



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575197 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201910491191.9

A61B 8/14(2006.01)

(22)申请日 2019.06.06

A61B 8/08(2006.01)

(30)优先权数据

2018-109266 2018.06.07 JP

(71)申请人 古野电气株式会社

地址 日本兵库县

申请人 国立大学法人京都大学

独立行政法人国立病院机构

(72)发明人 喜屋武弥 黑木裕士 中川泰彰

向井章悟

(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 8/00(2006.01)

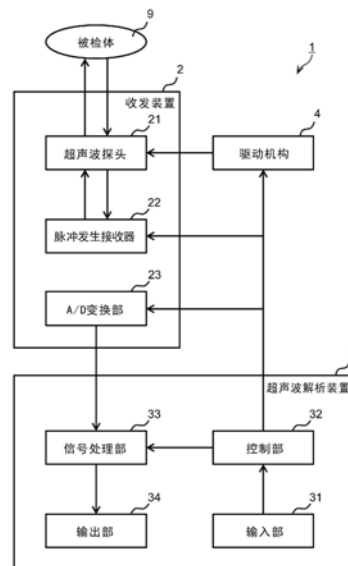
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

超声波解析装置、超声波解析方法及存储介质

(57)摘要

提供一种不伴有被辐射而对软骨下骨的病变进行评价的超声波解析装置、超声波解析方法及存储介质。超声波解析装置(3)连接在收发装置(2),该收发装置(2)朝向处于被检体(9)的内部的包括软骨下骨(94)在内的骨及软骨发送超声波、接收从被检体(9)的内部反射的回波信号,超声波解析装置(3)具备:图像数据生成部(331),根据回波信号生成超声波图像数据;表面位置检测部(332),根据超声波图像数据检测软骨下骨(94)的表面位置;区域设定部(333),以软骨下骨(94)的表面位置为基准,在超声波图像数据中设定解析对象的区域;以及特征量计算部(334),计算区域中的纹理特征量。



1. 一种超声波解析装置,连接于收发装置,该收发装置朝向处于被检体的内部的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波,接收从上述被检体的内部反射的回波信号,上述超声波解析装置的特征在于,

具备:

图像数据生成部,根据上述回波信号生成超声波图像数据;

表面位置检测部,根据上述超声波图像数据,检测上述软骨下骨的表面位置;

区域设定部,以上述软骨下骨的上述表面位置为基准,在上述超声波图像数据中,设定作为解析对象的区域;以及

特征量计算部,计算上述区域中的纹理特征量。

2. 如权利要求1所述的超声波解析装置,其特征在于,

上述纹理特征量包括图像数据的纹理解析中的熵及相关的至少某个。

3. 如权利要求2所述的超声波解析装置,其特征在于,

上述区域设定部以在从上述软骨下骨的上述表面位置沿着上述超声波的声轴的方向上相邻的方式设定多个上述区域;

上述特征量计算部对于多个上述区域的各自计算上述纹理特征量。

4. 如权利要求3所述的超声波解析装置,其特征在于,

上述区域包括与上述软骨下骨的表层部位对应的第1区域、和位于比上述第1区域更靠深部的第2区域。

5. 如权利要求4所述的超声波解析装置,其特征在于,

上述第1区域的沿着上述方向的厚度是0.3mm~0.45mm的范围内;

上述第2区域的沿着上述方向的厚度是0.3mm~0.45mm的范围内。

6. 如权利要求4或5所述的超声波解析装置,其特征在于,

上述特征量计算部对于上述第1区域计算上述熵,对于上述第2区域计算上述相关。

7. 如权利要求1~6中任一项所述的超声波解析装置,其特征在于,

上述图像数据生成部以使上述软骨下骨的表面成为平坦的方式将上述超声波图像数据重排列。

8. 如权利要求1~7中任一项所述的超声波解析装置,其特征在于,

还具备将上述纹理特征量输出的输出部。

9. 一种超声波解析方法,其特征在于,

包括:

朝向处于被检体的内部的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波、接收从上述被检体的内部反射的回波信号的步骤;

根据上述回波信号生成超声波图像数据的步骤;

根据上述超声波图像数据检测上述软骨下骨的表面位置的步骤;

以上述软骨下骨的上述表面位置为基准、在上述超声波图像数据中设定作为解析对象的区域的步骤;以及

计算上述区域中的纹理特征量的步骤。

10. 一种存储介质,其特征在于,

上述存储介质用来存储超声波解析程序,该程序用来使连接在朝向处于被检体的内部

的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波、接收从上述被检体的内部反射的回波信号的收发装置上的计算机执行如下步骤：

根据上述回波信号生成超声波图像数据的步骤；

根据上述超声波图像数据检测上述软骨下骨的表面位置的步骤；

以上述软骨下骨的上述表面位置为基准、在上述超声波图像数据中设定作为解析对象的区域的步骤；以及

计算上述区域中的纹理特征量的步骤。

超声波解析装置、超声波解析方法及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及通过超声波对被检体的内部进行解析的超声波解析装置、超声波解析方法及超声波解析程序。

背景技术

[0002] 骨关节炎 (osteoarthritic:OA) 是软骨的磨损为原因而关节变形、在关节发生炎症或疼痛的疾病。如果骨关节炎发展,则关节本来的平滑的运动被阻碍,可动域也被限制。特别是,如果膝关节的软骨磨损,则在起立及步行等的日常动作中出现困难,生活质量显著下降,所以期待有简便地诊断骨关节炎的方法。

[0003] 作为对软骨的状态进行解析的装置,例如有专利文献1中记载的超声波解析装置。专利文献1中记载的超声波解析装置从抵接于膝的表面的超声波探头发送超声波信号,由超声波探头接收在膝的内部反射的回波信号。超声波解析装置根据接收到的回波信号对软骨的状态进行解析。

[0004] 近年来,为了早期发现骨关节炎,做出了对位于软骨的下层的软骨下骨的病变进行评价的尝试。根据由X射线微CT (Micro computed tomography:Micro-CT、微型计算机断层扫描) 装置进行的测量可知,作为伴随着骨关节炎的软骨下骨的病变,已知有在骨的微细构造中发生变化。作为表示骨的微细构造的变化的软骨下骨的微CT参数,例如,有软骨下骨板内的空隙率、软骨下骨的厚度及海绵骨区域的骨密度等。作为基于超声波探头的回波信号的振幅对软骨下骨进行评价的技术,例如有非专利文献1及2的技术。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献1:日本特开2010—305号公报

[0007] 非专利文献1:Aula AS, Toyras J, Tiitu V, Jurvelin JS., “Simultaneous ultrasound measurement of articular cartilage and subchondral bone”, Osteoarthritis Cartilage, 2010, Vol.18, P1570—6.

[0008] 非专利文献2:Liukkonen J, Hirvasniemi J, Joukainen A, Penttila P, Viren T, Saarakkala S, Kroger H, Jurvelin JS, Toyras J., “Arthroscopic ultrasound technique for simultaneous quantitative assessment of articular cartilage and subchondral bone:an in vitro and in vivo feasibility study”, Ultrasound Med Biol, 2013, Vol.39, p1460—8.

