



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102753100 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 07

(21) 申请号 201180002826. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 10. 31

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-245266 2010. 11. 01 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 01. 06

JP 2010227554 A, 2010. 10. 14, 全文.

CN 101853489 A, 2010. 10. 06, 全文.

EP 2047801 A1, 2009. 04. 15, 全文.

JP 2009153716 A, 2009. 07. 16, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/075054 2011. 10. 31

CN 101467892 A, 2009. 07. 01, 全文.

US 2007040831 A1, 2007. 02. 22, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/060318 JA 2012. 05. 10

审查员 桂叶晨

(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 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

代理人 高科

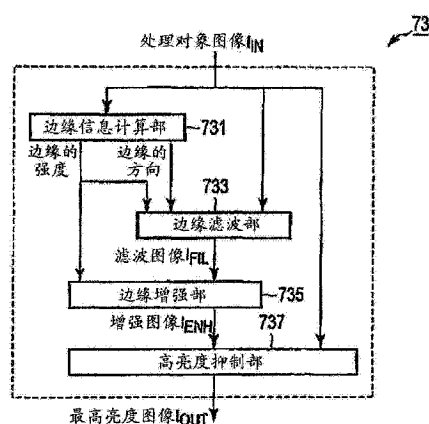
权利要求书4页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

超声诊断装置以及超声波图像处理装置

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置以及超声波图像处理装置,能够提高超声波图像的图像质量。其中,边缘信息计算部 731 根据上述生成的超声波图像计算边缘信息。边缘滤波部 733 对上述超声波图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述超声波图像生成滤波图像。边缘增强部 735 与上述边缘信息对应地提高上述生成的滤波图像中的与上述边缘信息对应的位置的亮度值,根据上述滤波图像生成增强图像。高亮度抑制部 737 按照与上述生成的增强图像的亮度值对应的合成比率生成上述增强图像与上述超声波图像的合成图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,向被检体发送超声波,并接收由上述被检体反射的超声波,生成与上述接收到的超声波对应的回波信号;

生成部,根据上述生成的回波信号生成与上述被检体有关的超声波图像;

计算部,根据上述生成的超声波图像计算边缘信息;

滤波处理部,对上述超声波图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述超声波图像生成滤波图像;

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的滤波图像中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述滤波图像生成增强图像;以及

合成部,按照与上述生成的增强图像的亮度值对应的合成比率生成上述增强图像与上述超声波图像的合成图像,

上述合成部从上述生成的增强图像中检测出具有比阈值大的亮度值的高亮度区域和具有比上述阈值小的亮度值的非高亮度区域,按照被设定为抑制上述高亮度区域且增强上述非高亮度区域的值的上述合成比率,生成上述增强图像与上述超声波图像的合成图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述计算部针对上述生成的超声波图像所包含的多个像素的每一个,根据亮度值的空间分布计算上述像素的边缘信息;

上述增强部针对上述生成的滤波图像所包含的多个像素的每一个,与上述边缘信息对应地提高亮度值,根据上述滤波图像生成增强图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述合成图像上的高亮度区域的亮度值设定为上述超声波图像的亮度值,上述合成图像上的非高亮度区域的亮度值设定为上述增强图像的亮度值。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述合成比率用对于上述增强图像的第1权重系数与对于上述超声波图像的第2权重系数的比例来规定;

上述合成部从上述增强图像中检测具有高于第1阈值的亮度值的高亮度区域和具有低于上述第1阈值的亮度值的非高亮度区域,在上述高亮度区域将上述第1权重系数设定为0,将上述第2权重系数设定为1,在上述非高亮度区域将上述第1权重系数设定为1,将上述第2权重系数设定为0。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述合成比率用对于上述增强图像的第1权重系数与对于上述超声波图像的第2权重系数的比例来规定;

上述合成部从上述增强图像中检测具有高于第1阈值的亮度值的高亮度区域和具有低于上述第1阈值的亮度值的非高亮度区域,从上述非高亮度区域中检测具有比低于上述第1阈值的第2阈值低的亮度值的第1非高亮度区域和具有比上述第2阈值高的亮度值的第2非高亮度区域,在上述第1非高亮度区域将上述第1权重系数设定为1,将上述第2权重系数设定为0,在上述第2非高亮度区域,与亮度值对应地,将上述第1权重系数设定为1到0的值,将上述第2权重系数设定为0到1的值。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述生成部具备超声波图像生成部和多重分辨率分解部,该超声波图像生成部根据上述回波信号生成与上述被检体有关的原始的超声波图像,该多重分辨率分解部根据上述生成的原始的超声波图像生成具有比上述超声波图像的分辨率更低的分辨率的低域图像和高域图像;

上述低域图像被用作上述超声波图像。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括多重分辨率合成部,根据上述合成图像和上述高域图像生成具有与上述原始的超声波图像的分辨率相同的分辨率的输出图像。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述超声波图像是与上述被检体的血管有关的图像。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述增强部与基于上述边缘信息的边缘强度对应地变更使上述亮度值提高的程度。

10. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,向被检体发送超声波,接收由上述被检体反射的超声波,生成与上述接收到的超声波对应的回波信号;

生成部,根据上述生成的回波信号生成与上述被检体有关的超声波图像;

计算部,针对上述生成的超声波图像所包含的多个像素的每一个,根据亮度值的空间微分计算上述像素的边缘信息;

滤波处理部,对上述超声波图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述超声波图像生成滤波图像;

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的滤波图像所包含的多个像素中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述滤波图像生成增强图像;以及

表格应用部,对上述生成的增强图像应用表格,根据上述增强图像生成表格图像,上述表格在低于阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而线性地提高的第 1 输入输出特性,并在高于上述阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而相比上述第 1 输入输出特性更平缓地非线性地提高的第 2 输入输出特性。

11. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,向被检体发送超声波,接收由上述被检体反射的超声波,生成与上述接收到的超声波对应的回波信号;

生成部,根据上述生成的回波信号生成与上述被检体有关的超声波图像;

计算部,针对上述生成的超声波图像所包含的多个像素的每一个,根据上述像素的亮度值的空间微分计算上述像素的边缘信息;

滤波部,对上述超声波图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述超声波图像生成滤波图像;

合成部,按照与上述生成的滤波图像的亮度值对应的合成比率生成上述滤波图像与上述超声波图像的合成图像;以及

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的合成图像所包含的多个像素中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述合成图像生成增强

图像,

上述合成部从上述生成的滤波图像中检测出具有比阈值大的亮度值的高亮度区域和具有比上述阈值小的亮度值的非高亮度区域,按照被设定为抑制上述高亮度区域且增强上述非高亮度区域的值的上述合成比率,生成上述滤波图像与上述超声波图像的合成图像。

12. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,向被检体发送超声波,接收由上述被检体反射的超声波,生成与上述接收到的超声波对应的回波信号;

生成部,根据上述生成的回波信号生成与上述被检体有关的超声波图像;

表格应用部,对上述生成的超声波图像应用表格,并根据上述超声波图像生成表格图像,上述表格在低于阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而线性地提高的第1输入输出特性,在高于上述阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而相比上述第1输入输出特性更平缓地非线性地提高的第2输入输出特性;

计算部,针对上述生成的表格图像或上述超声波图像所包含的多个像素的每一个,根据上述像素的亮度值的空间微分计算上述像素的边缘信息;

滤波部,对上述表格图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述表格图像生成滤波图像;以及

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的滤波图像所包含的多个像素中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,并根据上述滤波图像生成增强图像。

13. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与被检体有关的医用图像的数据;

计算部,根据上述医用图像计算边缘信息;

滤波部,对上述医用图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述医用图像生成滤波图像;

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的滤波图像中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述滤波图像生成增强图像;以及

合成部,按照与上述生成的增强图像的亮度值对应的合成比率生成上述增强图像与上述医用图像的合成图像,

上述合成部从上述生成的增强图像中检测出具有比阈值大的亮度值的高亮度区域和具有比上述阈值小的亮度值的非高亮度区域,按照被设定为抑制上述高亮度区域且增强上述非高亮度区域的值的上述合成比率,生成上述增强图像与上述超声波图像的合成图像。

14. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与被检体有关的医用图像的数据;

计算部,针对上述医用图像所包含的多个像素的每一个,根据亮度值的空间微分计算上述像素的边缘信息;

滤波处理部,对上述医用图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述医用图像生成滤波图像;

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的滤波图像所包含的多个像素中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述滤波图像生成增强

图像；

表格应用部,对上述生成的增强图像应用表格,根据上述增强图像生成表格图像,上述表格在低于阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而线性地提高的第1输入输出特性,并在高于上述阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而相比上述第1输入输出特性更平缓地非线性地提高的第2输入输出特性。

15. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与被检体有关的医用图像的数据;

计算部,针对上述医用图像所包含的多个像素的每一个,根据上述像素的亮度值的空间微分计算上述像素的边缘信息;

滤波部,对上述医用图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述医用图像生成滤波图像;

合成部,按照与上述生成的滤波图像的亮度值对应的合成比率生成上述滤波图像与上述医用图像的合成图像;以及

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的合成图像所包含的多个像素中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述合成图像生成增强图像,

上述合成部从上述生成的滤波图像中检测出具有比阈值大的亮度值的高亮度区域和具有比上述阈值小的亮度值的非高亮度区域,按照被设定为抑制上述高亮度区域且增强上述非高亮度区域的值的上述合成比率,生成上述滤波图像与上述超声波图像的合成图像。

16. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与被检体有关的医用图像的数据;

表格应用部,对上述医用图像应用表格,根据上述医用图像生成表格图像,上述表格在低于阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而线性地提高的第1输入输出特性,并在高于上述阈值的亮度值范围内具有输出亮度值随着输入亮度值的提高而相比上述第1输入输出特性更平缓地非线性地提高的第2输入输出特性;

计算部,针对上述生成的表格图像或上述医用图像所包含的多个像素的每一个,根据亮度值的空间微分计算上述像素的边缘信息;

滤波部,对上述表格图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,根据上述表格图像生成滤波图像;以及

增强部,与上述边缘信息的边缘强度对应地提高上述生成的滤波图像所包含的多个像素中的上述边缘信息的边缘强度比规定值高的像素的亮度值,根据上述滤波图像生成增强图像。

超声波诊断装置以及超声波图像处理装置

技术领域

[0001] 本实施方式涉及超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置从内置在超声波探头内的振子向被检体发送超声波,并经由振子接收由被检体反射的超声波,根据与接收到的超声波对应的回波信号生成超声波图像。超声波图像除了包含与被检体组织有关的信息以外还包含有各种噪声和由超声波的干扰产生的散斑。噪声和散斑使超声波图像的图像质量劣化。

[0003] 有一种为了减少噪声和散斑并增强与被检体组织有关的信息,计算超声波图像的各像素的边缘信息,并对像素应用与计算出的边缘信息对应的滤波的方法。该滤波具体而言在边缘方向平滑化,在边缘方向的垂直方向尖锐化。利用该滤波的图像处理方法例如用来提高血管图像的图像质量。

[0004] 为了观察与血管有关的超声波图像,优选整体上增强血管壁内膜区域,在内膜方向平滑化,而不增强位于血管壁内膜区域附近的实质区域。通过上述图像处理方法,虽然血管壁内膜区域作为边缘被检测,但是亮度变化大的实质区域也作为边缘被检测。因此,当增强血管壁内膜区域时,实质区域也被增强。这样,通过应用上述图像处理方法,优化血管壁内膜区域的显示时,有时血管壁内膜区域附近的实质区域变得过于明亮。

[0005] 先前技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :日本特开 2009-153918

发明内容

[0008] (发明要解决的问题)

[0009] 实施方式的目的在于提供可以提高超声波图像的图像质量的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

[0010] (解决问题所采用的方案)

[0011] 本实施方式涉及的超声波诊断装置具有超声波探头、生成部、计算部、滤波处理部、增强部以及合成部。超声波探头向被检体发送超声波,并接收由上述被检体反射的超声波,生成与上述接收到的超声波对应的回波信号。生成部根据上述生成的回波信号生成与上述被检体有关的超声波图像。计算部根据上述生成的超声波图像计算边缘信息。滤波处理部对上述超声波图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波,并根据上述超声波图像生成滤波图像。增强部根据上述边缘信息提高上述生成的滤波图像中的与上述边缘信息对应的位置的亮度值,并根据上述滤波图像生成增强图像。合成部根据与上述生成的增强图像的亮度值对应的合成比率生成上述增强图像和上述超声波图像的合成图像。

[0012] (发明效果)

[0013] 可以提供一种可以提高超声波图像的图像质量的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

附图说明

[0014] 图 1 为表示本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0015] 图 2 为表示图 1 的图像处理部的结构图。

[0016] 图 3 为表示图 2 的最佳亮度图像生成部的结构图。

[0017] 图 4 为表示图 3 的高亮度抑制部的结构图。

[0018] 图 5 为表示作为图 3 的高亮度抑制部的处理对象图像的血管图像的一例的图。

[0019] 图 6 为表示图 5 的图像合成部所利用的参数 ETH 与增强图像 IENH 的亮度值之间的关系图。

[0020] 图 7 为表示本实施方式的变形例 1 涉及的最佳亮度图像生成部的结构图。

[0021] 图 8 为表示本实施方式的变形例 2 涉及的最佳亮度图像生成部的结构图。

[0022] 图 9 为表示图 8 的表格部所利用的 LUT 的输入输出特性的图。

[0023] 图 10 为表示本实施方式的变形例 3 涉及的最佳亮度图像生成部的结构图。

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图对本实施方式涉及的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置进行说明。

[0025] 图 1 为表示本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构图。如图 1 所示,超声波诊断装置 1 具备超声波探头 10、发送部 20、接收部 30、B 模式处理部 40、彩色多普勒处理部 50、图像生成部 60、图像处理部 70、存储部 80 以及显示部 90。

[0026] 超声波探头 10 具有多个振子。超声波探头 10 接收来自发送部 20 的驱动信号而向被检体发送超声波。被发送到被检体的超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射。反射的超声波被超声波探头 10 接收。超声波探头 10 生成与接收到的超声波的强度对应的电信号(回波信号)。回波信号的振幅与被反射的不连续面上的声阻抗的差相关。并且,在移动的血流、心脏壁等移动体的表面反射了超声波时,回波信号由于多普勒效应而接受与移动体的超声波发送方向的速度分量相关的频率偏移。

[0027] 发送部 20 经由超声波探头 10 向被检体反复发送超声波。更详细而言,发送部 20 具有超声波发送用的未图示的速率脉冲产生电路、发送延迟电路以及驱动脉冲产生电路等。速率脉冲产生电路以规定的速率频率 f_{rHz} (周期: $1/f_{\text{r}}$ 秒) 针对每一信道反复产生速率脉冲。延迟电路对各速率脉冲赋予针对每一信道将超声波会聚成束状且决定发送指向性所需要的延迟时间。驱动脉冲产生电路在基于各延迟的速率脉冲的定时对超声波探头 10 施加驱动脉冲。

[0028] 接收部 30 经由超声波探头 10 反复接收来自被检体的超声波。更详细而言,接收部 30 具有超声波接收用的未图示的放大电路、A/D 转换器、接收延迟电路以及加法器等。放大电路针对每一信道放大来自超声波探头 10 的回波信号。A/D 转换器针对每一信道将放大的回波信号从模拟信号转换数字信号。接收延迟电路对转换成数字信号的回波信号,赋予针对每一信道会聚成束状且决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器对赋予了延迟时间

的各回波信号相加。通过相加处理,生成与接收波束对应的接收信号。这样,接收部 30 生成与多个接收波束分别对应的多个接收信号。接收信号被供给到 B 模式处理部 40 和彩色多普勒处理部 50。

[0029] B 模式处理部 40 通过对来自接收部 30 的接收信号进行对数放大,并对对数放大后的接收信号进行包络线检波,从而生成用亮度表现回波信号的强度的 B 模式信号的数据。生成的 B 模式信号的数据被供给到图像生成部 60。

