(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 103169496 A
(43)申请公布日 2013.06.26

(21)申请号 201210553218.0

(22)申请日 2012.12.19

(30)优先权数据
2011-283970 2011.12.26 JP
2012-233151 2012.10.22 JP

(71)申请人 株式会社东芝
地址 日本东京都
申请人 东芝医疗系统株式会社

(72)发明人 大住良太 市冈健一

(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 许海兰

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

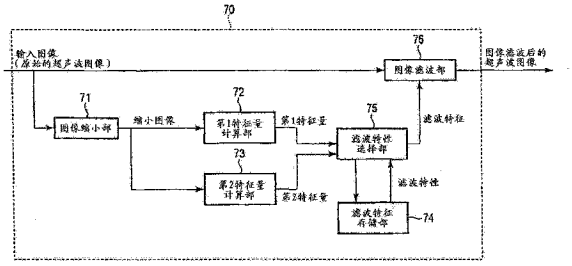
权利要求书4页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置以及处理方法

(57)摘要

提供超声波诊断装置、医用图像处理装置以及处理方法。该超声波诊断装置具有：超声波探头，对被检体发送接收超声波；图像生成部，生成与被检体相关的超声波图像；第1计算部，计算与超声波图像内的特定区域中的边缘方向相关的第1特征量，特定区域比应用于超声波图像的图像滤波的内核尺寸大；第2计算部，计算与特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第2特征量；存储部，对多个滤波特性的各个，将适合滤波特性的超声波图像所能够具有的第1特征量的范围和第2特征量的范围建立关联来存储；选择部，从多个参数组中选择与第1特征量和第2特征量这双方对应的滤波特性；图像滤波部，对超声波图像实施具有选择的滤波特性的图像滤波。



CN 103169496 A

1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

超声波探头，对被检体发送超声波，接收被上述被检体反射的超声波，产生与上述接收到的超声波对应的回波信号；

图像生成部，根据上述回波信号生成与上述被检体相关的超声波图像；

第 1 计算部，计算与上述生成的超声波图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于上述生成的超声波图像的图像滤波的内核尺寸大；

第 2 计算部，计算与上述生成的超声波图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量；

存储部，对多个滤波特性的各个，将适合上述滤波特性的超声波图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联来存储；

选择部，从多个参数组中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性；以及

图像滤波部，对上述生成的超声波图像实施具有上述选择的滤波特性的图像滤波。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 计算部针对上述特定区域所包含的多个像素的各个，根据上述像素的亮度值的空间微分来计算上述像素的边缘方向，

计算上述像素的边缘方向与基准的边缘方向的偏移量，

将上述特定区域所包含的多个像素中的、具有比第 1 阈值大或者小的上述计算出的偏移量的像素的像素数作为上述第 1 特征量来进行计数。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 2 计算部将上述特定区域所包含的多个像素中的、具有比第 2 阈值大或者小的亮度值的像素的像素数作为上述第 2 特征量来进行计数。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 2 计算部针对上述特定区域所包含的多个像素的各个，根据上述像素的亮度值的空间微分来计算上述像素的边缘强度，

将上述特定区域所包含的多个像素中的、具有比第 3 阈值大或者小的上述计算出的边缘强度的像素的像素数作为上述第 2 特征量来进行计数。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述特定区域是比上述超声波图像的整体、或者上述超声波图像的矩阵尺寸小的部分区域。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述特定区域按照来自用户的指示来设定。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述特定区域在上述超声波图像中设定一个或者多个。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述特定区域被设定为上述超声波图像的多个分割区域的各个。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述特定区域被设定为根据上述超声波图像的深度方向而设定的多个分割区域的各个。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述特定区域被设定为包含通过对于上述超声波图像的分割处理而划分出的解剖学区域。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述超声波诊断装置还具备缩小图像生成部，生成与上述生成的超声波图像相比矩阵尺寸小的缩小图像，

上述第 1 计算部针对上述生成的缩小图像计算上述第 1 特征量，

上述第 2 计算部针对上述生成的缩小图像计算上述第 2 特征量。

12. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

超声波探头，对被检体发送超声波，接收被上述被检体反射的超声波，产生与上述接收到的超声波对应的回波信号；

图像生成部，根据上述回波信号生成与上述被检体相关的超声波图像；

多重分辨率分解部，对上述生成的超声波图像实施多重分辨率分解，针对多个分辨率等级的各个生成空间频率上的低频图像和高频图像；

第 1 计算部，计算与上述生成的低频图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于上述低频图像与上述高频图像的至少一方的图像滤波的内核尺寸大；

第 2 计算部，计算与上述生成的低频图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量；

存储部，对多个滤波特性的各个，将适合上述滤波特性的超声波图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联来存储；

选择部，针对上述多个分辨率等级的各个，从上述多个滤波特性中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性；以及

图像滤波部，针对上述多个分辨率等级的各个，对上述低频图像与上述高频图像的至少一方实施具有上述选择出的滤波特性的图像滤波。

13. 一种医用图像处理装置，其特征在于，具备：

第 1 存储部，存储与被检体相关的医用图像；

第 1 计算部，计算和与上述被检体相关的医用图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于与上述被检体相关的医用图像的图像滤波的内核尺寸大，

第 2 计算部，计算与上述医用图像内的特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量；

第 2 存储部，对多个滤波特性的各个，将适合上述滤波特性的医用图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联来存储；

选择部，从上述多个滤波特性中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性；以及

图像滤波部，对与上述被检体相关的医用图像实施具有上述选择的滤波特性的图像滤波。

14. 医用图像处理装置，其特征在于，具备：

第 1 存储部，存储与被检体相关的医用图像；

多重分辨率分解部，对与上述被检体相关的医用图像实施多重分辨率分解，针对多个分辨率等级的各个，生成空间频率上的低频图像和高频图像；

第 1 计算部，计算与上述低频图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于上述低频图像与上述高频图像中至少一方的图像滤波的内核尺寸大；

第 2 计算部，计算与上述低频图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量；

第 2 存储部，对多个滤波特性的各个，将适合上述滤波特性的图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联来存储；

选择部，针对上述多个分辨率等级的各个，从上述多个滤波特性中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性；以及

图像滤波部，针对上述多个分辨率等级的各个，对上述低频图像和上述高频图像的至少一方实施具有上述选择的滤波特性的图像滤波。

15. 一种医用图像处理方法，其特征在于，

计算和与被检体相关的医用图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于与上述被检体相关的医用图像的图像滤波的内核尺寸大，

计算和与上述被检体相关的医用图像内的特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量，

从多个滤波特性中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性，对上述多个滤波特性的各个，将适合上述滤波特性的医用图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联，

对与上述被检体相关的医用图像实施具有上述选择的滤波特性的图像滤波。

16. 一种超声波诊断装置，其特征在于，

超声波探头，对被检体发送超声波，接收被上述被检体反射的超声波，产生与上述接收到的超声波对应的回波信号；

图像生成部，根据上述回波信号生成上述超声波图像；

第 1 计算部，计算与上述超声波图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于上述超声波图像的图像滤波的内核尺寸大；

第 2 计算部，计算与上述超声波图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量；

图像滤波部，具有能够选择性地应用分别具有多个滤波特性的多个图像滤波的结构；以及

选择部，为了将具有与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性的特定的图像滤波应用于上述超声波图像，从上述多个图像滤波中选择上述特定的图像滤波。

17. 一种医用图像处理装置，其特征在于，具备：

第 1 存储部，存储与被检体相关的医用图像；

第 1 计算部，计算与上述医用图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于上述医用图像的图像滤波的内核尺寸大；

第 2 计算部，计算与上述医用图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量；

图像滤波部，具有能够选择性地应用分别具有多个滤波特性的多个图像滤波的结构；以及

选择部，为了将具有与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性的特定的图像滤波应用于上述医用图像，从上述多个图像滤波中选择上述特定的图像滤波。

18. 一种医用图像处理方法，其特征在于，具备：

计算和与被检体相关的医用图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量，上述特定区域比应用于上述医用图像的图像滤波的内核尺寸大，

计算与上述医用图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量，

为了将具有与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性的特定的图像滤波应用于上述医用图像，从分别具有多个滤波特性的多个图像滤波中选择上述特定的图像滤波。

超声波诊断装置、医用图像处理装置以及处理方法

[0001] 本申请基于并主张2011年12月26日申请的日本专利申请号2011-283970及2012年10月22日申请的日本专利申请号2012-233151的优先权，并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及医用图像处理方法。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置从超声波探头对被检体发送超声波，经由超声波探头接收被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。超声波图像除了与被检体组织相关的信息以外，还包含有各种噪音或超声波的干涉导致的散斑(speckle)。噪音或散斑使超声波图像的画质劣化。

