



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102958445 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 13

(21) 申请号 201280000856. 8

代理人 高科

(22) 申请日 2012. 07. 02

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2011-146254 2011. 06. 30 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

CN 101467897 A, 2009. 07. 01,

2012. 09. 04

CN 101879073 A, 2010. 11. 10,

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101822547 A, 2010. 09. 08,

PCT/JP2012/066886 2012. 07. 02

审查员 刘珊珊

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/002408 JA 2013. 01. 03

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 佐佐木琢也 大住良太

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

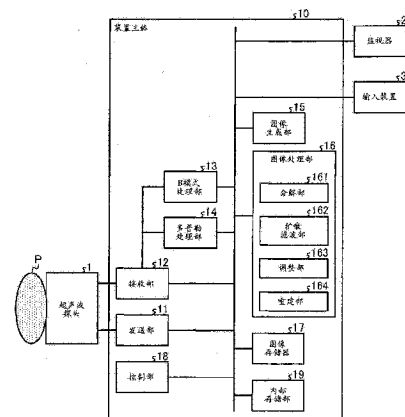
权利要求书2页 说明书14页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备分解部、扩散滤波部、调整部以及重建部。分解部通过多重分辨率分析将超声波图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据。扩散滤波部在最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施扩散滤波，在最低层以外的层对来自下一层的输出数据以及高频分解图像数据实施扩散滤波，并且针对每一层生成信号的边缘信息。调整部基于边缘信息针对每一层进行高频分解图像数据的信号电平的调整。重建部通过阶层地多重分辨率合成在各层中得到的扩散滤波部的输出数据以及调整部的输出数据，取得超声波图像数据的校正数据。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

分解部,通过阶层的多重分辨率分析将超声波图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据;

扩散滤波部,在所述规定多层的最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,在比所述最低层更靠上的层对来自下一层的通过多重分辨率分析重建后的数据即输出数据以及该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,并且根据所述最低层的低频分解图像数据或来自所述下一层的输出数据针对每一层生成信号的边缘信息;

调整部,在各层中,将实施了所述非线性各向异性扩散滤波的高频分解图像数据的信号电平的调整,在与该高频分解图像数据的层相同的层上基于所述扩散滤波部所生成的边缘信息来进行;以及

重建部,通过多重分辨率分析来重建所述扩散滤波部处理后的数据即所述调整部的处理中未使用的数据和与该数据同一层的所述调整部处理后的数据,在所述规定多层中的最高层的下层将重建后的数据作为在上一级的层由所述扩散滤波部进行处理的所述输出数据来输出,在所述最高层将重建后的数据作为所述超声波图像数据的校正数据来取得。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中:

所述扩散滤波部在所述最低层利用基于从该层的低频分解图像数据检测出的构造张量与边缘信息所计算出的扩散滤波系数,对该层的高频分解图像数据实施所述非线性各向异性扩散滤波,在比所述最低层更靠上的层利用基于根据从下一层由所述重建部输出的输出数据检测出的构造张量与边缘信息所计算出的扩散滤波系数,对该层的高频分解图像数据实施所述非线性各向异性扩散滤波。

3. 一种图像处理装置,包括:

分解部,通过阶层的多重分辨率分析将医用图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据;

扩散滤波部,在所述规定多层的最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,在比所述最低层更靠上的层对来自下一层的通过多重分辨率分析重建后的数据即输出数据以及该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,并且根据所述最低层的低频分解图像数据或来自所述下一层的输出数据针对每一层生成信号的边缘信息;

调整部,在各层中,将实施了所述非线性各向异性扩散滤波的高频分解图像数据的信号电平的调整,在与该高频分解图像数据的层相同的层上基于所述扩散滤波部所生成的边缘信息来进行;以及

重建部,通过多重分辨率分析来重建所述扩散滤波部处理后的数据即所述调整部的处理中未使用的数据和与该数据同一层的所述调整部处理后的数据,在所述规定多层中的最高层的下层将重建后的数据作为在上一级的层由所述扩散滤波部进行处理的所述输出数据来输出,在所述最高层将重建后的数据作为所述医用图像数据的校正数据来取得。

4. 一种图像处理方法,包括:

分解部通过阶层的多重分辨率分析将医用图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据;

扩散滤波部在所述规定多层的最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,在比所述最低层更靠上的层对来自下一层的通过多重分辨率分析重建后的数据即输出数据以及该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,并且根据所述最低层的低频分解图像数据或来自所述下一层的输出数据针对每一层生成信号的边缘信息;

调整部在各层中,将实施了所述非线性各向异性扩散滤波的高频分解图像数据的信号电平的调整,在与该高频分解图像数据的层相同的层上基于所述扩散滤波部所生成的边缘信息来进行;以及

重建部通过多重分辨率分析来重建所述扩散滤波部处理后的数据即所述调整部的处理中未使用的数据和与该数据同一层的所述调整部处理后的数据,在所述规定多层中的最高层的下层将重建后的数据作为在上一级的层由所述扩散滤波部进行处理的所述输出数据来输出,在所述最高层将重建后的数据作为所述医用图像数据的校正数据来取得。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及一种超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

背景技术

[0002] 以往,作为用于消除超声波图像中产生的散斑的处理,周知一种组合多重分辨率分析与非线性各向异性扩散滤波的滤波处理。

[0003] 在使用了非线性各向异性扩散滤波的扩散滤波处理中,通过改变在边缘部位与边缘部位以外的部位实施的处理,可以取得强调了边缘且消除了散斑的图像。并且,通过进行多重分辨率分析,可以按照从整体处理向局部处理的顺序进行处理以更快速且有效地进行扩散滤波处理,该整体处理以低分辨率图像为处理对象,该局部处理以高分辨率图像为处理对象。

[0004] 即,在上述滤波处理中,对多重分辨率分解的低频图像、或来自下一级的输出数据即高阶多重分辨率图像实施扩散滤波处理。这里,非线性各向异性扩散滤波具有边缘强调功能。但是,当对空间频率低的图像进行扩散滤波处理时,强调整体构造,从而难以进行较强的边缘强调。

[0005] 先行技术文献

[0006] 专利文献 1:日本特开 2009-153918 号公报

发明内容

[0007] 本发明所要解决的问题是提供一种可以生成协调地强调了边缘且消除了散斑的超声波图像的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

[0008] 实施方式的超声波诊断装置具备分解部、扩散滤波部、调整部与重建部。分解部通过阶层的多重分辨率分析将超声波图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据。扩散滤波部在所述规定多层的最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。并且,所述扩散滤波部在比所述最低层更靠上的层对来自下一级的层的通过多重分辨率分析重建后的数据即输出数据以及该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。并且,所述扩散滤波部在实施非线性各向异性扩散滤波的同时,根据所述最低层的低频分解图像数据或来自所述下一级的层的输出数据,针对每一层生成信号的边缘信息。调整部基于在各层中得到的所述边缘信息,针对每一层进行所述高频分解图像数据的信号电平的调整。重建部通过阶层地多重分辨率合成在各层中得到的所述扩散滤波部的输出数据以及所述调整部的输出数据,从而取得所述超声波图像数据的校正数据。

[0009] 根据上述结构装置,可以生成协调地强调了边缘且消除了散斑的超声波图像。

附图说明

[0010] 图 1 为用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构实例的图。

- [0011] 图 2 为用于说明级数设为 3 时的图像处理部的功能性结构实例的图。
- [0012] 图 3 为用于说明现有方法的图。
- [0013] 图 4A 为用于说明现有方法的问题的图(1)。
- [0014] 图 4B 为用于说明现有方法的问题的图(2)。
- [0015] 图 5 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部进行的散斑消除处理的图。
- [0016] 图 6A 为用于说明本实施方式的效果的图(1)。
- [0017] 图 6B 为用于说明本实施方式的效果的图(2)。
- [0018] 图 7 为用于说明本实施方式涉及的分解部的处理的流程图。
- [0019] 图 8 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部的 3 级处理的流程图。
- [0020] 图 9 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部的 2 级处理的流程图。
- [0021] 图 10 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部的 1 级处理的流程图。

具体实施方式

[0022] 以下,参照附图,对超声波诊断装置的实施方式详细地进行说明。

[0023] 首先,针对本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 为用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构实例的图。如图 1 所示,本实施方式涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、监视器 2、输入装置 3 与装置主体 10。

[0024] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从后述的装置主体 10 具有的发送部 11 供给的驱动信号生成超声波。并且,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波并将其转换为电信号。并且,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头 1 与装置主体 10 拆装自如地连接。

[0025] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,被发送的超声波在被检体 P 的体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,并作为反射波信号被超声波探头 1 具有的多个压电振子接收。被接收的反射信号的振幅取决于反射超声波的不连续面的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等的表面被反射时的反射波信号由于多普勒效应,取决于移动体的对于超声波发送方向的速度分量,接受频率偏移。

[0026] 这里,本实施方式在超声波探头 1 无论是利用超声波二维扫描被检体 P 的超声波探头时,还是三维扫描被检体 P 的超声波探头时都可以适用。作为三维扫描被检体 P 的超声波探头 1,有机械扫描探头,该机械扫描探头通过使二维扫描被检体 P 的多个超声波振子以规定的角度(摆动角度)摆动来三维扫描被检体 P。并且,作为三维扫描被检体 P 的超声波探头 1,还有二维超声波探头(2D 探头),该二维超声波探头可以通过将多个超声波振子配置成矩阵状来三维扫描被检体 P。另外,2D 探头还可以通过聚集超声波束来二维扫描被检体 P。

[0027] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触控屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等,受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,并对装置主体 10 传送受理到的各种设定请求。

[0028] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI(Graphical User Interface,图形用户界面),或显示装置主体 10 中生成的超声波图像等。

[0029] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置。装置主体 10 如图 1 所示具有发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、图像处理部 16、图像存储器 17、控制部 18、内部存储部 19。

[0030] 发送部 11 具有触发发生电路、发送延迟电路及脉冲电路等，向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲电路以规定的速率频率重复生成用于形成发送超声波的速率脉冲。并且，发送延迟电路对脉冲电路生成的各速率脉冲给予将从超声波探头 1 中生成的超声波聚集成束状并决定发送指向性所需的各个压电振子的延迟时间。并且，触发发生电路在基于速率脉冲的定时对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即，延迟电路通过改变对各速率脉冲所给予的延迟时间，任意调整来自压电振子面的发送方向。

[0031] 另外，发送部 11 为了基于后述的控制部 18 的指示，执行规定的扫描序列，具有可瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是，发送驱动电压的变更由可瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或电切换多个电源单元的机构来实现。