[0030] 彩色多普勒处理部 50 对来自接收部 30 的接收信号实施自相关运算,提取由多普勒效应产生的血流、组织、造影剂回波分量,生成用颜色表现平均速度、方差、动力(power)等血流信息的强度的多普勒信号的数据。生成的多普勒信号的数据被供给到图像生成部 60。

[0031] 图像生成部 60 根据来自 B 模式处理部 40 的 B 模式信号,生成与被检体有关的 B 模式图像。具体而言,图像生成部 60 由扫描转换器构成。图像生成部 60 通过将 B 模式信号的扫描方式从超声波扫描方式转换为显示装置方式,从而生成 B 模式图像。B 模式图像的像素具有与原始的 B 模式信号的强度对应的亮度值。同样,图像生成部 60 根据来自彩色多普勒处理部 50 的多普勒信号,生成与被检体有关的多普图像。多普勒图像的像素具有与原始的多普勒信号的强度对应的色值。以下,B 模式图像和多普勒图像被供给到存储部 80 和图像处理部 70。

[0032] 图像处理部 70 对来自图像生成部 60 或存储部 70 的 B 模式图像执行图像处理。通过图像处理生成散斑和噪声减少且非关心区域没有过于增强而关心区域适当增强的 B 模式图像。针对图像处理的详情后面进行叙述。实施了图像处理的 B 模式图像被供给到存储部 80 和显示部 90。

[0033] 显示部 90 在显示装置上显示由图像处理装置 70 实施了图像处理的 B 模式图像。此时,B 模式图像中也可以重叠有多普勒图像。作为显示装置,可以适当利用例如 CRT 显示器、液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子显示器等的显示装置。

[0034] 另外,图像处理部 70、存储部 80 以及显示部 90 构成图像处理装置 100。该图像处理装置 100 如图 1 所示也可以组合到超声波诊断装置 1,也可以组合到与超声波诊断装置 1 异体的计算机。

[0035] 以下,针对本实施方式涉及的图像处理部 70 的详情进行说明。另外,设图像处理部 70 的处理对象 B 模式图像是与被检体的血管有关的 B 模式图像。然而,本实施方式并不限于此,图像处理部 70 的处理对象的 B 模式图像也可应用于与血管以外的骨或肌肉等成形组织有关的 B 模式图像。

[0036] 图 2 为表示图像处理部 70 的结构的图。如图 2 所示,图像处理部 70 为了进行多重分辨率分解/合成,具有由多层(级)组成的多重结构。在本实施方式中,为了具体地进行说明,设多重分辨率分解/合成的最高级为 3。然而,本实施方式无需限定于此。多重分辨率分解/合成在第一级至第 n 级(其中, n 为 2 以上的自然数)的范围内进行即可。并且,在本实施方式中,采用离散小波转换/逆转换作为多重分辨率分解/合成的一例。然而,本实施方式无需限定于此。例如,作为多重分辨率分解/合成,也可以采用拉普拉斯金字塔(Laplacian pyramid)法、加伯(Gabor)转换/逆转换等现有的多重分辨率分解/合成法。

[0037] 如图 2 所示,本实施方式涉及的图像处理部 70 在每一级都具备多重分辨率分

解部 71(71-1、71-2、71-3)、最佳亮度图像生成部 73(73-1、73-2、73-3)、高域图像控制部 75(75-1、75-2、75-3) 以及多重分辨率合成部 77(77-1、77-2、77-3)。

[0038] 多重分辨率分解部 71 根据处理对象图像,生成具有比处理对象图像的分辨率更低的分辨率的低域图像和高域图像。例如,多重分辨率分解部 71 对处理对象图像实施离散小波转换。在离散小波转换中,多重分辨率分解部 71 对 xy 正交坐标的各轴方向(各维)分别应用一维低域滤波和高域滤波。通过这些滤波的应用,将处理对象图像分解成 1 张低域图像和 3 张高域图像。低域图像包含处理对象图像所具有的空间频率分量中的低频分量。各高域图像包含处理对象图像所具有的空间频率分量中的与至少一个方向有关的高频分量。分解后的各图像的各坐标轴上的样本数缩小为分解前的各坐标轴上的样本数的一半。

[0039] 在多重分辨率分解部 71 属于最低级(图 2 时第一级)时,处理对象图像是来自图像生成部 60 或存储部 70 的 B 模式图像。在多重分辨率分解部 71 不属于最低级(图 2 时第一级)时,处理对象图像是来自下一级的多重分辨率分解部 71 的低域图像。

[0040] 在多重分辨率分解部 71 属于最高级(图 2 时第三级)时,生成的低域图像被供给到该最高级的最佳亮度图像生成部 73-3。在多重分辨率分解部 71 不属于最高级时,生成的低域图像被供给到属于上一级的多重分辨率分解部 71。生成的 3 张高域图像被供给到属于同级的高域图像控制部 75。

[0041] 最佳亮度图像生成部 73 对处理对象图像中包含的多个像素的每一个计算边缘信息。边缘信息被供给到同级的高域图像控制部 75。并且,最佳亮度图像生成部 73 利用边缘信息根据处理对象图像生成散斑和噪声减少且高亮度区域没有过于增强而非高亮度区域的边缘区域适当增强的图像。将生成的图像称为最佳亮度图像。最佳亮度图像被供给到同级的多重分辨率合成部 77。

[0042] 在最佳亮度图像生成部 73 属于最高级(图 2 时第三级)时,处理对象图像是来自属于该最高级的多重分辨率分解部 71 的低域图像。在最佳亮度图像生成部 73 不属于最高级时,处理对象图像是来自属于上一级的多重分辨率合成部 77 的图像。

[0043] 图 3 为表示最佳亮度图像生成部 73 的结构图。如图 3 所示,最佳亮度图像生成部 73 具有边缘信息计算部 731、边缘滤波部 733、边缘增强部 735 以及高亮度抑制部 737。

[0044] 边缘信息计算部 731 对处理对象图像 I_N 中包含的多个像素的每一个计算边缘信息。具体而言,边缘信息计算部 731 首先利用处理对象像素和处理对象像素的附近像素沿各坐标轴进行空间微分,并计算空间微分值。并且,边缘信息计算部 731 根据计算出的空间微分值计算与处理对象像素有关的边缘强度和方向。该边缘强度和方向的组合为边缘信息。更详细而言,边缘信息计算部 731 利用空间微分值计算处理对象像素的结构张量(structure tensor)的多个要素。边缘信息计算部 731 对计算出的多个要素实施线性代数运算,计算结构张量的 2 个固有值和 2 个固有向量。2 个固有向量中的一方是指沿边缘的方向,另一方是指与边缘垂直的方向。在此将沿边缘的方向称为边缘方向。固有值与边缘强度相关。

[0045] 边缘信息的计算对象的像素也可以是处理对象图像 I_N 中包含的所有像素,也可以是由用户经由输入装置等设定的关心区域内的像素。并且,也可以对一个像素计算一个边缘信息,也可以对多个像素计算一个边缘信息。在对多个像素计算一个边缘信息时,例如,对多个像素中的代表像素计算即可。代表像素例如是位于多个像素的中心、重心或端部

的像素。并且,关于多个像素的多个边缘信息的统计值可以作为多个像素的边缘信息来使用。此时,统计值例如设定为多个边缘信息的平均值、中间值、最大值、最小值、最频值等。

[0046] 另外,边缘信息的计算方法不限于利用结构张量的方法。例如,也可以利用海赛矩阵 (Hessian matrix) 代替结构张量来计算边缘信息。

[0047] 边缘滤波部 733 对输入图像实施具有与边缘信息对应的滤波特性的滤波。在此,将具有与边缘信息对应的滤波特性的滤波称为边缘滤波。具体而言,边缘滤波部 733 对处理对象图像 I_{IN} 中包含的多个像素的每一个计算边缘滤波。边缘滤波具有沿边缘方向对边缘区域实施清晰化,沿边缘方向的垂直方向对边缘区域实施平滑化的特性。作为边缘滤波,例如,可列举根据边缘信息计算的非线性各向异性扩散滤波 (Nonlinear Anisotropic Diffusion Filter)。边缘滤波部 733 通过对各像素实施边缘滤波,从而增强处理对象图像 I_{IN} 中包含的边缘区域,抑制非边缘区域。在此,将边缘滤波部 733 的输出图像称为滤波图像 I_{FIL} 。