[0004] 为了减少噪音或散斑强调与被检体组织相关的信息，存在计算超声波图像的各像素的边缘信息，将与计算出的边缘信息对应的滤波应用于像素的方法。具体而言，该滤波在边缘方向进行平滑化处理，在边缘方向的垂直方向进行清晰化处理。利用了该滤波的图像处理方法例如被用于提高血管图像的画质。

[0005] 在这样的滤波方法中，优选将滤波特性优化为诊断部位内的生物体组织的性质状态。在现状中，对每个诊断部位，预先设定确定滤波特性的参数组。此时，在操作画面上选择与扫描对象的诊断部位对应的参数组，对超声波图像实施与所选择的参数组对应的滤波。

[0006] 然而，在超声波检查中，有时通过由操作者移动超声波探头，来改变超声波图像所描绘出的诊断部位或生物体组织。即使所选择的参数组适合移动前的诊断部位或生物体组织，也不一定适合移动后的诊断部位或生物体组织。当参数组不适合诊断部位或生物体组织时，没有进行适合诊断部位或生物体组织的滤波，图像诊断能力会劣化。此时，操作者不能恰当地观察病变等。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献1：日本特开2009-153918号公报

发明内容

[0009] 实施方式的目的在于提供一种能够提高图像诊断能力的超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及医用图像处理方法。

[0010] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头，对被检体发送超声波，接收被上述被检体反射的超声波，产生与上述接收到的超声波对应的回波信号；图像生成部，根据上述回波信号生成与上述被检体相关的超声波图像；第1计算部，计算与上述生成的超声波图像内的特定区域中的边缘方向相关的第1特征量，上述特定区域比应用于上述生成的超声波图像的图像滤波的内核尺寸大；第2计算部，计算与上述生成的超声波图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或亮度值分布相关的第2特征量；存储部，对多个滤波

特性的各个，将适合上述滤波特性的超声波图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联来存储；选择部，从多个参数组中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性；图像滤波部，对上述生成的超声波图像实施具有上述选择的滤波特性的图像滤波。

[0011] 根据本实施方式，将能够提高图像诊断能力。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构的图。

[0013] 图 2 是表示与血管壁相关的 B 模式图像的一个例子的图。

[0014] 图 3 是表示与腹部以及肝脏相关的 B 模式图像的一个例子的图。

[0015] 图 4 是表示与肌纤维（MSK）相关的 B 模式图像的一个例子的图。

[0016] 图 5 是表示在本实施方式中利用的、每个诊断部位或每个生物体组织的平均亮度值与平均边缘方向的测量结果的图。

[0017] 图 6 是表示图 1 所示的图像处理部的结构的图。

[0018] 图 7 是表示本实施方式所涉及的超声波图像内的计算对象区域的一个例子的图。

[0019] 图 8 是表示本实施方式所涉及的计算对象区域的其他的例子的图。

[0020] 图 9 是表示本实施方式所涉及的计算对象区域的其他的例子的图。

[0021] 图 10 是表示本实施方式所涉及的计算对象区域的其他的例子的图。

[0022] 图 11 是表示图 6 所示的第 1 特征量计算部的结构的图。

[0023] 图 12 是表示在图 6 的滤波特性存储部中利用的、对多个参数组的各个将第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联的表的一个例子的图。

[0024] 图 13 是表示本实施方式的实施例 1 所涉及的图像处理部的结构的图。

[0025] 图 14 是表示图 13 的低频图像滤波部的结构的图。

[0026] 图 15 是表示本实施方式的变形例所涉及的第 2 特征量计算部的结构的图。

[0027] 图 16 是表示本实施方式的实施例 2 所涉及的图像处理部的结构的图。

[0028] 符号说明

[0029] 1…超声波诊断装置、10…超声波探头、20…发送部、30…接收部、40…B 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…图像缩小部、72…第 1 特征量计算部、73…第 2 特征量计算部、74…滤波特性存储部、75…滤波特性选择部、76…图像滤波部、80…存储部、90…显示部、100…医用图像处理装置、

具体实施方式

[0030] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具有：超声波探头、图像生成部、第 1 计算部、第 2 计算部、存储部、选择部、以及图像滤波部。超声波探头对被检体发送超声波，接收被上述被检体反射的超声波，产生与上述接收到的超声波对应的回波信号。图像生成部根据上述回波信号生成与上述被检体相关的超声波图像。第 1 计算部计算与上述生成的超声波图像内的特定区域中的边缘方向相关的第 1 特征量。上述特定区域比应用于上述生成的超声波图像的图像滤波的内核尺寸大。第 2 计算部计算与上述生成的超声波图像内的上述特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第 2 特征量。存储部对多个滤波特性的

各个，将适于上述滤波特性的超声波图像所能够具有的第 1 特征量的范围和第 2 特征量的范围建立关联来存储。选择部从多个参数组中选择与上述计算出的第 1 特征量和上述计算出的第 2 特征量这双方对应的滤波特性。图像滤波部对上述生成的超声波图像实施具有上述选择的滤波特性的图像滤波。

[0031] 以下，参照附图说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及医用图像处理方法。

[0032] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的结构的图。如图 1 所示，超声波诊断装置 1 具备有：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。

[0033] 超声波探头 10 具有多个振子。超声波探头 10 接受来自发送部 20 的驱动信号朝向被检体发送超声波。对被检体发送的超声波被体内组织的声抗的不连续面依次反射。被反射的超声波被超声波探头 10 接收。超声波探头 10 产生与所接收到的超声波的强度对应的电信号(回波信号)。回波信号的振幅依存于被反射的不连续面中的声抗阻的差。另外，当超声波被正在移动的血流或心脏壁等移动体的表面反射时，回波信号由于多普勒效应接受依存于移动体的超声波发送方向的速度分量的频移。

[0034] 发送部 20 经由超声波探头 10 对被检体重复发送超声波。更具体而言，发送部 20 为了超声波发送而具有未图示的速率脉冲发生电路、发送延迟电路、以及驱动脉冲发生电路等。速率脉冲发生电路以规定的速率频率(rate frequency)fr Hz (周期；1/fr 秒)，针对每个通道重复产生速率脉冲。延迟电路针对每个通道将超声波会聚成束状，并对各速率脉冲赋予用于确定发送指向性的延迟时间。驱动脉冲发生电路以基于各被延迟的速率脉冲的定时，对超声波探头 10 施加驱动脉冲。

[0035] 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。更具体而言，接收部 30 为了接收超声波而具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、接收延迟电路、以及加法器等。放大器电路针对每个通道将来自超声波探头 10 的回波信号放大。A/D 转换器将放大后的回波信号针对每个通道从模拟信号转换成数字信号。接收延迟电路对于转换成数字信号的回波信号，针对每个通道会聚成束状并赋予用于确定接收指向性的延迟时间。加法器将被赋予了延迟时间的各回波信号相加。通过加法处理，产生与接收波束对应的接收信号。这样，接收部 30 产生分别与多个接收波束对应的多个接收信号。接收信号被供给至 B 模式处理部 40 与彩色多普勒处理部 50。

[0036] 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，并将对数放大后的接收信号进行包络线检波，从而生成由亮度来表现回波信号的强度的 B 模式信号的数据。所产生的 B 模式信号的数据被供给图像生成部 60。

[0037] 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，提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波分量，产生由彩色来表示平均速度或分散、能量等血流信息的强度的多普勒信号的数据。所产生的多普勒信号的数据被供给图像生成部 60。

[0038] 图像生成部 60 根据来自 B 模式处理部 40 的 B 模式信号，生成与被检体相关的 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成显示设备方式，来生成 B 模式图像。B 模式图像的像素来自 B 模式信号，该像素具有与该 B 模式信号的强度对应的亮度值。同样地，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，生成与被检体相关的多普勒图像。多普勒图像的像素来自多普勒信号，该像素具有与该多普勒信号的强度对应的彩色。B 模式图像和多普勒图像被供给图像处理部 70 与存储部 80。

[0039] 图像处理部 70 对于来自图像生成部 60 或者存储部 80 的 B 模式图像或多普勒图像执行图像处理。更具体而言，图像处理部 70 对 B 模式图像或多普勒图像实施具有最适合 B 模式图像或多普勒图像所描绘出的生物体组织的滤波特性的图像滤波。通过滤波处理，生成减少了散斑或噪音的 B 模式图像或多普勒图像。针对图像处理的细节之后进行叙述。被实施了图像处理的 B 模式图像或多普勒图像被供给存储部 80 和显示部 90。

[0040] 显示部 90 将由图像处理部 70 实施了图像处理的 B 模式图像显示在显示装置上。此时，在 B 模式图像上，也可以重叠多普勒图像。作为显示装置，例如，能够适当地利用 CRT 显示器、或液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子显示器等。

