别独立的形式检测表示构成要素的边界的特征线,能够将多个特征线的集合与各构成要素的边界建立对应。因此,构成要素的边界线、即骨表面、皮肤、关节腔与任一个特征线对应。因此,与以线条状检测一个边缘的情况相比,由于不需要图案匹配,所以能够防止在没有适当的比较图案的情况下不能判断、使用不适当的比较图案而误识别边界的情况。此外,与只使用亮度来检测边缘的情况不同,能够防止由亮度高的边缘接近其他的边缘的情况或高亮度噪声重叠到边缘所引起的误识别边缘的情况。

[0167] 此外,不需要如图案匹配那样很多的运算,对运算量的削减也产生贡献。

[0168] 因此,能够高精度地检测各构成要素,能够进行不依赖检查者的、可靠性高的病状的量化。

[0169] <实施方式的其他的变形例>

[0170] (1) 在实施方式中,超声波诊断装置 20 对骨表面、滑膜、关节、关节囊、关节腔区域的全部将疾病活动性进行量化,但本发明并不限于这样的情况。超声波诊断装置 20 也可以只对例如骨表面、滑膜、关节、关节囊、关节腔区域中的一部分进行量化,此外,也可以只进行用户使用输入部 31 而指定的疾病活动性的量化。另外,不一定要检测在量化时不需要确定的构成要素,例如,在不对滑膜进行量化的情况下,也可以不检测滑膜。

[0171] 此外,超声波诊断装置 20 也可以不进行量化而只进行构成要素的检测,使外部装置处理量化等的处理。

[0172] (2) 在实施方式中,超声波诊断装置 20 使用超声波探头 11 取得超声波图像,对所取得的图像进行构成要素的检测和疾病活动性的量化,但本发明并不限于这样的情况。超声波诊断装置 20 例如也可以在存储部 23 中存储多个超声波图像,从存储部 23 中取得任意的超声波图像,进行构成要素的检测和疾病活动性的量化。或者,例如也可以从外置的硬盘或 SD 卡等的存储器设备、网络上的服务器、NAS(Network Access Storage,网络访问存储器)等的外部的存储部件等中取得超声波图像,进行构成要素的检测和疾病活动性的量化。

[0173] (3) 在实施方式中,通过超声波诊断装置 20 确定关节囊 394 而检测关节腔区域 423,但本发明并不限于这样的情况。例如,在不对关节囊进行量化的情况下,也可以如下使用关节位置,不检测关节囊而直接检测关节腔区域。

[0174] 即,利用在超声波图像中关节腔区域的亮度比骨表面和关节囊低的情况,通过动态轮廓模型或区域扩展法等而检测描画为低亮度的关节腔区域。如图 20(a) 所示,利用在步骤 S205 中确定的关节位置 381 和关节位置 382,例如在关节位置 381 和关节位置 382 的中点的上方设定初始探索点 421,反复放大描画为低亮度的区域。图 20(b) 表示被放大的探索区域 422。这样,如图 20(c) 所示,能够检测关节腔区域 423。另外,也可以在每次检测

时,利用在步骤 S205 中确定的骨表面 301、302。

[0175] 另外,假设了初始探索点 421 位于关节位置 381 和关节位置 382 的中点的上方,但并不限于这样的情况,例如,既可以是关节位置 381 和关节位置 382 的中点,也可以是检查者使用输入部 31 进行设定。

[0176] (4) 在实施方式中,在步骤 S405 ~ S415 中,没有提及探索开始点的处理顺序,但例如也可以从超声波图像的下方开始依次进行处理,或者,也可以从亮度高的顺序依次处理。这样,能够在准确地提取出描画为高亮度的骨表面或皮肤之后,确定关节囊等。

[0177] (5) 在实施方式中,在进行步骤 S202 的边缘的检测之前进行步骤 S201 的边缘的增强处理,但本发明并不限于这样的情况。例如,也可以不进行边缘的增强处理。

[0178] 此外,也可以在步骤 S202 中每检测一个边缘时,在步骤 S205 中判定各边缘是哪个构成要素的边界之后,从超声波图像中排除在步骤 S202 中检测到的边缘之后再次在步骤 S201 中进行边缘的增强处理,在步骤 S202 中再次进行边缘的检测。或者,也可以在步骤 S205 中判定了各边缘是哪个构成要素的边界之后,排除所确定的边缘以外的边缘之后再次在步骤 S201 中进行边缘的增强处理,在步骤 S202 中再次重新检测该确定的边缘。这样,能够进一步提高边缘的检测精度。

[0179] (6) 在实施方式中,边缘检测部 24 将在式 [数 2] 中表示的 Value 值最小的对应点与探索开始点建立对应,但本发明并不限于这样的情况。Value 值是对应点的亮度越高则越小,并且,探索开始点和对应点的距离越短或者探索开始点和对应点的 y 坐标之差越小则越小的值即可,例如,也可以是将探索开始点和对应点的距离除以亮度值所得的值。

[0180] (7) 在实施方式中,边缘检测部 24 将 x 坐标只差 1 的对应点与一个像素的探索开始点建立对应,但本发明并不限于这样的情况。例如,也可以是探索开始点为 2 个像素 × 2 个像素的像素组,对应点是像素组中的左上的像素的 x 坐标只差 2 的、与探索开始点相同尺寸的像素组。此时,像素组的亮度既可以是左上的像素等像素组中的特定的像素的亮度值,也可以使用像素组整体的亮度的平均值、最大值、中值等的统计值。此外,像素组的尺寸并不限于 2 个像素 × 2 个像素的尺寸,也可以在不影响边缘检测的精度范围内,使用 4 个像素 × 4 个像素、3 个像素 × 2 个像素等任意的尺寸。

[0181] (8) 在实施方式中,说明了使用包括血流信号的能量多普勒图像进行关节腔区域的量化的情况,但例如也可以使用包括血流信号的能量多普勒图像进行滑膜的量化。即,也可以将在滑膜的区域 481 内观测到的血流信号 442、443 的总面积、血流信号 442、443 的总面积相对于滑膜的区域 481 的面积的比例、作为连续的区域而测量的血流信号的个数等进行量化。此外,也可以使用式 [数 4] 或式 [数 5] 进行量化。由于关节风湿的进展而在滑膜中发生新生血管,所以这样,能够更准确地评价疾病活动性。

[0182] (9) 在实施方式中,边缘检测部 24 从 x 坐标最小的探索开始点起沿着 x 坐标值增加的方向探索对应点,但本发明并不限于这样的情况。例如,也可以从 x 坐标最大的探索开始点起沿着 x 坐标值减少的方向探索对应点。此外,也可以对探索开始点,沿着 x 坐标值增加的方向和减少的方向的双方探索对应点,此时,能够检测如在 x 轴方向上折返的边缘。此时,在骨糜烂的检测中,也可以代替检测 x 轴方向的一阶差分的值是否大幅变动,而是检测 x 轴方向的一阶差分的符号是否变化。

[0183] (10) 实施方式以及各变形例的超声波诊断装置也可以将其构成要素的全部或者

一部分通过一个芯片或者多个芯片的集成电路来实现,也可以通过计算机的程序来实现,也可以通过其他任意方式来实施。例如,也可以将超声波诊断装置通过一个芯片来实现,也可以只将图像生成部通过一个芯片来实现,也可以将构成要素确定部等通过其他芯片来实现。

[0184] 在通过集成电路来实现的情况下,典型地作为 LSI (Large Scale Integration, 大规模集成) 而实现。这里,虽然设为 LSI,但根据集成度的差异,有时也称为 IC、系统 LSI、超 LSI、超大 LSI。

[0185] 此外,集成电路化的方法并不限于 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 制造后能够编程的 FPGA (Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列)、能够重构 LSI 内部的电路单元的连接或设定的可重构处理器。

[0186] 进而,若由于半导体技术的进步或者派生的其他技术而出现了替换 LSI 的集成电路化的技术,则当然也可以使用该技术来进行功能模块的集成化。

[0187] 此外,各实施方式以及各变形例的超声波诊断装置也可以通过写入存储介质的程序和读入程序而执行的计算机来实现。存储介质也可以是存储卡、CD-ROM 等的任意的记录介质。此外,本发明的超声波诊断装置也可以通过经由网络而下载的程序和从网络下载程序而执行的计算机来实现。

[0188] (11) 以上说明的实施方式都是表示本发明的优选的一个具体例的方式。在实施方式中表示的数值、形状、材料、构成要素、构成要素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等是一例,并不是限定本发明的主旨。此外,在实施方式中的构成要素中,关于在表示本发明的最上位概念的独立权利要求中没有记载的步骤,作为构成较优选的方式的任意的构成要素来说明。

[0189] 此外,为了容易理解发明,在上述各实施方式中举出的各附图的构成要素的比例尺有时与实际的不同。此外,本发明并没有通过上述各实施方式的记载来限定,在不脱离本发明的要旨的范围内能够进行适当变更。

[0190] 此外,在超声波诊断装置中,在基板上还存在电路零部件、引线等的构件,但由于能够基于本领域技术中的普通知识对电性布线、电路实施各种方式,作为本发明的说明无直接关系,所以省略说明。此外,上述表示的各附图是示意图,未必是严格图示的。

[0191] <补充>

[0192] 以下,说明实施方式的超声波诊断装置、超声波诊断装置的图像处理方法以及计算机能够读取的非暂时性的记录介质的构成以及效果。

[0193] (1) 实施方式的超声波诊断装置是从拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分的超声波诊断装置,其特征在于,包括取得超声波图像而确定所述图像部分的图像处理电路,所述图像处理电路包括:超声波图像取得部,取得超声波图像;以及构成要素确定部,在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像

部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

[0194] 此外,实施方式的超声波诊断装置的图像处理方法是拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于,取得超声波图像,在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