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 由X射线CT进行的测量伴有关节的受辐射。由超声波探头进行的测量虽然不伴有关节的受辐射,但由于来自软骨—软骨下骨边界的超声波的绝对振幅在位于软骨下骨的上部的软骨及软组织等的上部组织中受到衰减的影响,所以作为反映软骨下骨的病变的参数在正确性方面有所欠缺。此外,作为平均值的来自软骨—软骨下骨边界的超声波振幅如果

考虑了上部组织中的超声波衰减量,则可以认为适合作为反映软骨下骨的病变的参数,但并不是反映位于软骨下骨的更下部的海绵骨区域等的骨的微细构造的分布特性的最优的参数。

[0011] 本发明提供一种用来不伴有受辐射而对软骨下骨的病变进行评价的超声波解析装置、超声波解析方法及超声波解析程序。

[0012] 用来解决课题的手段

[0013] 有关本发明的超声波解析装置,连接有收发装置,该收发装置朝向处于被检体的内部的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波,并接收从上述被检体的内部反射的回波信号,上述超声波解析装置具备:图像数据生成部,根据上述回波信号生成超声波图像数据;表面位置检测部,根据上述超声波图像数据,检测上述软骨下骨的表面位置;区域设定部,以上述软骨下骨的上述表面位置为基准,在上述超声波图像数据中,设定解析对象的区域;以及特征量计算部,计算上述区域中的纹理特征量。

[0014] 根据有关本发明的超声波解析装置,能够不伴有被辐射而对软骨下骨的病变进行评价。超声波解析装置对于软骨下骨的区域计算的纹理特征量反映了骨(海绵骨)的微细构造的变化。由此,用户能够基于纹理特征量对软骨下骨的病变进行评价,能够早期发现骨关节炎。

[0015] 有关本发明的超声波解析方法包括:朝向处于被检体的内部的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波、接收从上述被检体的内部反射的回波信号的步骤;根据上述回波信号生成超声波图像数据的步骤;根据上述超声波图像数据检测上述软骨下骨的表面位置的步骤;以上述软骨下骨的上述表面位置为基准、在上述超声波图像数据中设定解析对象的区域的步骤;及计算上述区域中的纹理特征量的步骤。

[0016] 有关本发明的超声波解析程序用来使连接在收发装置的计算机执行如下步骤,该收发装置朝向处于被检体的内部的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波,接收从上述被检体的内部反射的回波信号:根据上述回波信号生成超声波图像数据的步骤;根据上述超声波图像数据检测上述软骨下骨的表面位置的步骤;以上述软骨下骨的上述表面位置为基准、在上述超声波图像数据中设定解析对象的区域的步骤;以及计算上述区域中的纹理特征量的步骤。有关本发明的超声波解析程序也可以记录在例如CD-ROM等的、计算机可读的非暂时性的有形的记录介质中。

[0017] 发明效果

[0018] 根据本发明,能够提供一种用来不伴有被辐射而对软骨下骨的病变进行评价的超声波解析装置、超声波解析方法及超声波解析程序。

附图说明

[0019] 图1是有关本发明的一实施方式的超声波解析系统的框图。

[0020] 图2是概略地表示作为被检体的膝的内部构造和超声波探头的图。

[0021] 图3是信号处理部的功能框图。

[0022] 图4是用来示意地说明使用振幅强度图像进行软骨下骨的表面位置检测的方法的图。

[0023] 图5是示意地表示在软骨下骨表面整齐排列的二维的振幅强度图像(比软骨下骨

表面位置深的区域)的图。

[0024] 图6是表示有关本实施方式的超声波解析方法的处理的流程的流程图。

[0025] 图7是示意地表示在软骨下骨表面整齐排列的三维的振幅强度图像的图。

[0026] 标号说明

[0027] 1超声波解析系统;2收发装置;3超声波解析装置;4驱动机构;9被检体;21超声波探头;22脉冲发生/接收器;23变换部;31输入部;32控制部;33信号处理部;34输出部;51解析对象的区域(表层部位);52解析对象的区域(深层部位);91软骨;92骨(海绵骨);93软组织;94软骨下骨;95膝表面;331图像数据生成部;332表面位置检测部;333区域设定部;334特征量计算部。

具体实施方式

[0028] 以下,参照附图详细地说明本发明的实施方式。另外,在以下的说明及附图中,相同的标号表示相同或类似的构成要素,由此,将关于相同或类似的构成要素的重复的说明省略。

[0029] 在以下说明的本发明的一实施方式中,作为被检体的一例而将人的膝的内部作为解析对象,作为在解析中使用的超声波图像,取得膝的内部的二维的截面图像。此外,作为表示超声波图像的数据,取得超声波回波信号的振幅强度数据。另外,以下说明的本发明的实施方式是一例,在本发明中,被检体的关节并不限于膝,超声波图像也并不限于二维的截面图像,表示超声波图像的数据也并不限于振幅强度数据。

[0030] 图1是有关本发明的一实施方式的超声波解析系统1的框图。图2是概略地表示作为被检体的膝的内部构造和超声波探头的图。

[0031] 有关本发明的一实施方式的超声波解析系统1具备收发装置2、连接在收发装置2的超声波解析装置3、和驱动机构4。驱动机构4能够根据收发装置2的结构而做成任意的结构。

[0032] 收发装置2是朝向处于被检体9的内部的包括软骨下骨在内的骨及软骨发送超声波、将从被检体9的内部反射的回波信号接收的装置,具备超声波探头21、脉冲发生/接收器22和A/D变换部23。

[0033] 超声波探头21在本实施方式中是单元件探头,沿着作为被检体9的膝的表面,以一维状(在图2所示的x方向或y方向上)机械地进行扫描。在本实施方式中,假设将超声波探头21在图2所示的x方向上扫描。振子从被检体9的表面朝向被检体9的内部以规定的时间间隔发送超声波。发送的超声波在被检体9的内部被反射,振子将反射来的回波信号接收。

[0034] 超声波探头21如图2所示,收发面侧的端面被抵接在膝表面95(软组织93的表面),从收发面侧的端面发送超声波,对膝的内部进行探索。软组织93是存在于比软骨91更靠被检体9的表面侧的部位。软骨91附着在作为解析对象的软骨下骨94上,软骨下骨94是与骨(海绵骨)92结合的组织。在以下的说明中,将从膝表面95朝向骨92侧内部的方向称作深度方向,将深度方向设为在正交坐标系中所述的z方向(与x方向及y方向正交的方向)。另外,深度方向z的位置可以用在被检体9的内部行进的超声波在时间t内行进的距离来表示。深度方向z与时间t之间的变换,例如可以分别在软组织93中使用1540m/s的假定音速、在软骨91的部分中使用1620m/s的假定音速。

[0035] 从超声波探头21的振子向深度方向发送的超声波被被检体9的内部(例如,被软组织93或骨92等)反射。超声波探头21的振子接收反射来的回波信号。超声波解析装置3基于超声波探头21接收到的回波信号,生成包括软骨下骨94等在内的被检体9的内部的振幅强度数据D(超声波图像)。超声波解析装置3将表示回波信号的振幅强度的超声波图像向输出部34等输出,能够使用户在图像中确认软骨下骨94的状态等。

[0036] 脉冲发生/接收器22将由超声波频带的频率构成的输送波波形成形为脉冲状而生成发送脉冲,将所生成的发送脉冲向超声波探头21输出。由此,从超声波探头21的振子沿被检体9的深度方向发送超声波。脉冲发生/接收器22将超声波探头21的振子接收到的来自被检体9的内部的回波信号接收。

[0037] A/D变换部23对从脉冲发生/接收器22发送的回波信号进行模拟—数字变换,向超声波解析装置3发送。

[0038] 超声波解析装置3具备输入部31、控制部32、信号处理部33和输出部34。

[0039] 在本实施方式中,超声波解析装置3由周知的个人计算机构成,作为硬件结构,具备进行数据处理的CPU等的处理器、处理器在数据处理的作业区域中使用的存储器、记录处理数据的记录部、在各部之间传送数据的总线、以及进行与外部机器的数据的输入输出的接口部(以下,记作I/F部)。作为可选的功能,超声波解析装置3也可以经由因特网等的网络与外部服务器连接。

[0040] 输入部31受理来自用户的操作的输入。举例来说,输入部31可以由键盘、鼠标、触控板等构成。

[0041] 在本实施方式中,控制部32及信号处理部33的各功能块通过处理器执行预先记录在记录部或存储器中的计算机程序从而在软件上实现,但也可以通过形成在集成电路上的逻辑电路在硬件上实现。

[0042] 控制部32是对超声波解析系统1整体的动作进行控制的功能块。例如,当经由输入部31从用户接收到关于执行超声波解析处理的指示,控制部32向收发装置2、超声波解析装置3及驱动机构4发送控制信号,对这些各部的动作进行控制。与控制部32连接的各部根据来自控制部32的指示而连动动作。