[0041] 另外，图像处理部 70、存储部 80、以及显示部 90 构成医用图像处理装置 100。该医用图像处理装置 100 如图 1 所示，可以被编入超声波诊断装置 1，也可以被编入独立于超声波诊断装置 1 的计算机。当医用图像处理装置 100 独立于超声波诊断装置 1 时，医用图像处理装置 100 作为处理对象的医用图像并不限定于由超声波诊断装置 1 生成的图像。例如，医用图像处理装置 100 也可以将由 X 射线诊断装置生成的 X 射线图像、由 X 射线计算机断层摄影装置生成的 CT 图像、由磁共振诊断装置生成的 MR 图像、由 SPECT 装置生成的 SPECT 图像、或者由 PET 装置生成的 PET 图像作为处理对象。然而，为了使说明具体化，在以下的说明中，假设医用图像是超声波图像。

[0042] 以下，针对本实施方式所涉及的图像处理部 70 的细节进行说明。

[0043] 首先，针对每个诊断部位或每个生物体组织的 B 模式图像的特征进行说明。另外，在本实施方式中，假设诊断部位表示头部或胸部、腹部等超声波探头所接触的身体部位，生物体组织表示血管或肌纤维（MSK：musculoskeletal）、肝脏、心脏等组织。

[0044] 图 2 是表示与血管壁相关的 B 模式图像的一个例子的图。图 3 是表示与腹部以及肝脏相关的 B 模式图像的一个例子的图。图 4 是表示与肌纤维（MSK）相关的 B 模式图像的一个例子的图。如图 2 所示，与血管壁相关的 B 模式图像包含有与血管壁相关的像素区域（血管壁区域）。与血管壁相关的 B 模式图像在血管壁区域中，具有整体上沿着特定的方向的边缘。图 2 时，边缘沿着纸面的横方向延伸。另外，在与血管壁相关的 B 模式图像中，和与其他的部位或生物体组织相关的 B 模式图像相比较，包含在特定的深度具有低的亮度值的区域（在图 2 中由黑色表示的区域）。如图 3 所示，与腹部以及肝脏相关的 B 模式图像整体上没有沿着特定的方向的边缘。另外，与腹部以及肝脏相关的 B 模式图像和与其他的部位或生物体组织相关的 B 模式图像相比较，具有高的亮度值的区域（在图 3 中由白色表示的区域）广范围地分布。如图 4 所示，与 MSK 相关的 B 模式图像包含有与 MSK 相关的像素区域（MSK 区域）。与 MSK 相关的 B 模式图像在 MSK 区域中，具有整体上沿着特定的方向的边缘。图 4 时，边缘在纸面的横方向延伸。另外，在与 MSK 相关的 B 模式图像中，和与其他的部位或生物体组织相关的 B 模式图像相比较，具有低的亮度值的区域（在图 4 中由黑色表示的区域）广泛地分布。

[0045] 图 5 是表示每个诊断部位或每个生物体组织的平均亮度值与平均边缘方向的测量结果的图。在图 5 中，作为诊断部位或生物体组织，可以列举出颈动脉、腹部、肌纤维

(MSK)、以及心脏。另外,颈动脉(行进方向)是与颈动脉相关的B模式图像,意味着其断面与颈动脉的中心线平行。颈动脉(横截面)是与颈动脉相关的B模式图像,意味着其断面与颈动脉的中心线正交。平均亮度值是B模式图像所包含的多个像素的亮度值的平均值。平均边缘方向是B模式图像所包含的多个像素的边缘方向的平均值。另外,针对边缘方向的细节之后进行叙述,意味着平均边缘方向越高则各像素的边缘方向越与特定方向一致。

[0046] 如图5所示,与颈动脉(行进方向)相关的B模式图像和与其他的诊断部位或生物体组织相关的B模式图像相比较,平均亮度值在统计上较低,且平均边缘方向在统计上较高。与腹部相关的B模式图像与和其他的诊断部位或生物体组织相关的B模式图像相比较,平均亮度值在统计上较高,且平均边缘方向在统计上较低。与肌纤维相关的B模式图像和与其他的诊断部位或生物体组织相关的B模式图像相比较,平均亮度值在统计上较高,且平均边缘方向在统计上较高。与心脏相关的B模式图像与其他的诊断部位或生物体组织相比较,平均亮度值在统计上较低,且平均边缘方向在统计上较低。

[0047] 例如,作为整体上在特定方向具有边缘方向的生物体组织,可以列举出血管和MSK。从而,只在边缘方向不能区别与血管相关的B模式图像和与MSK相关的B模式图像。然而,在与血管相关的B模式图像中,低亮度区域比较多,在与MSK相关的B模式图像中,低亮度区域比较少。这样,可以说B模式图像具有每个诊断部位或每个生物体组织所特有的边缘的朝向以及亮度值分布。

[0048] 利用针对每个诊断部位或每个生物体组织所特有的边缘的朝向以及亮度值分布,图像处理部70按照B模式图像所具有的整体上的边缘方向以及亮度值分布,选择产生最适合该B模式图像的滤波效果的滤波特性,对B模式图像实施具有所选择的滤波特性的图像滤波。

[0049] 以下,针对图像处理部70的细节进行说明。另外,图像处理部70也可以对B模式图像和多普勒图像的任一图像进行处理。因此,为了简化以下的说明,综合B模式图像和多普勒图像称为超声波图像。

[0050] 图6是表示图像处理部70的结构的图。如图6所示,图像处理部70由图像生成部60或者存储部80输入原始的超声波图像。以下,将由图像处理部70为了进行滤波而输入的原始的超声波图像称为输入图像。

[0051] 以下,针对图像处理部70的细节进行说明。图像处理部70内的第1特征量与第2特征量的计算对象被限定为超声波图像内的特定区域。在此,将该特定区域称为计算对象区域。

[0052] 图7是表示计算对象区域的一个例子的图。如图7所示,计算对象区域R1被设定为超声波图像。计算对象区域R1具有比由后述的图像滤波部76应用的图像滤波的内核R2的尺寸(内核尺寸)大的矩阵尺寸。计算对象区域R1也可以具有与超声波图像相同的矩阵尺寸,也可以具有比超声波图像小的矩阵尺寸。

[0053] 计算对象区域由用户经由输入设备(未图示),或者自动地设定。所设定的计算对象区域的数量可以是一个,也可以是多个。例如,超声波图像被分割为多个区域,将该分割区域的各个设定为计算对象区域即可。多个分割区域的排列并没有特别地限定。例如,超声波图像也可以如图8所示的那样,被分割为左上方区域RLU、右上方区域RRU、左下方区域RLL、以及右下方区域RRL。另外,超声波图像也可以如图9所示的那样,根据深度方向来

分割。此时，例如，超声波图像关于深度也可以分割为位于上部的区域 RU、位于中部的区域 RM、以及位于下部的区域 RL。另外，计算对象区域也可以如图 10 所示的那样，被设定为包含超声波图像所包含的特定的解剖学区域。例如，假设在超声波图像中包含有与肝脏相关的像素区域 RLI。关于解剖学区域知道有例如将超声波图像内的解剖学区域根据几何学特性或亮度值特性等来进行划分的分割处理。例如，假设在超声波图像中包含有与肝脏相关的像素区域 RLI。通过分割处理从超声波图像中提取肝脏区域 RLI。计算对象区域 RS 被自动地设定为包含肝脏区域 RLI 的区域。另外，计算对象区域的形状并不限定于四边形，也可以是圆、六边形、任意形状等任何形状。

[0054] 如图 6 所示，图像处理部 70 具有图像缩小部 71、第 1 特征量计算部 72、第 2 特征量计算部 73、滤波特性存储部 74、滤波特性选择部 75、以及图像滤波部 76。

[0055] 图像缩小部 71 生成与输入图像相比较矩阵尺寸小的超声波图像(以下，称为缩小图像。)。作为图像缩小处理，例如，能够应用重新采样或像素的间拔、多重分辨率分解等已知的所有的图像缩小技术。为了整体上地把握由第 1 特征量计算部 72 以及第 2 特征量计算部 73 计算出的超声波图像的特征量，进行图像缩小处理以使得以合适的分辨率对超声波图像进行处理。另外，由于通过图像缩小处理，超声波图像的矩阵尺寸减小，因此，提高图像缩小部 71 的后一级的处理速度。通过图像缩小处理，计算对象区域也以与超声波图像的缩小率大致相同的缩小率缩小。

[0056] 第 1 特征量计算部 72 计算与超声波图像内的计算对象区域中的边缘方向相关的第 1 特征量(以下，称为边缘方向特征量。)。计算对象区域中的边缘方向表示计算对象区域所描绘出的解剖学区域的边缘方向的倾向。以下，计算对象区域中的边缘方向意味着整体上的边缘方向。