[0195] 此外,实施方式的计算机能够读取的非暂时性的记录介质是记录有使在超声波诊断装置中使用的处理器进行图像处理的程序的计算机能够读取的非暂时性的记录介质,所述超声波诊断装置从拍摄了关节部位的超声波图像中确定表示所述关节部位的构成要素的图像部分,其特征在于,所述图像处理取得超声波图像,在所述超声波图像中,在将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向,并将与所述第一方向正交的方向设为第二方向时,通过在第二方向的全部像素位置中,进行在第二确定像素的亮度大且第一确定像素和所述第二确定像素接近的情况下将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联的处理,从而从所述超声波图像中检测一个以上的特征线,基于该特征线在所述第一方向上的顺序来确定所述特征线中的哪个特征线表示所述构成要素间的边界,并确定表示各构成要素的边界的图像部分,其中,所述第一确定像素是所述第二方向的像素位置为 N 的像素,所述第二确定像素是所述第二方向的像素位置为 $N+1$ 的像素,并且 N 为 1 以上的整数。

[0196] 这样,由于能够以分别独立的形式检测表示构成要素的边界的特征线,所以不需要用于将多个特征线的集合对应于各构成要素的边界的图案匹配。因此,能够与构成要素的边界线对应于哪个特征线和特征线的形状无关,准确地检测构成要素与其他构成要素的边界。此外,即使假设表示关节部位的图像部分的形状与一般的表示关节部位的图像的形狀大不相同,也因深度方向上的各构成要素的顺序不变,所以能够准确地确定各构成要素而不会弄错构成要素。

[0197] (2) 此外,也可以在实施方式的上述 (1) 的超声波诊断装置中,所述构成要素确定部从在所述第一方向上深的所述特征线中确定骨表面作为所述构成要素间的边界,进一步,从深度比所述骨表面浅且没有检测到所述特征线的区域中,基于所述第一方向上的亮度的变化来确定表示滑膜的图像部分。

[0198] 这样,能够从骨表面和超声波图像中进一步检测滑膜区域。

[0199] (3) 此外,也可以在实施方式的上述 (1) 的超声波诊断装置中,所述第一方向与 y 轴平行且所述第二方向与 x 轴平行,第一确定像素是下列像素中的任一个:在 x 坐标为 N 的多个像素中,在所述第一方向上亮度成为极大的像素,或者在 N 为 2 以上的情况下作为第二确定像素与 x 坐标为 $N-1$ 的第一确定像素建立关联的像素,在将所述第一确定像素的坐

标设为 (N, y_N) , 将 x 坐标为 $N+1$ 的任意的像素的亮度设为 $L(N+1, y)$, 将该像素的坐标设为 $(N+1, y)$ 的情况下, 所述第二确定像素是, 在 x 坐标为 $N+1$ 的像素中由 $\text{Value} = m \cdot L(N+1, y) + n \cdot |y - y_N|$ (m, n 为满足 $n > 0 > m$ 的实数) 表示的值 Value 成为最小的像素。

[0200] 这样, 由于持续选择亮度大且 y 轴方向的坐标差小的像素而形成特征线, 所以能够准确地检测构成要素和其他的构成要素的边界。

[0201] (4) 此外, 也可以在实施方式的上述 (3) 的超声波诊断装置中, 所述图像处理电路还包括边缘增强部, 所述构成要素确定部通过根据所述边缘增强部进行了所述超声波图像的边缘增强的结果, 将所述第一确定像素和所述第二确定像素建立关联, 从而检测所述特征线。

[0202] 这样, 由于构成要素和其他的构成要素的边界通过边缘增强被增强, 所以能够更准确地检测构成要素和其他的构成要素的边界。

[0203] (5) 此外, 也可以在实施方式的上述 (1) 的超声波诊断装置中, 通过重复进行从所述超声波图像中检测一个所述特征线的动作, 从而检测多个所述特征线, 在检测新的特征线时, 从所述超声波图像中排除所检测到的所述特征线之后, 进行特征线的检测。

[0204] 这样, 由于已经检测到的特征线的像素不会对其他的特征线的检测产生影响, 所以能够更准确地检测构成要素和其他的构成要素的边界。

[0205] (6) 此外, 也可以在实施方式的上述 (1) 的超声波诊断装置中, 所述构成要素确定部在确定表示各构成要素的边界的图像部分时, 在所述多个特征线中, 将深度浅的特征线分类为皮肤段, 将深度深的特征线分类为骨段, 从分类为所述皮肤段的特征线中确定表示皮肤的图像部分, 从分类为所述骨段的特征线中确定表示骨表面的图像部分。

[0206] 这样, 能够基于解剖学按照其顺序, 将检测到的特征线关于哪个构成要素和哪个构成要素的边界进行分段。

[0207] (7) 此外, 也可以在实施方式的上述 (6) 的超声波诊断装置中, 所述构成要素确定部进一步将两端接近所述骨表面且在所述第一方向上位于比骨表面浅的一侧的特征线确定为表示关节囊的图像部分。

[0208] 这样, 能够基于检测到的骨表面和解剖学, 确定表示关节囊的图像部分。

[0209] (8) 此外, 也可以在实施方式的上述 (6) 的超声波诊断装置中, 所述构成要素确定部进一步在所述骨表面中存在断裂部分且所述骨表面的断裂部分比所述骨表面的其他部分在第一方向上深的情况下, 将所述断裂部分的中心确定为表示所述第二方向上的关节位置的中心。

[0210] 这样, 能够基于检测到的骨表面和解剖学, 确定表示关节位置的图像部分。

[0211] (9) 此外, 也可以在实施方式的上述 (7) 的超声波诊断装置中, 所述构成要素确定部进一步将所述关节囊与全部骨表面之间的区域确定为表示关节腔区域的图像部分。

[0212] 这样, 能够基于检测到的关节位置和解剖学, 确定表示关节腔区域的图像部分。

[0213] (10) 此外, 也可以在实施方式的上述 (6) 的超声波诊断装置中, 还包括: 病状分析部, 使用所述构成要素确定部确定的表示所述骨表面的图像部分, 进行所述骨表面中的疾病活动性的量化。

[0214] 这样, 能够基于骨表面的形状, 对疾病活动性进行量化。

[0215] (11) 此外, 也可以在实施方式的上述 (10) 的超声波诊断装置中, 所述病状分析部

将所述骨表面的平滑程度进行量化。

[0216] 这样,能够基于骨表面的形状的平滑程度,对疾病活动性进行量化。

[0217] (12) 此外,也可以在实施方式的上述 (11) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部对表示所述骨表面的图像部分拟合规定的函数,并将表示所述骨表面的图像部分与所述规定的函数的误差作为所述骨表面的平滑程度进行量化。

[0218] 这样,能够对骨表面的形状的平滑程度进行量化。

[0219] (13) 此外,也可以在实施方式的上述 (10) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将所述骨表面上的骨糜烂进行量化。

[0220] 这样,能够基于骨糜烂,对疾病活动性进行量化。

[0221] (14) 此外,也可以在实施方式的上述 (13) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部算出表示所述骨表面的图像部分中的所述第一方向或者所述第二方向的一阶差分,并基于算出的一阶差分的变动来确定表示所述骨糜烂的图像部分,对表示所述骨糜烂的图像部分拟合规定的函数,将表示所述骨糜烂的图像部分与所述规定的函数的误差作为所述骨表面的平滑程度进行量化。

[0222] 这样,能够确定骨糜烂的位置,基于骨糜烂的形状对骨表面的形状的平滑程度进行量化。

[0223] (15) 此外,也可以在实施方式的上述 (8) 的超声波诊断装置中,包括:病状分析部,使用所述构成要素确定部确定的表示所述骨表面的图像部分,进行所述关节中的疾病活动性的量化,所述病状分析部将所述骨表面的断裂部分的直线距离或者水平距离进行量化。

[0224] 这样,能够基于关节部位的形状,对疾病活动性进行量化。

[0225] (16) 此外,也可以在实施方式的上述 (7) 的超声波诊断装置中,包括:病状分析部,使用所述构成要素确定部确定的表示所述关节囊的图像部分,进行所述关节囊中的疾病活动性的量化,所述病状分析部将所述关节囊的厚度、所述关节囊的宽度、所述关节囊的长度、所述关节囊的面积中的至少一个以上进行量化。

[0226] 这样,能够基于关节囊的形状,对疾病活动性进行量化。

[0227] (17) 此外,也可以在实施方式的上述 (16) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将表示所述关节囊的图像部分的所述第一方向上的坐标成为最大值的坐标与表示所述关节囊的图像部分的端点的所述第一方向上的坐标之差或者表示所述关节囊的图像部分的所述第一方向上的坐标成为最大值的坐标距离连接表示所述关节囊的图像部分的两端的直线的距离,作为所述关节囊的厚度进行量化,将成为表示所述关节囊的图像部分的两端的两个坐标沿着所述第二方向的坐标差,作为所述关节囊的宽度进行量化,将表示所述关节囊的所述特征线中的、从表示所述关节囊的图像部分的一端到另一端的长度,作为所述关节囊的长度进行量化,将由表示所述关节囊的所述特征线和连接表示所述关节囊的图像部分的两端的直线包围的面积,作为所述关节囊的面积进行量化。

[0228] 这样,能够基于检测到的表示关节囊的图像的特征点,对关节囊的疾病活动性进行量化。

[0229] (18) 此外,也可以在实施方式的上述 (9) 的超声波诊断装置中,包括:病状分析部,使用所述构成要素确定部确定的表示所述关节腔区域的图像部分,进行所述关节腔区

域中的疾病活动性的量化,所述病状分析部将关节腔区域的高度、所述关节腔区域的宽度、所述关节腔区域的面积、所述关节腔区域的形状中的至少一个以上进行量化。

[0230] 这样,能够基于关节腔区域的形状,对疾病活动性进行量化。

[0231] (19) 此外,也可以在实施方式的上述 (18) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将表示所述关节腔区域的图像部分中的、所述第一方向的坐标的最大值与最小值之差,作为所述关节腔区域的高度作为进行量化,将表示所述关节腔区域的图像部分中的、所述第二方向的坐标的最大值与最小值之差,作为所述关节腔区域的宽度进行量化,将表示骨表面的图像部分的断裂部的中心和表示关节囊的图像部分的两端分别连接的直线所构成的角,作为所述关节腔区域的形状进行量化。