[0032] 接收部 12 具有放大器电路、A/D 转换器、加法器等，对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。放大器电路按照每一信道放大反射波信号并进行增益校正处理。A/D 转换器 对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换，并对数字数据给予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器进行由 A/D 转换器处理的反射波信号的加法处理而生成反射波数据。通过加法器的加法处理，强调来自响应于反射波信号的接收指向性的方向的反射波分量。

[0033] 这样，发送部 11 及接收部 12 控制超声波的发送接收的发送指向性与接收指向性。

[0034] 这里，在超声波探头 1 可三维扫描时，发送部 11 及接收部 12 均还可以从超声波探头 1 向被检体 P 发送三维超声波束，并根据超声波探头 1 接收到的三维反射波信号生成三维反射波数据。

[0035] B 模式处理部 13 从接收部 12 接收反射波数据，并进行对数放大、包络线检波处理等，从而生成信号强度用亮度的明亮程度来表现的数据(B 模式数据)。

[0036] 多普勒处理部 14 根据从接收部 12 接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析，提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波分量，并生成针对多点提取平均速度、方差、幂等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0037] 另外，本实施方式涉及的 B 模式处理部 13 及多普勒处理部 14 可处理二维反射波数据及三维反射数据两者。即，B 模式处理部 13 也可以根据二维反射波数据生成二维 B 模式数据，根据三维反射波数据生成三维 B 模式数据。并且，多普勒处理部 14 也可以根据二维反射波数据生成二维多普勒数据，根据三维反射波数据生成三维多普勒数据。

[0038] 图像生成部 15 基于超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像数据。即，图像生成部 15 根据 B 模式处理部 13 及多普勒处理部 14 生成的数据，生成用于输出至监视器 2 的超声波图像数据。具体而言，图像生成部 15 根据 B 模式处理部 13 生成的二维 B 模式数据生成以亮度表示反射波强度的 B 模式图像数据。并且，图像生成部 15 根据多普勒处理部 14 生成的二维多普勒数据生成作为表示移动体信息的平均速度图像、方差图像、幂图像、或它们的组合图像的多普勒图像数据。

[0039] 这里，图像生成部 15 一般而言，将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)为以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列，并生成显示用的超声波图像数据。具体而言，

图像生成部 15 通过进行响应于来自超声波探头 1 的超声波的扫描形态的坐标转换处理,从而生成显示用超声波图像数据。并且,图像生成部 15 对显示用超声波图像数据合成各种参数的文字信息、标度、体位标志等。

[0040] 即, B 模式数据及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据, 图像生成部 15 生成的数据是扫描转换处理后的显示用超声波图像数据。另外, B 模式数据及多普勒数据也称为原始数据(Raw Data)。

[0041] 并且, 图像生成部 15 也可以生成三维超声波图像数据。即, 图像生成部 15 也可以通过 B 模式处理部 13 生成的三维 B 模式数据进行坐标转换处理, 生成三维 B 模式图像数据。并且, 图像生成部 15 也可以通过对多普勒处理部 14 生成的三维多普勒数据进行坐标转换处理, 生成三维彩色多普勒图像数据。

[0042] 并且, 图像生成部 15 也可以对三维超声波图像数据(体数据)进行各种绘制处理。具体而言, 图像生成部 15 可以通过对三维超声波图像数据进行绘制处理, 生成显示用二维超声波图像数据。另外, 作为图像生成部 15 进行的绘制处理, 有进行断面重建法(MPR: Multi Planer Reconstruction)而重建 MPR 图像的处理。并且, 作为图像生成部 15 进行的绘制处理, 有生成反映了三维信息的二维图像的体绘制(VR: Volume Rendering)处理。

[0043] 图像处理部 16 是对超声波图像数据进行各种图像处理的处理部。在本实施方式中, 图像处理部 16 对超声波图像数据进行用于进行散斑消除以及边缘强调的处理。

[0044] 作为用于进行该处理的处理部, 图像处理部 16 如图 1 所示具有分解部 161、扩散滤波部 162、调整部 163 以及重建部 164。分解部 161 是通过多重分辨率分析将图像数据分解为低频分解图像数据与高频分解图像数据的处理部。扩散滤波部 162 是根据图像数据检测边缘信息, 并基于检测出的边缘信息实施非线性各向异性扩散滤波的处理部。调整部 163 是进行图像数据的信号电平调整的处理部。重建部 164 是进行通过多重分辨率分析合成低频分解图像数据与高频分解图像数据的重建处理的处理部。

[0045] 这里, 在本实施方式中, 针对分解部 161 进行小波转换作为基于多重分辨率分析的分解处理, 重建部 164 进行小波逆转换作为基于多重分辨率分析的合成处理(重建处理)的情况进行说明。但是, 本实施方式也可以适用于分解部 161 以及重建部 164 利用拉普拉斯金字塔法进行多重分辨率分解及多重分辨率合成的情况。

[0046] 并且, 作为图像处理部 16 的处理对象的超声波图像数据既可以是 B 模式处理部 13 或多普勒处理部 14 生成的原始数据, 也可以是图像生成部 15 生成的显示用超声波图像数据。另外, 对于本实施方式涉及的图像处理部 16 的处理, 后面进行叙述。

[0047] 图像存储器 17 是存储图像生成部 15 生成的超声波图像数据或图像处理部 16 的处理结果的存储器。并且, 图像存储器 17 也可以存储 B 模式处理部 13 或多普勒处理部 14 生成的原始数据(Raw Data)。

[0048] 内部存储部 19 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、或诊断信息(例如, 患者 ID、医师的观察结果等)、或诊断协议或各种体位标志等各种数据。并且, 内部存储部 19 根据需要还用于图像存储器 17 存储的图像数据的保管等。并且, 内部存储部 19 存储的数据可以经由未图示的接口电路, 传送至外部的周边装置。

[0049] 控制部 18 是实现信息处理装置功能的控制处理器(CPU: Central Processing Unit), 控制超声波诊断装置的整体处理。具体而言, 控制部 18 基于经由输入装置 3 由操作

者输入的各种设定请求或从内部存储部 19 读取的各种控制程序以及各种数据,控制发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、图像处理部 16 的处理。并且,控制部 18 以在监视器 2 上显示图像存储器 17 存储的超声波图像数据、内部存储部 19 存储的各种图像数据、或用于进行图像处理部 16 的处理的 GUI、图像处理部 16 的处理结果等的方式控制。

[0050] 以上,针对本实施方式涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构中,本实施方式涉及的超声波诊断装置通过超声波发送接收进行超声波图像的摄像。这里,在远比发送超声波的波长小的反射体密集时,反射波信号互相干扰。干扰强度成为反射波信号振幅的强度,因此在使该振幅信息图像化的超声波图像内,产生点状伪影(散斑)。

[0051] 该散斑妨碍正确观测生物体组织的边界的位置或生物体组织的形状。因此,一直以来,进行用于消除散斑的各种处理。例如,在基于多重分辨率分析(MRA:Multi-Resolution Analysis)的散斑消除方法中,对超声波图像数据进行多重分辨率分析,并对各级分解的图像的高频部分进行阈值处理或加权处理等。由此,消除散斑,但显示该处理后的超声波图像数据的超声波图像存在使观察者有人为的感觉的情况。

[0052] 并且,例如,在使用非线性各向异性扩散滤波(Nonlinear Anisotropic Diffusion Filter)的散斑消除方法中,通过改变在边缘部位(组织间的边界部位)与边缘部位以外的部位实施的处理,可以得到强调了边缘且消除了散斑的图像。但是,非线性各向异性扩散滤波需要对偏微分方程求解的处理,因此运算处理花费时间。并且,在基于非线性各向异性扩散滤波的单独处理中,虽然有某种程度上减少散斑的效果,但存在散斑消除效果不充分的情况。

[0053] 因此,近年来,开发了一种基于组合了多重分辨率分析与非线性各向异性扩散滤波的滤波处理的散斑消除方法。以下,将基于组合了多重分辨率分析与非线性各向异性扩散滤波的滤波处理的散斑消除方法记载为“现有方法”。

[0054] 在现有方法中,例如,通过小波转换,将超声波图像数据多重分辨率分解为规定多层(规定多个级别)的低频分解图像数据及高频分解图像数据。并且,在现有方法中,按照从低级图像数据向高级图像数据的顺序通过非线性各向异性扩散滤波进行处理。

[0055] 以下,针对图 1 所示的图像处理部 16 执行现有方法的情况进行说明。例如,在多重分辨率分解的级别数为“3”时,通过控制部 18 的控制,图 1 所示的图像处理部 16 具有的分解部 161、扩散滤波部 162、调整部 163 与重建部 164 成为图 2 例示的功能性结构。图 2 为用于说明级别数设定为 3 时的图像处理部的功能性结构实例的图。

[0056] 在级别数设为“3”时,为了进行 1 级、2 级、3 级各级别的处理,分解部 161 如图 2 所示被构成为第 1 分解部 161a、第 2 分解部 161b 及第 3 分解部 161c 这 3 个功能处理部。并且,为了进行 1 级、2 级、3 级各级别的处理,扩散滤波部 162 如图 2 所示被构成为第 1 扩散滤波部 162a、第 2 扩散滤波部 162b、第 3 扩散滤波部 162c 这 3 个功能性处理部。

[0057] 并且,为了进行 1 级、2 级、3 级各级别的处理,调整部 163 如图 2 所示被构成为第 1 调整部 163a、第 2 调整部 163b、第 3 调整部 163c 这 3 个功能性处理部。并且,为了进行 1 级、2 级、3 级各级别的处理,重建部 164 如图 2 所示被构成为第 1 重建部 164a、第 2 重建部 164b、第 3 重建部 164c 这 3 个功能性处理部。

[0058] 图 3 为用于说明现有方法的图。在图 3 所示的一实例中,将成为图像处理部 16 的

处理对象的原图像数据作为由 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据。

[0059] 第 1 分解部 161a 通过多重分辨率分析将 B 模式数据分解为低频分解图像数据与高频分解图像数据。具体而言,第 1 分解部 161a 通过小波转换(离散小波转换)将 B 模式数据分解为低频分解图像数据即“LL”与高频分解图像数据即“HL、LH、HH”。这里,LL 是水平方向及垂直方向均为低频分量的图像数据。并且,HL 是水平方向为高频分量、垂直方向为低频分量的图像数据。并且,LH 是水平方向为低频分量、垂直方向为高频分量的图像数据。并且,HH 是水平方向及垂直方向均为高频分量的图像数据。

[0060] 第 1 分解部 161a 如图 3 所示将 1 级 LL 即“LL (1 级)”输出至第 2 分解部 161b,将 1 级 HL、LH、HH 即“HL (1 级)、LH (1 级)、HH (1 级)”输出至第 1 调整部 163a。