[0057] 图 11 是表示第 1 特征量计算部 72 的结构的图。第 1 特征量计算部 72 从图像缩小部 71 输入缩小图像。如图 11 所示，第 1 特征量计算部 72 具有边缘方向计算部 721、基准方向计算部 722、偏移量计算部 723、以及第 1 计数部 724。

[0058] 边缘方向计算部 721 针对缩小图像内的计算对象区域所包含的多个像素的各个，根据像素的亮度值的空间微分来计算各像素的边缘方向。具体而言，边缘方向计算部 721 首先利用处理对象像素和该处理对象像素的附近像素沿着超声波图像的各坐标轴(具体而言，x 轴以及 y 轴)进行空间微分，计算空间微分值。并且，边缘方向计算部 721 根据计算出的空间微分值来计算与处理对象像素相关的边缘方向。更具体而言，边缘方向计算部 721 利用空间微分值来计算处理对象像素的构造张量(structure tensor)的多个要素。边缘方向计算部 721 对计算出的多个要素实施线性代数运算，计算构造张量的 2 个固有值和 2 个固有矢量。2 个固有矢量中的一方意味着沿着边缘的方向，另一方意味着与边缘垂直的方向。在此，将沿着边缘的方向称为边缘方向。另外，构造张量的固有值依存于边缘的强度。另外，边缘方向的计算方法并不限定于利用构造张量的方法。如果能够计算局部的边缘方向，则也可以利用加伯转换等其他的方法来计算边缘方向。

[0059] 基准方向计算部 722 根据与由边缘方向计算部 721 计算出的多个像素相关的多个边缘方向，来计算边缘方向的基准方向。基准方向被设定为多个边缘方向的统计值。具体而言，基准方向被设定为多个边缘方向的平均值、最大值、最小值、中间值、以及最频值的任何一个即可。

[0060] 然而，边缘方向由作为周期变量的角度来规定。从而，当角度的范围的设定不合适时，如果单纯地进行边缘方向的平均等运算，则基准方向会以不合适的值来计算。例如，考虑作为 $\theta_1=\pi-\delta\theta$、$\theta_2=\pi+\delta\theta$ 的 2 个角度 θ_1 以及 θ_2。另外，$|\delta\theta|<<\pi$。角度 θ_1 以及角度 θ_2 所优选的平均值是 π。然而，当将角度范围设定为 $-\pi<\theta\leqq\pi$ 时，发生作为 $\theta_2=-\pi+\delta\theta$ 来进行处理的折回，平均会变为 0。

[0061] 从而，基准方向计算部 722 根据以下的 2 个应对策略，没有角度的折回地适当地计算基准方向。

[0062] （第 1 应对策略）：在第 1 应对策略中基准方向计算部 722 利用边缘方向在空间上连续地变化的情况。具体而言，首先，按照空间上的连续性来确定从各边缘方向中发生了折回的像素（以下，称为折回像素）。折回像素与附近的像素的边缘方向极端地不连续。从而，将与周围的像素的边缘方向相比较具有极端地不连续的边缘方向的像素判定为折回像素，根据周围的像素的边缘方向对折回像素的边缘方向进行校正。例如，折回像素的边缘方向被置换成其周围的像素的任一像素的边缘方向，或者置换成周围的边缘方向的平均值等统计值。并且，基准方向计算部 722 根据各像素的边缘方向来计算基准方向。这样，基准方向计算部 722 能够没有角度的折回地适当地计算基准方向。

[0063] （第 2 应对策略）：在第 2 应对策略中基准方向计算部 722 对边缘方向进行坐标转换。具体而言，首先，如（1）式所示，将由弧度来表现的边缘方向 θ 转换成由直角坐标系中的二维单位矢量来表现的边缘方向 x。

[0064] $$\theta \Rightarrow x=(\cos\theta,\ \sin\theta) \qquad \cdots(1)$$

[0065] 接着，基准方向计算部 722 如（2）式所示，根据多个（N 个）边缘方向 x_n，计算由直角坐标系来表现的基准方向（平均值）X。

[0066]

$$X=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}x_n=\left(\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\cos\theta_n,\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\sin\theta_n\right)=(X_1,X_2) \qquad \cdots(2)$$

[0067] 并且，基准方向计算部 722 如（3）式所示，根据由直角坐标系来表现的基准方向 X 来计算由各坐标系表现的基准方向 Θ。

[0068] $$\Theta=\tan^{-1}\left(\frac{X_1}{X_2}\right) \qquad \cdots(3)$$

[0069] 这样，基准方向计算部 722 能够没有角度的折回地适当地计算基准方向。另外，在上述的说明中，为了使第 2 应对策略具体化，假设基准方向是平均值。然而，在第 2 应对策略中，基准方向并不只限定于平均值，也可以是最频值或最大值、最小值、中间值等的任何的统计值。

[0070] 偏移量计算部 723 针对由边缘方向计算部 721 计算出的多个边缘方向的各个，计算各边缘方向与基准方向的偏移量。该偏移量例如被计算为各边缘方向与基准方向的 2 个二维单位矢量的内积。

[0071] 第 1 计数部 724 将缩小图像内的计算对象区域所包含的多个像素中的、具有比第 1 阈值（以下，称为边缘方向阈值。）小的偏移量的像素的像素数作为边缘方向特征量进行计

数。当进行计数处理时，实施基于边缘方向阈值的阈值处理即可。例如，第 1 计数部 724 对缩小图像实施基于边缘方向阈值的阈值处理，生成设具有比边缘方向阈值小的亮度值的像素为像素值“1”，设具有比边缘方向阈值大的亮度值的像素为像素值“0”的阈值图像。并且，第 1 计数部 724 从阈值图像所包含的多个像素中，例如，对具有像素值“1”的像素的像素数进行计数。边缘方向阈值根据经验法则来确定。例如，按照图 5 的测量结果，将边缘方向阈值设定为能够区别统计上较高的平均边缘方向和统计上较低的平均边缘方向的值，例如，设定为 0.5 或 0.6 即可。即，边缘方向特征量表示超声波图像所包含的多个像素的各个边缘朝向特定方向的程度。边缘方向特征量如图 6 或图 11 所示，被供给滤波特性选择部 75。

[0072] 以上，结束针对第 1 特征量计算部 72 的说明。另外，以下，对计算来自基准方向的各像素的边缘方向的偏移量的理由进行说明。血管壁或 MSK 等生物体组织在身体的全部区域中复杂地延伸。例如，当观测血管壁时，如图 2 所示，如果整体上地观察，则计算对象区域中的边缘方向朝向水平方向。然而，根据血管的位置等的不同，即使是同一诊断部位的血管壁，也不一定限定为计算对象区域中的边缘方向朝向水平方向。因此，为了测量计算对象区域中的边缘朝向特定方向的程度，优选计算来自计算对象区域整体的基准方向的各像素的边缘方向的偏移量。因为这样的理由，第 1 特征量计算部 72 计算来自基准方向的各像素的边缘方向的偏移量。换而言之，第 1 特征量计算部 72 不论生物体组织的位置等如何，能够检测计算对象区域中的边缘方向朝向特定方向的情况。

[0073] 另外，通过不是在超声波图像（或者，缩小图像）整体中而是在超声波图像（或者，缩小图像）的局部区域中设定计算对象区域，从而能够实现与边缘方向特征量相关的处理的高速化。

[0074] 再次返回到图 6，针对第 2 特征量计算部 73、滤波特性存储部 74、滤波特性选择部 75、以及图像滤波部 76 进行说明。

[0075] 第 2 特征量计算部 73 计算与超声波图像内的计算对象区域中的亮度值分布相关的第 2 特征量（亮度特征量）。计算对象区域中的亮度值分布表示分布于超声波图像内的计算对象区域的亮度值的倾向。以下，计算对象区域中的亮度值分布意味着整体上的亮度值分布。另外，输入至第 2 特征量计算部 73 的图像优选具有与被输入至第 1 特征量计算部 72 的图像相同的分辨率。从而，在第 2 特征量计算部 73 中也输入来自图像缩小部 71 的缩小图像。

[0076] 具体而言，第 2 特征量计算部 73 将缩小图像内的计算对象区域所包含的多个像素中的、具有比第 2 阈值（以下，称为亮度阈值。）大或者小的偏移量的像素的像素数作为亮度特征量来进行计数。例如，第 2 特征量计算部 73 对缩小图像实施基于亮度阈值的阈值处理，生成设具有比亮度阈值大的亮度值的像素为像素值“1”，设具有比边缘方向阈值小的亮度值的像素为像素值“0”的阈值图像。并且，第 2 计数部 73 从阈值图像所包含的多个像素中，例如，对具有像素值“1”的像素的像素数进行计数。亮度阈值根据经验法则来确定。亮度阈值例如按照图 5 的测量结果，被设定为能够区别统计上较高的平均亮度值和统计上较低的平均亮度值的值，例如，设定为 0.5 即可。另外，为了将缩小图像内的背景区域从像素数的计数对象中除去，除了亮度阈值以外，也可以对缩小图像实施基于用于除去背景区域的下限阈值的阈值处理。