[0043] 信号处理部33是从收发装置2取入被变换为数字形式的回波信号、并执行后述的各种处理、输出解析对象的区域中的纹理特征量的功能块。关于信号处理部33的详细情况参照图3在后面叙述。

[0044] 输出部34将从信号处理部33输出的纹理特征量输出。举例而言,输出部34可以由监视器或打印机等构成。

[0045] 驱动机构4接收来自控制部32的控制信号,将超声波探头21机械地扫描。

[0046] 图3是信号处理部33的功能框图。信号处理部33具备图像数据生成部331、表面位置检测部332、区域设定部333和特征量计算部334。

[0047] 图像数据生成部331根据在收发装置2中生成的回波信号的数据,生成被检体9的内部的超声波图像数据US。在本实施方式中,超声波图像数据US(x,z)是回波信号的振幅强度数据D(x,z)。在振幅强度数据D(x,z)中,按照由被检体9的内部的深度方向z及扫描方向x表示的各坐标,示出回波信号的振幅的强度。

[0048] 图像数据生成部331对于从A/D变换部23发送的回波信号的数据,通过以规定的时

间间隔进行采样,进行离散数据化。该离散数据化后的回波信号为回波数据。由此,能得到在被检体9的深度方向以规定间隔进行了数据采样后的回波数据。进而,图像数据生成部331通过对得到的回波数据施以包络检波处理及对数压缩处理,生成振幅强度数据 $D(x, z)$ 。所生成的振幅强度数据 $D(x, z)$ 例如记录到记录部中。

[0049] 在本实施方式中,图像数据生成部331能够进行振幅强度数据 $D(x, z)$ 的重排列处理。软组织93及软骨91的厚度按照膝关节的每部位而不同,从膝表面95到软骨下骨94的表面位置的深度也按每扫描方向 x 的位置而不同。图像数据生成部331基于由后述的表面位置检测部332检测出的软骨下骨94的表面位置,对振幅强度数据 $D(x, z)$ 进行重排列,以使软骨下骨94的表面成为平坦。基于按照膝关节的每部位而变化的软组织93及软骨91的厚度对振幅强度数据 $D(x, z)$ 进行重排列,从而用户能够基于更高精度的解析结果,对软骨下骨的病变进行评价。另外,由于通过重排列处理而振幅强度数据 $D(x, z)$ 的深度方向的坐标变化,所以重排列后的振幅强度数据表现为振幅强度数据 $D(x, z')$ 。同样,重排列后的超声波图像数据表现为超声波图像数据 $US(x, z')$ 。

[0050] 表面位置检测部332根据所生成的振幅强度数据 $D(x, z)$,沿着作为超声波探头21的扫描方向的 x 方向,检测 z 方向的软骨下骨94的表面位置。所述的软骨下骨94的表面位置,是软骨91与软骨下骨94的边界位置。以下,对检测与 x 方向对应的 z 方向的软骨下骨94的表面位置的方法进行说明。

[0051] 图4是用来示意地说明使用振幅强度图像进行软骨下骨的表面位置检测的方法的图。在本实施方式中,表面位置检测部332使用振幅强度数据 $D(x, z)$,通过用以下说明的方法制作代价地图(costmap),由此检测深度方向上的软骨下骨94的表面位置。如图4所示,表面位置检测部332设定沿着深度方向相邻的2个区域 N_{fw} 、 N_{bw} 。区域 N_{bw} 在深度方向上位于皮肤侧,区域 N_{fw} 位于比区域 N_{bw} 更靠内部侧(骨92侧)。另外,设定的区域 N_{fw} 、 N_{bw} 的大小可以适当变更。

[0052] 在区域 N_{fw} 、 N_{bw} 的各自中,包含多个振幅强度数据 $D(x, z)$ 。首先,表面位置检测部332根据处于区域 N_{fw} 、 N_{bw} 内的振幅强度数据 $D(x, z)$,对于区域 N_{fw} 、 N_{bw} 分别计算振幅水平的平均值。接着,表面位置检测部332从区域 N_{fw} 内的振幅水平的平均值减去区域 N_{bw} 内的振幅水平的平均值,将计算结果作为代价值,例如记录到记录部中。表面位置检测部332通过一边使区域 N_{fw} 、 N_{bw} 的位置在深度方向上变化一边反复进行代价值的计算处理,从而生成代价地图,将所生成的代价地图例如向记录部记录。

[0053] 在向作为被检体9的膝发送超声波的情况下,在软组织93及软骨91中,超声波不反射,得到的回波信号成为微小或没有。相对于此,由软骨下骨94反射的回波信号其振幅变高。因而,例如在2个区域 N_{fw} 、 N_{bw} 的一方位于软骨下骨94的情况下,振幅水平的平均值的差较大。相对于此,在2个区域 N_{fw} 、 N_{bw} 的双方没有位于软骨下骨94的情况下,振幅水平的平均值的差较小。利用该特性,表面位置检测部332根据记录部中所记录的代价地图,检测振幅水平的差较大的区域 N_{fw} 、 N_{bw} 的位置,作为深度方向上的软骨下骨94的表面位置。

[0054] 进而,在本实施方式中,区域设定部333以软骨下骨94的表面位置为基准,在振幅强度数据 $D(x, z)$ 中设定解析对象的区域。

[0055] 图5是示意地表示在软骨下骨表面上整齐排列的二维的振幅强度图像(比软骨下骨表面位置深的区域)的图。在图5中,表示了要计算纹理特征量的解析对象的区域51、52。

[0056] 在本实施方式中,区域设定部333在从软骨下骨94的表面位置沿着超声波的声轴的方向上,设定多个具有规定的厚度的解析对象的区域。在本实施方式中,如图5所示,设定与软骨下骨94的表层部位对应的第1区域51、以及位于比第1区域51靠深部的第2区域52。

[0057] 第1区域51的例示性的厚度优选的是大致0.3mm~大致0.45mm的范围内。如果使用3635m/s(皮质骨音速)作为假定音速的值,则超声波回波行进的时间 t 优选的是为大致0.15 μ s~大致0.25 μ s。此外,第2区域52的例示性的厚度优选的是大致0.3mm~大致0.45mm的范围内。如果使用2500m/s(骨梁、骨髓的平均的音速)作为假定音速的值,则超声波回波行进的时间 t 优选的是大致0.25 μ s~大致0.35 μ s的范围内。设定的第1区域51及第2区域52的厚度可以适当变更。

[0058] 特征量计算部334进行振幅强度图像的纹理解析,对于由区域设定部设定的解析对象的区域计算纹理特征量。

[0059] 所述的纹理特征量,是表示关于作为对象的图像的质感(texture)的特征的值。在本实施方式中,计算基于灰度共生矩阵(Gray Level Co-occurrence Matrix:GLCM)的纹理特征量。作为纹理特征量的一例,例如有熵(Entropy)、相关(Correlation)、方差(SumVariance)、对比度(Contrast)、平均值(Sum Average)等。这些纹理特征量例如可以通过参照以下例示的3个文献(Albregtsen 2008,Conners,etal.1984,Haralick,etal.1973),根据图像数据来计算。此外,作为根据图像数据计算纹理特征量的周知的软件模块,可以举出例如由美国的MathWorks(注册商标)公司提供的MATLAB(注册商标)等。

[0060] 例示的文献:

[0061] Albregtsen F.,“Statistical texture measures computed from gray level coocurrence matrices”,Image Processing Laboratory,Department of Informatics,University of Oslo,2008;5.

[0062] Conners RW,Trivedi MM,Harlow CA.,“Segmentation of a high-resolution urban scene using texture operators,Comp Vis Graph Image Process、1984,Vol.25,pp273-310.

[0063] Haralick RM,Shanmugam K,Dinstein IH.,“Textural features for image classification”,Systems Man Cybernetics IEEE Transactions,1973,pp610-21.

