



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105636520 B

(45)授权公告日 2018.12.07

(21)申请号 201480055246.7

(22)申请日 2014.09.02

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105636520 A

(43)申请公布日 2016.06.01

(30)优先权数据

2013-210183 2013.10.07 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.04.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/072998 2014.09.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/053007 JA 2015.04.16

(73)专利权人 古野电气株式会社

地址 日本兵库县

(72)发明人 喜屋武弥

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 高迪

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 101744641 A, 2010.06.23,

CN 101084511 A, 2007.12.05,

CN 102488963 A, 2012.06.13,

CN 103169496 A, 2013.06.26,

CN 1969766 A, 2007.05.30,

CN 102324094 A, 2012.01.18,

US 2005033166 A1, 2005.02.10,

JP 5302578 B2, 2013.10.02,

JP 2011050555 A, 2011.03.17,

审查员 余红敏

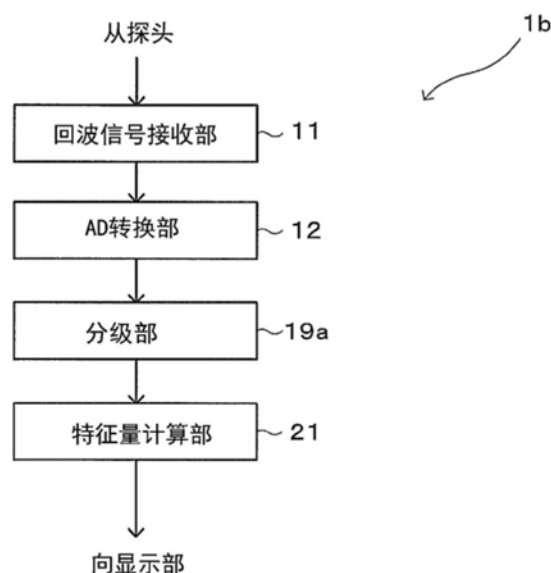
权利要求书2页 说明书12页 附图15页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及特征量计算方法

(57)摘要

在隔着皮肤解析被检测部的状态的情况下，也准确地把握被检测部的状态。构成如下超声波诊断装置(1b)，具备：分级部(19a)，使来自关注区域的各位置的回波信号的强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级；以及特征量计算部(21)，从具有由分级部(19a)分级的各回波强度的样本之中，以相互处于规定位置关系的样本为对象，基于各样本各自的由分级部分级的回波强度的组合，计算表现关注区域的特征的特征量。



1. 一种超声波诊断装置,用于诊断在被检体中作为检查对象的被检测部的状态,其特征在于,具备:

分级部,使基于从超声波探头照射到所述被检体的内部的超声波信号的回波信号计算的回波强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级,该计算的回波强度是与所述被检体的在深度方向以及与该深度方向交叉的方向上确定的关注区域的各位置对应的样本的回波信号的强度;以及

特征量计算部,从具有由所述分级部分级的各所述回波强度的样本之中,以相互处于规定位置关系的样本为对象,基于各该样本各自的由所述分级部分级的回波强度的组合,计算表现所述关注区域的特征的特征量。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

图像生成部,生成由多个像素构成的回波电平图像,该多个像素具有与所述关注区域的各位置所对应的样本的回波信号的回波强度对应的亮度水平,且各自与所述关注区域的各位置对应。

3. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

上下限值设定部,设定上限回波强度和下限回波强度,该上限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最大的回波强度,该下限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最小的回波强度。

4. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关注区域被设定为包含来自所述被检测部的表面的回波信号的区域。

5. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备共生矩阵生成部,该共生矩阵生成部基于与所述关注区域的各位置对应的样本的由所述分级部分级的各所述回波强度,生成共生矩阵,

所述特征量计算部根据由所述共生矩阵生成部生成的所述共生矩阵,计算所述特征量。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特征量计算部计算相关作为所述特征量。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述共生矩阵生成部以由所述关注区域中的处于在与所述深度方向交叉的方向上相距规定距离的位置关系的一对样本构成的样本对中的各个样本为对象,计算作为所述共生矩阵的第1共生矩阵,

所述特征量计算部根据所述第1共生矩阵计算所述相关。

8. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特征量计算部计算对比度作为所述特征量。

9. 如权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述共生矩阵生成部以由所述关注区域中的处于在所述深度方向上相距规定距离的位置关系的一对样本构成的样本对中的各个样本为对象,计算作为所述共生矩阵的第2共生矩阵,

所述特征量计算部根据所述第2共生矩阵计算所述对比度。

10. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

表面位置检测部,基于所述回波信号检测所述被检测部的表面在所述深度方向上的位置;以及

关注区域设定部,基于由所述表面位置检测部检测出的所述被检测部的表面的位置,设定所述关注区域。

11.如权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备上下限值设定部,该上下限值设定部设定上限回波强度和下限回波强度,该上限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最大的回波强度,该下限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最小的回波强度,

所述上下限值设定部检测从由所述表面位置检测部检测出的所述被检测部的表面而来的回波信号的最大值,设定该最大值作为所述上限回波强度,

所述超声波诊断装置还具备回波电平归一化部,该回波电平归一化部用所述关注区域的各位置的所述回波强度除以由所述上下限值设定部检测的所述最大值。

12.如权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

表面位置校正部,以所述关注区域中的所述被检测部的表面的位置包含于所述深度方向上的规定范围内的方式,对所述关注区域中的样本的深度位置进行校正。

13.如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

所述超声波探头,对所述被检体的内部照射超声波信号;以及

显示部,显示由所述特征量计算部计算的所述特征量、或基于该特征量导出的表示所述被检体的被检测部的状态的指标。

14.如权利要求13所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波探头通过沿所述被检体的表面进行扫描,能够针对在所述深度方向以及作为与所述深度方向交叉的方向的该超声波探头的扫描方向上确定的所述关注区域收发超声波。

15.一种用于计算表现被检体的关注区域的特征的特征量的特征量计算方法,其特征在于,包括以下步骤:

使基于从超声波探头照射到所述被检体的内部的超声波信号的回波信号计算的回波强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级的步骤,该计算的回波强度是与所述被检体的在深度方向以及与该深度方向交叉的方向上确定的关注区域的各位置对应的样本的回波信号的强度;以及

从具有在所述分级的步骤中分级的各所述回波强度的样本之中,以相互处于规定位置关系的样本为对象,基于各该样本各自的所述分级的回波强度的组合,计算表现所述关注区域的特征的特征量的步骤。

超声波诊断装置以及特征量计算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于诊断在被检体中作为检查对象的被检测部的状态的超声波诊断装置、以及特征量计算方法。

背景技术

[0002] 以往,已知如下超声波诊断:为了解析在被检体中作为检查对象的被检测部的状态,而基于朝向被检测部照射的超声波的反射回波生成解析数据。例如,在专利文献1中公开了如下装置:将在前端具有超声波收发体的内窥镜插入到关节内部,基于从超声波收发体发送的脉冲信号的反射回波计算作为被检测部的软骨的厚度。

[0003] 在先技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2002-345821号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 可是,若采用上述专利文献1所示的装置,隔着皮肤解析被检测部的状态,则超声波会在软组织处衰减。由于软组织中的超声波的衰减率存在个体差异,因此有时难以准确评价软骨的状态。

[0008] 本发明便是为解决上述问题而提出的,其目的在于,在隔着皮肤解析被检测部的状态的情况下,也准确地把握被检测部的状态。

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] (1)为解决上述问题,本发明的一方面所涉及的超声波诊断装置用于诊断在被检体中作为检查对象的被检测部的状态,具备:分级部,使基于从超声波探头照射到所述被检体的内部的超声波信号的回波信号计算的回波强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级,该计算的回波强度是与所述被检体的在深度方向以及与该深度方向交叉的方向上确定的关注区域的各位置对应的样本的回波信号的强度;以及特征量计算部,从具有由所述分级部分级的各所述回波强度的样本之中,以相互处于规定位置关系的样本为对象,基于各该样本各自的由所述分级部分级的回波强度的组合,计算表现所述关注区域的特征的特征量。

[0011] (2)优选的是,所述超声波诊断装置还具备图像生成部,生成由多个像素构成的回波电平图像,该多个像素具有与由所述分级部分级的回波强度对应的亮度水平,且各自与所述关注区域的各位置对应。

[0012] (3)优选的是,所述超声波诊断装置还具备上下限值设定部,设定上限回波强度和下限回波强度,该上限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最大的回波强度,该下限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最小的回波强度。

[0013] (4)优选的是,所述关注区域被设定为包含来自所述被检测部的表面的回波信号

的区域。

[0014] (5) 优选的是,所述超声波诊断装置还具备共生矩阵生成部,基于与所述关注区域的各位置对应的样本的由所述分级部分级的各所述回波强度生成共生矩阵;所述特征量计算部根据由所述共生矩阵生成部生成的所述共生矩阵计算所述特征量。

[0015] (6) 更优选的是,所述特征量计算部计算相关作为所述特征量。

[0016] (7) 更优选的是,所述共生矩阵生成部以由所述关注区域中的处于在与所述深度方向交叉的方向上相距规定距离的位置关系的一对样本构成的样本对中的各个样本为对象,计算作为所述共生矩阵的第1共生矩阵;所述特征量计算部根据所述第1共生矩阵计算所述相关。

[0017] (8) 优选的是,所述特征量计算部计算对比度作为所述特征量。

[0018] (9) 更优选的是,所述共生矩阵生成部以由所述关注区域中的处于在所述深度方向上相距规定距离的位置关系的一对样本构成的样本对中的各个样本为对象,计算作为所述共生矩阵的第2共生矩阵;所述特征量计算部根据所述第2共生矩阵计算所述对比度。

[0019] (10) 优选的是,所述超声波诊断装置还具备:表面位置检测部,基于所述回波信号检测所述被检测部的表面在所述深度方向上的位置;以及关注区域设定部,基于由所述表面位置检测部检测出的所述被检测部的表面的位置,设定所述关注区域。

[0020] (11) 更优选的是,所述分级部还具备上下限值设定部,设定上限回波强度和下限回波强度,该上限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最大的回波强度,该下限回波强度是被设定为多级的所述回波强度之中的值最小的回波强度;所述上下限值设定部检测从由所述表面位置检测部检测出的所述被检测部的表面而来的回波信号的最大值,设定该最大值作为所述上限值;所述超声波诊断装置还具备回波电平归一化部,用所述关注区域的各位置的所述回波强度除以由所述上下限值设定部检测的所述最大值。

[0021] (12) 优选的是,所述超声波诊断装置还具备表面位置校正部,以所述关注区域中的所述被检测部的表面的位置包含于所述深度方向上的规定范围内的方式,对所述关注区域中的样本的深度位置进行校正。

[0022] (13) 优选的是,所述超声波诊断装置还具备:所述超声波探头,对所述被检体的内部照射超声波信号;以及显示部,显示由所述特征量计算部计算的所述特征量、或基于该特征量导出的表示所述被检体的被检测部的状态的指标。