[0077] 另外，通过不是在超声波图像（或者，缩小图像）整体中而是在超声波图像（或者，缩小图像）的局部区域中设定计算对象区域，从而，能够实现与亮度特征量相关的处理的高速化。

[0078] 滤波特性存储部 74 对多个滤波特性的各个，将适合各滤波特性的超声波图像所能够具有的第 1 特征量（边缘方向特征量）的范围和第 2 特征量（亮度特征量）的范围建立关联来存储。滤波特性根据参数组或者图像滤波的种类来确定。例如，滤波特性存储部 74 对分别确定多个滤波特性的多个参数组的各个，将适合各滤波特性的超声波图像所能够具有的边缘方向特征量的范围和亮度特征量的范围建立关联来存储。

[0079] 图 12 是表示对多个参数组的各个将第 1 特征量（边缘方向特征量）的范围和第 2 特征量（亮度特征量）的范围建立关联的表的一个例子的图。如图 12 所示，在各参数组中，将边缘方向特征量的范围与亮度特征量的范围这双方在表上建立了关联。例如，参数组 1 与边缘方向特征量的范围 1-1 和亮度特征量的范围 2-1 这双方建立了关联。为了能够适当地对超声波图像进行滤波，对每个诊断部位或每个生物体组织预先确定各参数组。作为诊断部位或生物体组织，例如，可以列举出血管或腹部、肌纤维、心脏等。具体而言，边缘方向特征量的范围与亮度特征量的范围分别按照与包含诊断部位区域或生物体组织区域的超声波图像所能够具有的整体上的边缘方向和亮度值分布相关的经验法则来分别设定。

[0080] 作为本实施方式所涉及的图像滤波，利用对超声波图像执行清晰化、平滑化、噪音减少、以及散斑减少中的至少一个的滤波。作为本实施方式所涉及的图像滤波，例如，有线性的清晰化滤波、线性的平滑化滤波、双边滤波。另外，作为本实施方式所涉及的图像滤波，也可以利用在第 2 实施方式中详细叙述的、依存于边缘方向实施平滑化或清晰化的非线性各向异性扩散滤波。图像滤波的滤波强度或滤波方向等滤波特性根据参数组来确定。各参数组由多种参数构成。作为本实施方式所涉及的参数，例如，有表示边缘部分的像素的亮度值的上升程度或者下降程度的参数、表示非边缘部分的像素的亮度值的上升程度或者下降程度的参数、表示清晰化的方向的参数、表示清晰化的强度的参数、表示平滑化的方向的参数、表示平滑化的强度的参数。

[0081] 另外，存在如患有乳癌的乳房那样，通过实施图像滤波从而抑制病变部位等所特有的几何学特征的部位。此时，不适合对图像实施图像滤波。从而，也可以对与不要实施图像滤波的诊断部位或生物体组织对应的边缘方向特征量的范围和亮度特征量的范围，将没有实施图像滤波的意思的代码（以下，称为图像滤波 OFF 代码。）建立关联。

[0082] 滤波特性选择部 75 从存储于滤波特性存储部 74 的多个滤波特性中，选择与由第 1 特征计算部 72 计算出的边缘方向特征量和由第 2 特征量计算部 73 计算出的亮度特征量的双方对应的滤波特性。具体而言，滤波特性选择部 75 选择与包含由第 1 特征量计算部 72 计算出的边缘方向特征量的范围和包含由第 2 特征量计算部 73 计算出的亮度特征量的范围这双方建立了关联的滤波特性。从而，滤波特性选择部 75 能够选择适合被扫描的诊断部位或生物体组织的滤波特性。与所选择的滤波特性对应的参数组或者图像滤波被供给图像滤波部 76。当固定了图像滤波的种类时，选择与所选择的滤波特性对应的参数组。当没有固定图像滤波的种类时，选择与所选择的滤波特性对应的图像滤波的种类。滤波特性选择部 75 的选择对象能够由用户经由输入设备（未图示）任意地设定。另外，当选择图像滤波 OFF 代码时，将该图像滤波 OFF 代码供给图像滤波部 76。

[0083] 当由滤波特性选择部 75 供给了参数组时，图像滤波部 76 将具有与所供给的参数组对应的滤波特性的既定的图像滤波应用于超声波图像。当由滤波特性选择部 75 供给了图像滤波的种类时，图像滤波部 76 将所供给的种类的图像滤波应用于超声波图像。基于图像滤波的滤波对象区域限定为内核。内核具有规定的尺寸(内核尺寸)。内核尺寸被设定为 3×3 以上的尺寸。图像滤波部 76 一边在上述计算对象区域的范围内依次变更内核的位置，一边在各内核位置中，对于内核所包含的多个像素实施图像滤波。通过该图像滤波的应用，从而能够得到适合超声波图像所描绘出的诊断部位区域或生物体组织区域的滤波效果。另外，当从滤波特性选择部 75 供给了图像滤波 OFF 代码时，图像滤波部 76 对超声波图像不实施图像滤波。来自图像滤波部 76 的超声波图像由显示部 90 来显示。

[0084] 以上，结束针对图像处理部 70 的说明。

[0085] 另外，在上述的说明中，假设图像处理部 70 具有图像缩小部 71。然而，本实施方式所涉及的图像处理部 70 并不限定于此，也可以没有图像缩小部 71。此时，第 1 特征量计算部 72 根据来自图像生成部 60 或存储部 80 的原始的超声波图像，计算与该原始的超声波图像的整体上的边缘方向相关的边缘方向特征量。同样地，第 2 特征量计算部 73 根据原始的超声波图像，计算与该原始的超声波图像的整体上的亮度值分布相关的亮度特征量。另外，此时，第 1 特征量计算部 72 以及第 2 特征量计算部 73 的处理对象的像素限定于超声波图像内的计算对象区域。如上述那样，计算对象区域的矩阵尺寸比图像滤波的内核尺寸大。

[0086] 根据上述说明，超声波诊断装置 1 包含有滤波特性存储部 74、第 1 特征量计算部 72、第 2 特征量计算部 73、滤波特性选择部 75、以及图像滤波部 76。滤波特性存储部 74 对多个滤波特性的各个，将适合各滤波特性的超声波图像所能够具有的边缘方向特征量的范围和亮度特征量的特征量的范围建立关联来存储。第 1 特征量计算部 72 计算与超声波图像内的计算对象区域中的边缘方向相关的边缘方向特征量。第 2 特征量计算部 73 计算与超声波图像内的计算对象区域中的亮度值分布相关的亮度特征量。滤波特性选择部 75 从存储于滤波特性存储部 74 的多个滤波特性中，选择与计算出的边缘方向特征量和计算出的亮度特征量这双方对应的滤波特性。图像滤波部 76 对超声波图像实施具有所选择的滤波特性的图像滤波。

[0087] 超声波图像具有每个诊断部位或每个生物体组织所特有的边缘的朝向以及亮度值分布。从而，滤波特性选择部 75 能够选择适合扫描对象的诊断部位或生物体组织的滤波特性，图像滤波部 76 能够对超声波图像实施具有适合扫描对象的诊断部位或生物体组织的滤波特性的图像滤波。从而，即使在超声波检查中超声波探头 10 发生移动，在移动前的扫描对象的诊断部位或生物体组织与移动后的扫描对象的诊断部位或生物体组织不同的情况下，也能够对超声波图像实施适合扫描对象的诊断部位或生物体组织的图像滤波。通过显示滤波后的超声波图像，操作者能够适当地观察病变等。

[0088] 另外，当是与血管或 MSK 等在人体的大的区域中分布的生物体组织相关的超声波图像时，即使是不同的诊断部位也得到同一滤波效果即可。然而，以往，由于滤波特性的参数组根据诊断部位来预设，因此，不能够得到同一滤波效果。

[0089] 然而，本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 由于能够对超声波图像实施适合扫描对象的生物体组织的图像滤波，因此，即使是与血管等在人体的大的区域中分布的生物体组织相关的超声波图像，也能够不论诊断部位如何，得到一定的滤波效果。

[0090] 这样，根据本实施方式，将能够提供一种能够提高图像诊断能力的超声波诊断装置 1 以及超声波图像处理装置 100。

[0091] [实施例 1]