[0064] 在本实施方式中,计算这些各种纹理特征量中的熵及相关(相关性)。特征量计算部334对于振幅强度数据 $D(x,z)$ 内的第1区域51,计算熵 ENT_{L1} 及相关 COR_{L1} ,对于第2区域52,计算熵 ENT_{L2} 及相关 COR_{L2} 。

[0065] 作为纹理特征量,熵表示作为对象的图像的信息量,相关表示在作为对象的图像内相邻的多个像素间的相关性。在振幅强度数据 $D(x,z)$ 中,这些纹理特征量表示的意义是以下这样的。

[0066] 即,在振幅强度数据 $D(x,z)$ 内的作为解析对象的区域中,熵值的变化反映空隙率的变化,相关值的变化反映回波信号的连续性。更具体地讲,第1区域51的熵 ENT_{L1} 的增大,表示软骨下骨94的表层部位的空隙率的增大。第2区域52的相关 COR_{L2} 的减小,表示软骨下骨板厚度的增大、位于软骨下骨94的深层部位的后方的海绵骨区域的骨密度的增大。

[0067] 这些纹理特征量反映骨(海绵骨)92的微细构造的变化。由此,用户能够基于纹理特征量对软骨下骨94的病变进行评价,能够早期发现骨关节炎。

[0068] 图6是表示有关本实施方式的超声波解析方法中的处理的流程的流程图。

[0069] 在本实施方式中,经由输入部31的操作而控制部32受理了开始执行解析处理的指示,则超声波解析系统1执行图6所示的处理。

[0070] 在步骤S1中,收发装置2从超声波探头21的振子发送超声波,由超声波探头21的振子接收在被检体9的内部被反射的回波信号。收发装置2对接收到的回波信号进行数字变换,并发送至超声波解析装置3的信号处理部33。

[0071] 另外,当向被检体9的内部发送超声波时,优选的是调整超声波探头21的抵接角度(声轴的角度)而使超声波探头21抵接在膝表面95,以使超声波的声轴相对于软骨91的表面或软骨下骨94的表面成为大致垂直或规定角度的范围内。

[0072] 在步骤S2中,信号处理部33的图像数据生成部331根据回波信号生成振幅强度数据 $D(x, z)$ (即,超声波图像数据 $US(x, z)$),将所生成的振幅强度数据 D 例如记录在记录部。

[0073] 在步骤S3中,表面位置检测部332使用在步骤S2中生成的振幅强度数据 $D(x, z)$,检测软骨下骨94的表面位置。首先,表面位置检测部332使用振幅强度数据 $D(x, z)$ 制作代价地图(costmap),将制作出的代价地图例如记录在记录部。接着,表面位置检测部332基于制作出的代价地图,检测振幅水平的差变大的位置作为软骨下骨94的表面位置,将检测出的软骨下骨94的表面位置例如记录在记录部。

[0074] 在步骤S4中,图像数据生成部331基于在步骤S3中检测出的软骨下骨94的表面位置,对振幅强度数据 $D(x, z)$ 进行重排列,以使软骨下骨94的表面成为平坦。将重排列后的振幅强度数据 $D(x, z')$ 例如记录在记录部。

[0075] 在步骤S5中,区域设定部333以软骨下骨94的表面位置为基准,在振幅强度数据 $D(x, z')$ 中设定解析对象的区域。作为解析对象的区域的一例,如图5中所例示的,为与软骨下骨94的表层部位对应的第1区域51、以及位于比第1区域51更靠深部的第2区域52。

[0076] 在步骤S6中,特征量计算部334进行振幅强度数据 $D(x, z')$ 的纹理解析,针对在步骤S5中设定的解析对象的区域,计算纹理特征量。纹理特征量计算图像数据的纹理解析中的熵及相关的至少某个。

[0077] 在步骤S7中,输出部34将计算出的纹理特征量输出。优选的是,输出部34例如如图5所例示,使纹理特征量与作为解析对象的区域的信息一起、与振幅强度数据 $D(x, z')$ 对应地输出(例如,重叠显示在监视器上)。此外,优选的是,输出部34将预先测量的纹理特征量的标准值、与在步骤S6中计算出的关于被检体9的纹理特征量一起输出(例如,将标准值和计算出的纹理特征量排列显示在相同画面上)。纹理特征量的标准值通过针对被确认为在软骨下骨94没有发生病变的正常的被检体9进行预先测量而取得,例如只要预先记录到记录部中即可。用户根据熵的增大,能够掌握软骨下骨的表层部位的空隙率增大了,根据相关的增大,能够掌握位于软骨下骨的表层部位的后方的海绵骨区域的骨密度增大了。

[0078] 以上,根据有关本发明的超声波解析系统1的超声波解析装置3,能够不伴有受辐射而对软骨下骨94的病变进行评价。超声波解析装置3对于软骨下骨94的区域计算的纹理特征量反映了骨(海绵骨92)的微细构造的变化。由此,用户能够基于纹理特征量对软骨下骨94的病变进行评价,能够早期发现骨关节炎。

[0079] 以上,通过特定的实施方式说明了本发明,但本发明并不限于上述的实施方式。

[0080] 在上述实施方式中,表面位置检测部332检测软骨下骨94的表面位置,但也可以除

此以外还检测软骨91的表面位置,更高精度地检测软骨下骨94的表面位置。在软组织93的内部和软骨91的内部,音速不同。由此,如果检测到软骨91的表面位置,则能够针对软组织93的区域和软骨91的区域分别使用更正确的假定音速来检测软骨下骨94的表面位置。作为软骨91的内部的假定音速,例如可以使用1620m/s。表面位置检测部332检测软骨91的表面位置的方法与检测软骨下骨94的表面位置的方法是同样的。即,表面位置检测部332制作代价地图,检测软骨91和软组织93的边界位置。

[0081] 参照图4详细地进行说明。表面位置检测部332从记录部提取并使用包含在规定区域内的振幅强度数据 $D(x, z)$ 。所述的规定区域,是从表面位置检测部332检测到的软骨下骨94的表面位置向深度方向的软组织93侧具有厚度 Th 的区域。厚度 Th 是通常设想的人的测量部位(软骨91)的厚度的最大值。表面位置检测部332根据设想的软骨91的厚度的最大值,决定深度方向的探索范围。并且,表面位置检测部332根据提取出的区域内的振幅强度数据 $D(x, z)$,与图4中的说明同样,设定2个区域(例如,以 Cfw 、 Cbw 表示)。表面位置检测部332对于2个区域 Cfw 、 Cbw 分别计算振幅水平的平均值的差,将计算结果作为代价地图的数据记录在记录部。

[0082] 如已经说明那样,不再有在软骨91超声波不反射、所得到的回波信号为微小或没有的情况。由此,与检测软骨下骨94的表面位置的方法同样,表面位置检测部332根据记录在记录部中的代价地图,将振幅水平的差较大的区域 Cfw 、 Cbw 的位置决定为深度方向上的软骨91的表面位置。

[0083] 进而,也可以与软骨91的表面位置的检测一起、进行考虑了软组织93、软骨91及软骨下骨94的3层模型中的超声波的折射的、超声波入射角度的更高精度的估算。超声波入射角度的估算例如可以由表面位置检测部332进行。

[0084] 进而,也可以基于由超声波探头21的声场特性决定的指向特性(例如, -6dB指向角),来选择并使用规定的入射角的范围内的区域。例如,表面位置检测部332计算被发送了超声波的位置处的软骨91的表面(或软骨下骨94的表面)的法线方向与超声波的声轴所成的角度。即,表面位置检测部332计算与被发送了超声波的位置对应的表面位置处的法线向量,对计算出的法线向量与超声波探头21发送的超声波的声轴所成的角度进行计算。表面位置检测部332计算法线向量相对于深度方向 z 的角度 θ_x 。该角度 θ_x 是超声波的声轴相对于软骨表面(或软骨下骨表面)的入射角。并且,例如图像数据生成部331选择振幅强度数据 $D(x, z)$ 中的例如包含在-6dB的范围内的角度 θ_x 的范围内的数据作为更高精度的振幅强度数据 $D(x, z)$ 来使用。基于这样的由超声波探头21的声场特性决定的指向特性来选择规定的入射角的范围内的区域的方法如后述那样,对于三维的振幅强度数据 $D(x, y, z')$ 也能够应用。