[0061] 第 2 分解部 161b 将 LL(1 级)分解为低频分解图像数据与高频分解图像数据。即,第 2 分解部 161b 如图 3 所示将 LL (1 级)分解为 2 级低频分解图像数据即“LL (2 级)”、2 级高频分解图像数据即“HL (2 级)、LH (2 级)、HH (2 级)”。然后,第 2 分解部 161b 如图 3 所示将“LL (2 级)”输出至第 3 分解部 161c,将“HL (2 级)、LH (2 级)、HH (2 级)”输出至第 2 调整部 163b。

[0062] 第 3 分解部 161c 将 LL(2 级)分解为低频分解图像数据与高频分解图像数据。即,第 3 分解部 161c 如图 3 所示将 LL (2 级)分解为 3 级低频分解图像数据即“LL (3 级)”与 3 级高频分解图像数据即“HL(3 级)、LH (3 级)、HH (3 级)”。然后,第 3 分解部 161c 如图 3 所示将“LL (3 级)”输出至第 3 扩散滤波部 162c,将“HL (3 级)、LH (3 级)、HH (3 级)”输出至第 3 调整部 163c。

[0063] 另外,多重分辨率分解的结果,分解后的图像数据的纵横长度与分解前相比变为一半的长度。即,1 级图像数据的分辨率变为 B 模式数据的分辨率的“(1/2) × (1/2)=1/4”。并且,2 级图像数据的分辨率变为 B 模式数据的分辨率的“(1/4) × (1/4)=1/16”。并且,3 级图像数据的分辨率变为 B 模式数据的分辨率的“(1/8) × (1/8)=1/64”。

[0064] 多重分辨率分析后,按照 3 级、2 级、1 级的顺序进行处理。第 3 扩散滤波部 162c 如图 3 所示使用“LL (3 级)”计算构造张量,并根据构造张量检测与“LL (3 级)”的边缘有关的信息(边缘信息)。然后,第 3 扩散滤波部 162c 如图 3 所示根据构造张量与边缘信息计算扩散张量,并使用计算出的扩散张量,对“LL (3 级)”实施非线性各向异性扩散滤波(3 级)。然后,第 3 扩散滤波部 162c 如图 3 所示将“已滤波处理 LL(3 级)”输出至第 3 重建部 164c。

[0065] 并且,第 3 调整部 163c 如图 3 所示使用第 3 扩散滤波部 162c 检测出的边缘信息,调整“HL (3 级)、LH (3 级)、HH (3 级)”的信号电平。然后,第 3 调整部 163c 如图 3 所示将“已调整 HL (3 级)、已调整 LH (3 级)、已调整 HH (3 级)”输出至第 3 重建部 164c。

[0066] 第 3 重建部 164c 如图 3 所示通过多重分辨率合成,重建“已滤波处理 LL (3 级)”与“已调整 HL (3 级)、已调整 LH (3 级)、已调整 HH (3 级)”。具体而言,第 3 重建部 164c 通过小波逆转换,合成“已滤波处理 LL (3 级)”与“已调整 HL (3 级)、已调整 LH (3 级)、已调整 HH (3 级)”。然后,第 3 重建部 164c 如图 3 所示将重建后的数据即“3 级输出数据”输出至 2 级的第 2 扩散滤波部 162b。由于第 3 重建部 164c 的处理,“3 级输出数据”的分辨率变为 B 模式数据的分辨率的“1/16”。

[0067] 在 2 级,第 2 扩散滤波部 162b 如图 3 所示使用“3 级输出数据”计算构造张量,并根据构造张量检测“3 级输出数据”的边缘信息。然后,第 2 扩散滤波部 162b 如图 3 所示

根据构造张量与边缘信息计算扩散张量,并使用计算出的扩散张量,对“3级输出数据”实施非线性各向异性扩散滤波(2级)。然后,第2扩散滤波部162b如图3所示将“已滤波处理3级输出数据”输出至第2重建部164b。

[0068] 并且,第2调整部163b如图3所示使用第2扩散滤波部162b检测出的边缘信息,调整“HL(2级)、LH(2级)、HH(2级)”的信号电平。然后,第2调整部163b如图3所示将“已调整HL(2级)、已调整LH(2级)、已调整HH(2级)”输出至第2重建部164b。

[0069] 第2重建部164b如图3所示通过小波逆转换合成“已滤波处理3级输出数据”与“已调整HL(2级)、已调整LH(2级)、已调整HH(2级)”。然后,第2重建部164b如图3所示将重建后的数据即“2级输出数据”输出至1级的第1扩散滤波部162a。通过第2重建部164b的处理,“2级输出数据”的分辨率变为B模式数据的分辨率的“1/4”。

[0070] 在1级,第1扩散滤波部162a如图3所示使用“2级输出数据”计算构造张量,并根据构造张量检测“2级输出数据”的边缘信息。然后,第1扩散滤波部162a如图3所示根据构造张量与边缘信息计算扩散张量,并使用计算出的扩散张量,对“2级输出数据”实施非线性各向异性扩散滤波(1级)。然后,第1扩散滤波部162a如图3所示将“已滤波处理2级输出数据”输出至第1重建部164a。

[0071] 并且,第1调整部163a如图3所示使用第1扩散滤波部162a检测出的边缘信息,调整“HL(1级)、LH(1级)、HH(1级)”的信号电平。然后,第1调整部163a如图3所示将“已调整HL(1级)、已调整LH(1级)、已调整HH(1级)”输出至第1重建部164a。

[0072] 第1重建部164a如图3所示通过小波逆转换合成“已滤波处理2级输出数据”与“已调整HL(1级)、已调整LH(1级)、已调整HH(1级)”。然后,第1重建部164a如图3所示输出重建后的数据即“1级输出数据”。具体而言,第1重建部164a将“1级输出数据”作为“校正B模式数据”输出至图像生成部15。由于第1重建部164a的处理,“1级输出数据”的分辨率变为B模式数据的分辨率。图像生成部15通过扫描转换校正B模式数据从而生成显示用超声波图像数据。

[0073] 这样,在图3例示的现有方法中,对多重分辨率分解的低频分解图像数据、或下一级的输出数据即高阶多重分辨率分解图像实施扩散滤波处理。由此,在现有方法中,可以更快速且有效地进行扩散滤波处理,并且,可以利用多重分辨率分析与非线性各向异性扩散滤波处理的协同效应精度很好地进行散斑消除。

[0074] 但是,在上述现有方法中,例如,如LL(3级)那样,对空间频率低的图像也进行基于非线性各向异性扩散滤波的边缘强调,因此强调了整体构造。例如,当利用上述现有方法进行较强的边缘强调时,倾斜的构造物如逐渐可见的阶段状构造物那样被强调。图4A及图4B为用于说明现有方法的问题的图。

[0075] 如上所述,3级图像数据的分辨率变为B模式数据的分辨率的“1/64”。因此,例如,如图4A所示,当将3级边缘检测结果(参照图中的格子上的影线)放大到B模式数据(0级)的像素数并重叠时,倾斜的构造物的边缘部分成为阶段状。因此,当在各级别下进行较强的边缘强调时,监视器2上显示的超声波图像内描出的倾斜的构造物如图4B所示形成阶段状形状,而不是原来的形状。这样,利用现有方法生成的超声波图像中描出的边缘强调结果是,存在观察者感到不协调感的情况。

[0076] 因此,本实施方式涉及的图像处理部16的分解部161、扩散滤波部162、调整部163

及重建部 164 为了生成协调地强调了边缘且消除了散斑的超声波图像,进行以下处理。

[0077] 本实施方式涉及的分解部 161 通过阶层的多重分辨率分析将超声波图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据及高频分解图像数据。

[0078] 然后,本实施方式涉及的扩散滤波部 162 在规定多层的最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。并且,本实施方式涉及的扩散滤波部 162 在比最低层更靠上的层对来自下一级的层的通过多重分辨率分析重建后的数据即输出数据及该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。并且,本实施方式涉及的扩散滤波部 162 在实施非线性各向异性扩散滤波的同时,根据最低层的低频分解图像数据或来自下一级的层的输出数据针对每一层生成(检测)信号的边缘信息。

[0079] 然后,本实施方式涉及的调整部 163 基于在各层中得到的边缘信息,针对每一层进行高频分解图像数据的信号电平的调整。具体而言,本实施方式涉及的调整部 163 在与该高频分解图像数据的层相同层上基于扩散滤波部 162 进行非线性各向异性扩散滤波处理时检测出的边缘信息,进行实施了非线性各向异性扩散滤波的高频分解图像数据的信号电平的调整。更具体而言,本实施方式涉及的调整部 163 在最低层基于根据该层的低频分解图像数据由扩散滤波部 162 检测出的边缘信息,进行实施了非线性各向异性扩散滤波的高频分解图像数据的信号电平的调整。并且,本实施方式涉及的调整部 163 在比最低层更靠上的层基于根据来自下一级的层的输出数据由扩散滤波部 162 检测出的边缘信息,进行实施了非线性各向异性扩散滤波的高频分解图像数据的信号电平的调整。

[0080] 然后,本实施方式涉及的重建部 164 通过阶层地多重分辨率合成在各层中得到的扩散滤波部 162 的输出数据以及调整部 163 的输出数据,从而取得超声波图像数据的校正数据。具体而言,本实施方式涉及的重建部 164 通过多重分辨率分析重建扩散滤波部 162 处理后的数据即调整部 163 处理中未使用的数据和与该数据同一层的调整部 163 处理后的数据。然后,本实施方式涉及的重建部 164 在规定多层中的最高层的下层将重建后的数据作为在上一级的层由扩散滤波部 162 进行处理的输出数据来输出。并且,本实施方式涉及的重建部 164 在最高层将重建后的数据作为超声波图像数据的校正数据来输出。

[0081] 另外,本实施方式涉及的扩散滤波部 162 具体而言在最下层利用基于从该层的低频分解图像数据检测出的构造张量与边缘信息所计算出的扩散滤波系数对该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。并且,本实施方式涉及的扩散滤波部 162 在比最低层更靠上的层利用基于根据从下一级的层由重建部 164 输出的输出数据检测出的构造张量与边缘信息所计算出的扩散滤波系数,对该层的高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。

[0082] 以下,以层数(级别数)设为“3”,且成为处理对象的超声波图像数据为 B 模式数据的情况为例,针对本实施方式涉及的分解部 161、扩散滤波部 162、调整部 163 及重建部 164 的处理使用图 5 进行说明。图 5 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部进行的散斑消除处理的图。