[0092] 以下，说明在图像缩小处理中采用多重分辨率分解，在图像滤波中采用非线性各向异性扩散滤波的本实施方式的实施例。在实施例 1 中，假设从与非线性各向异性扩散滤波相关的多个参数组中选择合适的参数组。另外，假设在本实施方式中图像缩小部与图像滤波部被单独地设置。然而，实施例 1 所涉及的超声波诊断装置并不限定于此。在实施例 1 所涉及的超声波图像装置中，在图像滤波的算法中编入有图像缩小处理。另外，在以下的说明中，针对具有与本实施方式大致相同的功能的构成要素，添加同一符号，只在必要时进行重复说明。

[0093] 图 13 是表示实施例 1 所涉及的图像处理部 110 的结构的图。如图 13 所示，图像处理部 110 为了进行多重分辨率分解 / 合成，具有由多个层次(等级) 构成的多重构造。另外，在图 13 中，为了使说明具体化，设多重分辨率分解 / 合成的最高等级为 3。然而，本实施方式并不限定于此。多重分辨率分解 / 合成也可以在从等级 1 到等级 n (其中，n 是 2 以上的自然数) 的范围内进行。另外，在实施例中，作为多重分辨率分解 / 合成的一个例子采用离散小波转换 / 逆转换。然而，实施例并不需要限定于此。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)法或加伯(Gabor)转换 / 逆转换等已知的多重分辨率分解 / 合成法。

[0094] 如图 13 所示，图像处理部 110 在每个等级中具备有多重分辨率分解部 111(111-1、111-2、111-3)、低频图像滤波部 113 (113-1、113-2、113-3)、高频图像滤波部 115 (115-1、115-2、115-3)、以及多重分辨率合成部 117 (117-1、117-2、117-3)。

[0095] 多重分辨率分解部 111 根据处理对象图像，生成具有比处理对象图像的分辨率低的分辨率的低频图像和高频图像。例如，多重分辨率分解部 111 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 111 对 x、y 直角坐标的各轴方向(各维) 分别应用一维的低通滤波和高通滤波。通过这些滤波的应用，将处理对象图像分解成 1 个低频图像和 3 个高频图像。低频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。各高频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 1 方向相关的高频分量。分解后的各图像的各坐标轴的每一个的标本数缩小为分解前的各坐标轴每一个的标本数的一半。

[0096] 当多重分辨率分解部 111 属于最低等级(图 13 时为等级 1)时，处理对象图像是来自图像生成部 60 或者存储部 80 的原始的超声波图像。当多重分辨率分解部 111 不属于最低等级(图 13 时为等级 1)时，处理对象图像是来自 1 等级下面的多重分辨率分解部 111 的低频图像。

[0097] 当多重分辨率分解部 111 属于最高等级(图 13 时为等级 3)时，所生成的低频图像被供给至该最高等级的低频图像滤波部 113-3。当多重分辨率分解部 111 不属于最高等级时，所生成的低频图像被供给至属于 1 等级上面的等级的多重分辨率分解部 111。所生成的 3 个高频图像被供给至属于该等级的高频图像滤波部 115。

[0098] 低频图像滤波部 113 利用每个诊断部位或每个生物体组织特有的边缘的朝向以及亮度值分布，按照处理对象图像所具有的整体上的边缘方向以及亮度值分布，选择生成

最适合该处理对象图像的滤波效果的参数组，对处理对象图像实施具有与所选择的参数组对应的滤波特性的非线性各向异性扩散滤波。非线性各向异性扩散滤波是对边缘的接线方向实施平滑化处理，对边缘的法线方向实施清晰化处理的图像滤波。实施了非线性各向异性扩散滤波的图像被供给该等级的多重分辨率合成部 117。

[0099] 当低频图像滤波部 113 属于最高等级(图 13 时为等级 3)时，处理对象图像是来自属于该最高等级的多重分辨率分解部 111 的低频图像。当低频图像滤波部 113 不属于最高等级时，处理对象图像是来自属于 1 等级上面的等级的多重分辨率合成部 117 的图像。

[0100] 图 14 是表示低频图像滤波部 113 的结构的图。如图 14 所示，低频图像滤波部 113 具有第 1 特征量计算部 72、第 2 特征量计算部 73、滤波特性存储部 74、滤波特性选择部 75、以及图像滤波部 76。

[0101] 第 1 特征量计算部 72 针对处理对象图像所包含的多个像素的各个，计算边缘方向和边缘强度。并且，第 1 特征量计算部 72 计算与超声波图像的整体上的边缘方向相关的边缘方向特征量。边缘的强度与方向的组合被称为边缘信息。边缘方向特征量限定于计算对象区域来进行计算。

[0102] 第 2 特征量计算部 73 计算与超声波图像的整体上的亮度值分布相关的亮度特征量。亮度特征量限定于计算对象区域来进行计算。

[0103] 滤波特性存储部 74 对分别确定多个滤波特性的多个参数组的各个，将适合各滤波特性的超声波图像所能够具有的边缘方向特征量的范围和亮度特征量的特征量的范围建立关联来存储。各参数组具有确定非线性各向异性滤波的滤波特性的多个参数。作为这些参数，例如，可以列举出平滑化的强度或清晰化的强度、边缘检测的灵敏度等。参数组也可以按照每个等级来设定，也可以不按照每个等级来设定。

[0104] 滤波特性选择部 75 从存储于滤波特性存储部 74 的多个参数组中，选择与由第 1 特征量计算部 72 计算出的边缘方向特征量和由第 2 特征量计算部 73 计算出的亮度特征量这双方对应的参数组。

[0105] 图像滤波部 76 将具有与来自滤波特性选择部 75 的参数组对应的滤波特性的非线性各向异性扩散滤波应用于超声波图像。图像滤波部 76 具有非线性各向异性扩散滤波的内核尺寸为 3×3 以上的尺寸。图像滤波部 76 一边将线性各向异性扩散滤波的内核在上述的计算对象区域的范围内依次变更，一边在各内核位置上，实施非线性各向异性扩散滤波。通过该非线性各向异性滤波的应用，能够得到适合处理对象图像所描绘出的诊断部位区域或生物体组织区域的滤波效果。

[0106] 以上，结束针对低频图像滤波部 113 的说明。

[0107] 再次返回到图 13，针对高频图像滤波部 115 和多重分辨率合成部 117 进行说明。

[0108] 高频图像滤波部 115 利用来自低频图像滤波部 113 的边缘信息，分别控制来自多重分辨率分解部 111 的 3 个高频图像的亮度值。具体而言，高频图像滤波部 115 针对各高频图像所包含的多个像素的各个，对像素乘以与边缘信息对应的参数。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 参数被设定为强调边缘区域。第 2 参数被设定为抑制非边缘区域。由高频图像滤波部 115 控制了亮度值的高频图像被供给至多重分辨率合成部 117。另外，即使在高频图像滤波部 115 中，也能够将与低频图像滤波部 113 相同的非线性各向异性滤波应用于高频图像。

[0109] 多重分辨率合成部117根据来自低频图像滤波部113的低频图像和来自高频图像滤波部115的3个高频图像，生成与低频图像或高频图像相比分辨率大的输出图像。具体而言，多重分辨率合成部117对低频图像和3个高频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的每一个的标本数被扩大为合成前的低频图像或高频图像的各坐标轴的每一个的标本数的2倍。

[0110] 当多重分辨率合成部117不属于最低等级(图13时为等级1)时，输出图像被供给属于与1等级下面的等级的低频图像滤波部113。当多重分辨率合成部117属于最低等级时，输出图像从图像处理部110供给显示部90并进行显示。

[0111] 以上，结束了针对实施例所涉及的图像处理部110的说明。

[0112] 根据上述说明，实施例所涉及的超声波诊断装置具有多重分辨率分解部111、第1特征量计算部72、第2特征量计算部73、滤波特性存储部74、滤波特性选择部75、以及图像滤波部76。多重分辨率分解部111对超声波图像实施多重分辨率分解，针对多个分辨率等级的各个生成空间频率上的低频图像和高频图像。第1特征量计算部72计算与低频图像的整体上的边缘方向相关的第1特征量。第2特征量计算部73计算与低频图像的整体上的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第2特征量。滤波特性存储部74对多个滤波特性的各个，将适合各滤波特性的超声波图像所能够具有的第1特征量的范围和第2特征量的范围建立关联来存储。滤波特性选择部75针对多个分辨率等级的各个，从多个滤波特性中选择与由第1特征量计算部72计算出的第1特征量和由第2特征量计算部73计算出的第2特征量这双方对应的滤波特性。图像滤波部76针对多个分辨率等级的各个，对低频图像和高频图像的至少一方实施具有所选择的滤波特性的图像滤波。