[0023] (14) 更优选的是,所述超声波探头通过沿所述被检体的表面进行扫描,能够针对在所述深度方向以及作为与所述深度方向交叉的方向的该超声波探头的扫描方向上确定的所述关注区域收发超声波。

[0024] (15) 为解决上述问题,本发明的一方面所涉及的超声波诊断方法用于诊断在被检体中作为检查对象的被检测部的状态,包括以下步骤:使基于从超声波探头照射到所述被检体的内部的超声波信号的回波信号计算的回波强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级的步骤,该计算的回波强度是与所述被检体的在深度方向以及与该深度方向交叉的方向上确定的关注区域的各位置对应的样本的回波信号的强度;以及从具有在所述分级的步骤中分级的各所述回波强度的样本之中,以相互处于规定位置关系的样本为对象,基于各该样本各自的所述分级的回波强度的组合,计算表现所述关注区域的特征的特征量的步骤。

[0025] (16)为解决上述问题,本发明的一方面所涉及的超声波诊断程序用于诊断在被检体中作为检查对象的被检测部的状态,使计算机执行以下步骤:使基于从超声波探头照射到所述被检体的内部的超声波信号的回波信号计算的回波强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级的步骤,该计算的回波强度是与所述被检体的在深度方向以及与该深度方向交叉的方向上确定的关注区域的各位置对应的样本的回波信号的强度;以及从具有在所述分级的步骤中分级的各所述回波强度的样本之中,以相互处于规定位置关系的样本为对象,基于各该样本各自的所述分级的回波强度的组合,计算表现所述关注区域的特征的特征量的步骤。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明,在隔着皮肤解析被检测部的状态的情况下,也能够准确地把握被检测部的状态。

附图说明

[0028] 图1为表示本发明的实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成的框图。

[0029] 图2为表示超声波诊断装置的探头相对于膝的设置形态的示意图。

[0030] 图3为从侧方观察设置有探头的状态的膝附近的示意图,(A)为表示第1状态的情况的图,(B)为表示第2状态的情况的图。

[0031] 图4为表示图1所示的超声波诊断装置的信号处理部的构成的框图。

[0032] 图5为表示由图像生成部生成的回波电平图像的一例的图。

[0033] 图6为表示软骨的表面位置被校正的回波电平图像的一例的图。

[0034] 图7为表示灰度化而得的关注区域图像的一例的图。

[0035] 图8为用于说明成为共生矩阵的生成对象的像素对相对于彼此的位置关系的示意图。

[0036] 图9为用于计算相关 COR_{d5090} 与软骨表面的表面粗糙度的相关系数的图表。

[0037] 图10为用于计算对比度 CNT_{d100} 与软骨表面的表面粗糙度的相关系数的图表。

[0038] 图11为用于说明信号处理部的动作的流程图。

[0039] 图12为表示在第1状态[T1]与第2状态[T2]下的各回波信号的波形例的图。

[0040] 图13为表示变形例所涉及的超声波诊断装置的信号处理部的构成的框图。

[0041] 图14为用于计算对比度 CNT_{d5090} 与软骨表面的表面粗糙度的相关系数的图表。

[0042] 图15为表示变形例所涉及的超声波诊断装置的构成的框图。

[0043] 图16为表示变形例所涉及的超声波诊断装置的构成的框图。

具体实施方式

[0044] 参照附图说明本发明的实施方式所涉及的信号处理部10、以及具备信号处理部10的超声波诊断装置1。图1为表示本发明的实施方式所涉及的超声波诊断装置1的构成的框图。超声波诊断装置1为用于诊断患者的膝(被检体)的软骨(被检测部)的状态的装置。

[0045] 图2为表示本发明的实施方式所涉及的超声波诊断装置1的探头4相对于被检体的设置形态的图,图2(A)表示第1状态($t=T1$)的情况,图2(B)表示第2状态($t=T2$)的情况。

[0046] 在超声波诊断装置1中,在使探头4抵接到膝表面的状态下,使探头4沿膝的上下方

向动作,将软组织903与软骨901的相对位置在图2(A)所示的第1状态与图2(B)所示的第2状态间切换。并且,在超声波诊断装置1中,在各状态下从探头4照射超声波,基于在各状态下得到的回波信号将表示软骨901的状态(软骨表面的粗糙度等)的指标作为数值计算。超声波诊断装置1的用户(例如医生)通过观察显示部5所显示的该指标来诊断患者的膝关节的软骨的状态。

[0047] [整体构成]

[0048] 如图1所示,超声波诊断装置1具备操作部2、发送控制部3、探头4、信号处理部10以及显示部5。

[0049] 操作部2例如由键盘或触控面板等构成,接受用户的操作输入。操作部2根据用户的操作输入,指示发送控制部3开始执行对软骨表面进行检测的处理。此外,操作部2根据用户的操作输入,将设定或切换显示形态的指示输出至显示部5。另外,该操作部2也可以不组装到显示部5上。

[0050] 发送控制部3生成脉冲状的超声波信号。发送控制部3分别在第1状态[T1]与第2状态[T2]下生成超声波信号。

[0051] 发送控制部3向探头4输出超声波信号。探头4具备向与收发面平行的方向排列的多个振子4a(参照图3)。该振子4a的排列方向为扫描方向。各振子4a朝向被检体内发送超声波信号。各振子4a以规定的时间间隔发送超声波信号并接收其反射回波信号。

[0052] 探头4具有多个振子4a。如图2所示,探头4配置为收发面侧的端面抵接在作为被检体的膝的软组织903的表面上。在此,如图3所示,软组织903为较软骨901位于被检体的表面侧的部位。软骨901附着在软骨下骨911上,软骨下骨911为与骨(松质骨)902结合的组织。

[0053] 另外,探头也可以只有1个振子。该情况下,振子的移动方向为扫描方向。

[0054] 一边如图2(A)所示使探头4与软组织903的表面接触,一边如图2(B)所示使探头4沿表面移动。据此,如图2所示,软组织903一边在软骨901的表面滑动,一边随着探头4移动。使该探头4移动之前的图2(A)的状态为第1状态($t=T1$),使探头4移动后的图2(B)的状态为第2状态($t=T2$)。此时,使探头4沿振子的排列方向(扫描方向)移动。

[0055] 各振子4a在第1状态[T1]与第2状态[T1]下,分别朝向被检体内发送超声波信号。此时,探头4的各振子4a以与软组织903的表面正交的方向为发送波束的中心轴的方向的方式来发送超声波信号。

[0056] 各振子4a接收超声波信号经被检体内的软组织903或软骨901反射而得的回波信号,并向信号处理部10输出。探头4分别将由在第1状态[T1]下通过振子4a得到的回波信号构成的第1回波群SW[T1]、以及由在第2状态[T2]下通过各振子得到的回波信号构成的第2回波群SW[T2]向信号处理部10输出。

[0057] 信号处理部10基于各回波信号解析软骨901的状态,向显示部5输出该解析结果。关于信号处理部10的详细构成以及动作,详见后述。

[0058] 显示部5显示通过信号处理部10解析而得的软骨901的解析结果。具体而言,在显示部5上显示有通过信号处理部10计算的、作为表示软骨的状态的指标的特征量。用户根据该特征量推测患者的膝的软骨901的状态。

[0059] [信号处理部的构成]

[0060] 图4为表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的信号处理部10的构成的框图。

如图4所示,信号处理部10具备回波信号接收部11、AD转换部12、表面位置检测部13、图像生成部14、回波电平归一化部15、表面位置校正部16、动态范围设定部17、关注区域设定部18、灰度化部19、共生矩阵生成部20、以及特征量计算部21。信号处理部10采用包括CPU、RAM以及ROM(未图示)等的硬件来构成。此外,信号处理部10采用包括ROM所存储的超声波诊断程序的软件来构成。

[0061] 上述超声波诊断程序为用于使信号处理部10执行本发明的一实施方式中的超声波诊断方法的程序。该程序能够从外部进行安装。该被安装的程序例如以保存在记录介质中的状态进行流通。上述硬件与软件构成为协作地进行动作。据此,能够使信号处理部10作为上述的回波信号接收部11、AD转换部12、表面位置检测部13、图像生成部14、以及回波电平归一化部15等发挥功能。

[0062] 回波信号接收部11针对各回波信号进行规定的放大处理,并向AD转换部12输出。回波信号接收部11对第1回波群SW[T1]的各回波信号以及第2回波群SW[T2]的各回波信号个别地进行放大处理,并向AD转换部12输出。

[0063] AD转换部12以规定的时间间隔采样回波信号,据此进行数据离散化。该数据离散化后的回波信号为回波数据。据此,能够得到沿深度方向以规定间隔进行数据采样而得的回波数据。AD转换部12向表面位置检测部13以及图像生成部14输出回波数据。

[0064] 表面位置检测部13具有存储部13a以及判定部13b。

[0065] 存储部13a具备存储在第1状态[T1]下得到的多个回波数据以及在第2状态[T2]下得到的多个回波数据的容量。存储部13a存储从AD转换部12输出的各回波数据。

[0066] 判定部13b对第1状态[T1]的各注目区域的波形(距离扫掠(sweep)的回波数据列)以及第2状态的各比较对象区域的波形(距离扫掠的回波数据列)进行比较,具体的处理后述。判定部13b基于该比较结果检测选择的注目区域与第2状态的哪一位置的比较对象区域对应。

[0067] 判定部13b检测与第1状态[T1]的注目区域最为类似的第2状态[T2]的比较对象区域。判定部13b检测该波形最为类似的区域(或者该区域的代表位置)在第1状态[T1]与第2状态[T2]下如何位移(是否未位移)。判定部13b根据该区域的位置的位移倾向的差异,辨别软组织的区域与软骨的区域,检测软骨901的表面位置。

[0068] 图5为表示由图像生成部14生成的回波电平图像的一例的图。图像生成部14基于来自AD转换部12的回波数据,生成例如作为一例如图5所示的回波电平图像,该回波电平图像基于从在超声波探头4的扫描方向(与被检体的深度方向交叉的方向)以及软骨901的深度方向(与扫描方向垂直且朝向膝的内部的方向)上确定的解析区域的各位置而来的回波信号。回波电平图像由格子状排列的多个像素构成。各像素配置在与解析区域的各位置对应的位置上,具有与解析区域的各位置的回波强度对应的亮度水平(level)。在本实施方式中,例如作为一例,随着亮度水平从高到低,与按照红、橙、黄、绿、青、蓝的顺序逐渐变化的色调对应地进行显示。

[0069] 回波电平归一化部15检测来自解析区域的各位置的回波信号的强度(回波强度)最高的回波强度,并用解析区域的各位置的回波强度除以该回波强度。也就是说,解析区域的各位置的回波强度以最大值为0dB的方式进行归一化。

[0070] 图6为表示对软骨901的表面位置进行校正而得的回波电平图像的一例的图。表面

位置校正部16以由图像生成部14生成的回波电平图像中的软骨901的表面位置包含于深度方向上的规定范围的方式(成为直线状的方式)进行校正。例如作为一例,表面位置校正部16通过对与扫描方向的各位置对应的回波信号适当地实施延迟处理,使回波电平图像中的软骨901的表面位置为直线状。