[0048] 边缘增强部 735 对滤波图像 I_{FIL} 中包含的多个像素的每一个根据边缘信息提高亮度值。在此,将边缘增强部 735 的输出图像称为增强图像 I_{ENH} 。具体而言,边缘增强部 735 对各像素比较边缘强度与阈值,将具有大于阈值的边缘强度的像素设定在边缘区域,将具有小于阈值的边缘强度的像素设定在非边缘区域。并且,边缘增强部 735 对边缘区域中包含的像素的亮度值增加与边缘强度对应的增量。增量例如用参数 a_{ENH} 与边缘强度 E_{EDGE} 的积来规定。边缘区域的增强用以下算式 (1) 来表现。另外, I_{ENH} 表示增强图像的像素的亮度值, I_{FIL} 是指滤波图像的像素的亮度值。

$$[0049] \quad I_{ENH} = I_{FIL} + (1 + a_{ENH} \cdot E_{EDGE}) \dots (1)$$

[0050] 参数 a_{ENH} 是用于调节亮度值的提高程度的参数。参数 a_{ENH} 由操作者设定为任意值。另外,由于边缘区域不能过于增强,因此参数 a_{ENH} 例如设定为 0.02 左右的微小量。这样,边缘增强部 735 通过稍微提高边缘强度较大的像素的亮度值来进一步增强滤波图像 I_{FIL} 上的边缘区域。

[0051] 这样,通过边缘增强部 735 提高与边缘信息对应的像素的亮度值。另外,在对多个像素计算一个边缘信息时,通过边缘增强部 735 提高与该边缘信息对应的多个像素的亮度值。

[0052] 高亮度抑制部 737 控制增强图像 I_{ENH} 上的高亮度区域,生成最佳亮度图像。更具体而言,高亮度抑制部 737 按照与增强图像 I_{ENH} 的亮度值对应的合成比率将增强图像 I_{ENH} 与处理对象图像 I_{IN} 合成,生成最佳亮度图像 I_{OUT} 。

[0053] 图 4 为表示高亮度抑制部 737 的结构图。如图 4 所示,高亮度抑制部 737 具有区域检测部 7371 和图像合成部 7373。另外,为了具体地进行以下说明,举例说明与血管有关的 B 模式图像 (以下,称为血管图像) 作为处理对象图像。

[0054] 图 5 为表示血管图像的一例的图。如图 5 所示,血管图像包含与管腔有关的管腔区域 R1、与血管壁内膜有关的血管壁内膜区域 R2、与实质组织有关的实质组织区域 R3。设操作者想要仔细观察的像素区域为血管壁内膜区域 R2。血管壁内膜区域 R2 位于管腔区域 R1 与实质组织区域 R3 之间。只要血管壁内膜正常,血管壁内膜区域 R2 就具有低于实质组织区域 R3 的亮度值。一般,B 模式图像上、血管壁内膜区域 R2 用浅灰色来表示。血管壁内膜区域 R2 具有细长形状,因此,血管壁内膜区域 R2 通过图像处理被认识为边缘区域。因

此,通过边缘滤波部 733 增强血管壁内膜区域 R2。另一方面,如上所述,由边缘滤波部 733 执行的边缘滤波在多重分辨率分解的各级执行。由于多重分辨率分解致使图像的分辨率下降,因此作为边缘区域的血管壁内膜区域 R2 无法充分地重现于图像上。例如,本来应作为 1 个连结像素区域的血管壁内膜区域 R2 由于分辨率下降,被显示为被分割成多个的像素区域。因此,仅仅通过边缘滤波部 733 而清晰化是无法充分地增强作为非高亮度区域的边缘区域的血管壁内膜区域 R2。因此,边缘滤波部 733 的后级的边缘增强部 735 进一步增强血管壁内膜区域 R2(非高亮度区域的边缘区域)。然而,通过边缘增强部 735 的边缘增强,还进一步增强高亮度区域的边缘区域。因此,增强图像上的实质组织区域 R3 过度增强,在图像上清晰地显出白色。

[0055] 区域检测部 7371 从增强图像 I_{ENH} 中检测高亮度区域和非高亮度区域。具体而言,区域检测部 7371 对增强图像 I_{ENH} 中包含的多个像素的每一个,比较像素的亮度值和阈值。在处理对象像素的亮度值大于阈值时,区域检测部 7371 将处理对象像素设定为高亮度像素。在处理对象像素的亮度值低于阈值时,区域检测部 7371 将处理对象像素设定为非高亮度像素。高亮度像素的集合为高亮度区域,非高亮度像素的集合为非高亮度区域。通过这样反复地进行亮度值和阈值的比较,区域检测部 7371 从增强图像 I_{ENH} 中检测高亮度区域和非高亮度区域。在观察血管壁内膜区域时,用于区域检测的阈值例如被设定为增强后的血管壁内膜区域可具有的最大亮度值,以使血管壁内膜区域包含在非高亮度区域。

[0056] 图像合成部 7373 生成抑制了高亮度区域的边缘区域并且增强了非高亮度区域的边缘区域的最佳亮度图像。在图像处理中,图像合成部 7373 通过按照增强图像 I_{ENH} 与处理对象图像 I_{IN} 的合成比率将增强图像 I_{ENH} 与处理对象图像 I_{IN} 合成,从而生成最佳亮度图像 I_{OUT} 。合成比率是指对于最佳亮度图像的亮度值的增强图像 I_{ENH} 的贡献度与处理对象图像 I_{IN} 的贡献度之间的比例。具体而言,合成比率针对增强图像 I_{ENH} 中包含的多个像素的每一个根据亮度值来决定,例如被设定为对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数相对于对于增强图像 I_{ENH} 的权重系数与对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数的合计值的比例。对于增强图像 I_{ENH} 的权重系数与对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数的合计值设定为 1。合成比率例如设定为增强非高亮度区域且抑制高亮度区域的值。本实施方式涉及的合成比率有 2 种类型。以下针对这 2 种类型的合成比率进行说明。

[0057] 第 1 合成比率:在处理对象像素被划分到高亮度区域时,合成比率为 100%,即对于增强图像 I_{ENH} 的权重系数设定为 0,对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数设定为 1。在处理对象像素被划分到非高亮度区域时,合成比率为 0%,即对于增强像素 I_{ENH} 的权重系数设定为 1,对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数设定为 0。即,图像合成部 7373 将增强图像 I_{ENH} 中包含的高亮度像素的亮度值替换为处理对象图像 I_{IN} 的同一坐标的像素的亮度值。换言之,图像合成部 7373 在高亮度区域选择增强图像 I_{ENH} ,在非高亮度区域选择处理对象图像 I_{IN} 。因此,利用第 1 合成比率,图像合成部 7373 可以根据处理对象图像 I_{IN} 和增强图像 I_{ENH} 生成进一步增强了血管壁内膜区域且适当地抑制了实质组织区域的最佳亮度图像。

[0058] 第 2 合成比率:利用了第 2 合成比率的最佳亮度图像的生成处理例如用以下算式 (2) 来表现。另外, I_{OUT} 表示最佳亮度图像的像素的亮度值, I_{IN} 表示处理对象图像的像素的亮度值, I_{ENH} 表示增强图像的像素的亮度值。

[0059]
$$I_{\text{OUT}} = E_{\text{TH}} \cdot I_{\text{IN}} + (1 - E_{\text{TH}}) \cdot I_{\text{ENH}} \dots (2)$$

[0060] 参数 E_{TH} 是对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数, $(1-E_{TH})$ 是对于增强图像 I_{ENH} 的权重系数。