[0232] 这样,能够基于检测到的表示关节腔区域的图像的特征点,对关节腔区域的疾病活动性进行量化。

[0233] (20) 此外,也可以在实施方式的上述 (18) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述关节腔区域的图像部分的面积之比、表示所述关节腔区域的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上进行量化。

[0234] 这样,能够基于关节腔区域和血流信号,对关节腔区域的疾病活动性进行量化。

[0235] (21) 此外,也可以在实施方式的上述 (20) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述关节腔区域的图像部分的面积之比、表示所述关节腔区域的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上和表示所述关节腔区域的图像部分中的血流信号的位置进行组合而量化。

[0236] 这样,能够基于血流信号和其位置,对关节腔区域的疾病活动性进行量化。

[0237] (22) 此外,也可以在实施方式的上述 (2) 的超声波诊断装置中,包括:病状分析部,使用所述构成要素确定部确定的表示所述滑膜的图像部分,进行所述滑膜中的疾病活动性的量化。

[0238] 这样,能够基于滑膜的状态,对疾病活动性进行量化。

[0239] (23) 此外,也可以在实施方式的上述 (22) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部基于表示所述滑膜的图像部分是否超过连接表示骨骼端部的图像部分的直线以及是否伸展到表示骨骼部的图像部分,进行量化。

[0240] 这样,能够基于滑膜的范围,对疾病活动性进行量化。

[0241] (24) 此外,也可以在实施方式的上述 (22) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述滑膜的图像部分的面积之比、表示所述滑膜的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上进行量化。

[0242] 这样,能够基于滑膜和血流信号,对滑膜的疾病活动性进行量化。

[0243] (25) 此外,也可以在实施方式的上述 (24) 的超声波诊断装置中,所述病状分析部将表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积、表示所述滑膜的图像部分中的血流信号的总面积与表示所述滑膜的图像部分的面积之比、表示所述滑膜的图像部分中的作为连续的区域的血流信号的个数中的至少一个以上和表示所述滑膜的图像部分中的血流信号

的位置进行组合而量化。

[0244] 这样,能够基于血流信号和其位置,对滑膜的疾病活动性进行量化。

[0245] 产业上的可利用性

[0246] 本发明的超声波诊断装置能够利用于关节风湿诊断等、关节部位的诊断以及关节炎等的疾病活动性的评价。

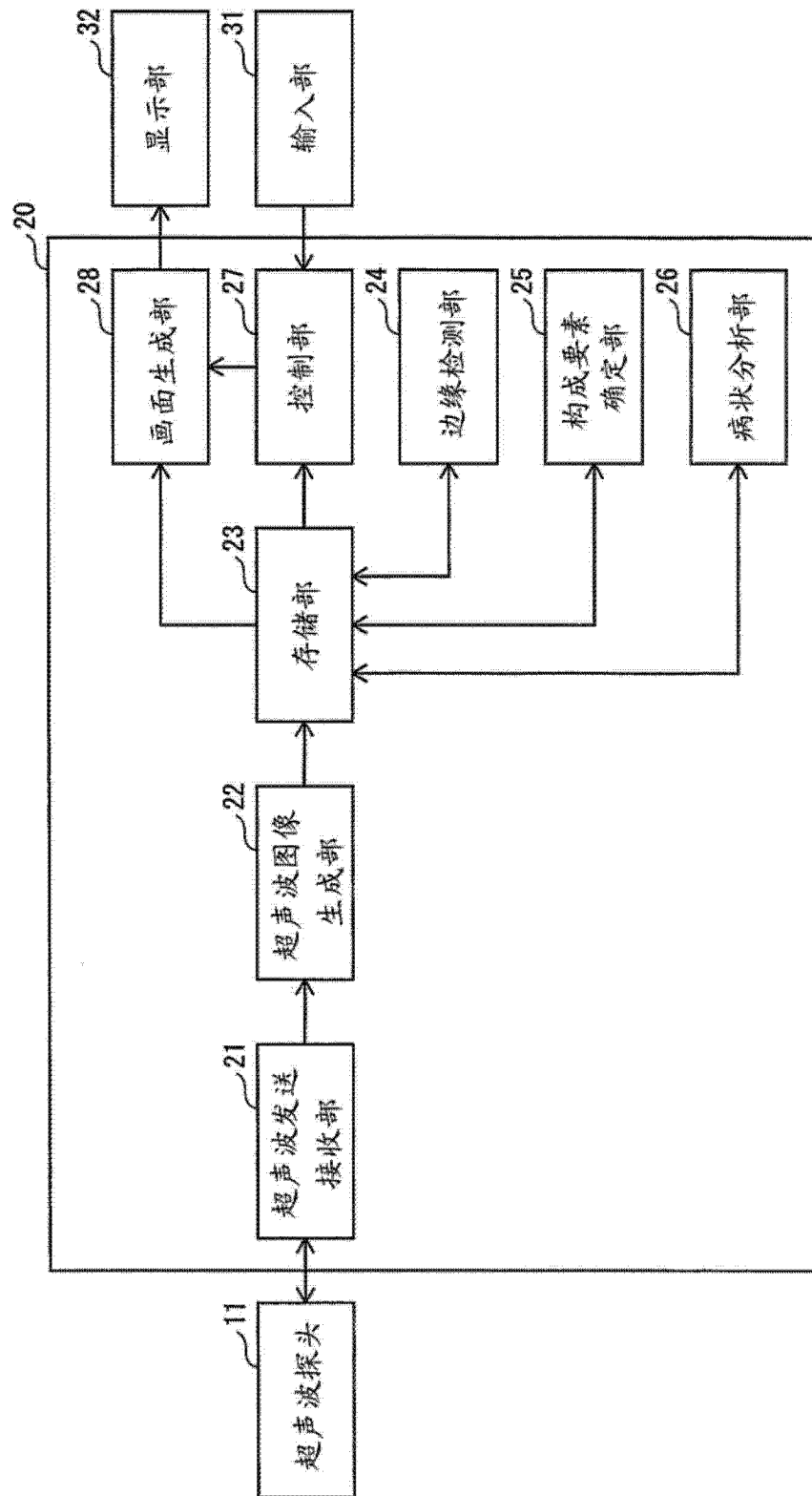


图 1

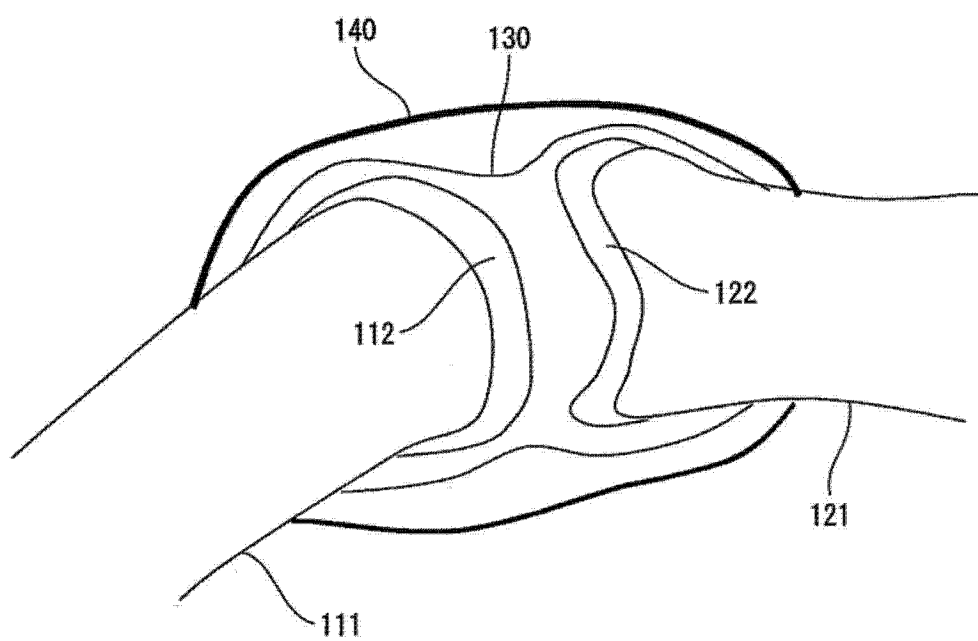
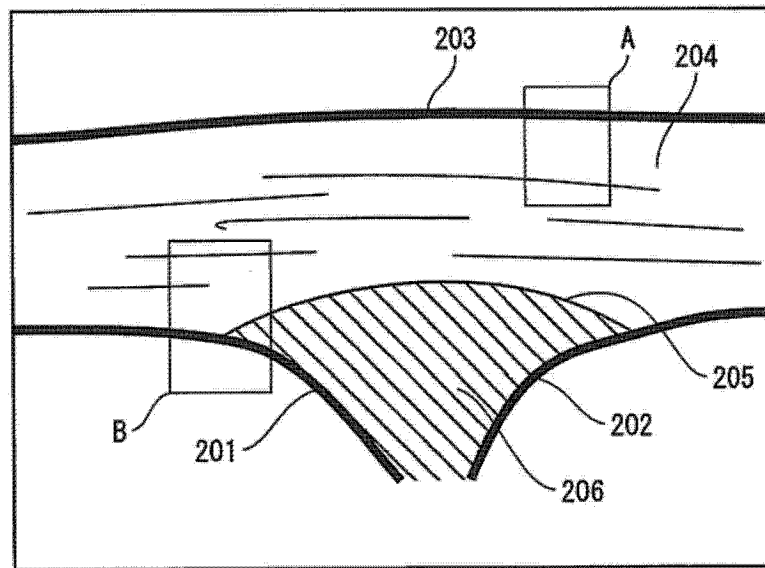