[0071] 动态范围设定部17作为设定解析区域的各位置的回波强度的上限值(上限回波强度)以及下限值(下限回波强度)的上下限值设定部而设置。动态范围设定部17作为上述上限值设定通过回波电平归一化部15进行归一化而得的信号电平的最大值(0dB),作为上述下限值例如作为一例设定-40dB。该下限值(-40dB)设定为根据经验求出的值,且为能够从软骨表面检测软骨内部的散射的回波的值。

[0072] 关注区域设定部18基于由表面位置检测部13计算的解析数据(软骨的表面位置),将从软骨的表面位置跨深度方向上的规定长度(作为一例为0.24mm程度)且跨扫描方向上的规定长度(作为一例为4mm程度)的范围设定为关注区域。

[0073] 图7为表示灰度化的关注区域图像的一例的图。灰度化部19针对由关注区域设定部18设定的关注区域内的回波电平图像即关注区域图像的各像素的亮度水平,以多级进行灰度(阶调)化(作为一例为16级灰度)。也就是说,灰度化部19作为使回波强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级的分级部而设置。另外,在图7所示的例子中,图示出以4级进行灰度化的关注区域图像的一例。

[0074] 共生矩阵生成部20根据各像素的亮度水平被以16级进行了灰度化的关注区域内的回波电平图像生成共生矩阵。所谓“共生矩阵”是指将与图像的灰度 i 的像素相距一定的位移 $\delta = (d, \theta)$ (d 为距离, θ 为角度,参照图8)的像素的灰度为 j 的概率 $P\delta(i, j)$ ($i, j = 1, 2, n-1$)作为要素的矩阵。具体而言,共生矩阵以下式(1)定义。

[0075] (式1)

$$[0076] \quad P\delta = \begin{bmatrix} P\delta(0, 0) & P\delta(0, 1) & \dots \\ P\delta(1, 0) & \ddots & \\ \vdots & & P\delta(i, j) \end{bmatrix} \dots \quad (1)$$

[0077] 在本实施方式中,共生矩阵生成部20生成2个共生矩阵(第1共生矩阵 $P_{d5090}(i, j)$ 以及第2共生矩阵 $P_{d100}(i, j)$)。第1共生矩阵 $P_{d5090}(i, j)$ 以在扫描方向上彼此相距5像素的像素对为对象来生成。此外,第2共生矩阵 $P_{d100}(i, j)$ 以在深度方向上彼此相距1像素的像素对为对象来生成。另外,一对像素之间的距离即 d 的值为通过实验等事先设定的值,不限于上述的值,可根据像素的大小、波束直径、扫描步长、采样频率等适当设定。

[0078] 特征量计算部21根据由共生矩阵生成部20生成的共生矩阵计算规定的特征量。在本实施方式中,特征量计算部21计算相关COR以及对比度CNT作为特征量。具体而言,特征量计算部21根据第1共生矩阵 $P_{d5090}(i, j)$ 计算相关 COR_{d5090} ,根据第2共生矩阵 $P_{d100}(i, j)$ 计算对比度 CNT_{d100} 。相关COR以及对比度CNT通过下式(2)以及式(3)给出。

[0079] (式2)

$$[0080] \quad COR = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y} \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \{ i j P\delta(i, j) - \mu_x \mu_y \} \dots \quad (2)$$

$$[0081] \quad \text{其中, } \mu_x = \sum_{i=0}^{n-1} i \sum_{j=0}^{n-1} P\delta(i, j) \quad \sigma_x^2 = \sum_{i=0}^{n-1} (i - \mu_x)^2 \sum_{j=0}^{n-1} P\delta(i, j)$$

$$[0082] \quad \mu_y = \sum_{j=0}^{n-1} j \sum_{i=0}^{n-1} P\delta(i, j) \quad \sigma_y^2 = \sum_{j=0}^{n-1} (j - \mu_y)^2 \sum_{i=0}^{n-1} P\delta(i, j)$$

[0083] (式3)

$$[0084] \quad CNT = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \left\{ (i - j)^2 P\delta(i, j) \right\} \quad \dots (3)$$

[0085] 图9为用于以多个样本(N=26)为对象,计算通过式(2)计算的相关COR_{d5090}与软骨表面的表面粗糙度的相关系数的图表。如图9所示,认定在与软骨表面平行的方向的相关COR_{d5090}和表面粗糙度之间为较高的负相关。认为其原因在于,在变性度低的软骨(表面粗糙度小的软骨)的情况下,沿软骨表面的面内方向($\theta=90^\circ$ 的方向)的方向上的回波强度大致相同,另一方面,在变性度高的软骨(表面粗糙度大的软骨)的情况下,沿软骨表面的面内方向的方向上的回波强度产生不均。因此,在通过特征量计算部21计算的相关COR_{d5090}大时,能够推测为软骨的变性度低,而在相关COR_{d5090}小时,能够推测为软骨的变性度高。

[0086] 图10为用于以多个样本(N=26)为对象,计算通过式(3)计算的对比度CNT_{d100}与软骨表面的表面粗糙度的相关系数的图表。如图10所示,认定在与软骨表面垂直的方向的对比度CNT_{d100}与表面粗糙度之间为较高的负相关。认为其原因在于,在变性度低的软骨的情况下,在深度方向上,以软骨表面为基准产生急剧的回波强度的变化,另一方面,在变性度高的软骨的情况下,难以产生回波强度的急剧的变化。因此,在通过特征量计算部21计算的对比度CNT_{d100}大时,能够推测为软骨的变性度低,而在对比度CNT_{d100}小时,能够推测为软骨的变性度高。

[0087] [信号处理部的动作]

[0088] 图11为用于说明信号处理部10的动作的流程图。参照图11,说明信号处理部10的动作。

[0089] 首先,在步骤S1中,回波信号接收部11对第1回波群SW[T1]的各回波信号以及第2回波群SW[T2]的各回波信号个别地进行放大处理,并向AD转换部12输出。

[0090] 接着,在步骤S2中,AD转换部12以规定的时间间隔对第1回波群SW[T1]的各回波信号以及第2回波群SW[T2]的各回波信号进行采样,并进行数据离散化。AD转换部12将进行数据离散化而得的各回波数据输出至表面位置检测部13,另一方面,将2个回波群之中的某一方的回波数据输出至图像生成部14。

[0091] 接着,在步骤S3中,表面位置检测部13检测软骨901的表面位置。在此,参照图3以及图12说明在步骤S3中由表面位置检测部13执行的、更为具体的软骨表面的检测方法。另外,为便于说明,假定在第1状态[T1]与第2状态[T2]之间探头4(振子4a)的移动距离 Δx 与振子的配置间隔一致来进行说明。

[0092] 首先,作为第1状态[T1],例如在以第一角度弯曲被检体即膝的状态下,使探头4抵接至膝的表面。换言之,使探头4抵接至软组织903的表面。此为图3(A)的状态。

[0093] 空开规定间隔地配置在探头4上的各振子分别向与软组织903的表面正交的方向(与收发面正交的方向)发送超声波信号。在图3的例子中,在探头4中,沿扫描方向以等间隔配置有5个振子,如图3(A)所示,配置在各个位置上的各振子向与软组织903的表面正交的方向发送超声波信号。该各配置位置的超声波信号在软组织903、软骨901、软骨下骨911的各深度位置产生反射以及散射,据此得到沿扫描方向空开规定间隔的各位置(扫描方向位置)的回波信号SWT11、SWT12、SWT13、SWT14、SWT15。各振子分别接收回波信号。由该各振子得到的回波信号SWT11、SWT12、SWT13、SWT14、SWT15的回波信号群为第1回波群SW[T1]。

[0094] 接着,在使探头4抵接在软组织903上的状态下,使探头4向与软组织903的表面平行的方向且与扫描方向平行的方向移动距离 Δx 。该状态为第2状态[T2],为图3(B)的状态。此时,软组织903跟随探头4的移动而移动。因此,探头4的收发面与软组织903的扫描方向的位置的相对位置关系不受探头4的移动影响从而不会变化。另一方面,由于软骨901通过软骨下骨911固定在骨902上,因此即使探头4移动其也不会移动。因此,探头4的收发面与软骨901的扫描方向的位置的相对位置关系受探头4的移动影响从而变化。

[0095] 在成为第2状态后,如图3(B)所示,从探头4的各振子向与软组织903的表面正交的方向(与收发面正交的方向)发送超声波信号。该各扫描位置的超声波信号在软组织903、软骨901、软骨下骨911的各深度位置产生反射以及散射,据此得到沿扫描方向空开规定间隔的各位置的回波信号SWT21、SWT22、SWT23、SWT24、SWT25。各振子分别接收回波信号。由该各振子得到的回波信号SWT21、SWT22、SWT23、SWT24、SWT25的回波信号群为第2回波群SW[T2]。

[0096] 如此地,在探头4移动之前,取得由多个回波信号SWT11、SWT12、SWT13、SWT14、SWT15构成的第1回波群SW[T1]。并且,在探头4移动后,取得由多个回波信号SWT21、SWT22、SWT23、SWT24、SWT25构成的第2回波群SW[T2]。

[0097] 图12为表示在第1状态[T1]与第2状态[T2]下的各回波信号的波形例的图。另外,在图12中为了易于理解地图示本发明的特征,而设定探头4移动的距离 Δx 与各振子的间隔即扫描位置的间隔相等。此外,以下在该条件下进行软骨901的表面的检测的说明。

[0098] (i) 软组织903如上述,探头4抵接在软组织903的表面上,软组织903未固定到软骨901的表面上。因此,若探头4移动距离 Δx ,则软组织903跟随探头4的移动而移动距离 Δx 。

[0099] 该情况下,如图12的第1状态[T1]的各回波信号的波形以及第2状态[T2]的各回波信号的波形所示,在第1回波群SW[T1]的回波信号SWT11的软组织903的区域与第2回波群SW[T2]的回波信号SWT21的软组织903的区域中,回波信号的波形大致一致。

[0100] 同样地,在回波信号SWT12的软组织903的区域与回波信号SWT22的软组织903的区域中,回波信号的波形大致一致。在回波信号SWT13的软组织903的区域与回波信号SWT23的软组织903的区域中,回波信号的波形大致一致。在回波信号SWT14的软组织903的区域与回波信号SWT24的软组织903的区域中,回波信号的波形大致一致。在回波信号SWT15的软组织903的区域与回波信号SWT25的软组织903的区域中,回波信号的波形大致一致。

[0101] 因此,在软组织903内,在第1状态[T1]与第2状态[T2]下,各扫描位置的回波信号相对于探头4的沿扫描方向的位置大致一致。

[0102] (ii) 软骨901即使探头4移动,软骨901也不移动。因此,若探头4移动距离 Δx ,则探头4的各振子的位置(各扫描位置)与软骨901的各位置的位置关系沿扫描方向偏移距离 Δx 。

[0103] 该情况下,如图12的第1状态[T1]的各回波信号的波形以及第2状态[T2]的各回波信号的波形所示,第1回波群SW[T1]的回波信号SWT11的软骨901的区域与第2回波群SW[T2]的回波信号SWT21的软骨901的区域中回波信号的波形不一致,而与第2回波群SW[T2]的回波信号SWT22的软骨901的区域中回波信号的波形大致一致。