[0085] 进而,也可以对超声波探头21形成的声场的特性进行修正。例如,也可以预先计测水中等的均匀介质下的超声波探头21的基本的声响特性,排除振幅强度或回波波谱相应于深度而变化的特性。由此,能够减少依存于测量系统的振幅特性。

[0086] 在上述实施方式中,取得了二维的截面图像作为在解析中使用的振幅强度图像,但也可以取得三维的截面图像,对三维的截面图像进行解析。对三维的截面图像进行解析的方法有各种形态。

[0087] 图7是示意地表示在软骨下骨表面整齐排列的三维的振幅强度图像的图。例如,也

可以如图7所示那样,从所取得的三维的振幅强度数据 $D(x, y, z')$,与 $x-z'$ 平面平行地切出并制作多个二维的振幅强度数据 $D(x, z')$,对于切出的多个二维的振幅强度数据 $D(x, z')$ 分别设定解析对象的区域,来计算纹理特征量。此外,此时也可以例示性地使用二维的截面图像而基于如上所说明的、由超声波探头21的声场特性决定的指向特性,来选择并使用规定的入射角的范围内的区域。即,例如图像数据生成部331对于从三维的振幅强度数据 $D(x, y, z')$ 切出的多个二维的振幅强度数据 $D(x, z')$ 的各个在振幅强度数据 $D(x, z')$ 中选择例如包含在 -6dB 的范围内的角度 θ_x 的范围内的数据作为更高精度的振幅强度数据 $D(x, z')$ 而使用。

[0088] 此外,例如也可以将切出的多个二维的振幅强度数据 $D(x, z')$ 通过例如在图中 y 轴方向上叠合而平均化,对平均化的二维的振幅强度数据 $D_{\text{AVE}}(x, z')$ 设定解析对象的区域,来计算纹理特征量。为了平均化而叠合的方向也并限于图中 y 轴方向。此外,此时也可以例示性地使用二维的截面图像而基于如上所说明的、由超声波探头21的声场特性决定的指向特性,选择并使用规定的入射角的范围内的区域。即,关于平均化的二维的振幅强度数据 $D_{\text{AVE}}(x, z')$,例如图像数据生成部331在振幅强度数据 $D_{\text{AVE}}(x, z')$ 中选择例如包含在 -6dB 的范围内的角度 θ_x 的范围内的数据作为更高精度的振幅强度数据 $D_{\text{AVE}}(x, z')$ 使用。

[0089] 在取得三维的截面图像的方法中也有各种形态。例如,也可以使用单元件的探头,由驱动机构4将探头在 x 方向及 y 方向上扫描。此外,例如也可以使用二维的截面图像用的探头,以与探头的扫描方向正交的方式,通过驱动机构4将探头在 x 方向或 y 方向上扫描。此外,例如也可以做成使用三维图像用的探头而不使用驱动机构4的结构。

[0090] 在上述实施方式中,作为解析对象的区域,在沿着超声波的声轴的方向上设定了第1区域51及第2区域52这2个区域,但解析对象的区域的数量并不限于2个。作为解析对象的区域只要在沿着超声波的声轴的方向上至少设定1个即可。

[0091] 在上述实施方式中,计算熵及相关这2个特征量作为计算的纹理特征量,但计算的纹理特征量的数量并不限于2个。只要根据作为解析对象的区域的数量而至少计算1个纹理特征量即可。

[0092] 在上述实施方式中,通过将单元件探头用驱动机构4以一维状机械地扫描,取得二维的截面图像,但取得二维的截面图像的结构并不限于此。例如,也可以使用在一方向(例如图2所示的 x 方向)上排列的、具有多个振子的二维的截面图像用的探头。在此情况下,驱动机构4也可以从超声波解析系统1的结构中省去。

[0093] 图像数据生成部331也可以将振幅强度数据 $D(x, z)$ 进一步处理,在以后的处理中,代替振幅强度数据 $D(x, z)$ 而使用施以了以下例示的处理的处理完成的振幅强度数据 $D(x, z)$ 。

[0094] 例如,图像数据生成部331也可以取振幅强度数据 $D(x, z)$ 的移动平均,生成平滑的振幅强度数据 $D_m(x, z)$ 。即使是向扫描方向及深度方向的振幅强度数据的连续性较差的情况,也能够通过该平滑化处理,使软骨下骨94的表面位置的检测精度提高。

[0095] 进而,图像数据生成部331也可以在平滑的振幅强度数据 $D_m(x, z)$ 中,生成将超过规定的阈值水平的信号强度抑制为阈值水平以下的振幅强度数据 $D_{\text{comp}}(x, z)$ 。通过该压缩处理,能够抑制噪声等的不需要的高回波振幅。

[0096] 此外,表面位置检测部332为了将计算的处理时间缩短,也可以从振幅强度数据 D

(x, z) 将数据数间隔剔除, 将间隔剔除后的振幅强度数据 $D(x, z)$ 用于解析。

[0097] 此外, 在上述实施方式中, 表面位置检测部 332 沿着深度方向设定相邻的 2 个区域 N_{fw} 、 N_{bw} , 检测软骨下骨 94 的表面位置, 但也可以代之而使用迪杰斯特拉 (Dijkstra) 法 (最小代价路径探索) 来检测软骨下骨 94 的表面位置。例如, 考虑以 x 方向的相互不同的多个位置 x_1 、 x_2 、 x_3 的顺序进行位置检测的情况。例如当在位置 x_2 进行位置检测时, 从在其之前的位置 x_1 检测到的软骨下骨 94 的表面位置, 在深度方向上设定规定的范围, 在设定的该范围内检测软骨下骨 94 的表面位置。由此, 能够缩短探索时间, 能够抑制误检测。

[0098] 在上述实施方式中, 超声波解析装置 3 与收发装置 2 直接连接, 但它们也可以由有线或无线网络可通信地连接。关于驱动机构 4 也同样, 也可以与超声波解析装置 3 由有线或无线网络可通信地连接。

[0099] 在上述实施方式中, 超声波解析装置 3 作为一体的装置实现, 但超声波解析装置 3 不需要是一体的装置, 也可以将处理器、存储器、记录部等配置在不同处, 将它们用有线或无线网络连接。关于输入部 31 及输出部 34, 也并不一定需要配置在与处理器、存储器、记录部等相同之处, 也可以分别配置在不同处并相互用有线或无线网络可通信地连接。

[0100] 在上述实施方式中, 超声波解析装置 3 的控制部 32 及信号处理部 33 的各功能块由单一的处理器执行, 但这些各功能块并不一定需要由单一的处理器执行, 也可以由多个处理器分散处理。此外, 也可以代替处理器而由 FPGA (Field Programmable Gate Array) 进行处理, 也可以将例如 GPU (Graphics Processing Unit) 作为加速器使用, 对于处理器进行的并行运算处理进行辅助。即, 所述的处理器进行的处理, 意味着也包括处理器或 FPGA 使用 GPU 等的加速器进行的处理。

[0101] 在上述实施方式中, 使用超声波探头 21 取得超声波回波信号的振幅强度数据 D , 对设定在振幅强度数据 D 中的解析对象的区域计算纹理特征量, 但计算纹理特征量的对象的图像数据并不限于振幅强度数据 D 。也可以对于通过例示的振幅模式以外的其他模式取得的超声波图像设定解析对象的区域, 来计算纹理特征量。或者, 虽然伴随着关节的受辐射, 但也可以不使用超声波探头 21, 而由 X 射线 CT 取得关节的二维或三维的截面图像, 设定作为解析对象的区域, 来计算纹理特征量。

[0102] [实施例]