图 2

(a)



(b)

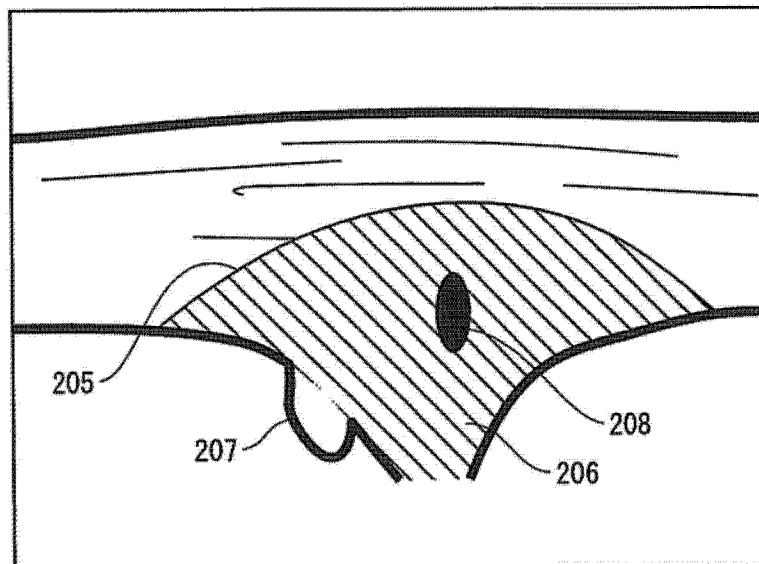


图 3

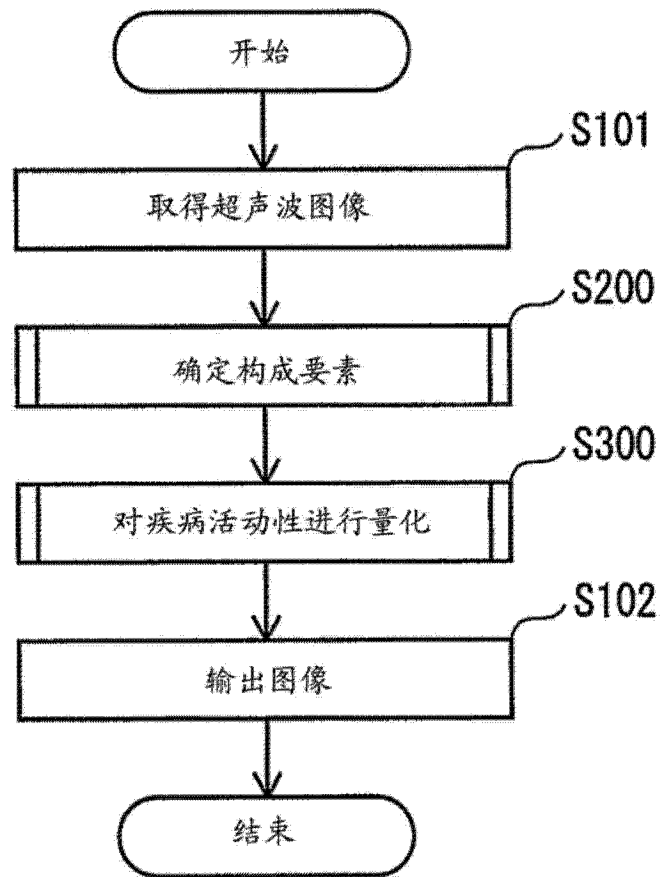


图 4

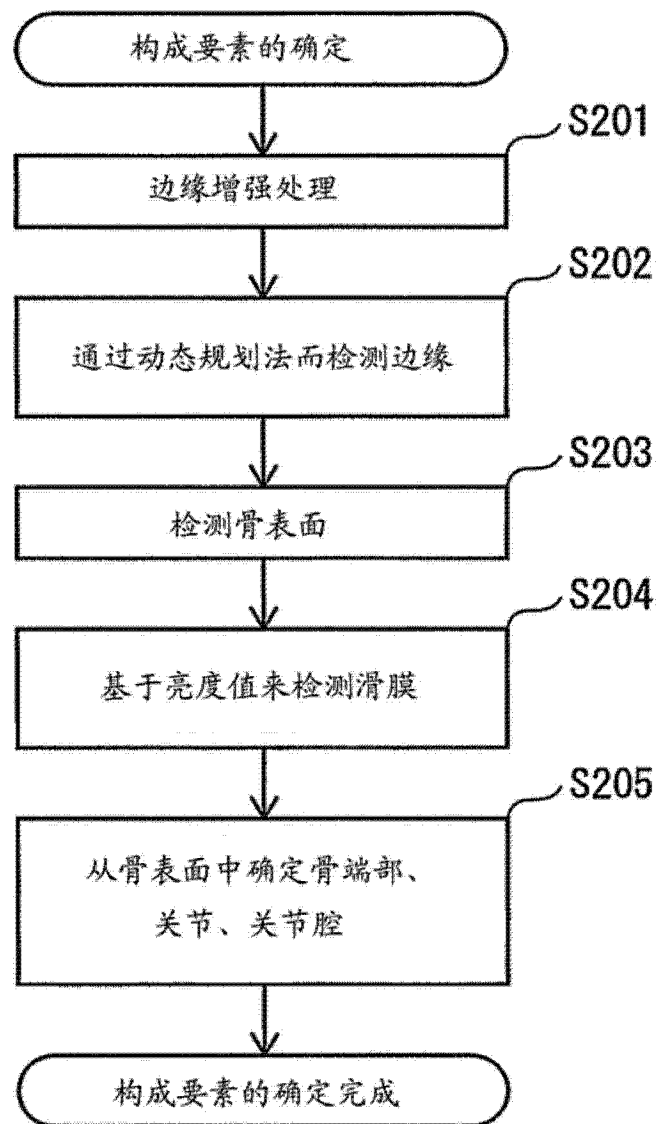
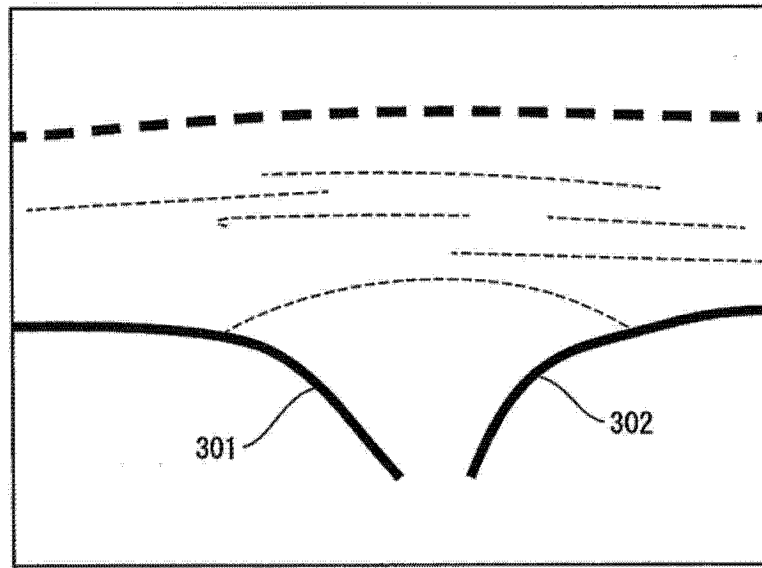


图 5

(a)



(b)