[0104] 同样地,在回波信号SWT12的软骨901的区域与回波信号SWT23的软骨901的区域中,回波信号的波形大致一致。在回波信号SWT13的软骨901的区域与回波信号SWT24的软骨901的区域中,回波信号的波形大致一致。在回波信号SWT14的软骨901的区域与回波信号SWT25的软骨901的区域中,回波信号的波形大致一致。

[0105] 因此,在软骨901内,在第1状态[T1]与第2状态[T2]下,各扫描位置的回波信号在扫描位置偏差振子的一个配置间隔的状态下大致一致。

[0106] 如此地,来自软组织903的回波数据与来自软骨901的回波数据示出了在第1状态[T1]与第2状态[T2]下不同的变动。因此,通过检测该变动(在第1状态与第2状态下的注目点的相对位置的变化),能够识别软组织903的区域与软骨901的区域。并且,能够检测软组织903与软骨901的界面即软骨表面。

[0107] 另一方面,在步骤S4中,图像生成部14基于从AD转换部12输出的回波数据,生成如图5所示的回波电平图像。

[0108] 接着,在步骤S5中,回波电平归一化部15对解析区域的各位置的回波强度进行归一化。

[0109] 接着,在步骤S6中,表面位置校正部16以回波电平图像中的软骨901的表面位置包含于深度方向上的规定范围的方式,对回波电平图像进行校正。另外,若回波电平图像中的软骨901的表面位置包含于深度方向上的规定范围,则省略步骤S6的处理。

[0110] 接着,在步骤S7中,动态范围设定部17设定由回波电平归一化部15进行归一化而得的信号电平的最大值(0dB)作为上限值,设定-40dB作为下限值。

[0111] 接着,在步骤S8中,关注区域设定部18设定从软骨的表面位置跨深度方向上的规定长度且跨扫描方向上的规定长度的范围作为关注区域。

[0112] 接着,在步骤S9中,灰度化部19将在步骤S8设定的关注区域内的回波电平图像即关注区域图像的各像素的亮度水平以多级进行灰度化(作为一例为16级灰度)。

[0113] 接着,在步骤S10中,共生矩阵生成部20基于式(1)生成第1共生矩阵 $P_{d5090}(i, j)$ 与第2共生矩阵 $P_{d100}(i, j)$ 。

[0114] 接着,在步骤S11中,特征量计算部21基于式(2)以及式(3),根据在步骤S10中生成的第1共生矩阵 $P_{d5090}(i, j)$ 计算相关 COR_{d5090} ,另一方面,根据第2共生矩阵 $P_{d100}(i, j)$ 计算对比度 CNT_{d100} 。如此地计算的相关 COR_{d5090} 以及对比度 CNT_{d100} 以数值显示在显示部5上。

[0115] [效果]

[0116] 如以上那样地,在本实施方式所涉及的超声波诊断装置1中,能够不切开膝周边的软组织903,而基于与关注区域的各位置对应的样本的回波信号的强度,计算与被检测部的状态(在本实施方式中为软骨901的表面粗糙度)相关性高的特征量,并根据该特征量推测软骨的状态。

[0117] 因此,在超声波诊断装置1中,即使在隔着皮肤解析软骨901的状态的情况下,也能够准确地把握软骨901的状态(表面粗糙度)。

[0118] 此外,在超声波诊断装置1中,基于由具有与关注区域的各位置所对应的样本的回波强度对应的亮度水平的像素构成的回波电平图像来计算特征量,因此能够恰当地计算特征量。

[0119] 此外,在超声波诊断装置1中,通过动态范围设定部17设定上限回波强度以及下限回波强度。据此,能够恰当地对构成回波电平图像的各像素进行灰度化。

[0120] 此外,在超声波诊断装置1中,设定包括来自膝的软骨的表面的回波信号在内的区域作为关注区域,因此能够将被检测部可靠地包含到诊断对象中。

[0121] 此外,在超声波诊断装置1中,根据由共生矩阵生成部20计算的共生矩阵计算上述特征量。据此,能够恰当地计算特征量。

[0122] 此外,在超声波诊断装置1中,通过计算与软骨901的表面粗糙度相关性高的相关COR作为特征量,因此能够恰当地推测软骨901的表面粗糙度。

[0123] 此外,在超声波诊断装置1中,在关注区域图像中,根据由处于在扫描方向上相距规定距离的位置关系的一对所述像素构成的像素对中的各个像素作为对象生成的第1共生矩阵 P_{d5090} 计算相关 COR_{d5090} 。如图9所示,相关 COR_{d5090} 与表面粗糙度具有高相关。因此,通过计算相关 COR_{d5090} ,能够更恰当地推测软骨901的表面粗糙度。

[0124] 此外,在超声波诊断装置1中,通过计算与软骨901的表面粗糙度相关性高的对比度CNT作为特征量,能够恰当地推测软骨901的表面粗糙度。

[0125] 此外,在超声波诊断装置1中,在关注区域图像中,根据由处于在深度方向上相距规定距离的位置关系的一对所述像素构成的像素对中的各个像素作为对象生成的第2共生矩阵 P_{d100} 计算对比度 CNT_{d100} 。如图10所示,对比度 CNT_{d100} 与表面粗糙度具有高相关。因此,通过计算对比度 CNT_{d100} ,能够更恰当地推测软骨901的表面粗糙度。

[0126] 此外,在超声波诊断装置1中,基于由表面位置检测部检测出的软骨901的表面位置设定作为解析对象的关注区域。据此,能够自动设定关注区域。

[0127] 此外,在超声波诊断装置1中,用回波电平图像的各位置的回波强度除以来自软骨901的回波信号的最大值来进行归一化。这样一来,由于能够排除按每个被检体产生的软组织结构903的个体差异,因此能够按每个被检体计算更准确的特征量。

[0128] 此外,在超声波诊断装置1中,以回波电平图像中的软骨901的表面位置包含于深度方向上的规定范围内的方式,对回波电平图像进行校正。据此,软骨901的表面位置在深度方向上呈直线状,因此能够恰当地生成共生矩阵。

[0129] 此外,在超声波诊断装置1中,通过信号处理部10计算的特征量显示在显示部5上。据此,用户能够视觉观察作为表示软骨901的变性度的指标的特征量。

[0130] 以上,说明了本发明的实施方式,但本发明不限于此,只要不脱离本发明的主旨,就能够进行各种各样的变更。

[0131] [变形例]

[0132] (1) 图13为表示变形例所涉及的超声波诊断装置的信号处理部10a的构成的框图。本变形例的信号处理部10a与上述实施方式的信号处理部10相比,构成为省略表面位置检测部13以及关注区域设定部18。

[0133] 在本变形例所涉及的超声波诊断装置中,在显示部5上显示通过图像生成部14生成的回波电平图像。并且,用户通过观察回波电平图像,选择该回波电平图像之中的包含软

骨表面的部分作为关注区域。随后,信号处理部10a针对关注区域内的回波电平图像即关注区域图像依次进行灰度化、共生矩阵的生成、以及特征量的计算。因此,即使如本变形例这样构成信号处理部10a,也与上述实施方式的情况相同,在隔着皮肤解析软骨901的状态的情况下,也能够准确地把握软骨901的状态(表面粗糙度)。

[0134] (2) 在上述实施方式中,根据第2共生矩阵 $P_{d100}(i, j)$ 计算了对比度 CNT_{d100} ,但也可以根据第1共生矩阵 $P_{d5090}(i, j)$ 计算对比度 CNT_{d5090} 。

[0135] 图14为用于以多个样本为对象,计算通过式(3)计算的对比度 CNT_{d5090} 与软骨表面的表面粗糙度的相关系数的图表。如图14所示,认定在与软骨表面平行的方向上的对比度 CNT_{d5090} 与表面粗糙度之间为正相关。认为其原因在于,在变性度低的软骨的情况下,沿软骨表面的面内方向的方向上的回波强度大致相同,另一方面,在变性度高的软骨的情况下,存在回波强度局部地变低的部分。因此,在对比度 CNT_{d5090} 小时,能够推测为软骨的变性度低,而在对比度 CNT_{d5090} 大时,能够推测为软骨的变性度高。

[0136] (3) 在上述实施方式中,计算相关COR以及对比度CNT作为特征量,但不限于此,也可以计算其他特征量。例如,也可以计算局部一致性IDM、熵EPY、算术平均SUMA、加性方差SUMV等作为特征量,并基于这些推算软骨的变性度。这些分别通过以下的式(4)~(7)给出。

[0137] (式4)

$$[0138] \quad IDM = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \frac{1}{1 + (i - j)^2} P\delta(i, j) \quad \dots (4)$$

[0139] (式5)

$$[0140] \quad EPY = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} P\delta(i, j) \log \{P\delta(i, j)\} \quad \dots (5)$$

[0141] (式6)

$$[0142] \quad SUMA = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \{(i + j) P\delta(i, j)\} \quad \dots (6)$$

[0143] (式7)

$$[0144] \quad SUMV = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} [\{(i + j) - SUMA\}^2 P\delta(i, j)] \quad \dots (7)$$

[0145] (4) 在上述实施方式中,通过使探头4在贴紧膝的状态下沿上下方向移动,来使探头4与软组织903以及软骨901的相对位置变化,从而检测软骨901的表面位置,但不限于此。例如,也可以固定探头4,而通过利用夹具等使膝弯曲,来使探头4与软组织903以及软骨901的相对位置关系变化。

[0146] (5) 在上述实施方式中,设由表面位置检测部13检测出的深度位置为软骨901的表面位置,但不限于此。例如,也可以沿由表面位置检测部13检测出的表面位置进行移动平均处理。据此,能够使表面位置检测时的噪声(尖峰噪声等)平滑。

[0147] (6) 在上述实施方式中,将由特征量计算部21计算的特征量的数据直接显示在显示部5上,但不限于此,也可以将表示根据该特征量导出的软骨的变性度的指标显示在显示部5上。例如,也可以根据特征量的数值对特征量以多级划分等级(rank),将该等级(例如A~C等字母等)显示在显示部5上。

[0148] (7) 图15为表示变形例所涉及的超声波诊断装置1a的构成的框图。在上述实施方式中,例示了具备超声波探头4以及显示部5的超声波诊断装置1,但不限于此,本发明也能够适用于如图15所示那样的省略超声波探头4以及显示部5等的超声波诊断装置。

[0149] (8) 在上述实施方式中,基于由探头接收的回波信号生成回波电平图像,基于该回波电平图像计算特征量,但不限于此。具体而言,也可以不生成回波图像,而基于与关注区域的各位置对应的样本的回波强度计算特征量。