[0103] 在以下的实施例中, 对于作为用户要评价病变的对象的膝关节内部的软骨下骨的区域, 针对基于使用了 X 射线微 CT 装置的测量而得到的微 CT 参数、与基于使用了超声波的测量而计算出的纹理特征量的参数的对应性进行了验证。对于作为被检体而相同的软骨下骨的试样, 分别计算微 CT 参数和纹理特征量参数, 计算测量手段不同的这些参数间的相关性。将各参数进行计算的软骨下骨的区域为表层部位 (L_1) 及深层部位 (L_2) 这 2 个区域。

[0104] 使用 X 射线微 CT 装置 (SMX-100CT-SV3TypeII, 岛津制作所, 日本), 对于各区域, 计算以下的 3 个参数作为微 CT 参数。

[0105] • 软骨下骨板内的空隙率 (P_o)

[0106] • 软骨下骨的厚度 (T_{pl})

[0107] • 海绵骨区域的骨密度 (BV/TV_{Tb})

[0108] 此外, 使用在上述实施方式中表示的本发明的超声波解析系统, 对于各区域, 计算了以下的 2 个参数作为纹理特征量参数。这些 2 个参数是对于与软骨下骨表面平行的方向 (x

方向)及垂直的方向(z方向)分别进行了计算而得出。

[0109] • 熵(ENT)

[0110] • 相关(COR)

[0111] 作为表示微CT参数与纹理特征量参数之间的相关性的指标,计算了皮尔森(Pearson)相关系数。将计算结果表示在表1中。

[0112] [表1]

超声波 参数	微CT 参数					
	P_o [%]		T_{pl} [mm]		BV/TV_{Tb} [%]	
	r (p-value)		r (p-value)		r (p-value)	
层1纹理						
[0113] ENT_{L1X}	0.58	(0.02)	-0.45	(0.08)	-0.15	(0.58)
ENT_{L1Z}	0.58	(0.02)	-0.45	(0.08)	-0.14	(0.62)
层2纹理						
COR_{L2X}	0.26	(0.33)	-0.73	(0.001)	-0.31	(0.24)
COR_{L2Z}	0.17	(0.52)	-0.36	(0.17)	-0.66	(0.01)

[0114] 在表中,关于纹理特征量参数的熵ENT及相关COR,脚标L₁表示软骨下骨的表层部位,脚标L₂表示位于比表层部位更靠深部的深层部位。脚标X及Z表示在共生矩阵计算时关注的2点方向。

[0115] 对于表层部位(L₁),熵(ENT_{L1X}及ENT_{L1Z})表示与空隙率(P_o)有意义的正相关。由此,对于表层部位所计算出的纹理特征量的熵ENT_{L1}良好地反映了软骨下骨的空隙率。关于表层部位的熵ENT_{L1}的增大表示软骨下骨的表层部位的空隙率的增大。

[0116] 关于深层部位(L₂),相关(COR_{L2X}及COR_{L2Z})表示与软骨下骨板厚度(T_{pl})有意义的负相关。关于x方向的相关(COR_{L2X}),尤其良好地反映了厚度(T_{pl})。关于z方向的相关(COR_{L2Z}),表示与海绵骨区域的骨密度(BV/TV_{Tb})有意义的负相关。由此,对于深层部位所计算出的纹理特征量的相关COR_{L2}良好地反映了软骨下骨的厚度及海绵骨区域的骨密度。关于深层部位的相关COR_{L2}的增大表示海绵骨区域的骨密度的增大。