[0083] 另外,在本实施方式中,为了明确与现有方法的差别,使用与上述现有方法的说明中使用的各处理部的符号相同的符号进行说明。即,在级别数设为“3”时,分解部 161、扩散滤波部 162、调整部 163 以及重建部 164 分别为了进行 1 级、2 级、3 级各个级别的处理,被构成为图 2 所示的 3 个功能性处理部。

[0084] 首先,第1分解部161a如图5所示通过小波转换(离散小波转换)将B模式数据分解为低频分解图像数据即“LL(1级)”与高频分解图像数据即“HL(1级)、LH(1级)、HH(1级)”。第1分解部161a如图5所示将“LL(1级)”输出至第2分解部161b。并且,第1分解部161a如图5所示将“HL(1级)、LH(1级)、HH(1级)”输出至第1扩散滤波部162a。

[0085] 第2分解部161b如图5所示将LL(1级)分解为“LL(2级)”与“HL(2级)、LH(2级)、HH(2级)”。然后,第2分解部161b如图5所示将“LL(2级)”输出至第3分解部161c。并且,第2分解部161b如图5所示将“HL(2级)、LH(2级)、HH(2级)”输出至第2扩散滤波部162b。

[0086] 第3分解部161c如图5所示将LL(2级)分解为“LL(3级)”与“HL(3级)、LH(3级)、HH(3级)”。然后,第3分解部161c如图5所示将“LL(3级)”及“HL(3级)、LH(3级)、HH(3级)”输出至第3扩散滤波部162c。

[0087] 多重分辨率分解后,按照3级、2级、1级的顺序进行处理。第3扩散滤波部162c如图5所示使用“LL(3级)”计算构造张量,并根据构造张量检测“LL(3级)”的边缘信息。然后,第3扩散滤波部162c如图5所示根据构造张量与边缘信息计算扩散张量,并使用计算出的扩散张量对“LL(3级)”实施非线性各向异性扩散滤波(3级)。然后,第3扩散滤波部162c如图5所示将“已滤波处理LL(3级)”输出至第3重建部164c。

[0088] 并且,第3扩散滤波部162c如图5所示利用根据“LL(3级)”计算出的扩散张量的扩散滤波系数对“HL(3级)、LH(3级)、HH(3级)”实施非线性各向异性扩散滤波(3级),并输出至第3调整部163c。

[0089] 第3调整部163c如图5所示使用第3扩散滤波部162c检测出的边缘信息,调整扩散滤波处理后的“已扩散滤波处理HL(3级)、已扩散滤波处理LH(3级)、已扩散滤波处理HH(3级)”的信号电平。然后,第3调整部163c如图5所示将“已调整HL(3级)、已调整LH(3级)、已调整HH(3级)”输出至第3重建部164c。

[0090] 第3重建部164c如图5所示通过小波逆转换合成“已滤波处理LL(3级)”与“已调整HL(3级)、已调整LH(3级)、已调整HH(3级)”。然后,第3重建部164c如图5所示将重建后的数据即“3级输出数据”输出至2级第2扩散滤波部162b。图5所示的“3级输出数据”的分辨率变为B模式数据的分辨率的“1/16”。但是,图5所示的“3级输出数据”与现有方法不同,是合成在对3级高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波后调整信号电平的数据与“已滤波处理LL(3级)”的数据。图5所示的“3级输出数据”的分辨率变为B模式数据的分辨率的“1/16”。

[0091] 在2级,第2扩散滤波部162b如图5所示使用“3级输出数据”计算构造张量,并根据构造张量检测“3级输出数据”的边缘信息。然后,第2扩散滤波部162b如图5所示根据构造张量与边缘信息计算扩散张量,并使用计算出的扩散张量,对“3级输出数据”实施非线性各向异性扩散滤波(2级)。然后,第2扩散滤波部162b如图5所示将“已滤波处理3级输出数据”输出至第2重建部164b。

[0092] 并且,第2扩散滤波部162b如图5所示利用根据“3级输出数据”计算出的扩散张量的扩散系数对“HL(2级)、LH(2级)、HH(2级)”实施非线性各向异性扩散滤波(2级),并输出至第2调整部163b。

[0093] 第2调整部163b如图5所示使用第2扩散滤波部162b检测出的边缘信息,调整

扩散滤波处理后的“已扩散滤波处理 HL (2 级)、已扩散滤波处理 LH (2 级)、已扩散滤波处理 HH (2 级)”的信号电平。然后,第 2 调整部 163b 如图 5 所示将“已调整 HL (2 级)、已调整 LH (2 级)、已调整 HH (2 级)”输出至第 2 重建部 164b。

[0094] 第 2 重建部 164b 如图 5 所示通过小波逆转换合成“已滤波处理 3 级输出数据”与“已调整 HL (2 级)、已调整 LH (2 级)、已调整 HH (2 级)”。然后,第 2 重建部 164b 如图 5 所示将重建后的数据即“2 级输出数据”输出至 1 级第 1 扩散滤波部 162a。图 5 所示的“2 级输出数据”的分辨率变为 B 模式数据的分辨率的“1/16”。但是,图 5 所示的“2 级输出数据”与现有方法不同,是合成在对 2 级高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波后调整信号电平的数据与“已滤波处理 3 级输出数据”的数据。图 5 所示的“2 级输出数据”的分辨率变为 B 模式数据的分辨率的“1/4”。

[0095] 在 1 级,第 1 扩散滤波部 162a 如图 5 所示使用“2 级输出数据”计算构造张量,并根据构造张量检测“2 级输出数据”的边缘信息。然后,第 1 扩散滤波部 162a 如图 5 所示根据构造张量与边缘信息计算扩散张量,并使用计算出的扩散张量对“2 级输出数据”实施非线性各向异性扩散滤波(1 级)。然后,第 1 扩散滤波部 162a 如图 5 所示将“已滤波处理 2 级输出数据”输出至第 1 重建部 164a。

[0096] 并且,第 1 扩散滤波部 162a 如图 5 所示利用根据“2 级输出数据”计算出的扩散张量的扩散滤波系数对“HL (1 级)、LH (1 级)、HH (1 级)”实施非线性各向异性扩散滤波(1 级),并输出至第 1 调整部 163a。

[0097] 第 1 调整部 163a 如图 5 所示使用第 1 扩散滤波部 162a 检测出的边缘信息,调整扩散滤波处理后的“已扩散滤波处理 HL (1 级)、已扩散滤波处理 LH (1 级)、已扩散滤波处理 HH (1 级)”的信号电平。然后,第 1 调整部 163a 如图 5 所示将“已调整 HL (1 级)、已调整 LH (1 级)、已调整 HH (1 级)”输出至第 1 重建部 164a。

[0098] 第 1 重建部 164a 如图 5 所示通过小波逆转换合成“已滤波处理 2 级输出数据”与“已调整 HL (1 级)、已调整 LH (1 级)、已调整 HH (1 级)”。然后,第 1 重建部 164a 如图 5 所示将重建后的数据即“1 级输出数据”作为“校正 B 模式数据”输出至图像生成部 15。图像生成部 15 通过扫描转换校正 B 模式数据生成显示用超声波图像数据,并输出至 1 级第 1 扩散滤波部 162a。图 5 所示的“1 级输出数据”的分辨率变为 B 模式数据的分辨率。但是,图 5 所示的“1 级输出数据”与现有方法不同,是合成在对 1 级高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波后调整信号电平的数据与“已滤波处理 2 级输出数据”的数据。图 5 所示的“1 级输出数据”的分辨率变为 B 模式数据的分辨率。

[0099] 以下,针对上述本实施方式涉及的扩散滤波部 162 以及调整部 163 进行的处理,使用算式等重新说明。

[0100] 扩散滤波部 162 将输入图像数据的像素级(亮度值)微分为水平方向(横向,x 方向)与垂直方向(纵向,y 方向),计算构造张量(Structure Tensor)。构造张量是为了检测边缘的大小与朝向而被计算的张量。构造张量的固有值与边缘的大小相关联,构造张量的固有向量表示边缘的朝向。构造张量“S”的定义如以下算式(1)。

[0101] (算式 1)

$$[0102] \quad S = G_p * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_p * I_x^2 & G_p * (I_x I_y) \\ G_p * (I_x I_y) & G_p * I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

[0103] 这里,算式(1)所示的“ I_x ”是输入图像数据的像素级“ I ”在 x 方向上的空间微分,算式(1)所示的“ I_y ”是“ I ”在 y 方向上的空间微分。并且,“ G_p ”表示二维高斯函数,运算符“ $*$ ”表示卷积。例如,第 3 扩散滤波部 162c 将“LL (3 级)”微分为水平方向(横向, x 方向)与垂直方向(纵向, y 方向),计算算式(1)所示的构造张量“ s_{11} 、 s_{12} 、 s_{22} ”。

[0104] 另外,构造张量的计算也可以不必严格按照上述方法,也可以适用索贝尔滤波(sobel filter)代替运算“ I_x ”及“ I_y ”作为处理的第 1 阶段。

[0105] 然后,扩散滤波部 162 根据计算出的构造张量的各要素检测边缘信息(边缘的位置、大小及朝向)。具体而言,扩散滤波部 162 根据构造张量的各要素检测边缘信息,并且,计算用于计算扩散张量(Diffusion Tensor)的扩散滤波系数。然后,扩散滤波部 162 计算扩散张量(Diffusion Tensor)。扩散张量(D)根据以下算式(2)来定义。

[0106] (算式 2)

$$[0107] \quad D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{12} & d_{22} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} R^T \quad \dots(2)$$

[0108] 这里,算式(2)所示的“ R ”是旋转行列,“ R^T ”是“ R ”的转置行列。并且,算式(2)所示的“ λ_1 、 λ_2 ”是根据边缘信息求出的扩散滤波系数。例如,第 3 扩散滤波部 162c 根据算式(2)计算“LL (3 级)”的扩散张量“ d_{11} 、 d_{12} 、 d_{22} ”。

[0109] 然后,扩散滤波部 162 对“ I ”实施基于扩散张量的非线性各向异性扩散滤波。非线性各向异性扩散滤波用下面的偏微分方程即算式(3)来表示。

[0110] (算式 3)

$$[0111] \quad \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[D \nabla I] \quad \dots(3)$$

[0112] 这里,算式(3)所示的“ ∇I (倒三角 I)”是“ I ”的梯度向量(gradient vector),算式(3)所示的“ t ”是与处理有关的时刻。并且,算式(3)所示的“ div ”是散度(Divergence)。