[0113] 在实施例中，以多重分辨率分解后的各等级进行滤波。从而，由此，与在等级1的多重分辨率合成之后进行滤波的情况相比较，进一步提高超声波图像的画质。

[0114] 这样，根据实施例，将能够提供一种能够提高图像诊断能力的超声波诊断装置以及超声波图像处理装置。

[0115] 另外，也可以并用亮度特征量和边缘强度特征量。另外，也可以在将图像在空间上分割为多个子区域，在各子区域的每一个中得到特征量等并增加维数之后，使用主分量分析等方法，来减少维数。

[0116] 另外，滤波特性选择部75为了选择参数组，例如，也可以利用基于费希尔(Fisher)的线性识别函数或AbaBoost算法等的统计算法。例如，作为用于这些统计算法的学习样品数据，利用已知诊断部位或生物体组织的超声波图像的边缘方向特征量或亮度特征量即可。

[0117] (变形例)

[0118] 本实施方式所涉及的第2特征量计算部73作为第2特征量，假设计算与整体上的亮度值分布相关的亮度特征量。然而，本实施方式所涉及的第2特征量计算部73并不限定于此，作为第2特征量，也可以计算与整体上的边缘强度分布相关的边缘强度特征量。以下，针对变形例所涉及的图像处理部70详细地进行说明。另外，在以下的说明中，针对具有与本实施方式大致相同的功能的构成要素添加同一符号，只在必要时进行重复说明。

[0119] 图15是表示本实施方式的变形例所涉及的第2特征量计算部的结构的图。如图15所示，第2特征量计算部具有边缘强度计算部732和第2计数部733。另外，变形例所涉

及的第 2 特征量计算部的处理对象可以是原始的超声波图像，也可以是原始的超声波图像的缩小图像。然而，为了使以下的说明具体化，假设变形例所涉及的第 2 特征量计算部的处理对象是缩小图像。

[0120] 边缘强度计算部 732 针对缩小图像内的计算对象区域所包含的多个像素的各个，根据像素的亮度值的空间微分来计算各像素的边缘强度。具体而言，首先，边缘强度计算部 732 与边缘方向计算部 721 同样地，利用处理对象像素和处理对象像素的附近像素沿着超声波图像的各坐标轴进行空间微分，计算空间微分值。并且，边缘强度计算部 732 根据所计算出的空间微分值来计算与处理对象像素相关的边缘强度。

[0121] 第 2 计数部 733 将缩小图像内的计算对象区域所包含的多个像素中的、具有比第 3 阈值(以下，称为边缘强度阈值。)小的边缘强度的像素的像素数作为边缘强度特征量来进行计数。进行计数处理时，实施基于边缘强度阈值的阈值处理即可。即，第 2 计数部 733 对缩小图像实施基于边缘强度阈值的阈值处理，生成设具有比边缘强度阈值小的边缘强度的像素为像素值“1”，设具有比边缘强度阈值大的边缘强度的像素为像素值“0”的阈值图像。并且，第 2 计数部 733 从阈值图像所包含的多个像素中，例如，对具有像素值“1”的像素的像素数进行计数。边缘强度阈值按照经验法则来确定。

[0122] 以上，结束针对变形例所涉及的第 2 特征量计算部的结构的说明。

[0123] 另外，变形例所涉及的滤波特性存储部对多个滤波特性的各个，将适于各滤波特性的超声波图像所能够具有的边缘方向特征量的范围和边缘强度特征量的范围建立关联来存储。变形例 1 所涉及的滤波特性选择部从存储于变形例所涉及的滤波特性存储部的多个滤波特性中，选择与由第 1 特征量计算部 72 计算出的边缘方向特征量和由变形例所涉及的第 2 特征量计算部计算出的边缘强度特征量这双方对应的滤波特性。变形例 1 所涉及的图像滤波部将具有来自滤波特性选择部的滤波特性的图像滤波应用于超声波图像。

[0124] 这样，根据变形例，将能够提供一种能够提高图像诊断能力的超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及医用图像处理方法。

[0125] [实施例 2]

[0126] 上述的实施例假设从单一的图像滤波(具体而言，非线性各向异性扩散滤波)的多个参数组中，选择与边缘方向特征量和亮度特征量或者边缘强度特征量对应的参数组。然而，本实施方式并不限定于此。实施例 2 所涉及的超声波诊断装置 1 如上述的那样从多个图像滤波中，选择与边缘方向特征量和亮度特征量或者边缘强度特征量对应的图像滤波。以下，针对实施例 2 所涉及的超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及医用图像处理方法进行说明。

[0127] 图 16 是表示实施例 2 所涉及的图像处理部 120 的结构的图。如图 16 所示，图像处理部 120 具有图像缩小部 71、第 1 特征量计算部 72、第 2 特征量计算部 73、滤波选择部 81、图像滤波部 82、以及切换部 83。

[0128] 图像滤波部 82 具有能够选择性地应用分别具有多个滤波特性的多个图像滤波的结构。作为图像滤波，能够应用线性滤波(高斯滤波、微分滤波、小波滤波等)或者非线性滤波(中值滤波、形态滤波(morphological filter)、非局部均值滤波(non-local means filter)、双边滤波(bi-lateral filter)、各向异性扩散滤波(anisotropic diffusionfilter)等)。多个图像滤波的组合也可以是上述的图像滤波的任一组合。另外，

在多个图像滤波中，也可以包含没有应用图像滤波的(即，只使全部的信号通过)这样的选择项。图像滤波数可以是 2 以上，也可以是几个。然而，为了使以下的说明具体化，假设图像滤波是第 1 图像滤波 82-1 和第 2 图像滤波 82-2 这 2 个。

[0129] 为了将具有与由第 1 特征量计算部 72 计算出的边缘方向特征量和由第 2 特征量计算部 73 计算出的亮度特征量或者边缘强度特征量这双方对应的滤波特性的图像滤波应用于处理对象的超声波图像，滤波选择部 81 从图像滤波部内的多个图像滤波中选择特定的图像滤波。被选择的图像滤波进行作动，没有被选择的图像滤波被停止。选择对象的图像滤波的识别符被供给切换部 83。

[0130] 切换部 83 将多个图像滤波的输出端子 P1 和图像处理部 120 的输出端子 P2 可切换地连接。切换部 83 将和来自滤波选择部 81 的识别符对应的图像滤波的输出端子 P1 与输出端子 P2 连接。由此，由滤波选择部 81 选择的图像滤波的输出图像被从图像处理部 120 输出。

[0131] 这样，根据变形例 2，从多个图像滤波中，选择具有与边缘方向特征和亮度特征量或者边缘强度特征量对应的滤波特性的图像滤波。

[0132] 这样，根据变形例 2，将能够提供一种能够提高图像诊断能力的超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及医用图像处理方法。

[0133] 虽然说明了本发明的几个实施方式，但这些实施方式只是作为例子而给出的，并不意图限定本发明的范围。此处描述的新颖方式能够以其他的各种方式进行实施；此外在不脱离发明的要旨的范围内，能够对本文所描述的实施例的形式进行各种的省略、置换、变更。后附的权利要求书和其变形与包含于发明的范围或要旨中一样，覆盖了这些形式或改变。