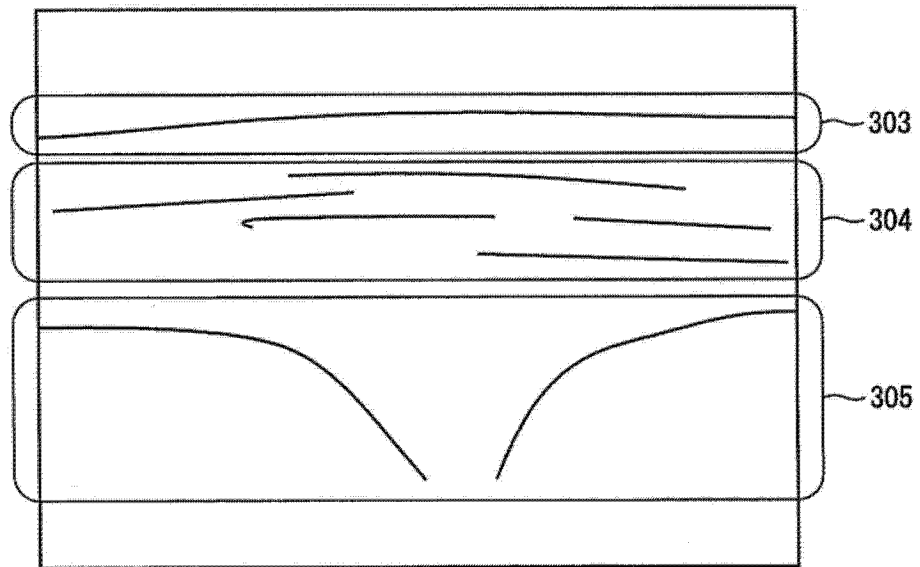


图 6

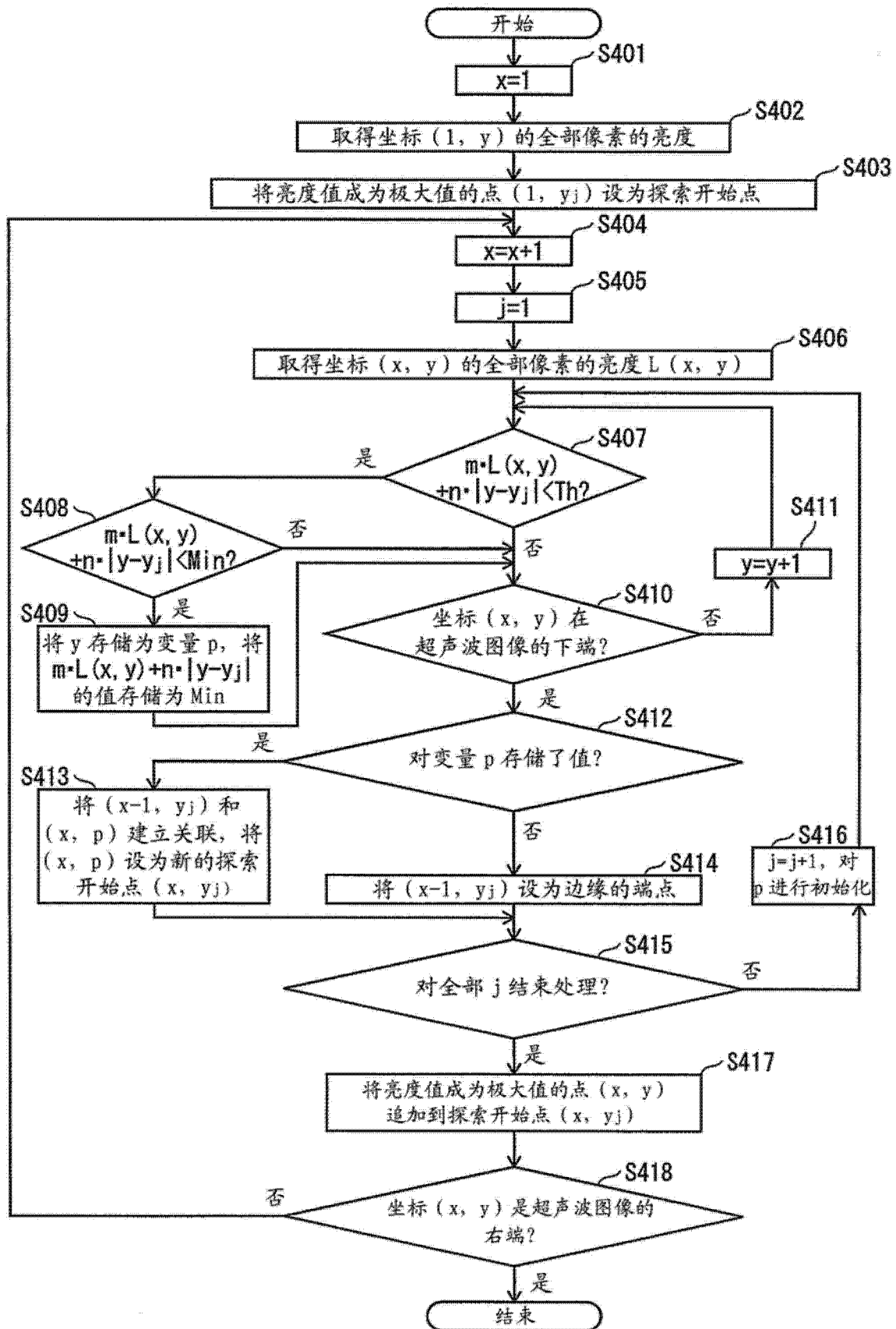
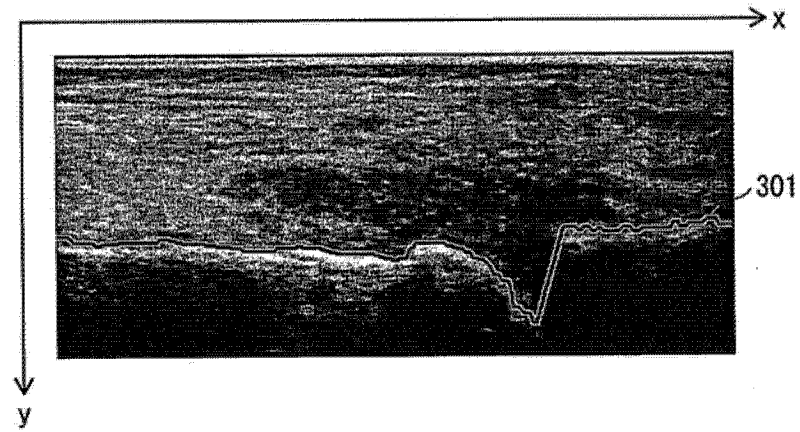


图 7

(a)



(b)

	x	1	2	3	4	
y	1	10	10	10	100	
2	100	100	100	100		501
3	10	10	10	10	10	
4	10	10	10	10	10	
5	10	10	10	10	10	
6	10	10	100	70		502
7	100	100	10	10		
8	10	10	10	10		

(c)

	x	
y	1	0
2	-20	
3	50	
4	30	
5	10	
6	-70	
7	10	
8	30	

(d)

	x	1	2	3	4	5	6	
y	1	10	10	10	10	10	10	
2	100	100	100	100	70	100		503
3	10	10	10	10	10	10		
4	10	10	10	10	10	10		
5	10	10	10	10	10	10		504
6	10	10	10	50	10	10		
7	50	50	50	10	10	10		
8	10	10	10	10	12	10		
9	10	10	10	10	15	70		506
10	10	10	10	10	80	10		
11	100	100	10	100	10	10		
12	10	10	100	90	70	10		
13	10	10	10	10	7	100		505

(e)

	x	5
y	1	90
2	10	
3	50	
4	30	
5	10	
6	-10	
7	10	
8	28	
9	45	
10	0	
11	90	
12	50	
13	133	

图 8

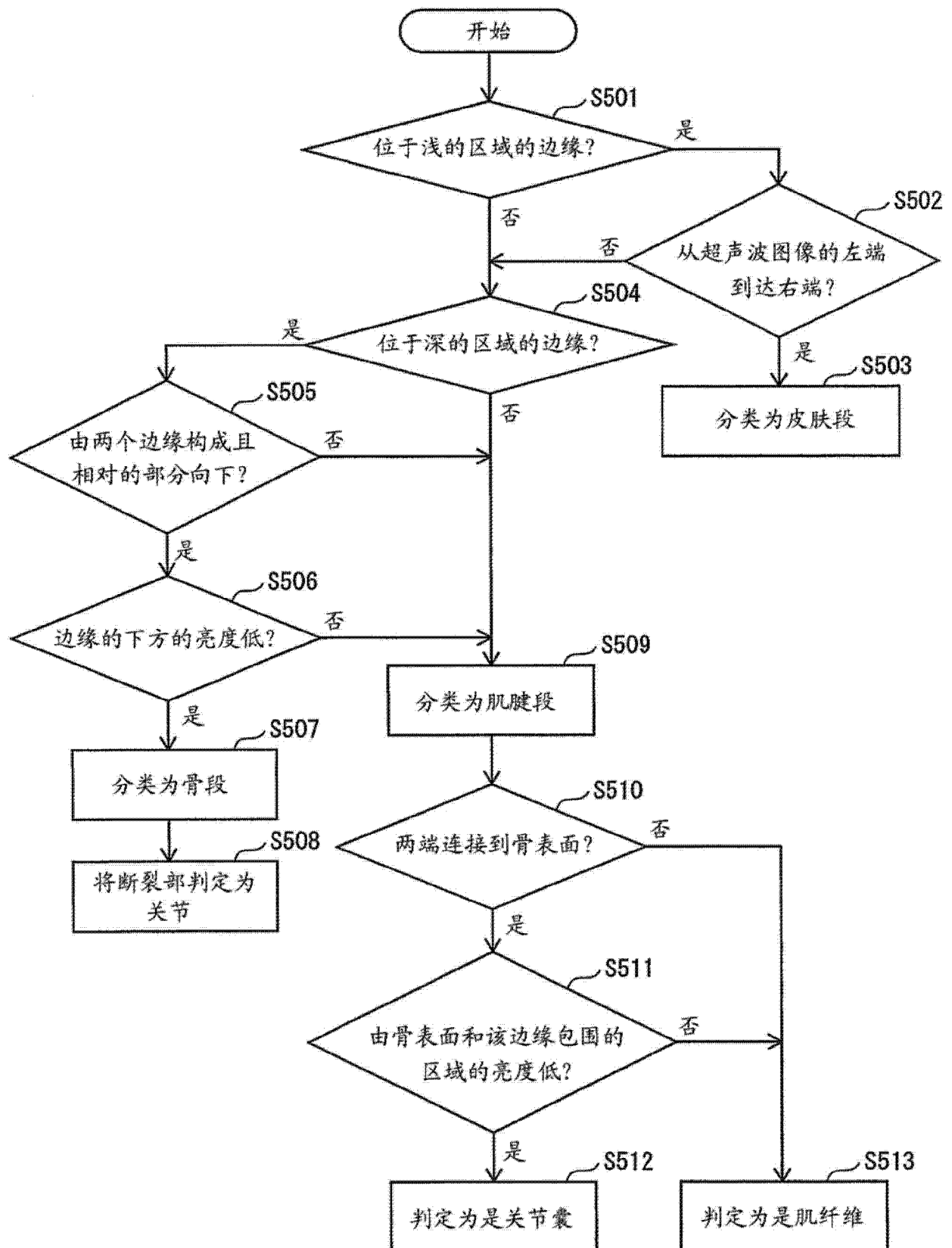
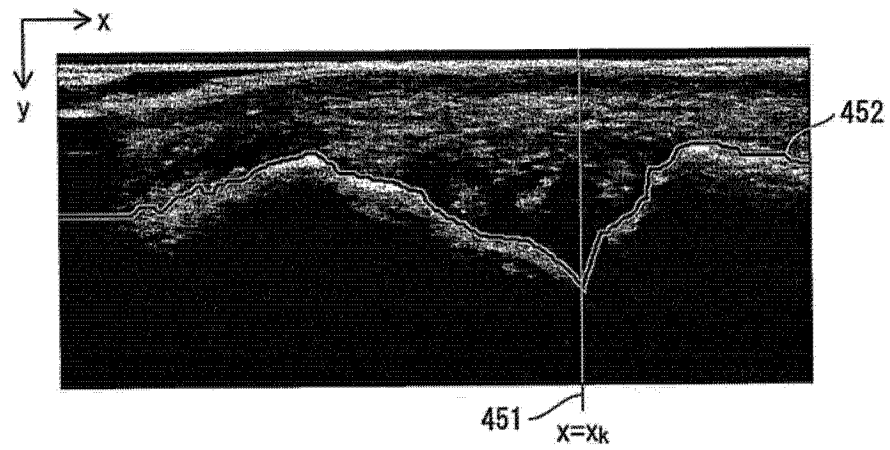