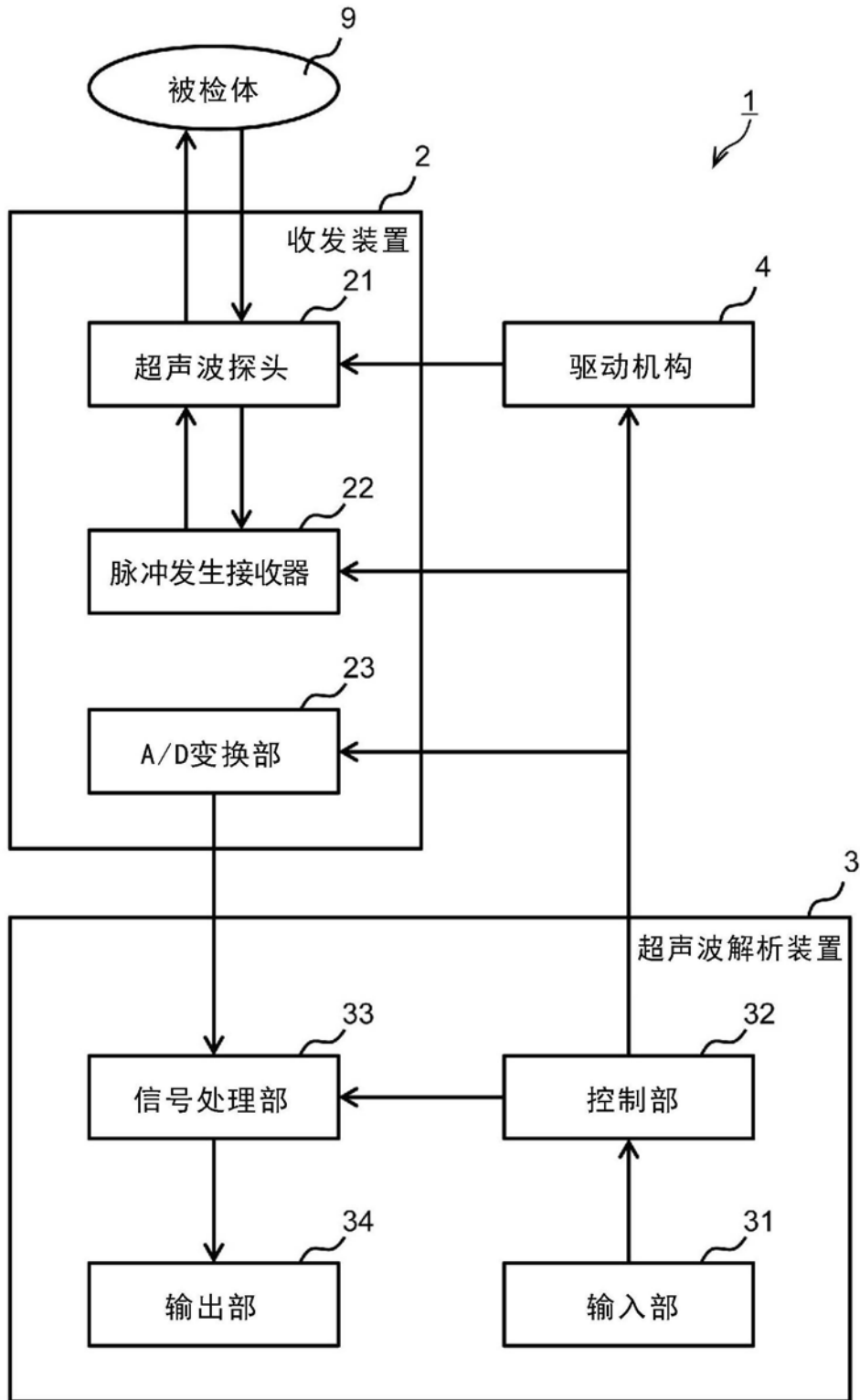


图1

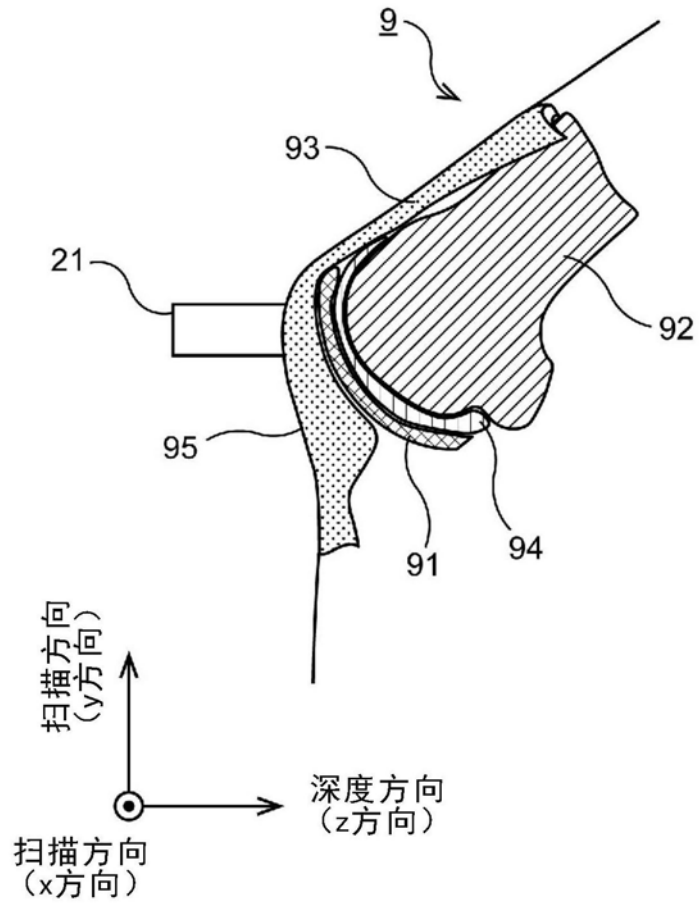


图2

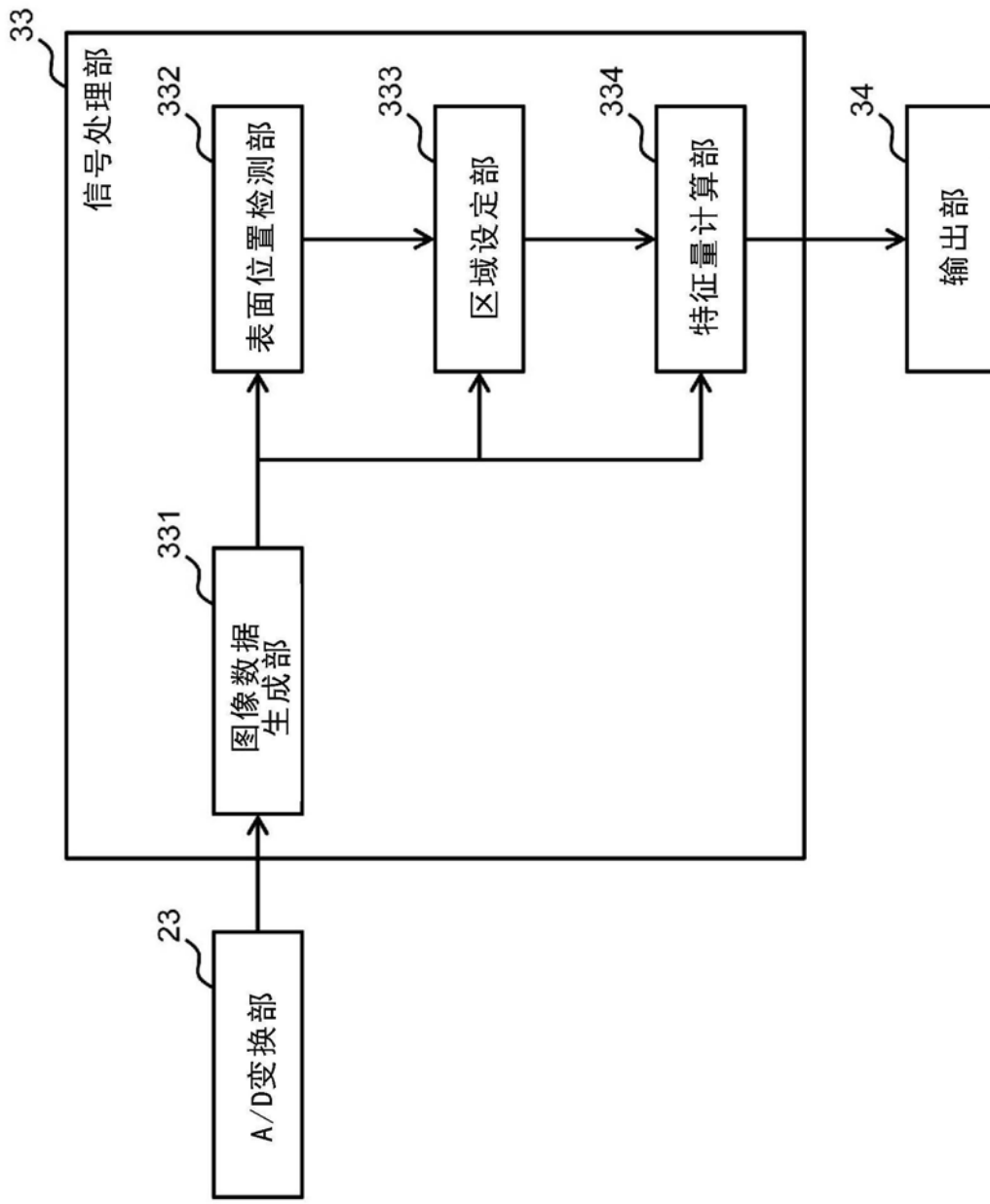


图3

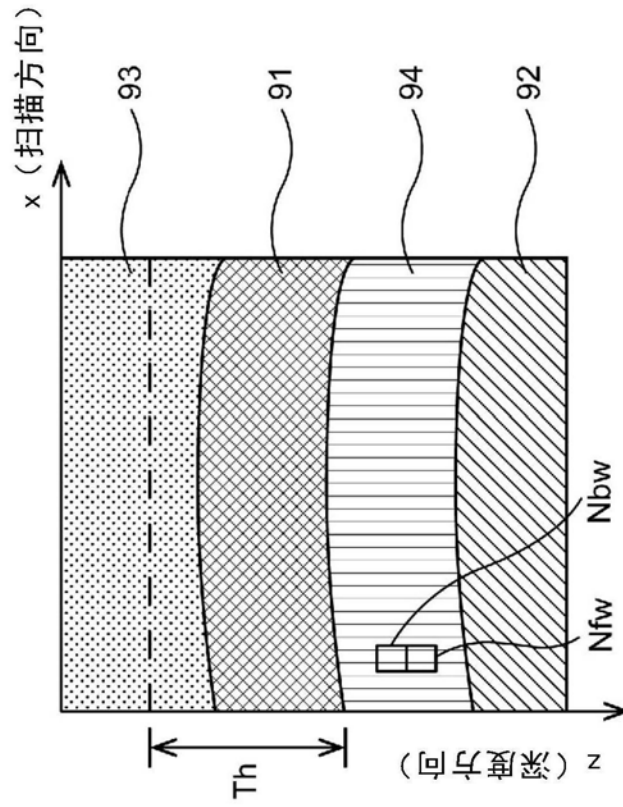