[0061] 图 6 为表示参数 E_{TH} 与增强图像 I_{ENH} 的亮度值之间的关系的图表。如图 6 所示, 对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数 E_{TH} 为了使高亮度区域与非高亮度区域之间的边界平滑, 而与增强图像 I_{ENH} 的亮度值对应地线性地变化。具体而言, 在处理对象像素被划分到非高亮度区域时, 权重系数 E_{TH} 设定为 0, 权重系数 $(1-E_{TH})$ 设定为 1。即, 在处理对象像素被划分到非高亮度区域时, 合成比率设定为 0%。在处理对象像素被划分到高亮度区域时, 随着处理对象像素的亮度值的提高, 权重系数 E_{TH} 从 0 提高到 1, 权重系数 $(1-E_{TH})$ 从 1 线性地减小到 0。即, 在处理对象像素被划分到高亮度区域时, 随着亮度值的提高, 合成比率从 0% 线性地变化到 100%。更详细而言, 随着亮度值从阈值 I_{Thl} 向阈值 I_{Thh} 提高, 权重系数 E_{TH} 从 0 线性地减小到 1。阈值 I_{Thl} 例如设定在血管壁内膜区域可具有的最大亮度值与实质组织区域可具有的最低亮度值之间。阈值 I_{Thh} 例如设定为比实质组织区域可具有的最低亮度值大了规定值的值。

[0062] 这样, 第 2 合成比率在高亮度区域可取得的亮度值范围内, 与亮度值对应地线性地变化。由此, 图像合成部 7373 与利用第 1 合成比率的情况相比, 可以使最佳亮度图像上的高亮度区域与非高亮度区域之间的边界平滑。因此, 图像合成部 7373 利用第 2 合成比率, 能够根据处理对象图像 I_{IN} 和增强图像 I_{ENH} 生成进一步增强了血管壁内膜区域且适当地抑制了实质组织区域的最佳亮度图像 I_{OUT} 。

[0063] 利用第 1 合成比率还是利用第 2 合成比率可由操作者任意设定。这样, 利用第 1 合成比率或第 2 合成比率所生成的最佳亮度图像 I_{OUT} 被供给到同级的多重分辨率合成部 77。

[0064] 接着, 再返回至图 2, 对最佳亮度图像生成部 73 的后级的处理进行说明。

[0065] 高域图像控制部 75 利用来自最佳亮度图像生成部 73 的边缘信息, 分别控制来自多重分辨率分解部 71 的 3 张高域图像的亮度值。具体而言, 高域图像生成部 75 对各高域图像中包含的多个像素的每一个, 将与边缘信息对应的参数与像素相乘。该参数具有用于边缘区域的第 1 参数和用于非边缘区域的第 2 参数。第 1 参数设定为增强边缘区域。第 2 参数设定为抑制非边缘区域。由高域图像控制部 75 控制了亮度值的高域图像被供给到多重分辨率合成部 77。

[0066] 多重分辨率合成部 77 根据来自最佳亮度图像生成部 73 的最佳亮度图像和来自高域图像控制部 75 的 3 张高域图像, 生成分辨率大于最佳亮度图像和高域图像的输出图像。具体而言, 多重分辨率合成部 77 对最佳亮度图像与 3 张高域图像进行离散小波逆转换等多重分辨率合成。合成后的输出图像的各坐标轴上的样本数扩大至合成前的最佳亮度图像和高域图像的各坐标轴上的样本数的 2 倍。

[0067] 在多重分辨率合成部 77 不属于最低级 (图 2 时第一级) 时, 输出图像被供给到属于下一级的最佳亮度图像生成部 73。在多重分辨率合成部 77 属于最低级时, 输出图像从图像处理部 70 供给至显示部 90。

[0068] 如上所述, 本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 以及图像处理装置 100 具有边缘滤波部 733、边缘增强部 735 和高亮度抑制部 737。边缘滤波部 733 对输入图像应用具有与边缘信息对应的滤波特性的边缘滤波。由此, 生成在边缘方向实施了平滑化且在边缘方向的垂直方向实施了清晰化的滤波图像。边缘增强部 735 根据滤波图像生成与边缘信息对应

地进一步提高了边缘区域的亮度值的增强图像。高亮度抑制部 737 抑制增强图像上的高亮度区域。具体而言,高亮度抑制部 737 按照与增强图像的亮度值对应的合成比率将增强图像与输入图像合成。由此,最佳亮度图像生成部 73 可以生成散斑和噪声减少、高亮度区域没有过于增强、非高亮度区域的边缘区域适当地增强了的最佳亮度图像。更详细而言,最佳亮度图像生成部 73 可以不过度地提高与血管壁内膜区域邻接的实质组织区域的亮度值,而设为适当的亮度值。并且,最佳亮度图像生成部 73 可以将血管壁内膜区域作为连接成一个的像素区域。

[0069] 并且,本实施方式在多重分辨率分解了的各级进行边缘增强部 735 的边缘增强和高亮度抑制部 737 的高亮度抑制。由此,与在第一级的多重分辨率合成后进行边缘增强部 735 的边缘增强和高亮度抑制部 737 的高亮度抑制的情况相比,边缘区域与非边缘区域之间的边界或者高亮度区域与非高亮度区域之间的边界变得更加自然。

[0070] 这样,本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 以及图像处理装置 100 实现了超声波图像的图像质量的提高。

[0071] 另外,本实施方式涉及的最佳亮度图像生成部 73 设置在多重分辨率分解的各级,将各级的低域图像作为处理对象。然而,本实施方式并不限于此,最佳亮度图像生成部 73 也可以将高域图像而不是低域图像作为处理对象。并且,也可以只设置在多重分辨率分解的一部分的级。并且,最佳亮度图像生成部 73 也可以将多重分辨率分解前的图像、多重分辨率分解后的图像作为处理对象。

[0072] (变形例 1)

[0073] 设为本实施方式涉及的最佳亮度图像生成部 73 在边缘增强部 735 的边缘增强后进行高亮度抑制部 737 的高亮度控制。变形例 1 涉及的最佳亮度图像生成部在高亮度抑制部 737 之后设有边缘增强部。以下,针对变形例 1 涉及的最佳亮度图像生成部进行说明。另外,在以下说明中对具有与本实施方式大致同一功能的结构,附加同一标记,只在需要时进行重复说明。

[0074] 图 7 为表示变形例 1 涉及的最佳亮度图像生成部 73a 的结构的图。如图 7 所示,最佳亮度图像生成部 73a 具有边缘信息计算部 731、边缘滤波部 733、高亮度抑制部 737a 以及边缘增强部 735a。

[0075] 高亮度抑制部 737a 抑制来自边缘滤波部 733 的滤波图像 I_{FIL} 上的高亮度区域。具体而言,高亮度抑制部 737a 通过按照与滤波图像 I_{FIL} 的亮度值对应的合成比率将处理对象图像 I_{IN} 与滤波图像 I_{FIL} 合成来生成合成图像 I_{CON} 。变形例 1 涉及的合成比率是指对于合成图像 I_{CON} 的亮度值的滤波图像 I_{FIL} 的贡献度与处理对象图像 I_{IN} 的贡献度之间的比例。变形例 1 涉及的合成比率设定为对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数相对于对于滤波图像 I_{FIL} 的权重系数与对于处理对象图像 I_{IN} 的权重系数的合计值的比例。合成图像 I_{CON} 是抑制了滤波图像 I_{FIL} 上的高亮度区域的图像。图像合成方法与本实施方式中的图像合成部 7373 的图像合成方法相同,因此省略说明。

[0076] 边缘增强部 735a 对来自高亮度抑制部 737a 的合成图像 I_{CON} 中包含的多个像素的每一个与边缘信息对应地提高亮度值。亮度值的提高方法与本实施方式涉及的边缘增强部 735 的方法相同。由此,边缘增强部 735a 生成抑制了高亮度区域的边缘区域并且增强了非高亮度区域的边缘区域的最佳亮度图像。在超声波检查血管时,生成进一步增强了血管壁

内膜区域且抑制了实质组织区域的最佳亮度图像。

[0077] 这样,本实施方式的变形例 1 涉及的超声波诊断装置以及图像处理装置实现超声波图像的图像质量的提高。

[0078] (变形例 2)

[0079] 设为本实施方式涉及的最佳亮度图像生成部 73 根据处理对象图像和来自边缘增强部 735 的增强图像生成最佳亮度图像。变形例 2 涉及的最佳亮度图像生成部只根据来自边缘增强部的增强图像生成最佳亮度图像。以下,针对变形例 2 涉及的最佳亮度图像生成部进行说明。另外,在以下说明中,对具有与本实施方式大致同一功能的结构添加同一符号,只在需要时进行重复说明。