图9

(a)



(b)

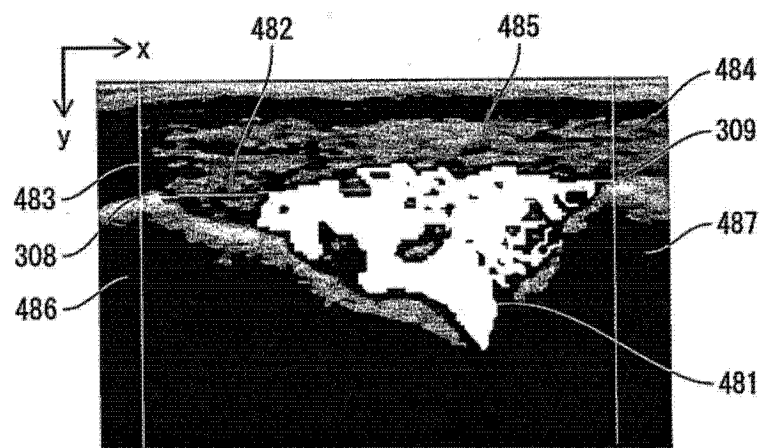


图 10

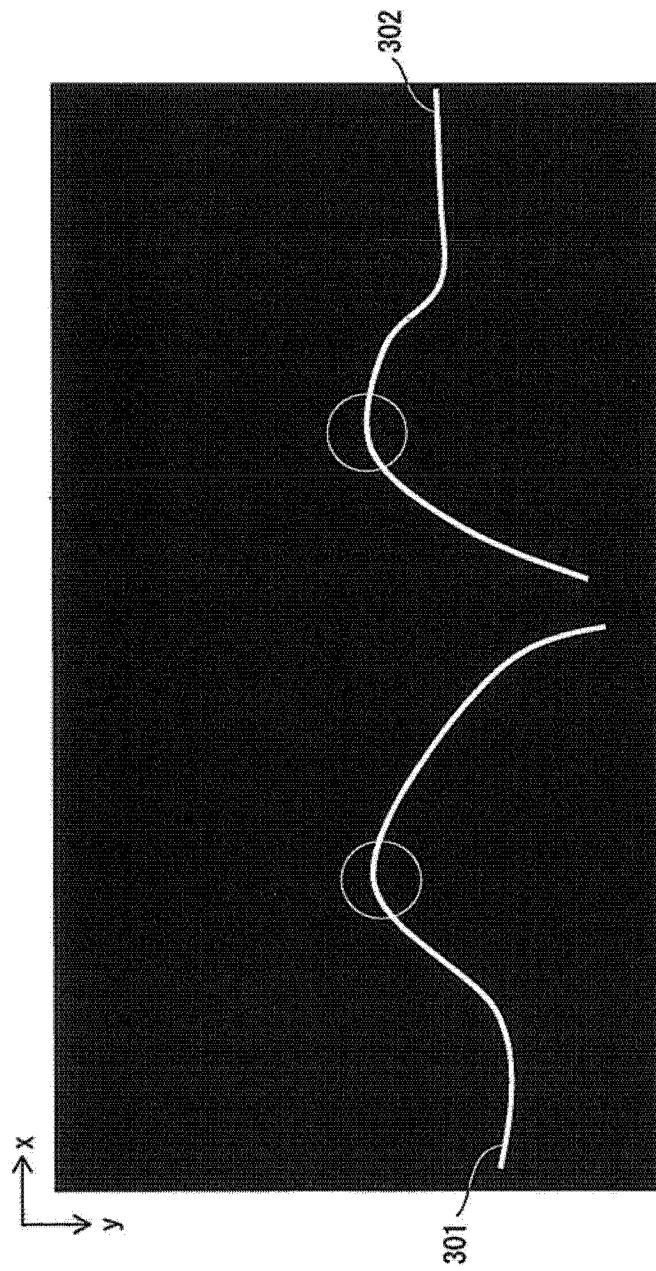
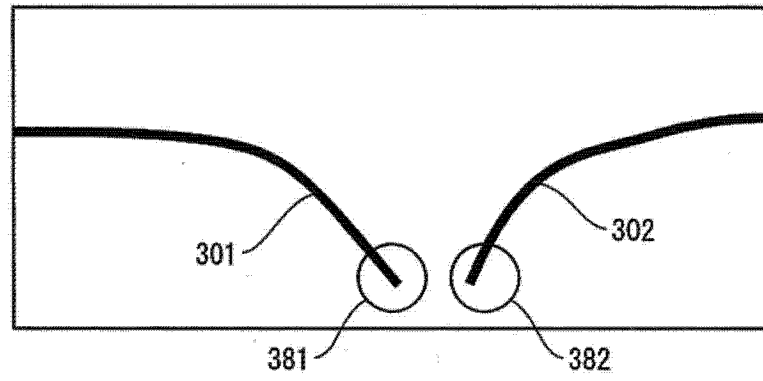


图 11

(a)



(b)