图4

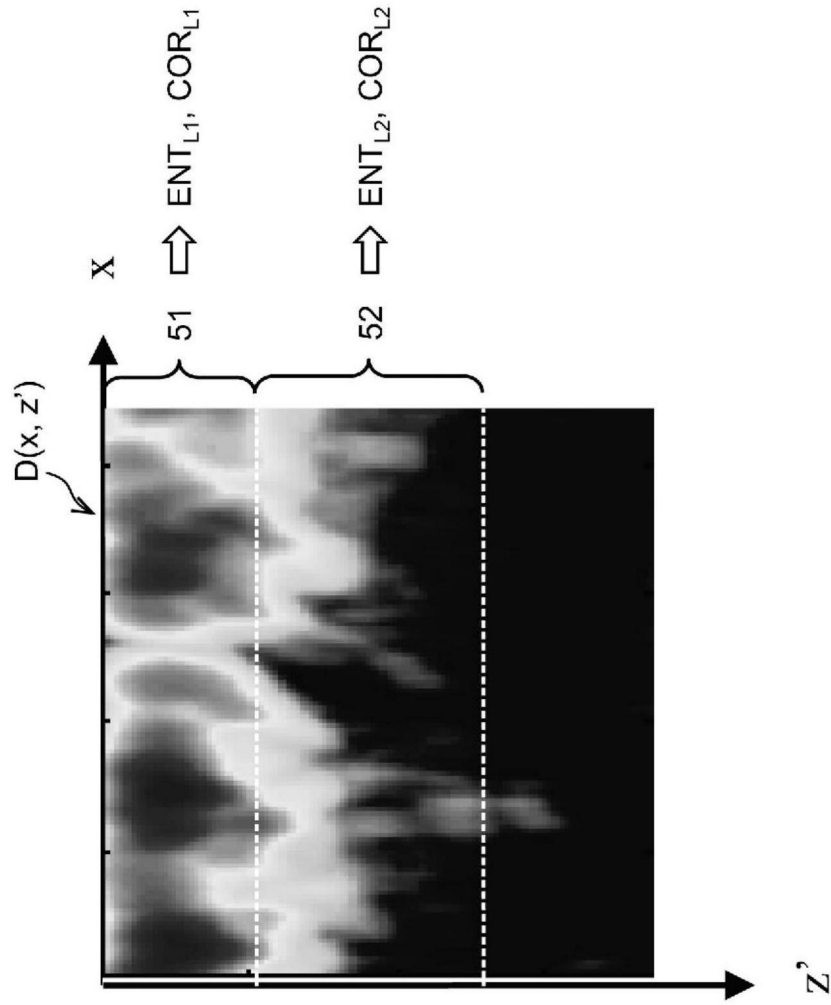


图5

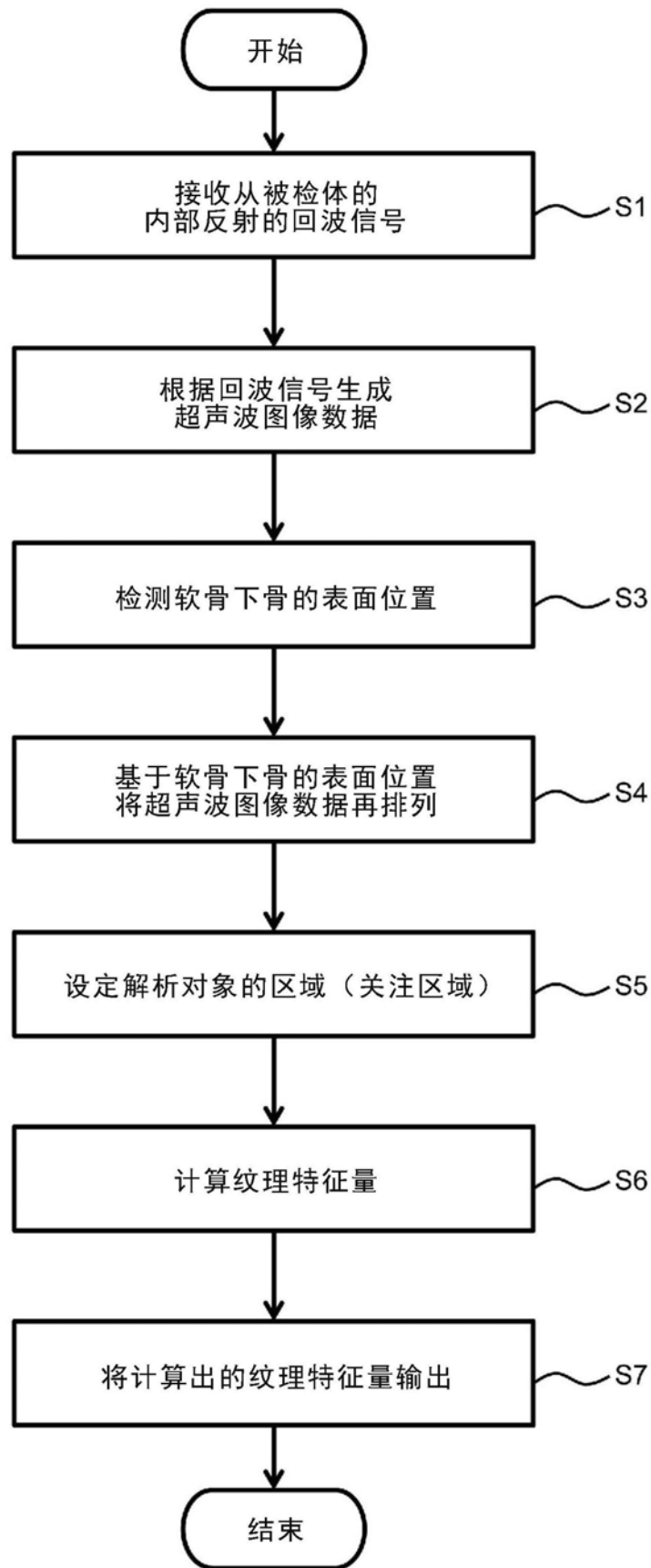


图6

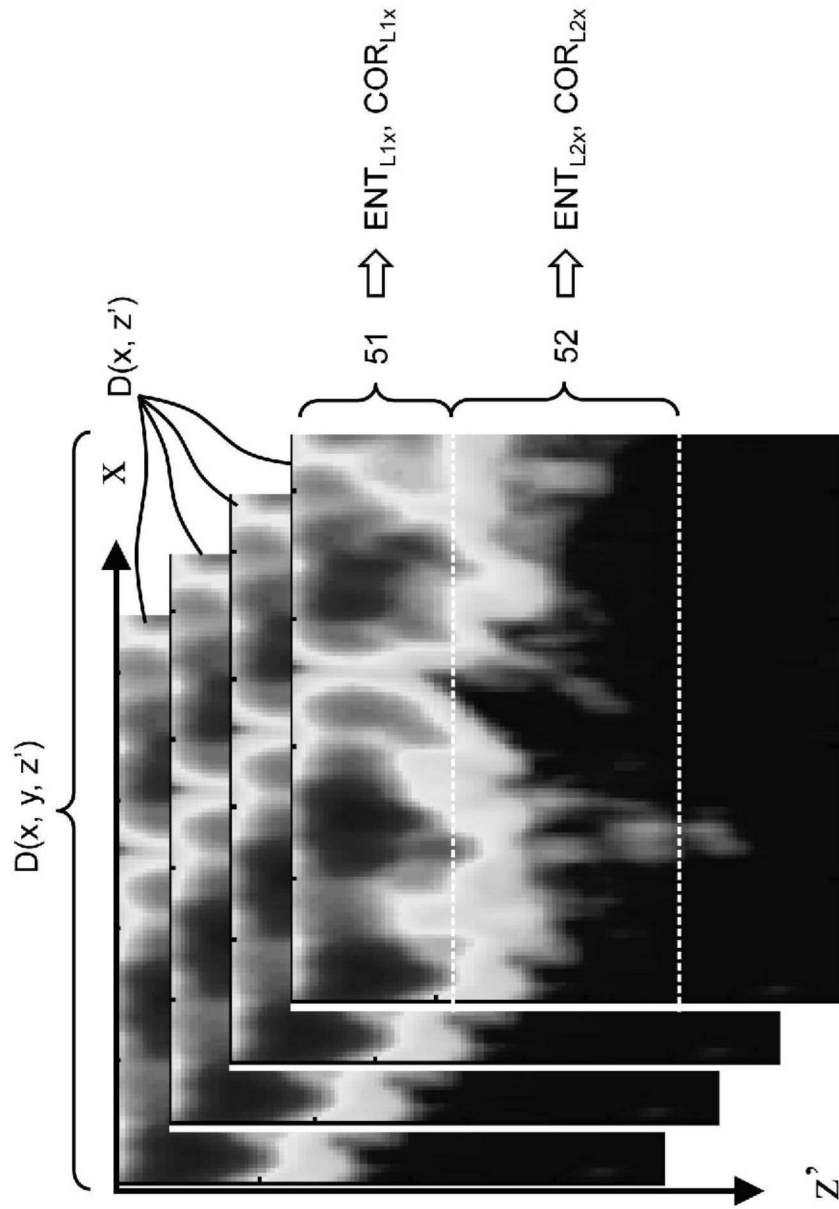


图7