[0113] 即,扩散滤波部 162 利用算式(1)进行的运算处理“ $D \nabla I$ ”是对各像素的梯度向量将特定朝向与该朝向的垂直方向各自乘以“ λ_1 ”与“ λ_2 ”的运算处理。这里,上述特定朝向是图像数据的边缘的朝向,扩散滤波系数根据边缘的大小来计算。

[0114] 然后,扩散滤波部 162 通过执行一次或重复执行多次算式(1)的偏微分方程的数值解析计算,进行非线性各向异性扩散滤波处理。例如,扩散滤波部 162 在时刻“ t ”根据某点的像素与该像素周围的多个点(例如 9 个点)的各像素级及扩散张量的各要素值求出时刻“ $t + \Delta t$ ”的各点的新的像素级,接着将“ $t + \Delta t$ ”作为新的“ t ”,重复 1 次至多次相同的计算。例如,第 3 扩散滤波部 162c 对“LL (3 级)”及“HL (3 级)、LH (3 级)、HH (3 级)”进行该非线性各向异性扩散滤波处理。

[0115] 另外,为了可以根据各诊断区域的超声波图像的特性变更“ λ_1 、 λ_2 ”的计算方法,希望准备普通算式,可以根据一些参数来调整“ λ_1 、 λ_2 ”的计算方法。

[0116] 并且,调整部 163 基于“边缘信息即构造张量的固有值”进行已扩散滤波处理的高频分解图像数据“已扩散滤波处理 HL、已扩散滤波处理 LH、已扩散滤波处理 HH”的信号电平的调整。如上所述,构造张量的固有值表示边缘的大小。调整部 163 通过对每一像素计算基于构造张量的固有值被规格化的边缘的大小与各高频分解图像数据的乘积,并对计算结

果乘以对各高频分解图像数据设定的控制系数,从而进行高级别调整。或者,调整部 163 也可以通过边缘的大小设定阈值而将阈值以上视为边缘,并对边缘以外的区域乘以各高频分解图像数据的控制系数,从而进行高级调整。

[0117] 这样,在本实施方式中,对高频分解图像数据,也实施非线性各向异性扩散滤波。具体而言,在本实施方式中,使用低频分解图像数据、或下一级的重建后的数据的构造张量与边缘信息,对高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波。图 6A 及图 6B 为用于说明本实施方式的效果的图。

[0118] 通过对高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,可以将高频分解图像数据中不明的倾斜方向的构造物如图 6A 所示调整为与倾斜方向相关的样子。具体而言,通过调整扩散滤波系数,在高频分解图像数据中也可以进行准确的边缘强调。在本实施方式中,对这种进行了扩散滤波处理的高频分解图像数据进行信号电平的调整从而进行重建处理。其结果,通过扫描转换本实施方式涉及的第 1 重建部 164a 输出的校正 B 模式数据而生成显示的超声波图像,如图 6B 所示,倾斜的构造物形成大致光滑的形状。

[0119] 接着,使用图 7 至图 10,对本实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 7 为用于说明本实施方式涉及的分解部的处理的流程图,图 8 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部的 3 级处理的流程图,图 9 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部的 2 级处理的流程图,图 10 为用于说明本实施方式涉及的图像处理部的 1 级处理的流程图。

[0120] 如图 7 所示,本实施方式涉及的超声波诊断装置的第 1 分解部 161a 判定 B 模式数据是否存储在图像存储器 17 内(步骤 S101)。这里,在没有存储 B 模式数据时(步骤 S101 否定),第 1 分解部 161a 处于待机状态。

[0121] 另一方面,在存储有 B 模式数据时(步骤 S101 肯定),第 1 分解部 161a 通过小波转换将 B 模式数据分解为 1 级低频分解图像数据与高频分解图像数据(步骤 S102)。

[0122] 然后,第 2 分解部 161b 通过小波转换将 1 级低频分解图像数据分解为 2 级低频分解图像数据与高频分解图像数据(步骤 S103)。

[0123] 然后,第 3 分解部 161c 通过小波转换将 2 级低频分解图像数据分解为 3 级低频分解图像数据与高频分解图像数据(步骤 S104),结束分解处理。

[0124] 然后,如图 8 所示进行 3 级处理。即,如图 8 所示,第 3 扩散滤波部 162c 判定是否取得 3 级低频分解图像数据与高频分解图像数据(步骤 S201)。这里,在未取得时(步骤 S201 否定),第 3 扩散滤波部 162c 处于待机状态。

[0125] 另一方面,在取得 3 级低频分解图像数据与高频分解图像数据时(步骤 S201 肯定),第 3 扩散滤波部 162c 根据 3 级低频分解图像数据计算构造张量(步骤 S202),并且,根据构造张量检测边缘信息(步骤 S203)。然后,第 3 扩散滤波部 162c 根据构造张量及边缘信息计算扩散张量(步骤 S204)。

[0126] 然后,第 3 扩散滤波部 162c 对 3 级低频分解图像数据及 3 级高频分解图像数据利用扩散张量进行非线性各向异性扩散滤波处理(步骤 S205)。

[0127] 然后,第 3 调整部 163c 调整已扩散滤波处理的 3 级高频分解图像数据的信号电平(步骤 S206),第 3 重建部 164c 通过小波逆转换重建(合成) 3 级输出数据(步骤 S207)。然后,第 3 重建部 164c 将 3 级输出数据输出至第 2 扩散滤波部 162b(步骤 S208),结束 3 级处理。

[0128] 然后,如图 9 所示进行 2 级处理。即,如图 9 所示,第 2 扩散滤波部 162b 判定是否取得 2 级高频分解图像数据与 3 级输出数据(步骤 S301)。这里,在未取得时(步骤 S301 否定),第 2 扩散滤波部 162b 处于待机状态。

[0129] 另一方面,在取得 2 级高频分解图像数据与 3 级输出数据时(步骤 S301 肯定),第 2 扩散滤波部 162b 根据 3 级输出数据计算构造张量(步骤 S302),并且,根据构造张量检测边缘信息(步骤 S303)。然后,第 2 扩散滤波部 162b 根据构造张量以及边缘信息计算扩散张量(步骤 S304)。

[0130] 然后,第 2 扩散滤波部 162b 对 3 级输出数据以及 2 级高频分解图像数据,利用扩散张量进行非线性各向异性扩散滤波处理(步骤 S305)。

[0131] 然后,第 2 调整部 163b 调整已扩散滤波处理的 2 级高频分解图像数据的信号电平(步骤 S306),第 2 重建部 164b 通过小波逆转换重建(合成)2 级输出数据(步骤 S307)。然后,第 2 重建部 164b 将 2 级输出数据输出至第 1 扩散滤波部 162a(步骤 S308),结束 2 级处理。

[0132] 然后,如图 10 所示进行 1 级处理。即,如图 10 所示,第 1 扩散滤波部 162a 判定是否取得 1 级高频分解图像数据与 2 级输出数据(步骤 S401)。这里,在未取得时(步骤 S401 否定),第 1 扩散滤波部 162a 处于待机状态。

[0133] 另一方面,在取得 1 级高频分解图像数据与 2 级输出数据时(步骤 S401 肯定),第 3 扩散滤波部 162a 根据 2 级输出数据计算构造张量(步骤 S402),并且,根据构造张量检测边缘信息(步骤 S403)。然后,第 1 扩散滤波部 162a 根据构造张量以及边缘信息计算扩散张量(步骤 S404)。

[0134] 然后,第 1 扩散滤波部 162a 对 2 级输出数据以及 1 级高频分解图像数据,利用扩散张量进行非线性各向异性扩散滤波处理(步骤 S405)。

[0135] 然后,第 1 调整部 163a 调整已扩散滤波处理的 1 级高频分解图像数据的信号电平(步骤 S406),第 1 重建部 164a 通过小波逆转换重建(合成)1 级输出数据(步骤 S407)。然后,第 1 重建部 164a 将 1 级输出数据作为校正 B 模式数据输出至图像生成部 15(步骤 S408),结束 1 级处理。

[0136] 如上所述,在本实施方式中,与现有方法一样,通过非线性各向异性扩散滤波强调边缘部位,并在边缘部位以外的部位进行扩散处理从而消除散斑,并且,通过并用多重分辨率分析,减少非线性各向异性扩散滤波处理需要的处理负荷。

[0137] 但是,在本实施方式中,与现有方法不同,对于高频分解图像数据,也实施非线性各向异性扩散滤波。由此,在本实施方式中,可以扩大扩散滤波系数的设定的灵活性,并且为了减少在超声波图像中生成的阶段构造,可以调整扩散滤波系数。其结果,在本实施方式中,可以生成协调地强调了边缘且消除了散斑的超声波图像。

[0138] 并且,在本实施方式中,使用低频分解图像数据或下一级的重建后的数据的边缘信息,对高频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,而不是使用高频分解图像数据的边缘信息。即,在本实施方式中,由于只进行一次各层(各级)的扩散张量运算,而不是运算高频分解图像数据的扩散张量,因此减轻对高频分量进行扩散滤波的处理的追加运算量。其结果,在本实施方式中,可以进行散斑消除下的快速运算。

[0139] 另外,上述实施方式也可以适用于级别数为 2 以上的任意自然数的情况。并且,上

述实施方式也可以适用于多重分辨率分析是“小波转换、小波逆转换”以外的方法(例如,拉普拉斯金字塔法等)的情况。并且,上述实施方式也可以适用于使用“B模式图像数据”作为超声波图像数据的情况。并且,也可以适用于超声波图像数据是由二维探头或机械扫描探头生成的三维超声波图像数据的情况。

[0140] 并且,在上述实施方式中,针对在超声波诊断装置中进行处理的情况进行了说明。但是,上述实施方式中说明的图像处理也可以由与超声波诊断装置独立设置的图像处理装置进行。具体而言,具有图1所示的图像处理部16的功能的图像处理装置也可以接收从超声波诊断装置或PACS的数据库或电子病历系统的数据库中接收到的超声波图像数据而进行上述图像处理。并且,该图像处理装置也可以对超声波图像数据以外的医用图像数据进行上述实施方式中说明的图像处理。作为该医用图像数据,列举出X射线CT(Computed Tomography)装置生成的X射线CT图像数据或MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置生成的MRI图像数据、X射线诊断装置生成的X射线图像数据等。

[0141] 并且,图示的各装置各构成要素是功能概念性要素,未必需要在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散·合并的具体形态不限于图示,其全部或一部分也可以根据各种负荷或使用情况等以任意单位在功能上或物理上分散·合并而构成。并且,在各装置中进行的各处理功能其全部或一部分由CPU及通过该CPU分析执行的程序来实现,或可实现为利用布线逻辑形成的硬件。