[0150] 图16为表示变形例所涉及的超声波诊断装置1b的构成的框图。本变形例所涉及的超声波诊断装置1b具备分级部19a。分级部19a使从AD转换部12输出的与关注区域的各位置对应的样本的回波数据的回波强度对应于设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级。特征量计算部21从具有该分级的回波强度的样本之中,以处于相互规定位置关系的样本为对象,基于各该样本各自的分级的回波强度的组合计算特征量。另外,若在本变形例所涉及的超声波诊断装置1b中生成共生矩阵,则以由关注区域中的处于沿规定方向相距规定距离的位置关系的一对样本构成的样本对中的各个样本为对象,生成共生矩阵。

[0151] 在上述实施方式中,从解析区域之中提取关注区域,基于该关注区域内的样本的回波数据计算特征量,但不限于此。具体而言,也可以设定解析区域的整个范围作为关注区域,基于该关注区域(即解析区域)内的样本的回波数据计算特征量。

[0152] 标号说明

[0153] 1,1a,1b 超声波诊断装置

[0154] 4 探头、超声波探头

[0155] 19 灰度化部(分级部)

[0156] 19a 分级部

[0157] 21 特征量计算部

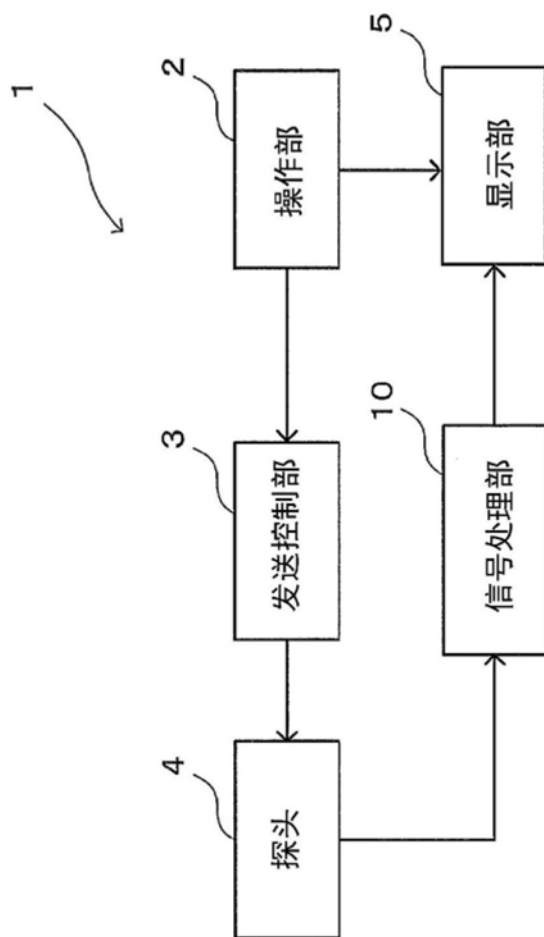


图1

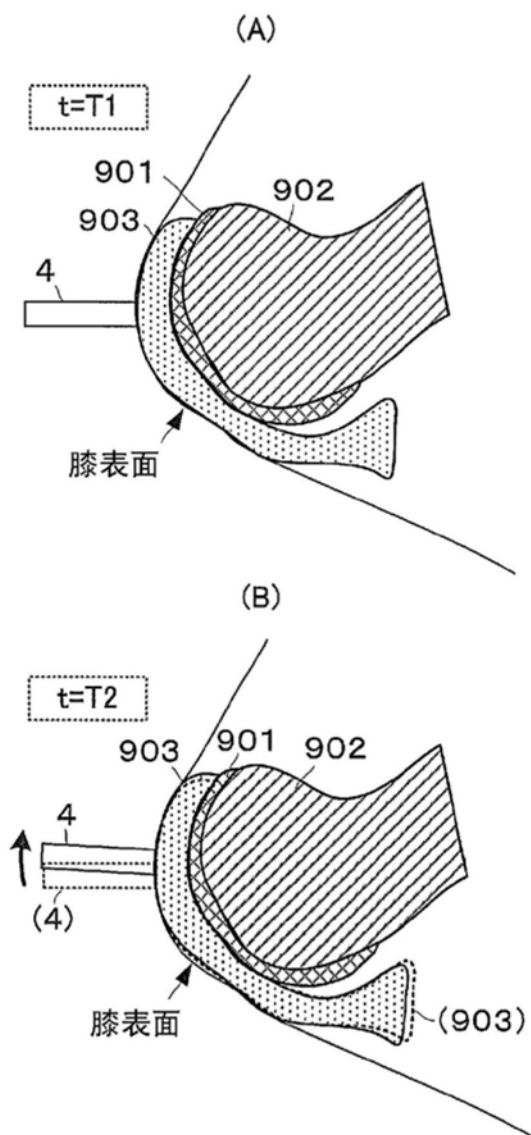


图2

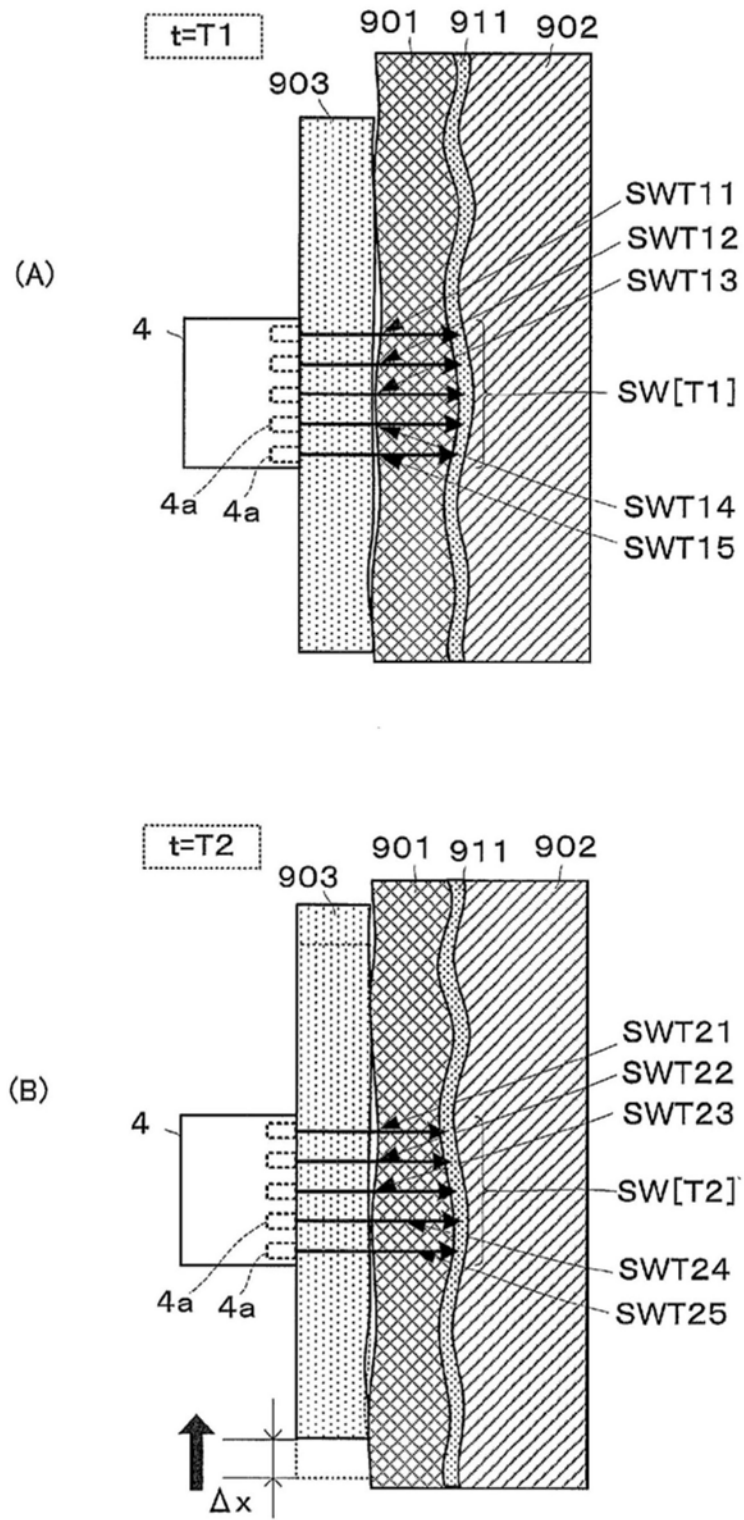


图3

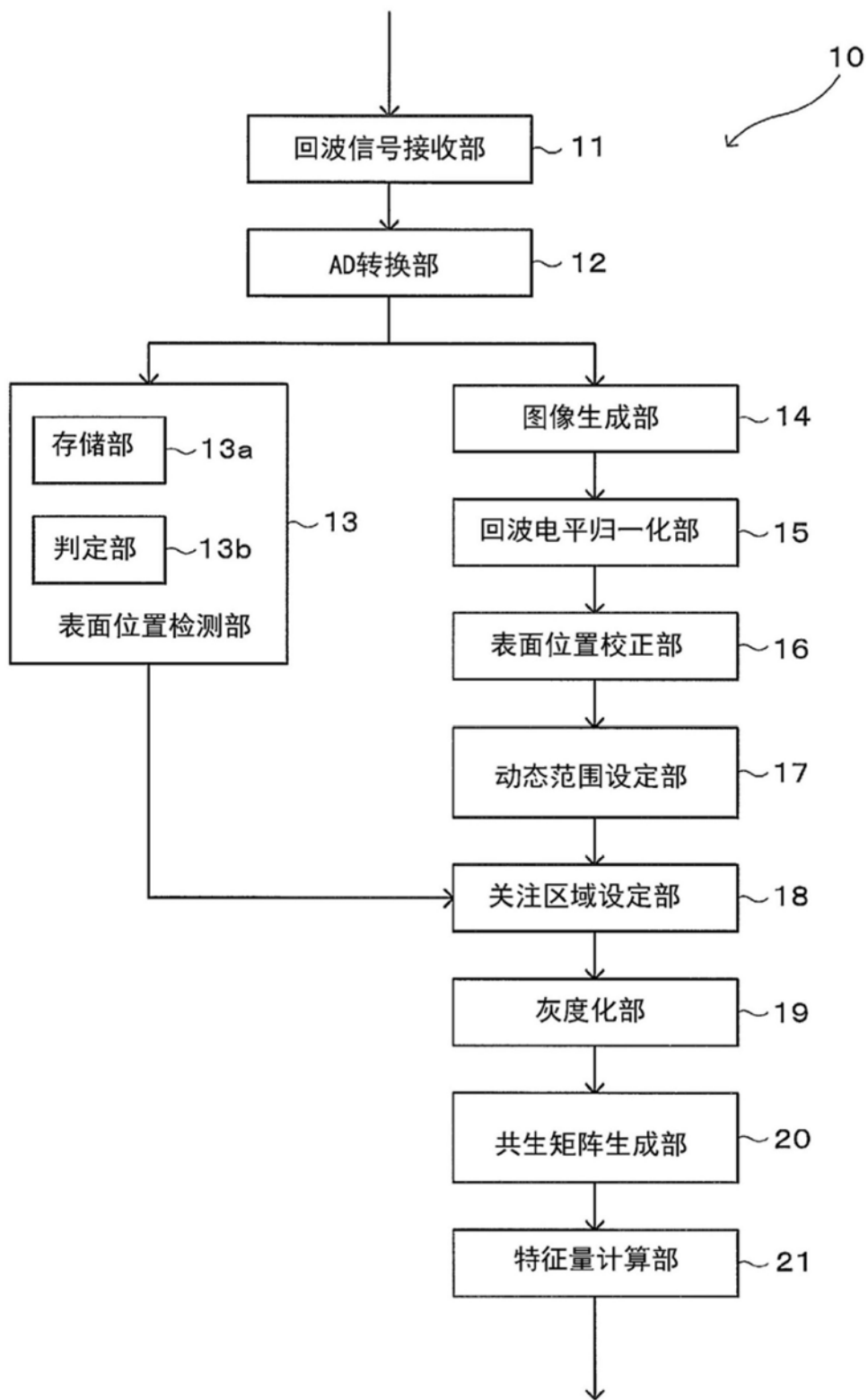


图4

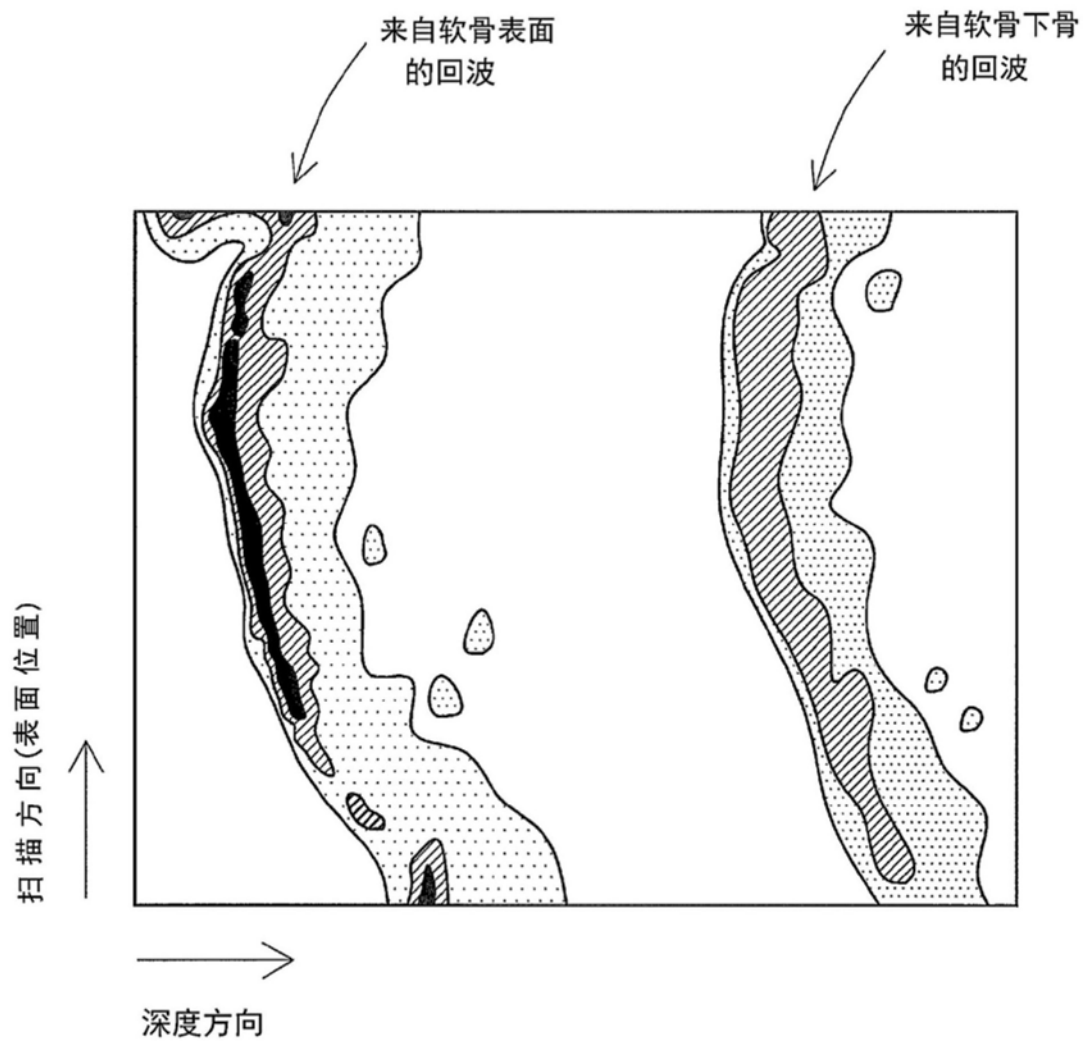


图5

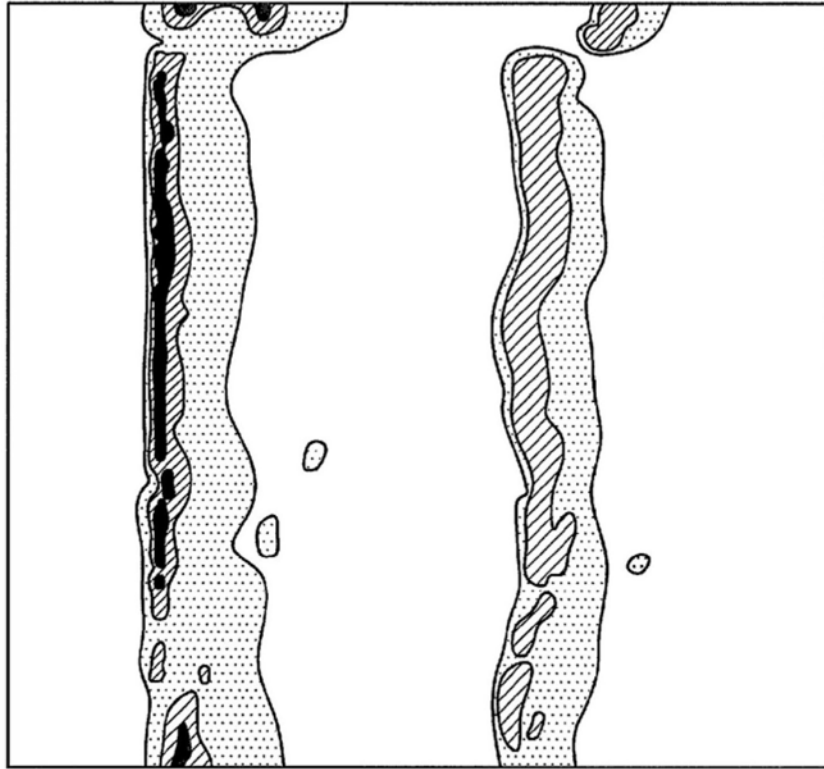


图6

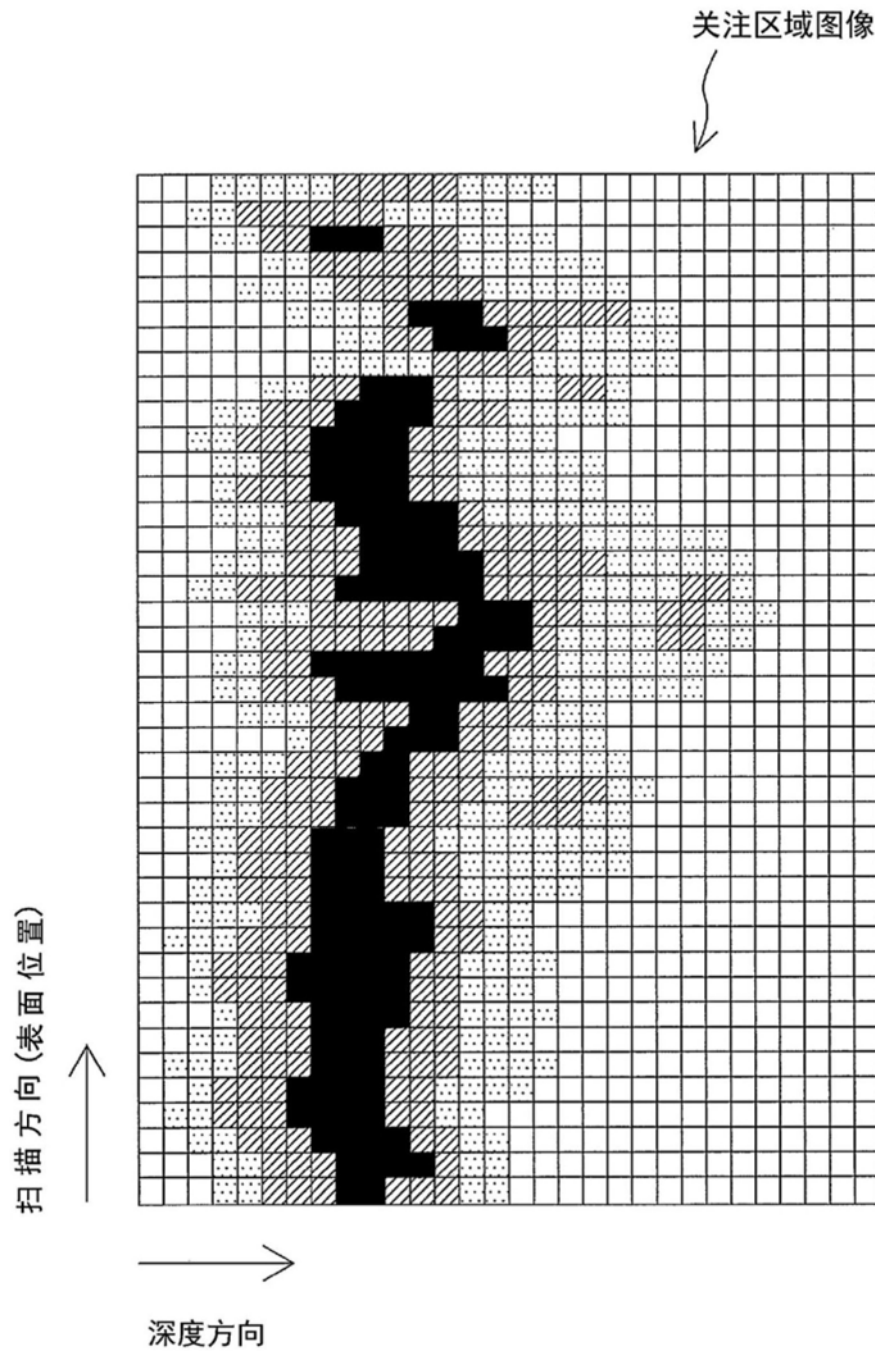


图7

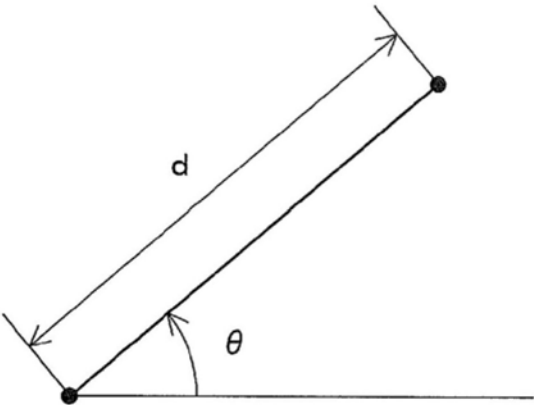


图8

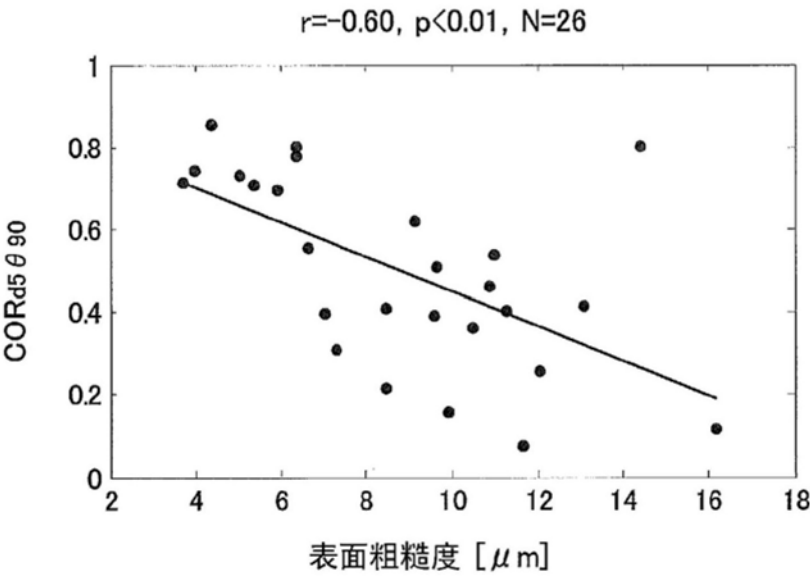


图9