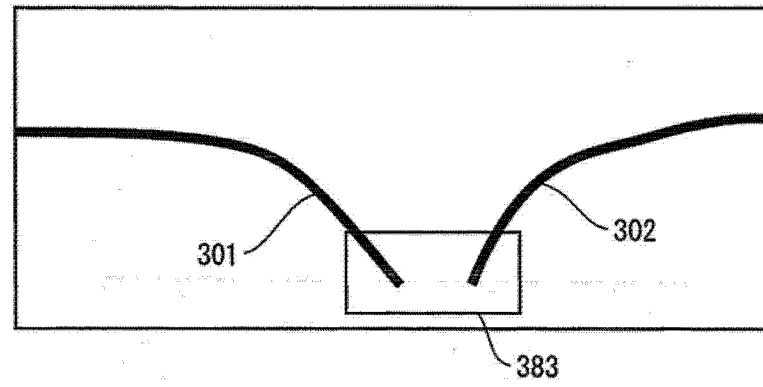


图 12

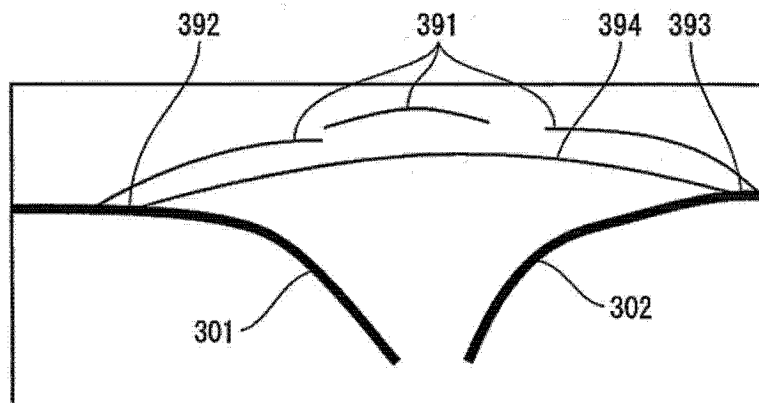


图 13

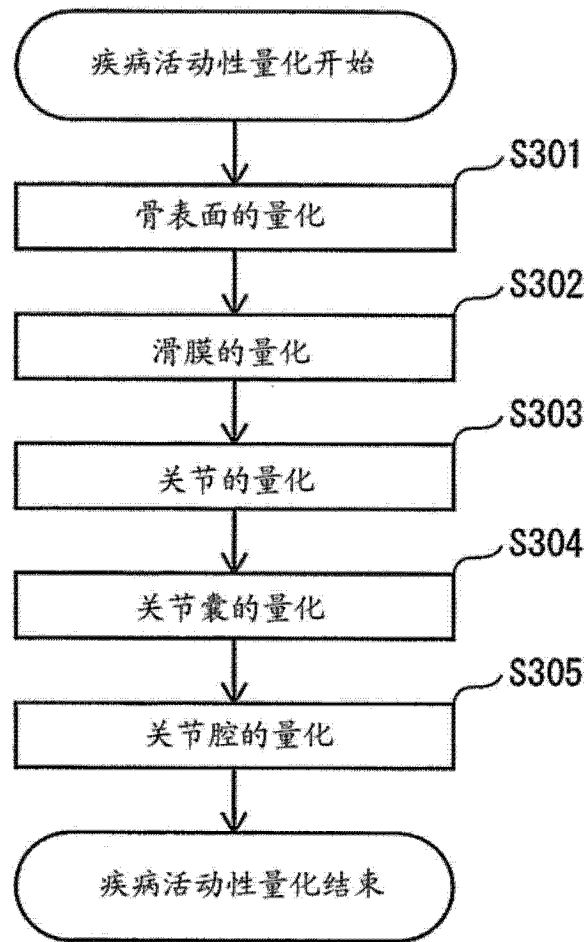


图 14

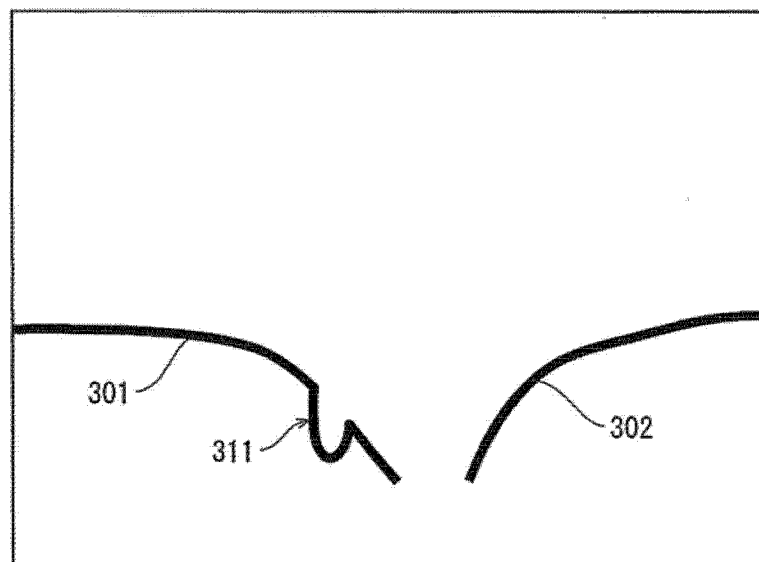
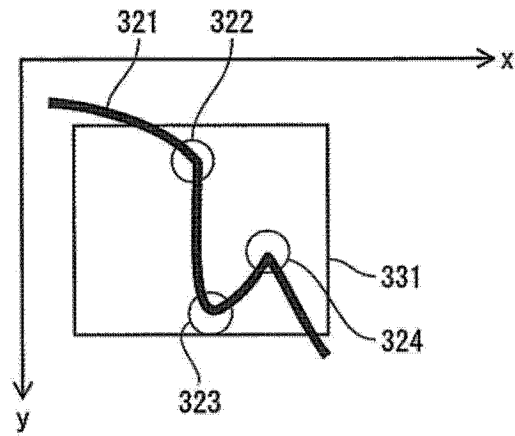
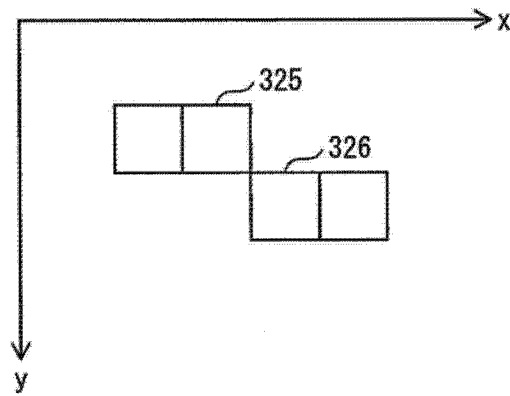


图 15

(a)



(b)



(c)

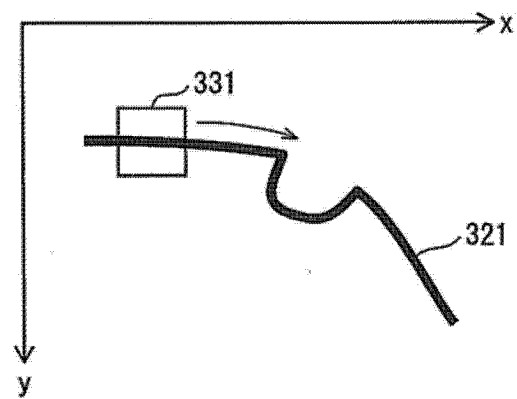


图 16

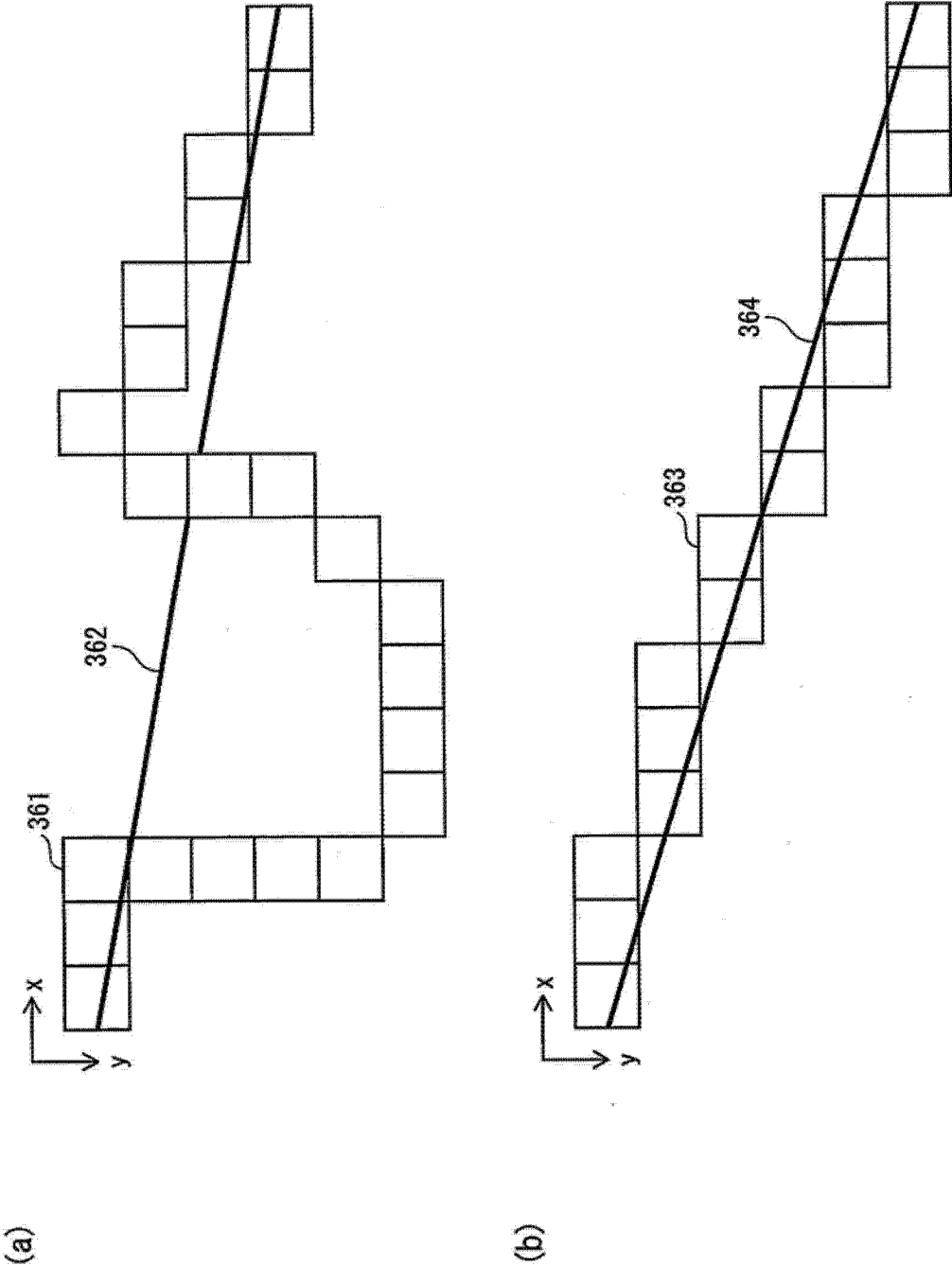
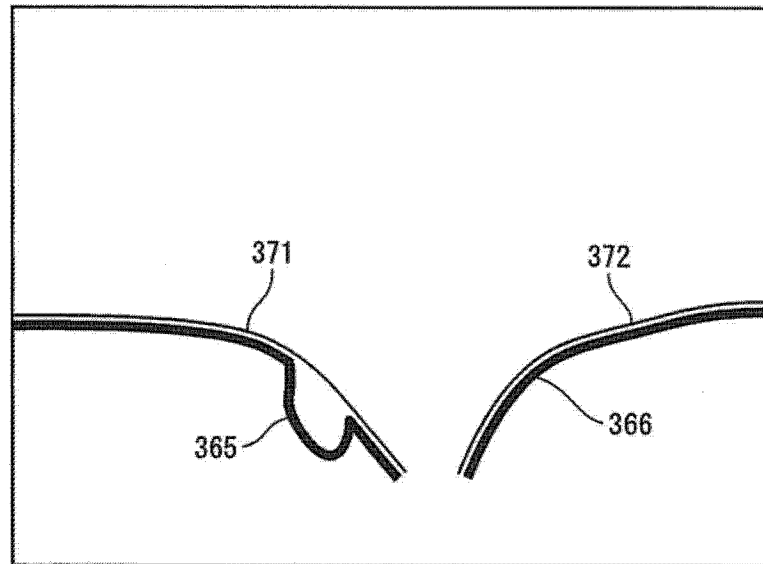


图 17

(a)



(b)

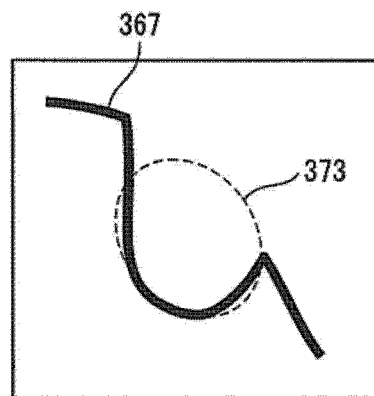
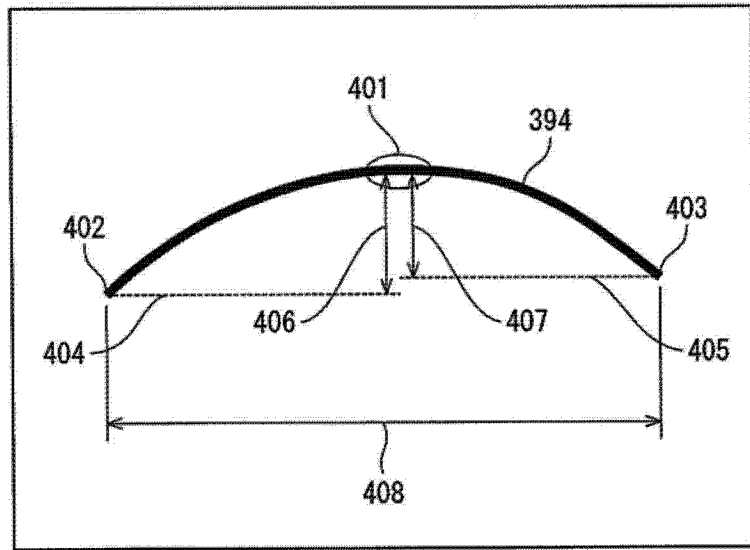