[0142] 并且,本实施方式中说明的图像处理方法可以通过个人计算机或工作站等的计算机执行事先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序可以经由互联网等网络来分配。并且,该图像处理程序可以存储至硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机可读存储介质,也可以由计算机从存储介质中读出来执行。

[0143] 如上述说明的那样,根据本实施方式,可以生成协调地强调了边缘且消除了散斑的超声波图像。

[0144] 对本发明的一些实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而提出的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式可以以其他方式来实施,在不脱离发明的要旨范围内,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含在发明的范围或要旨内一样,包含于权利要求书所述的发明与其均等范围内。

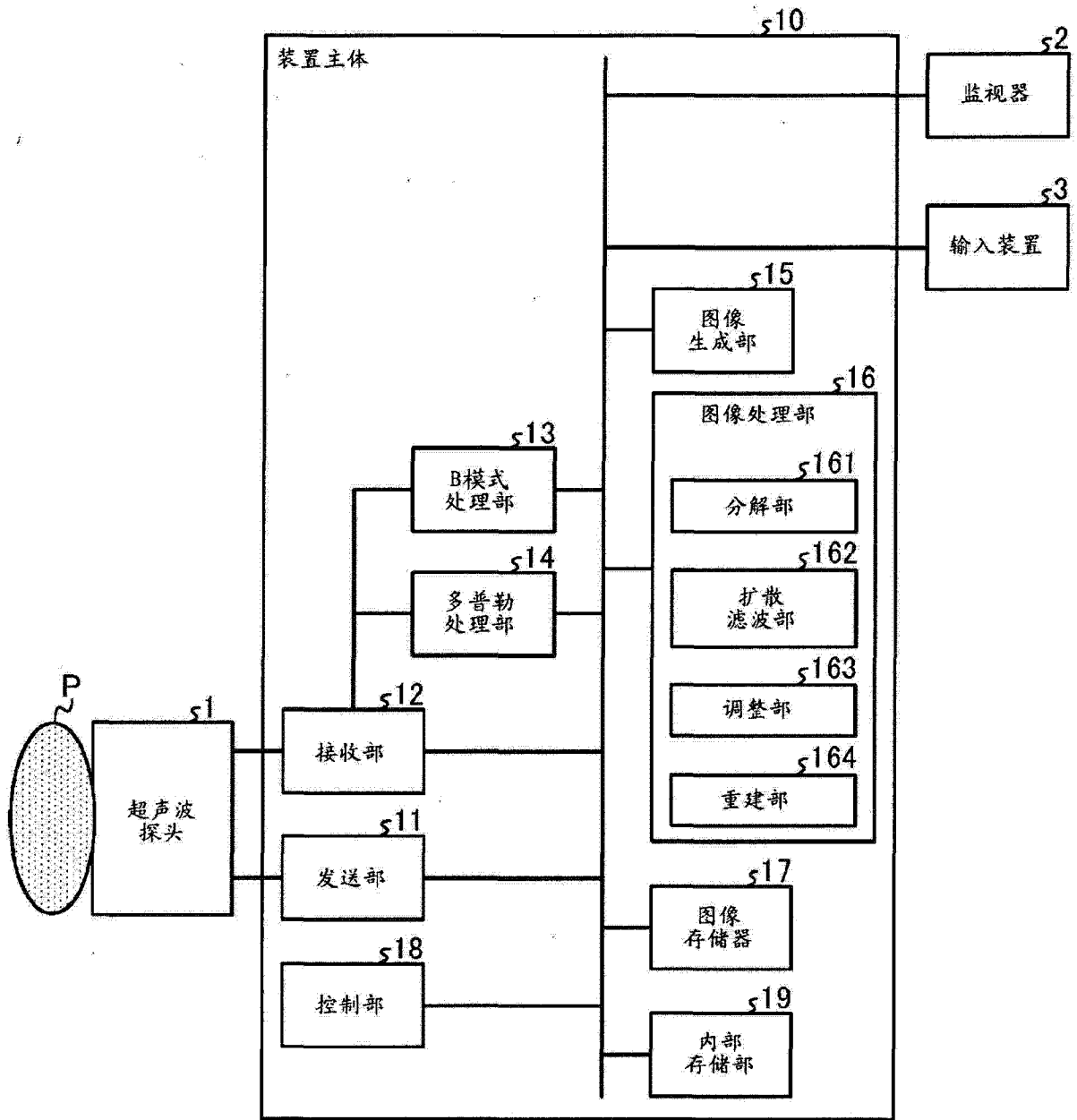


图 1

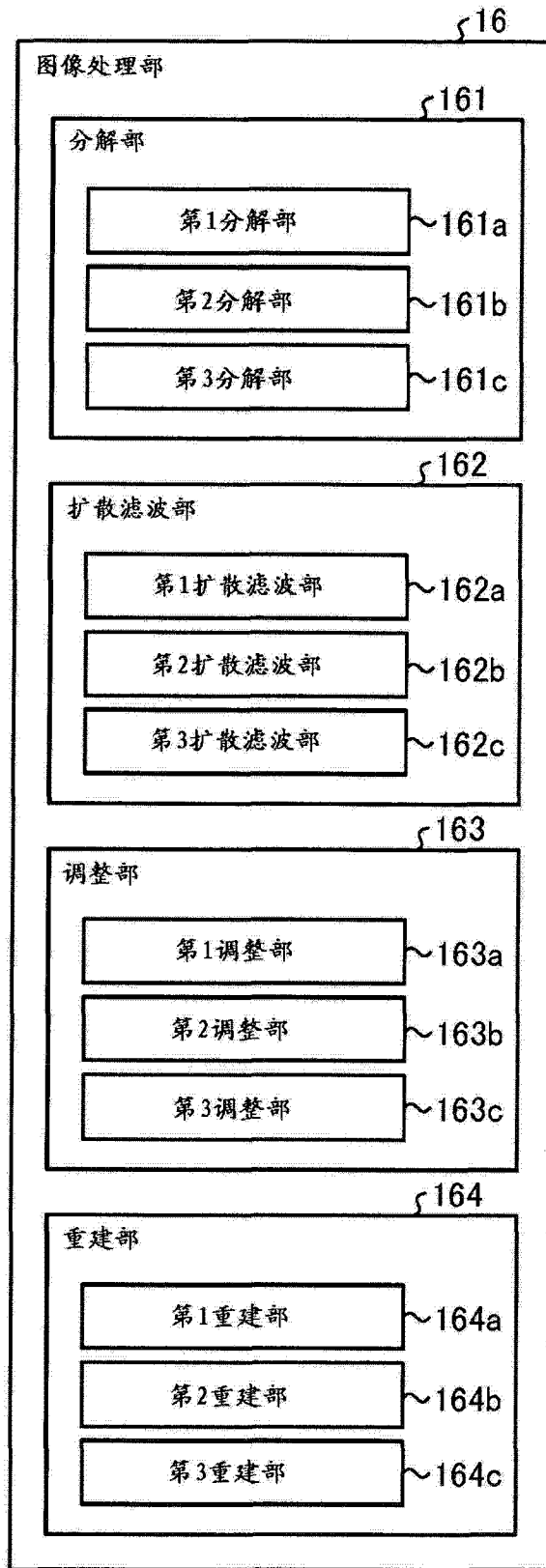


图 2