[0080] 图 8 为表示变形例 2 涉及的最佳亮度图像生成部 73b 的结构的图。如图 8 所示,最佳亮度图像生成部 73b 具有边缘信息计算部 731、边缘滤波部 733、边缘增强部 735 以及表格部 739。

[0081] 表格部 739 对来自边缘增强部 735 的增强图像应用 LUT(查找表)。通过 LUT 的应用生成最佳亮度图像 I_{OUT} 。LUT 是预先准备的。LUT 是规定输入亮度值(增强图像 I_{ENH} 的亮度值)与输出亮度值(最佳亮度图像 I_{OUT} 的亮度值)的输入输出特性的表格。

[0082] 图 9 为表示表格部 739 的 LUT 的输入输出特性的图,横轴为输入亮度值,纵轴为输出亮度值。如图 9 所示, LUT 具有第 1 输入输出特性和第 2 输入输出特性。第 1 输入输出特性支配输入亮度值低于阈值 I_{th} 的亮度值范围。在第 1 输入输出特性中,输出亮度值随着输入亮度值的提高而线性地提高。即,表示第 1 输入输出特性中的相对于输入亮度值的输出亮度值的线 L1 为直线,相对于输入亮度值轴有 45 度以上的倾斜。在该低亮度值范围内,例如,将输入亮度值乘以 1 以上的正数所得到的值替换为输出亮度值。第 2 输入输出特性支配输入亮度值高于阈值 I_{th} 的亮度值范围。在第 2 输入输出特性中,输出亮度值随着输入亮度值的提高,相比第 1 输入输出特性更平缓地非线性地提高。即,表示第 2 输入输出特性中的相对于输入亮度值的输出亮度值的线 L2 为曲线,在线 L1 的延长线 L1' 的下方非线性地上升。在该高亮度值范围内例如将输入亮度值乘以小于 1 的正数所得到的值替换为输出亮度值。阈值 I_{th} 设定为高亮度区域与非高亮度区域之间的边界。具体而言,阈值 I_{th} 例如设定为增强图像内的血管壁内膜区域可具有的最大亮度值,以使血管壁内膜区域包含在非高亮度区域。

[0083] 通过对增强图像应用具有这种输入输出特性的 LUT,可以生成进一步增强了血管壁内膜区域且抑制了实质组织区域的最佳亮度图像。

[0084] 这样,本实施方式的变形例 2 涉及的超声波诊断装置以及图像处理装置实现了超声波图像的图像质量的提高。

[0085] (变形例 3)

[0086] 本实施方式涉及的最佳亮度图像生成部 73 在边缘滤波部 733 的后级设有高亮度抑制部 737。变形例 3 涉及的最佳亮度图像生成部在高亮度抑制部的后级设有边缘滤波部。以下,对变形例 3 涉及的最佳亮度图像生成部进行说明。另外,在以下说明中,对具有与本实施方式、变形例 1、变形例 2 大致同一功能的结构附加同一标记,只在需要时进行重复说明。

[0087] 图 10 为表示变形例 3 涉及的最佳亮度图像生成部 73c 的构成的图。如图 10 所示,

最佳亮度图像生成部 73c 具有表格部 739c、边缘信息计算部 731c、主滤波部 733c 以及边缘增强部 735c。

[0088] 表格部 739c 对处理对象图像 I_{IN} 应用 LUT, 生成表格图像 L_{CON} 。LUT 具有与变形例 2 涉及的输入输出特性相同的特性。

[0089] 边缘信息计算部 731c 对表格图像 L_{CON} 中包含的多个像素的每一个计算边缘信息。边缘滤波部 733c 通过对表格图像 L_{CON} 实施具有与边缘信息对应的滤波特性的边缘滤波, 从而在边缘方向平滑化, 在边缘方向的垂直方向清晰化。由此生成滤波图像 I_{FIL} 。边缘增强部 735c 对滤波图像 I_{FIL} 中包含的多个像素的每一个与边缘信息对应地提高亮度值。亮度值的提高方法与本实施方式涉及的边缘增强部 735 的方法相同。由此, 边缘增强部 735c 生成适当抑制了高亮度区域的边缘区域并且增强了非高亮度区域的边缘区域的最佳亮度图像 I_{OUT} 。在超声波检查血管时, 生成进一步增强了血管壁内膜区域且抑制了实质组织区域的最佳亮度图像。

[0090] 这样, 本实施方式的变形例 3 涉及的超声波诊断装置以及图像处理装置实现了超声波图像的图像质量的提高。

[0091] 另外, 在上述说明中, 设为本实施方式涉及的图像处理装置将超声波图像作为处理对象。然而, 本实施方式并不限于此。即, 本实施方式涉及的图像处理装置除了可以将超声波图像作为处理对象以外, 还可以将由 X 射线计算机断层摄影装置生成的 CT 图像、由 X 射线诊断装置生成的 X 射线图像、由磁共振成像装置生成的 MR 图像作为处理对象。

[0092] 针对本发明的几个实施方式进行了说明, 但这些实施方式是作为例子而示出的, 并不意图限定发明的范围。这些新的实施方式可以通过其他方式来实施, 在不脱离发明的要旨的范围内, 可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式和其变形在包含在发明的范围和要旨内, 并且包含在权利要求书所记载的发明和它的等同范围内。

[0093] (符号说明)

[0094] 1 超声波诊断装置、10 超声波探头、20 发送部、30 接收部、40B 模式处理部、50 彩色多普勒处理部、60 图像生成部、70 图像处理部、71 多重分辨率分解部、73 最佳亮度图像生成部、75 高域图像控制部、77 多重分辨率合成部、80 存储部、90 显示部、100 超声波图像处理装置、731 边缘信息计算部、733 边缘滤波部、735 边缘增强部、737 高亮度抑制部、7371 区域检测部、7373 图像合成部。