图 18

(a)



(b)

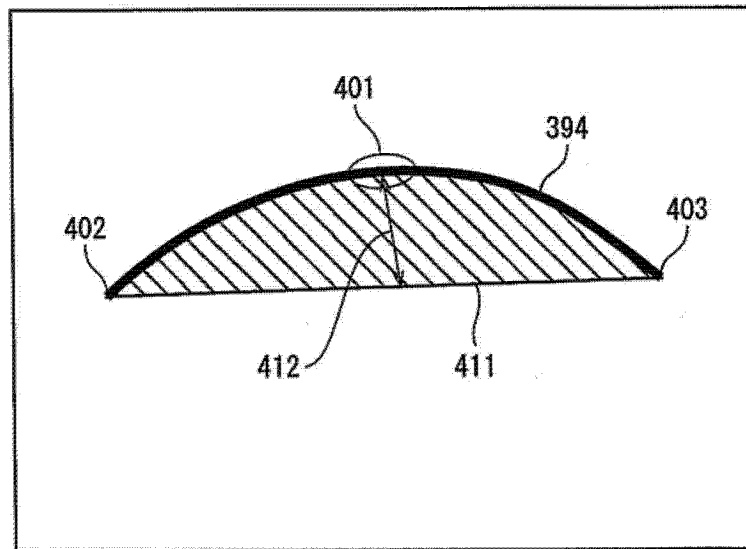
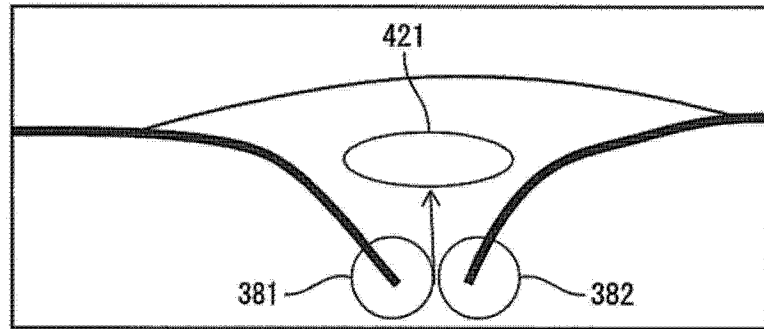
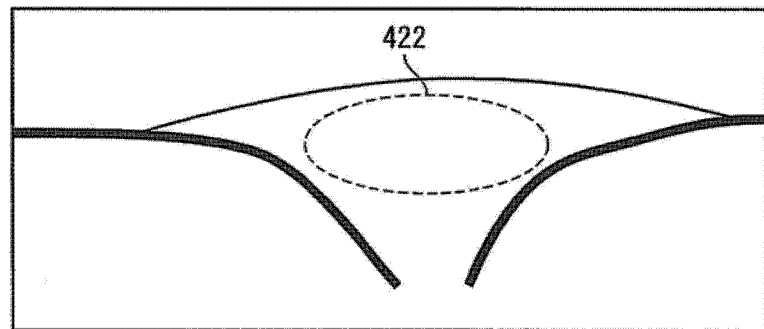


图 19

(a)



(b)



(c)

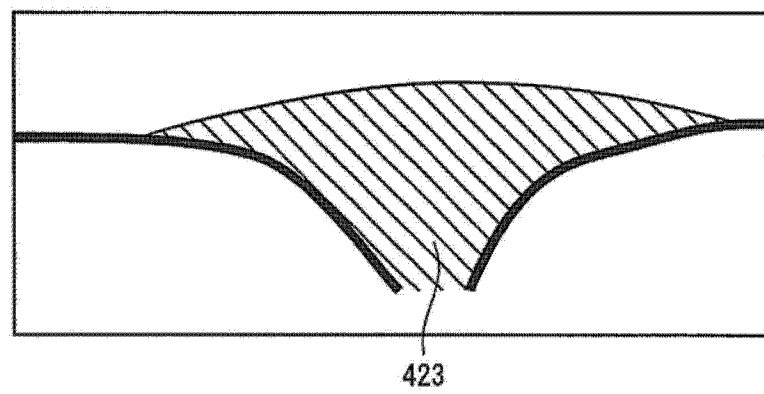
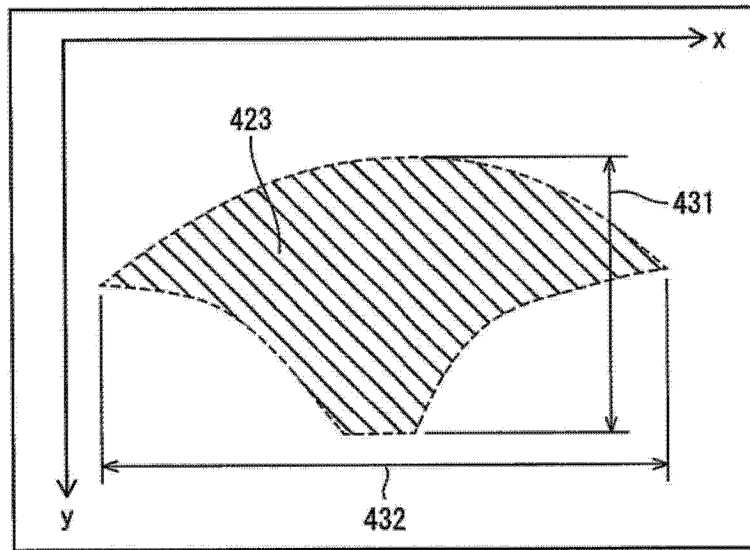


图 20

(a)



(b)

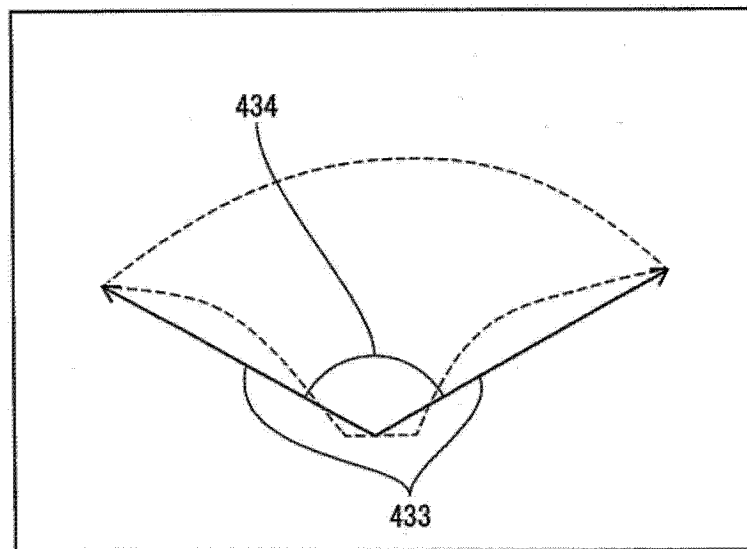


图 21

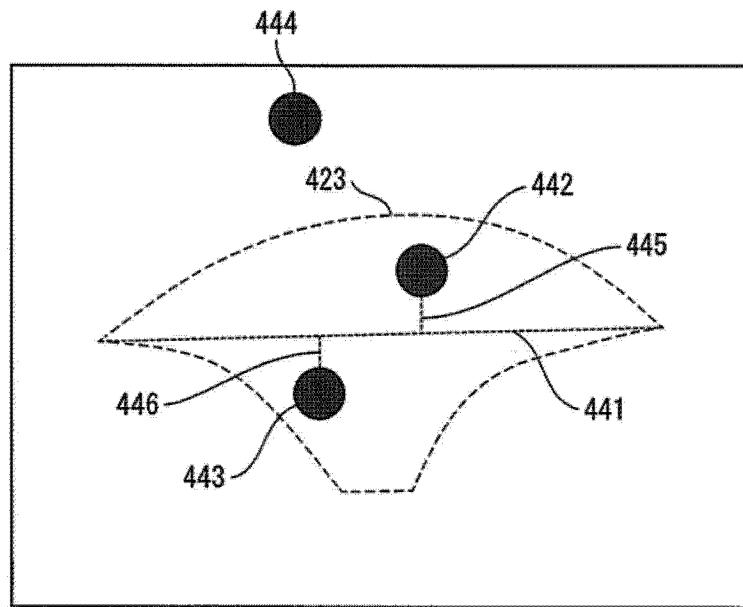


图 22

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置的图像处理方法		
公开(公告)号	CN104414684A	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	CN201410406234.6	申请日	2014-08-18
[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	松本悠希 高木一也		
发明人	松本悠希 高木一也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/06 A61B8/5223 A61B8/0875 G06T7/12 G06T2207/10132 G06T2207/30008		
优先权	2013171033 2013-08-21 JP 2014160638 2014-08-06 JP 2013169527 2013-08-19 JP		
其他公开文献	CN104414684B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种在拍摄了关节部位的超声波图像中，不进行图案匹配就能够高精度地检测骨表面和关节腔区域的超声波诊断装置。超声波诊断装置的特征在于，包括：构成要素确定部，在超声波图像中，将与被检体表面大致垂直的被检体的深度方向设为第一方向、将与第一方向正交的方向设为第二方向时，通过在第二方向的全部像素位置中将所述第二方向的像素位置为N(N为1以上的整数)的第一确定像素和所述第二方向的像素位置为N+1的第二确定像素以第二确定像素的亮度大且第一确定像素和第二确定像素接近的方式建立关联，从而从超声波图像中检测一个以上的特征线，基于该特征线在第一方向上的顺序来确定特征线中的哪个特征线表示构成要素间的边界，确定表示各构成要素的边界的图像部分。