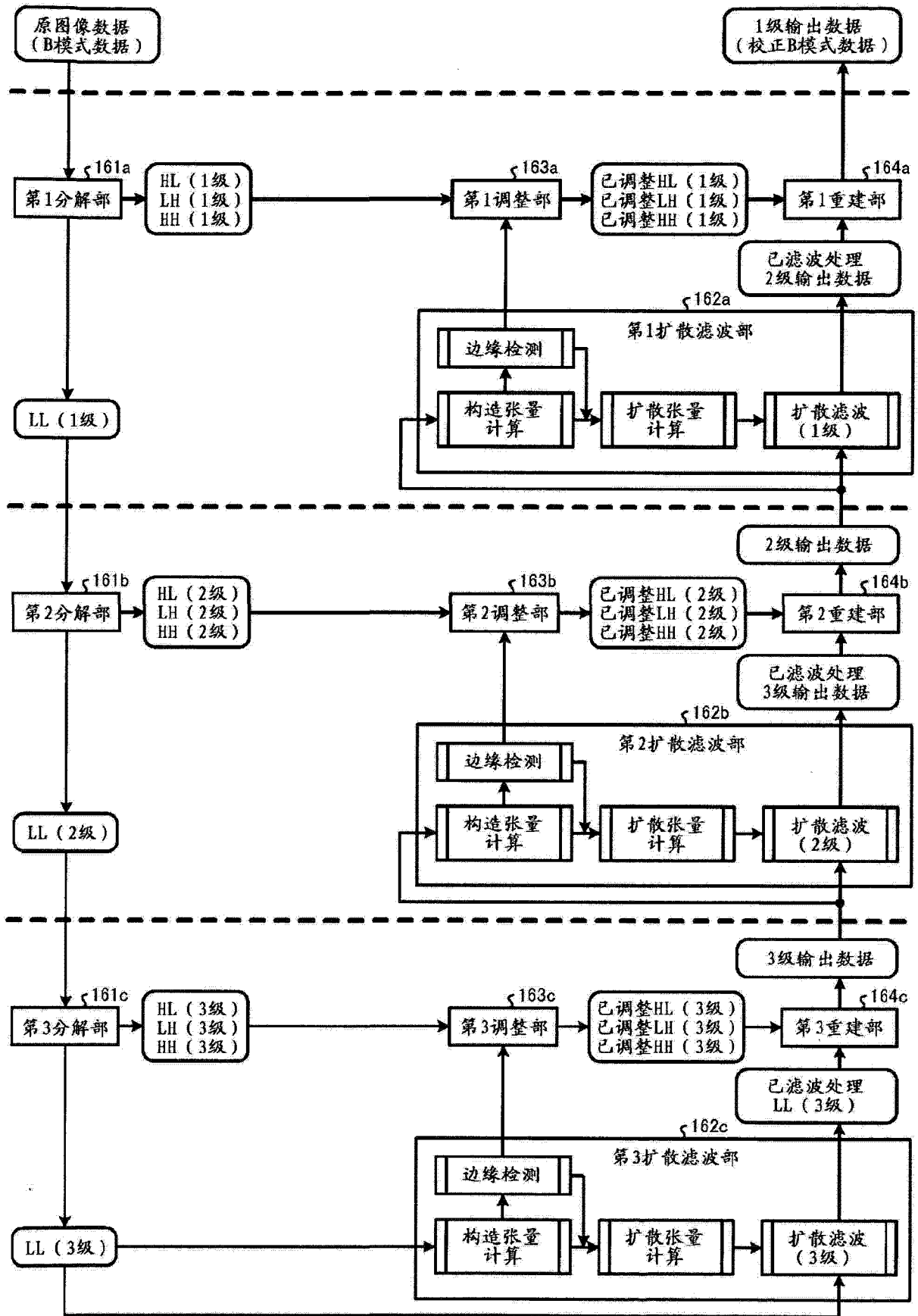


图 3

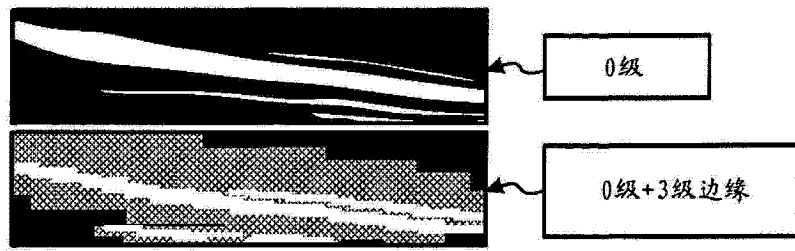


图 4A



图 4B

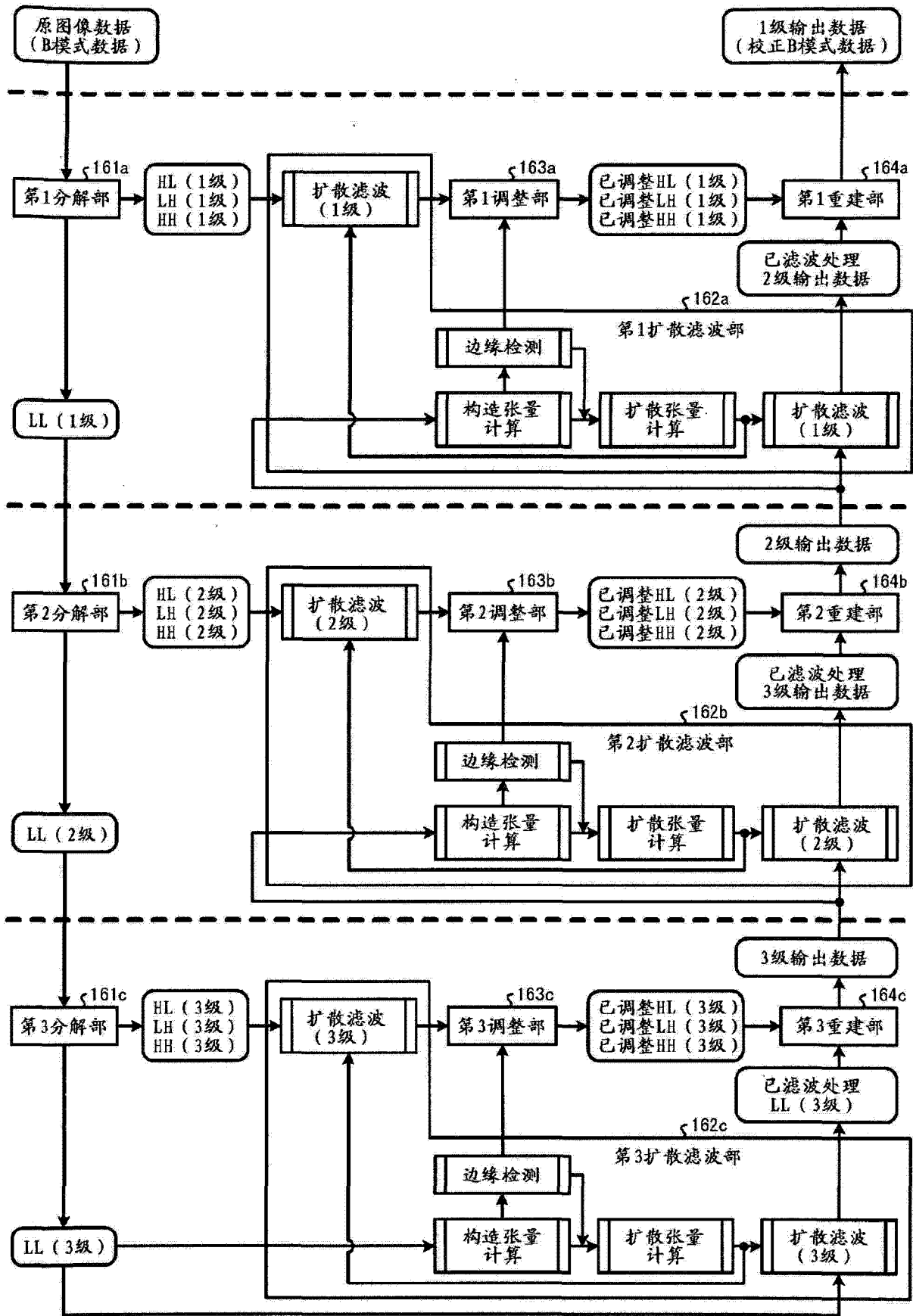


图 5

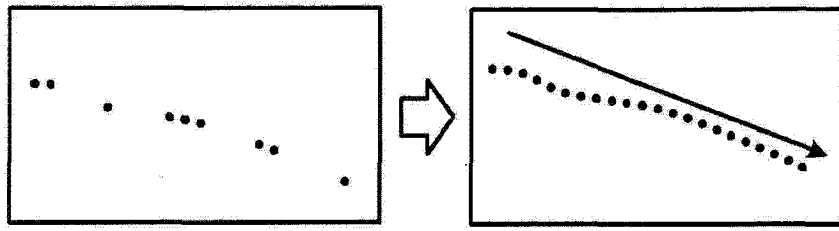


图 6A



图 6B

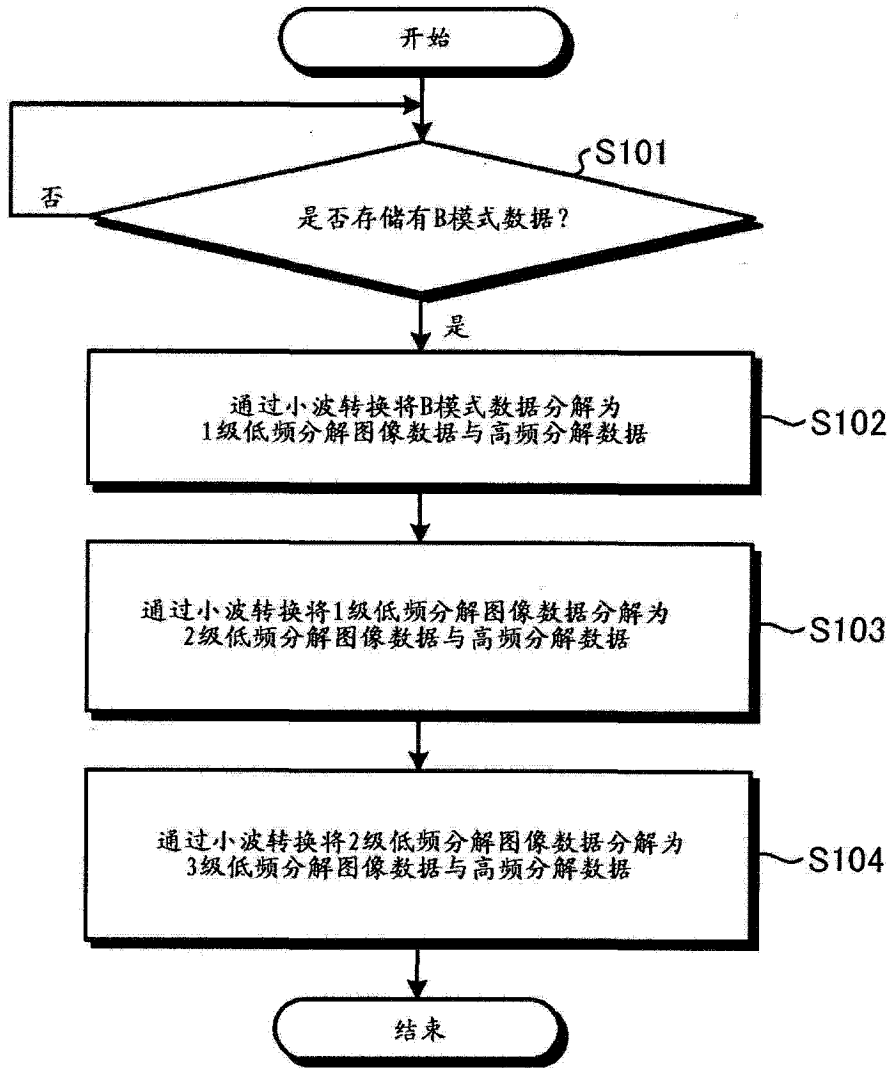


图 7

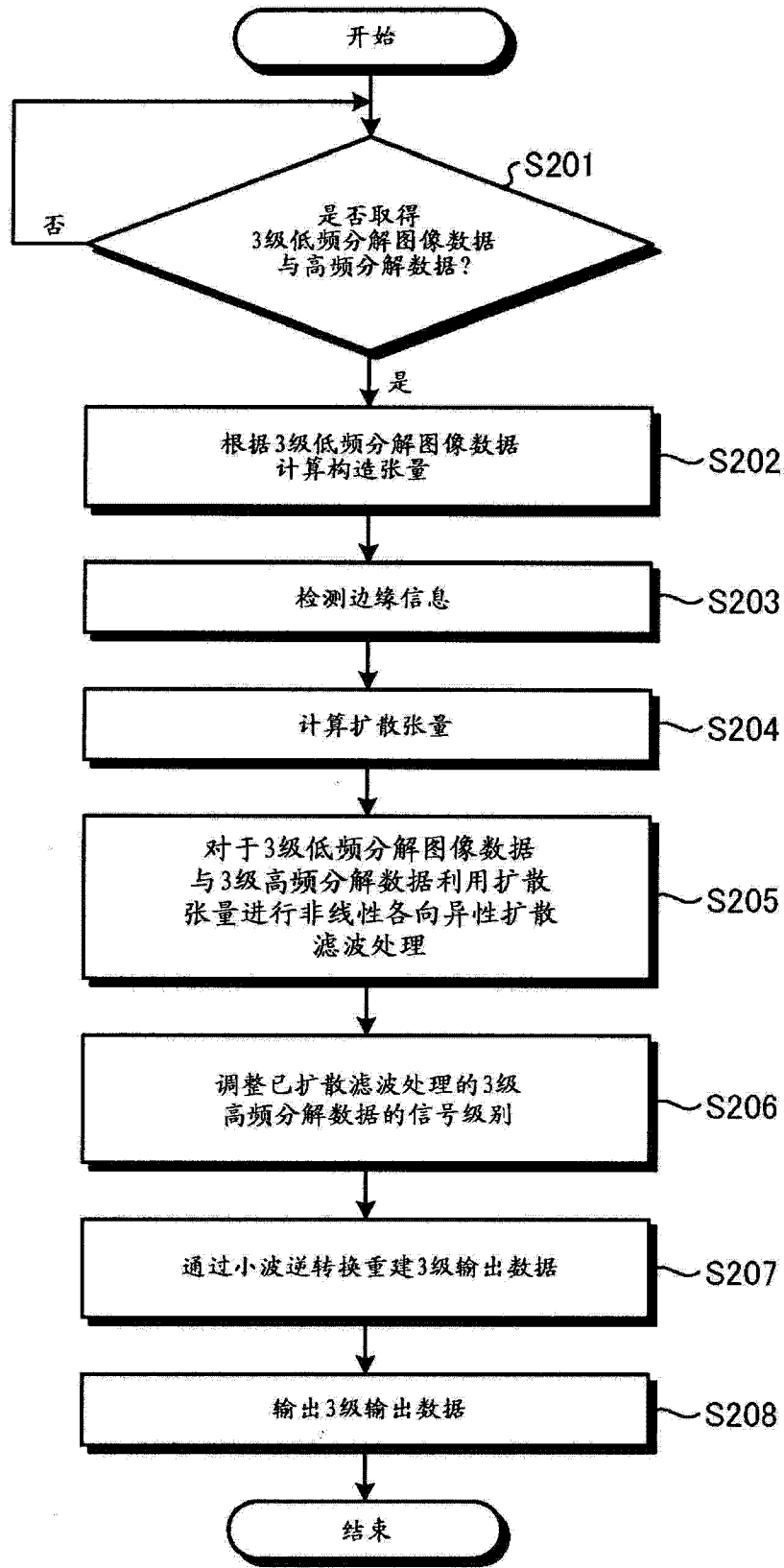


图 8

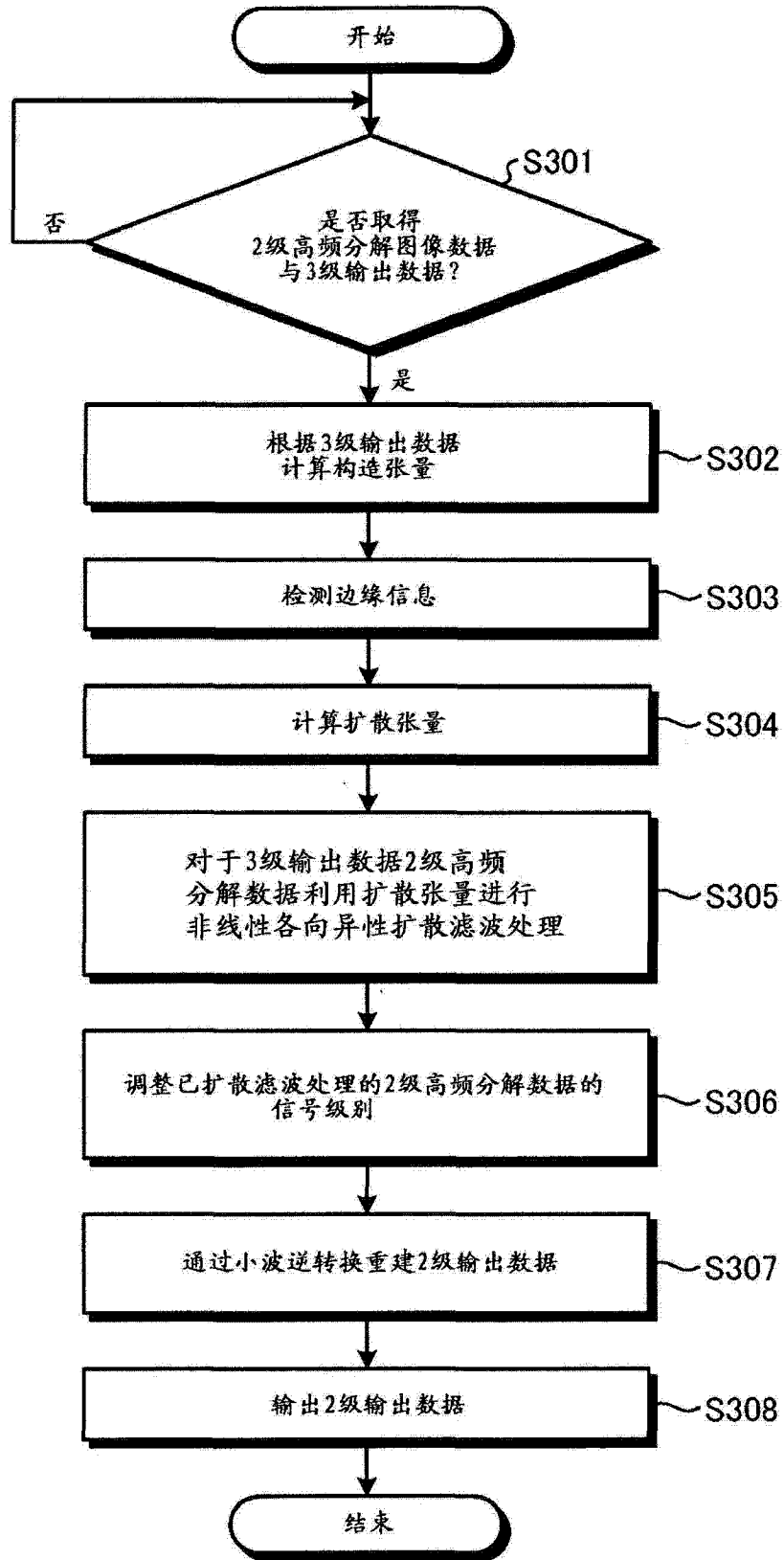


图 9

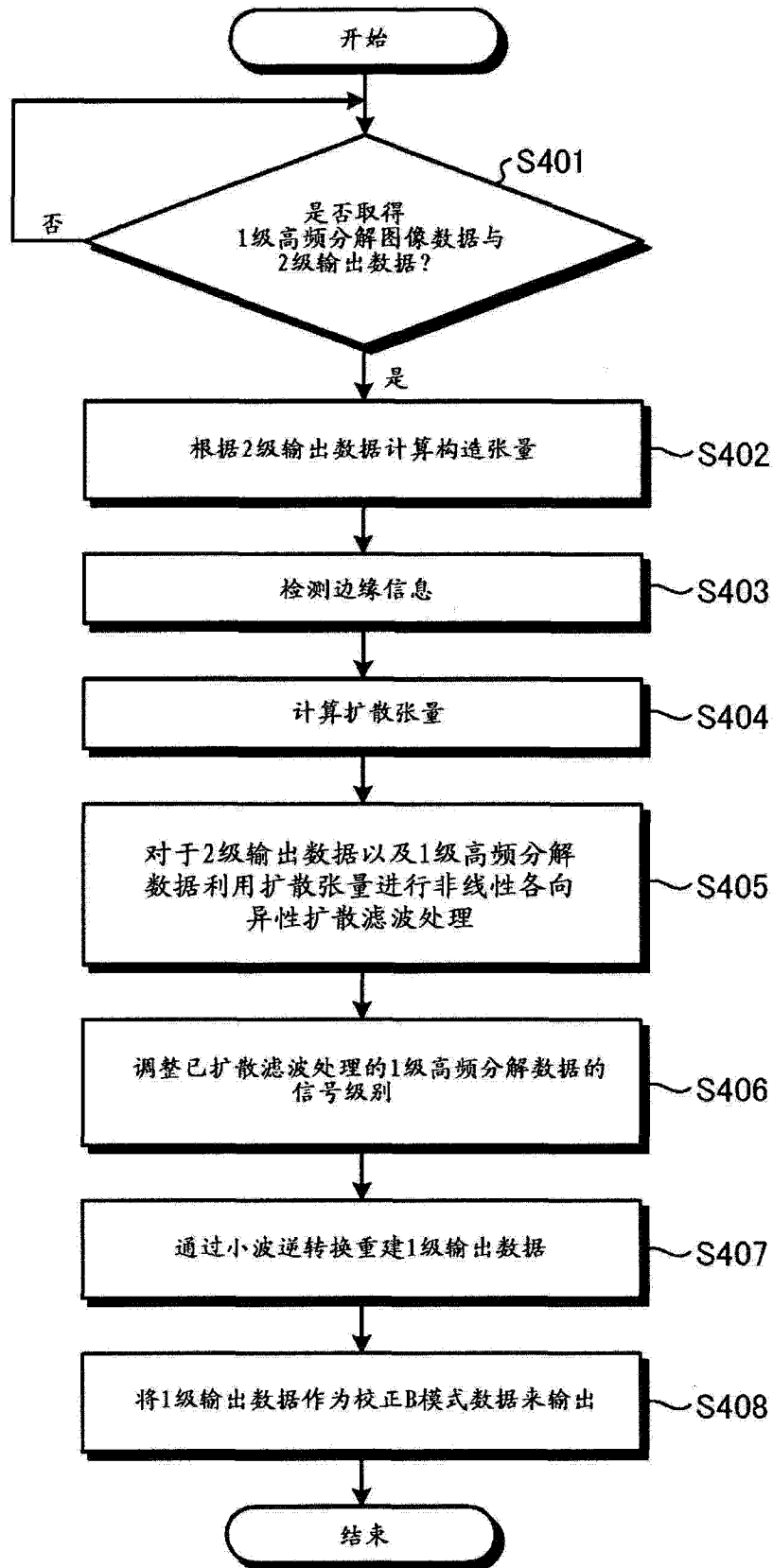


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN102958445B	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	CN201280000856.8	申请日	2012-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	佐佐木琢也 大住良太		
发明人	佐佐木琢也 大住良太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B5/125 A61B5/725 A61B6/5205 A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52077		
代理人(译)	高科		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2011146254 2011-06-30 JP		
其他公开文献	CN102958445A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备分解部、扩散滤波部、调整部以及重建部。分解部通过多重分辨率分析将超声波图像数据分解为规定多层中的每一层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据。扩散滤波部在最低层对该层的低频分解图像数据以及高频分解图像数据实施扩散滤波，在最低层以外的层对来自下一层的输出数据以及高频分解图像数据实施扩散滤波，并且针对每一层生成信号的边缘信息。调整部基于边缘信息针对每一层进行高频分解图像数据的信号电平的调整。重建部通过阶层地多重分辨率合成在各层中得到的扩散滤波部的输出数据以及调整部的输出数据，取得超声波图像数据的校正数据。