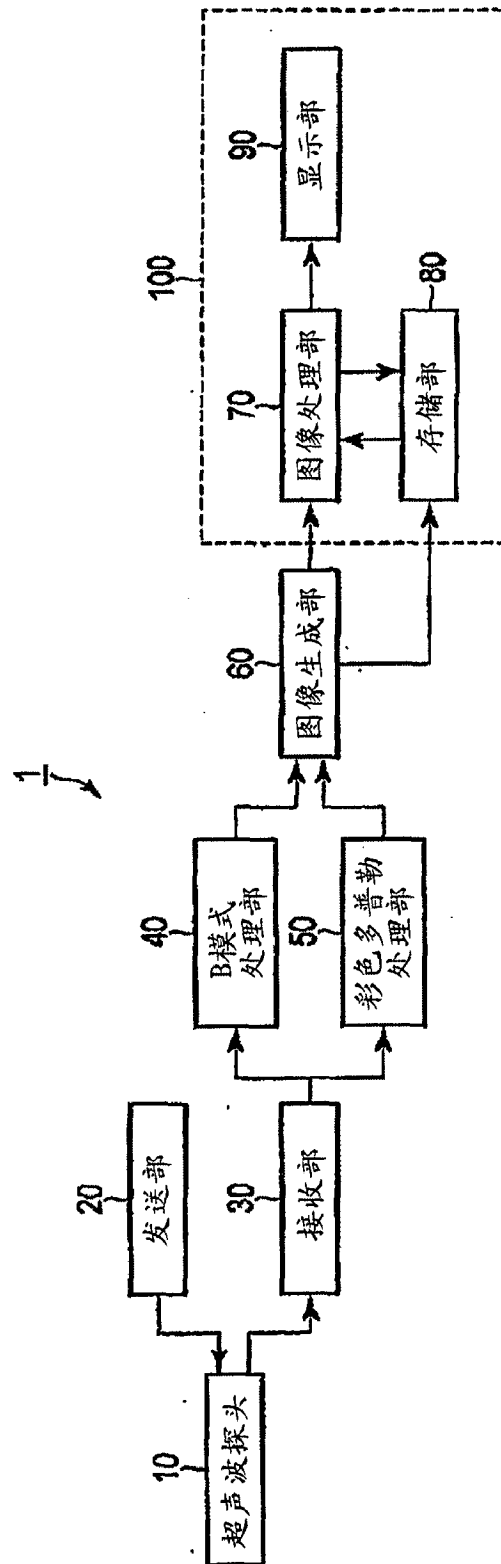


图 1

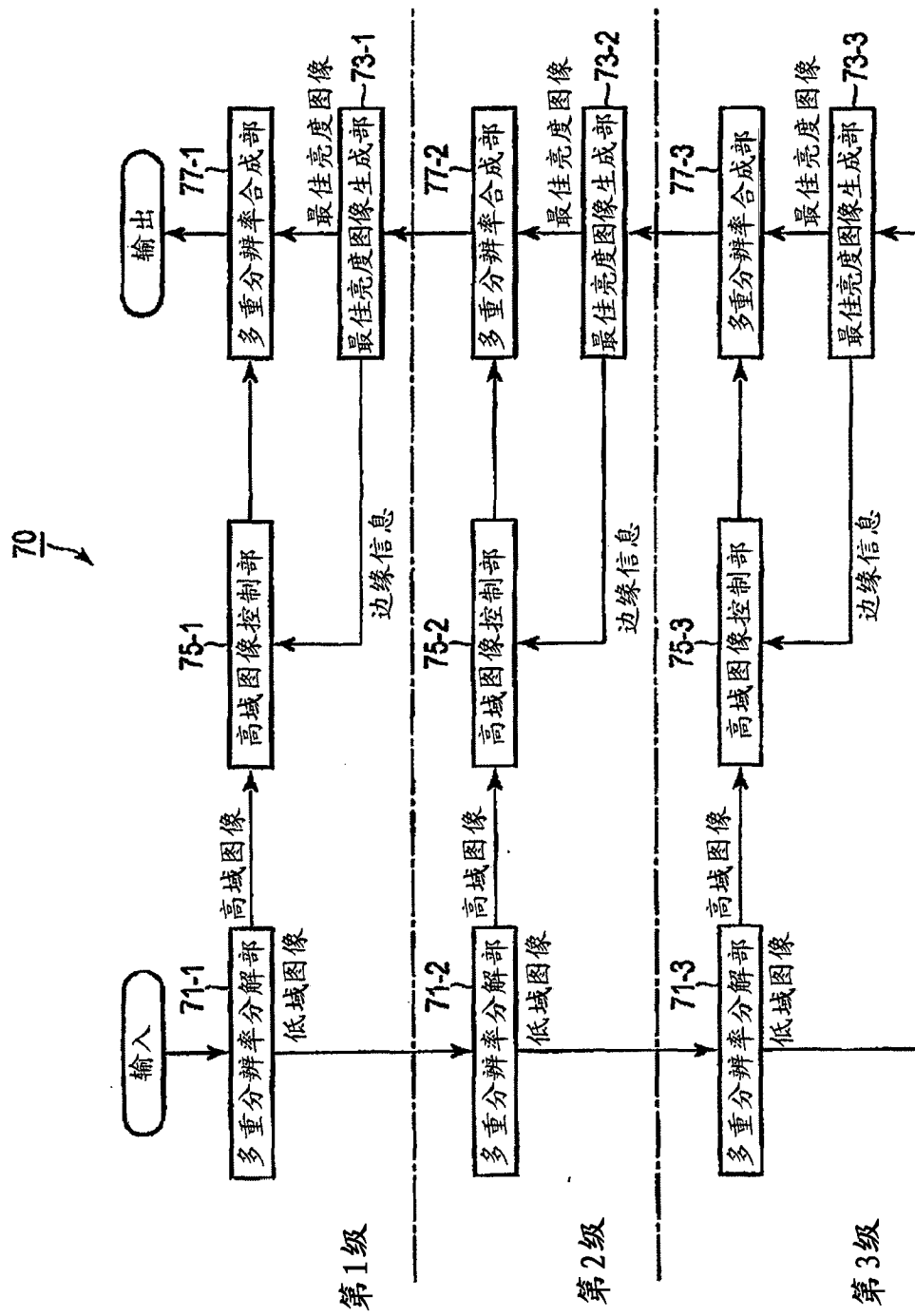


图 2

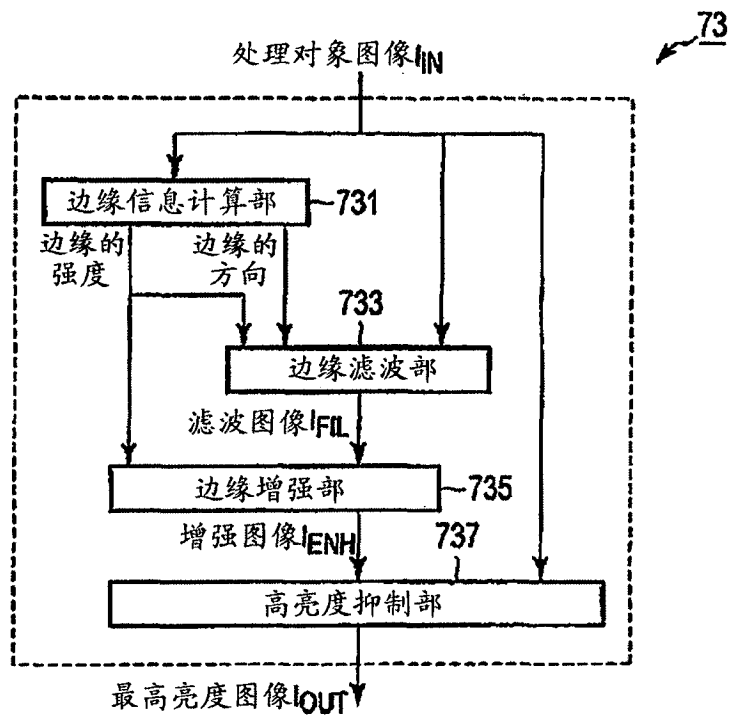


图 3

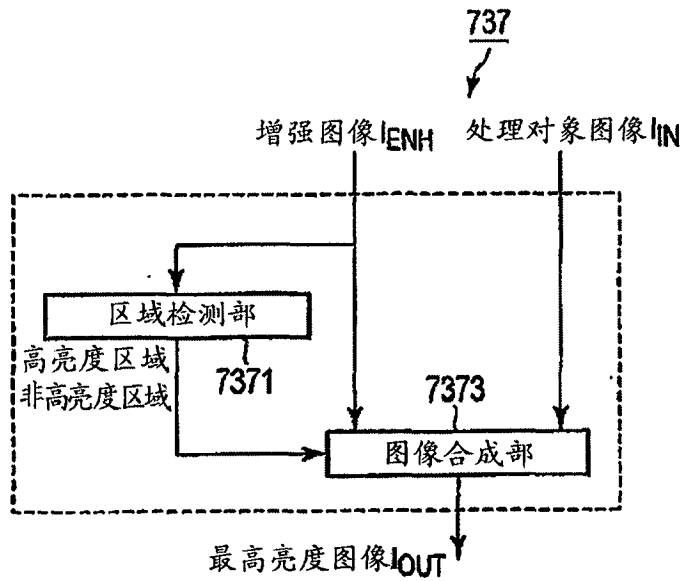


图 4

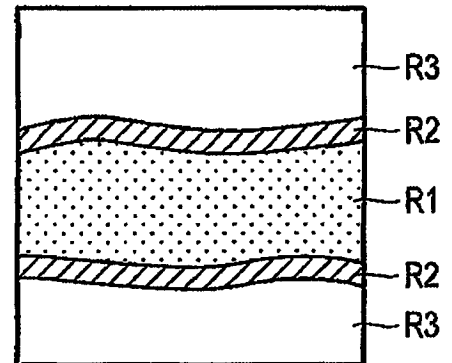


图 5

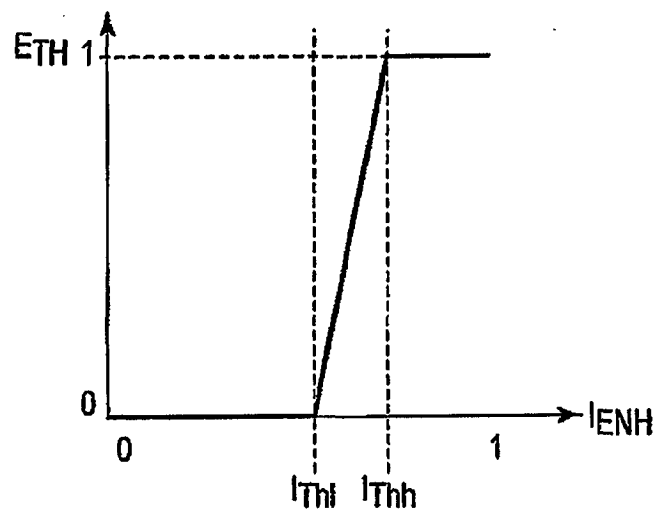


图 6

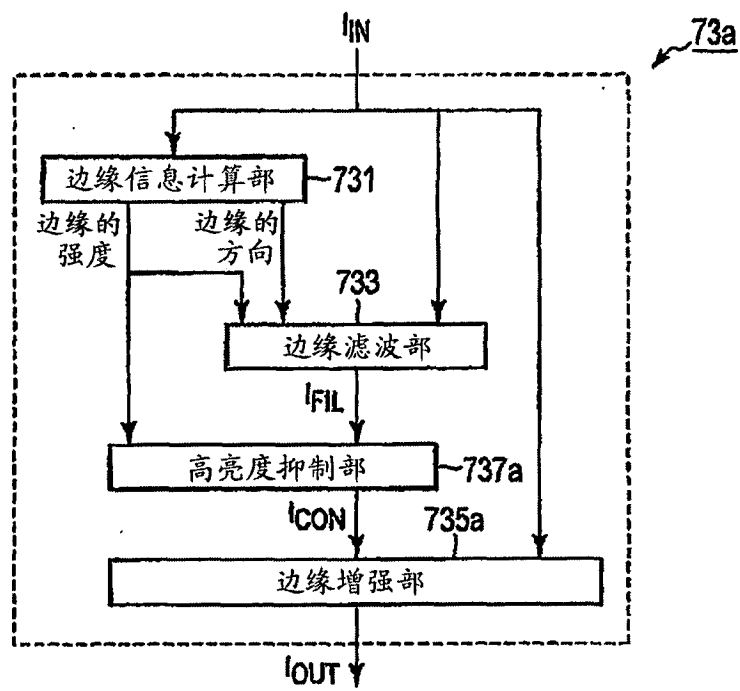


图 7

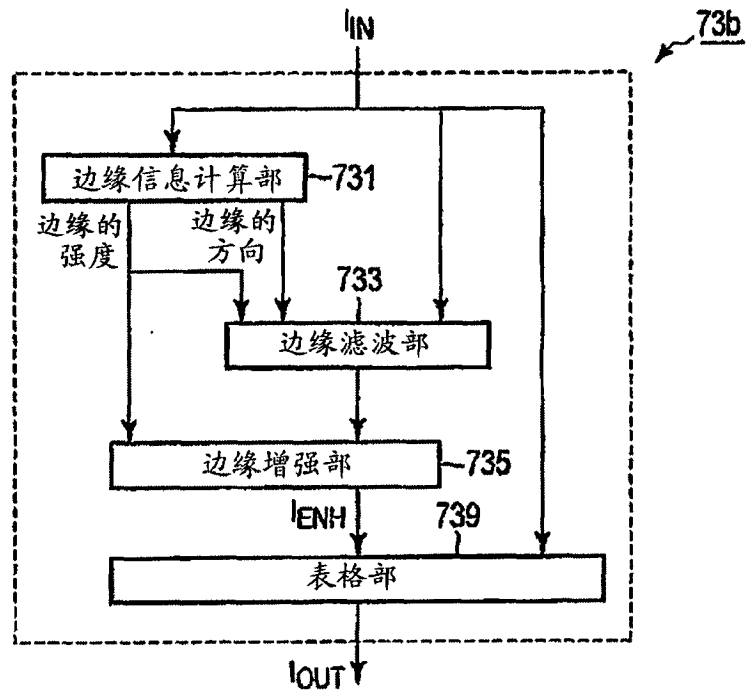


图 8

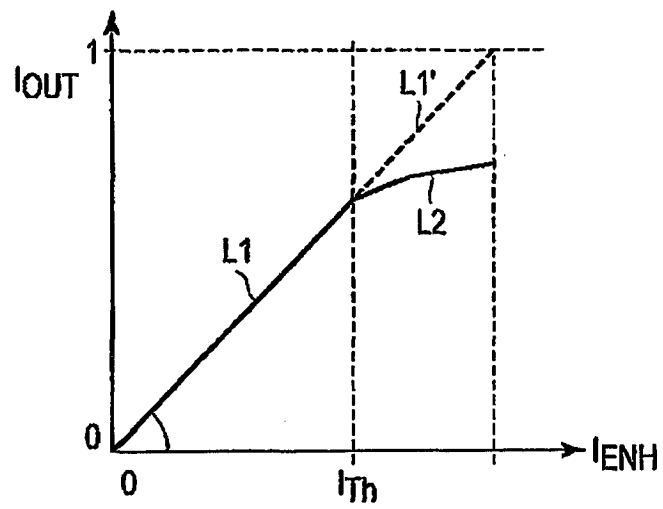


图 9

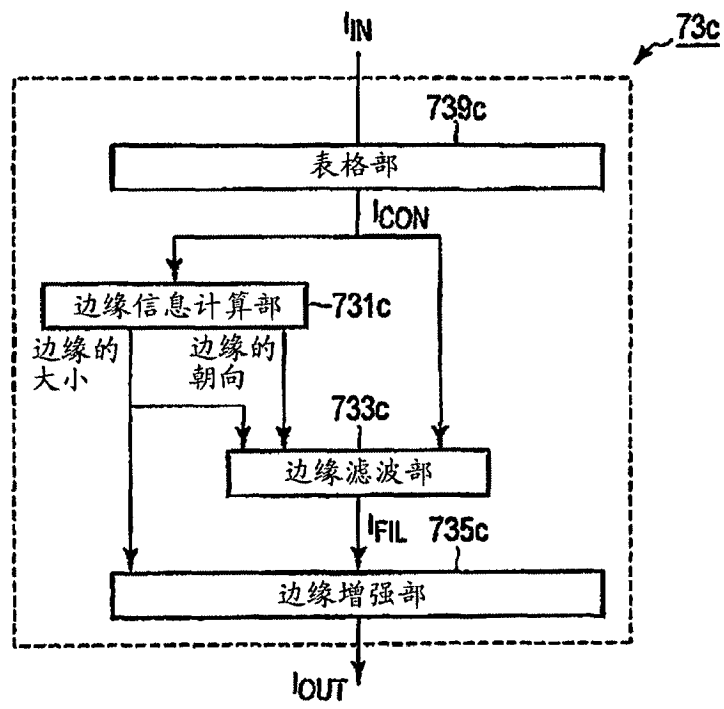


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN102753100B	公开(公告)日	2015-10-07
申请号	CN201180002826.6	申请日	2011-10-31
[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	大住良太		
发明人	大住良太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/488 G06T5/002 G06T5/20 G06T2207/10132 G06T2207/20192 G06T2207/30101		
代理人(译)	高科		
优先权	2010245266 2010-11-01 JP		
其他公开文献	CN102753100A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置以及超声波图像处理装置，能够提高超声波图像的图像质量。其中，边缘信息计算部731根据上述生成的超声波图像计算边缘信息。边缘滤波部733对上述超声波图像实施具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波特性的滤波，根据上述超声波图像生成滤波图像。边缘增强部735与上述边缘信息对应地提高上述生成的滤波图像中的与上述边缘信息对应的位置的亮度值，根据上述滤波图像生成增强图像。高亮度抑制部737按照与上述生成的增强图像的亮度值对应的合成比率生成上述增强图像与上述超声波图像的合成图像。