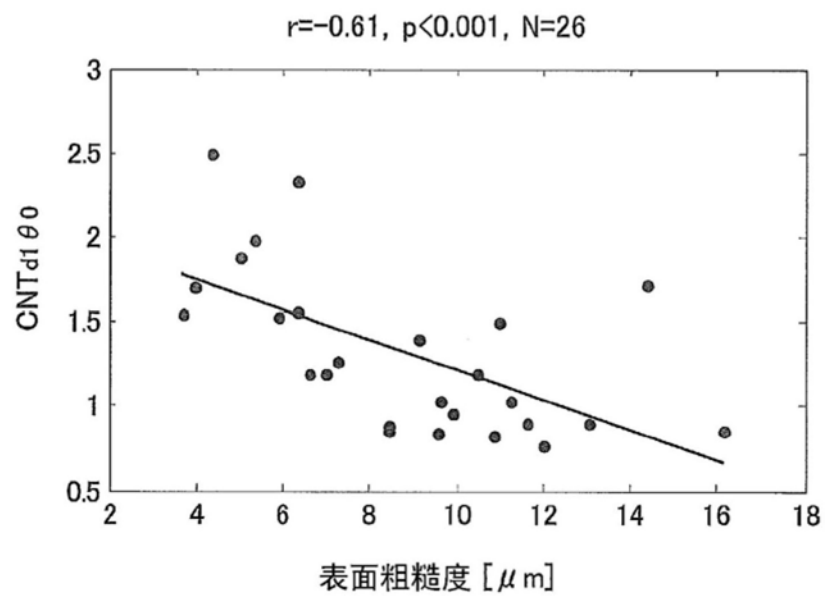


图10

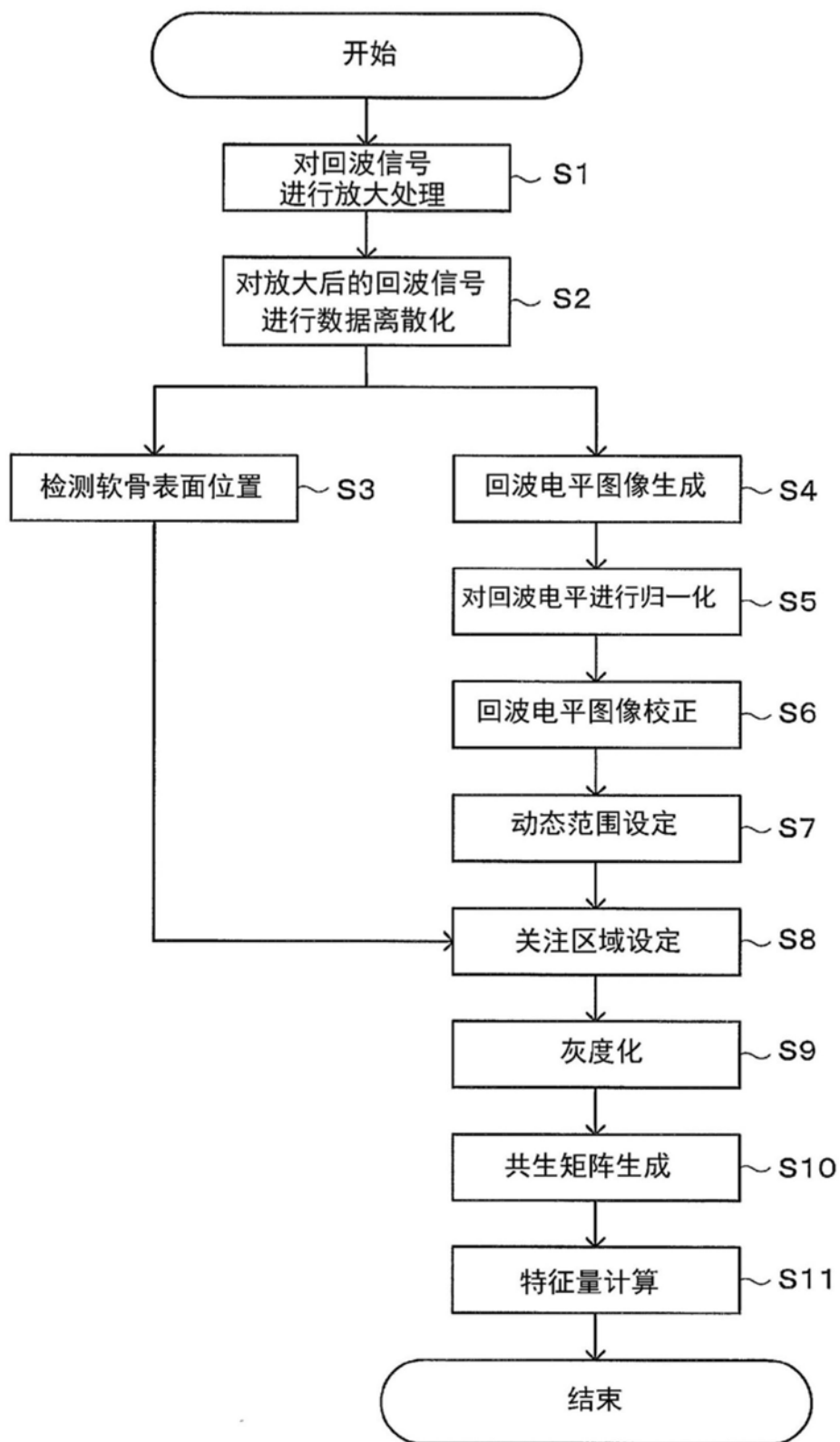


图11

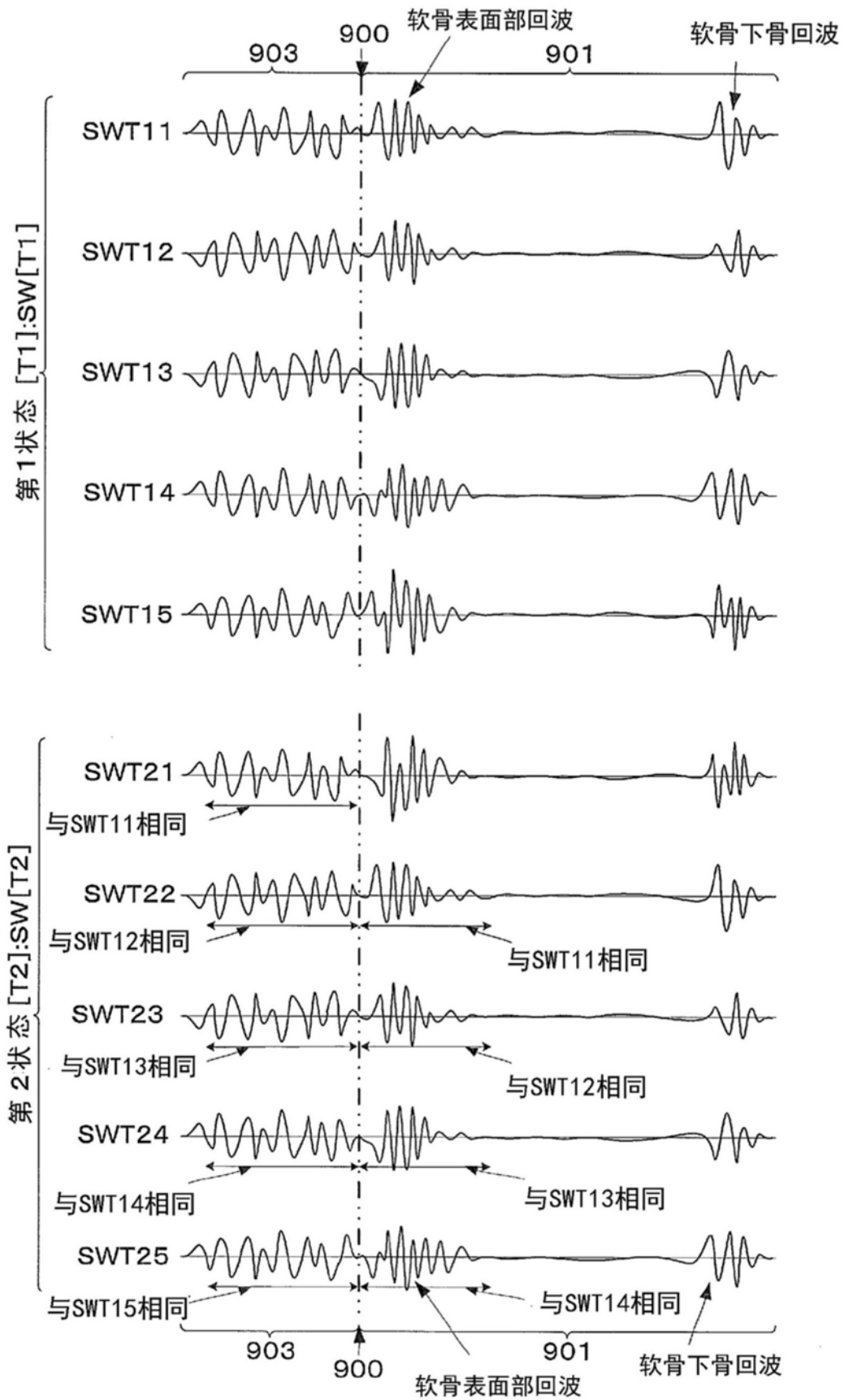


图12

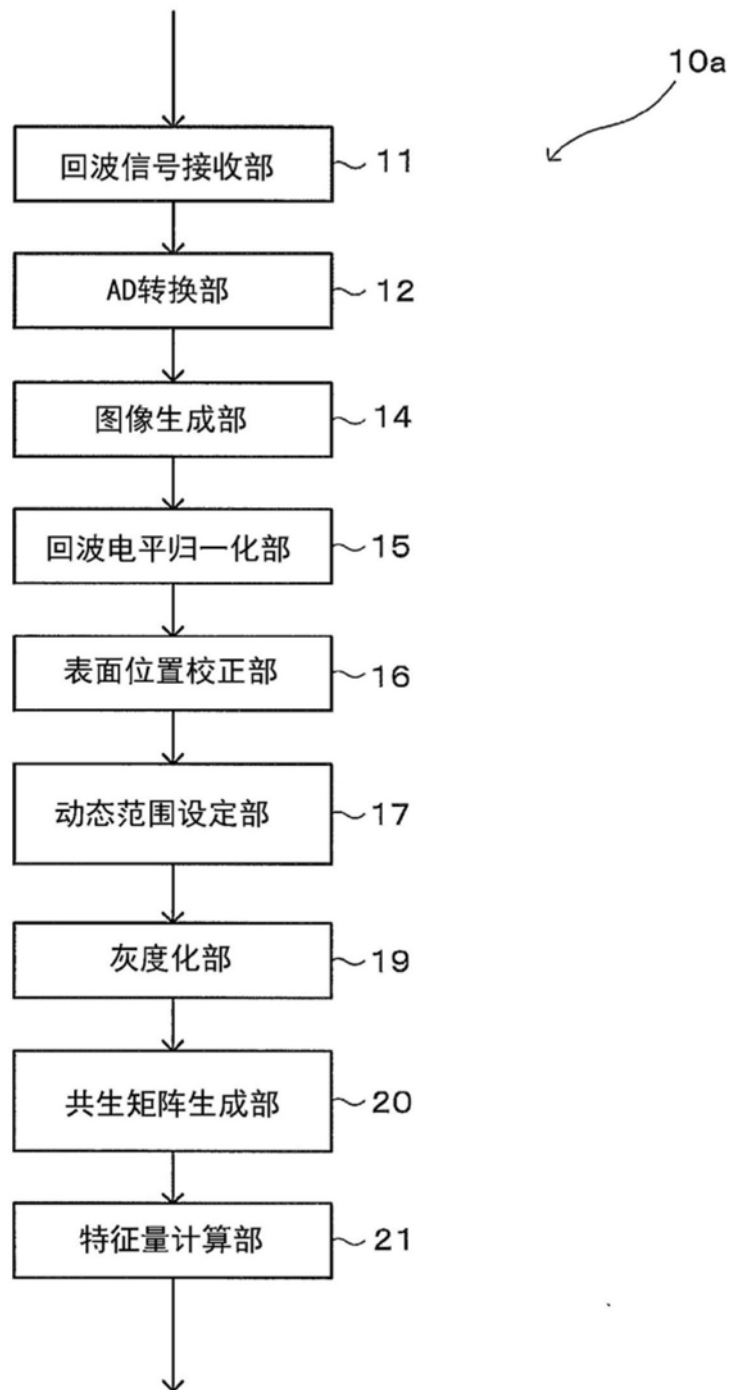


图13

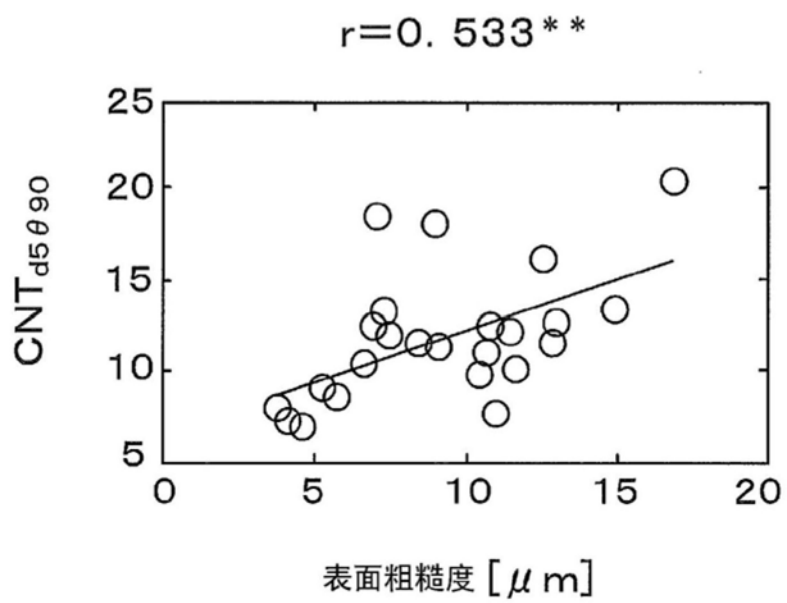


图14

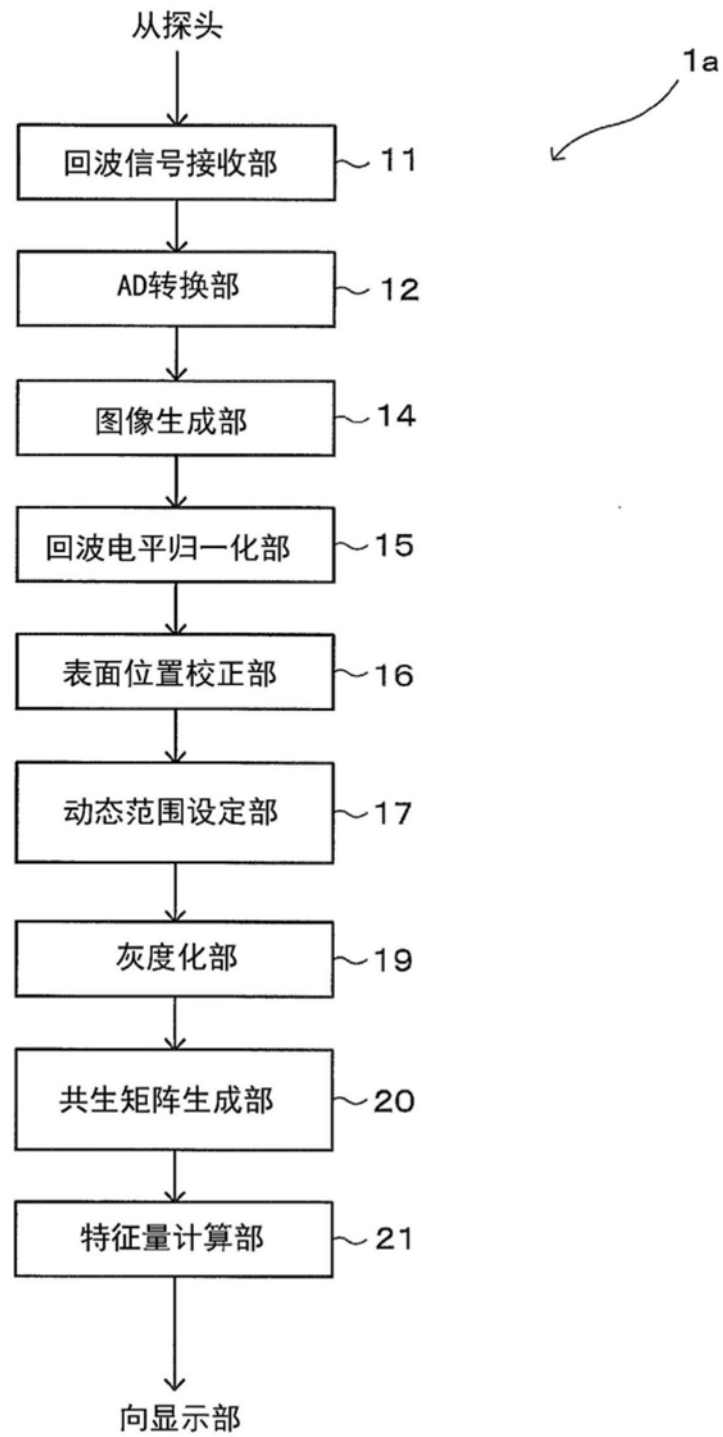


图15

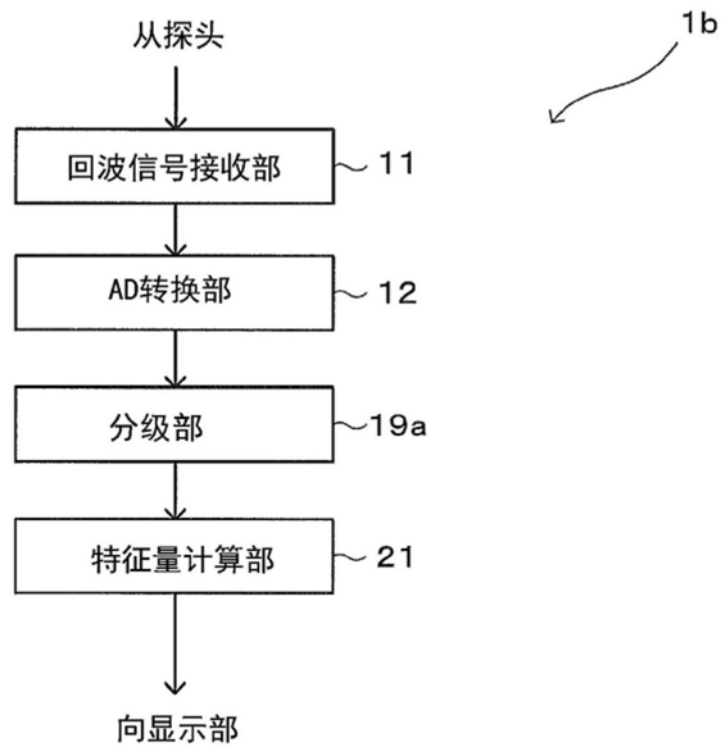


图16

专利名称(译)	超声波诊断装置以及特征量计算方法		
公开(公告)号	CN105636520B	公开(公告)日	2018-12-07
申请号	CN201480055246.7	申请日	2014-09-02
申请(专利权)人(译)	古野电气株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	古野电气株式会社		
[标]发明人	喜屋武弥		
发明人	喜屋武弥		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0858 A61B8/0875 A61B8/461 A61B8/5207		
代理人(译)	高迪		
审查员(译)	余红敏		
优先权	2013210183 2013-10-07 JP		
其他公开文献	CN105636520A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在隔着皮肤解析被检测部的状态的情况下，也准确地把握被检测部的状态。构成如下超声波诊断装置(1b)，具备：分级部(19a)，使来自关注区域的各位置的回波信号的强度对应于被设定为多级的回波强度中的某一级来进行分级；以及特征量计算部(21)，从具有由分级部(19a)分级的各回波强度的样本之中，以相互处于规定位置关系的样本为对象，基于各样本各自的由分级部分级的回波强度的组合，计算表现关注区域的特征的特征量。