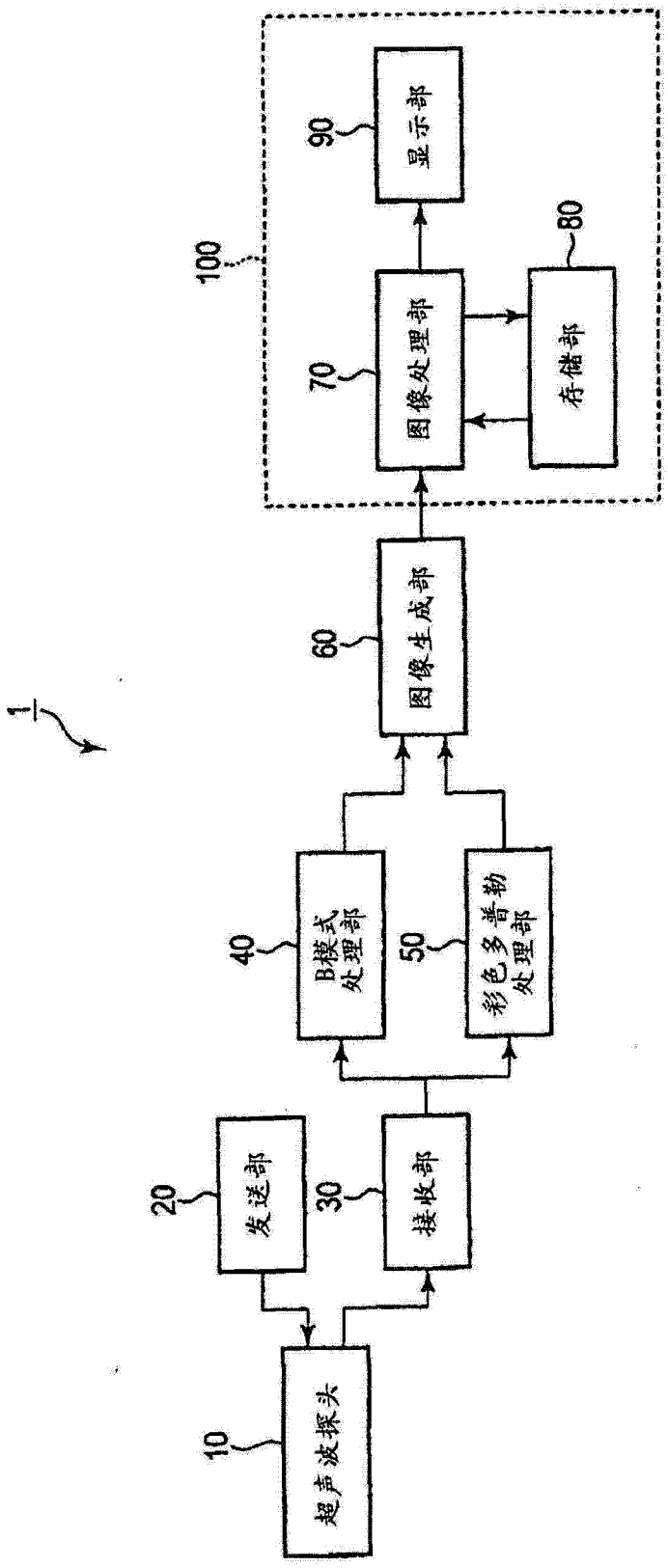

1
10
超声波探头
20
发送部
30
接收部
40
B模式处理部
50
彩色多普勒处理部
60
图像生成部
100
70
图像处理部
80
存储部
90
显示部

图 1

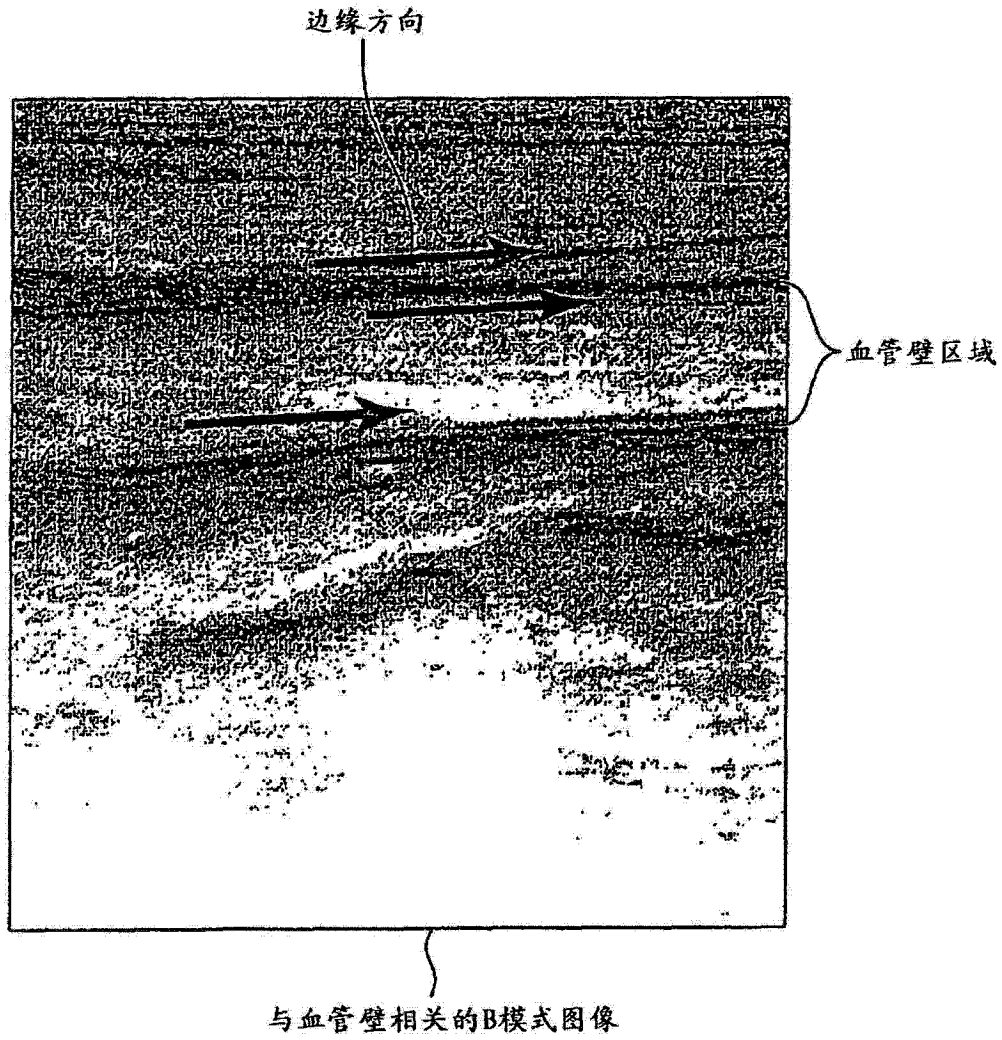


图 2

与腹部以及肝脏相关的B模式图像

图 3

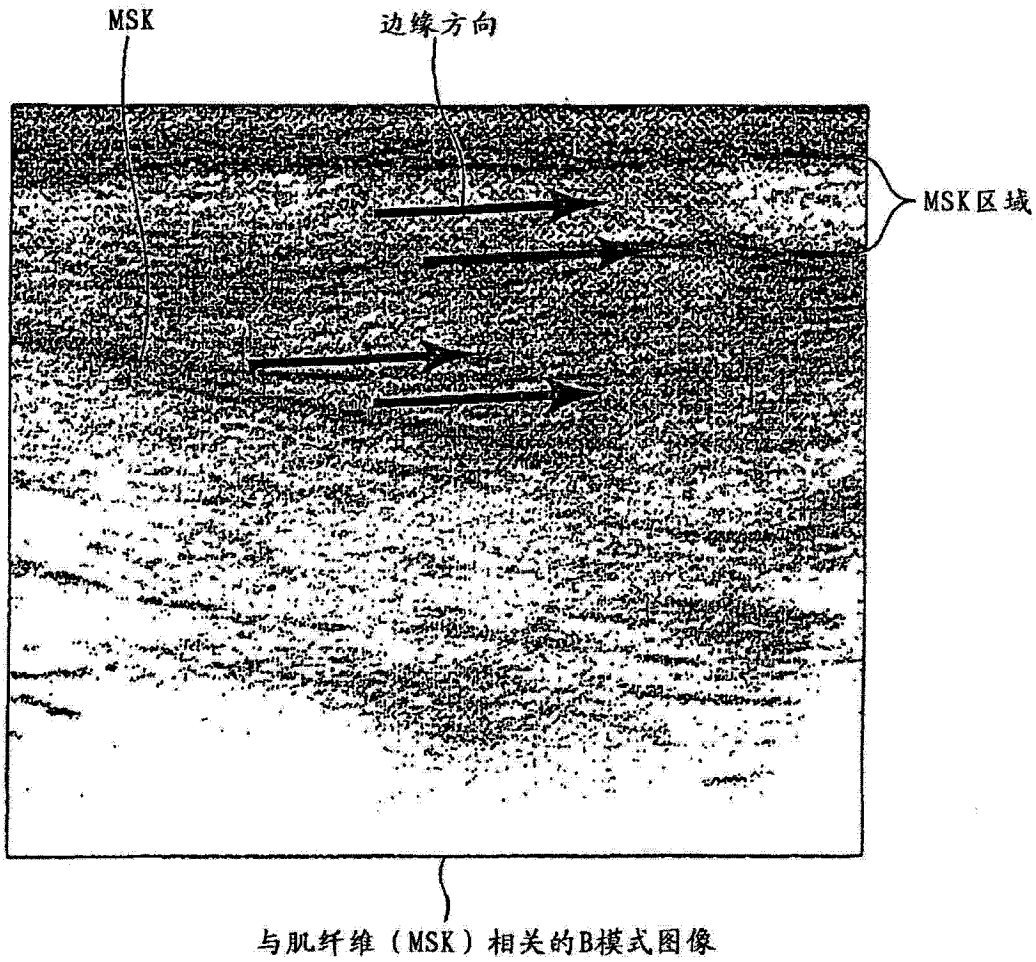


图 4

诊断部位 生物体组织	平均亮度值	平均边缘方向
颈动脉 （行进方向）		
1	0.4946	0.7743
2	0.3769	0.8372
3	0.3935	0.8426
颈动脉 （横截面）	0.4988	0.5949
腹部	0.7157	0.3526
MSK	0.716	0.7894
心脏	0.3476	0.3619

图 5

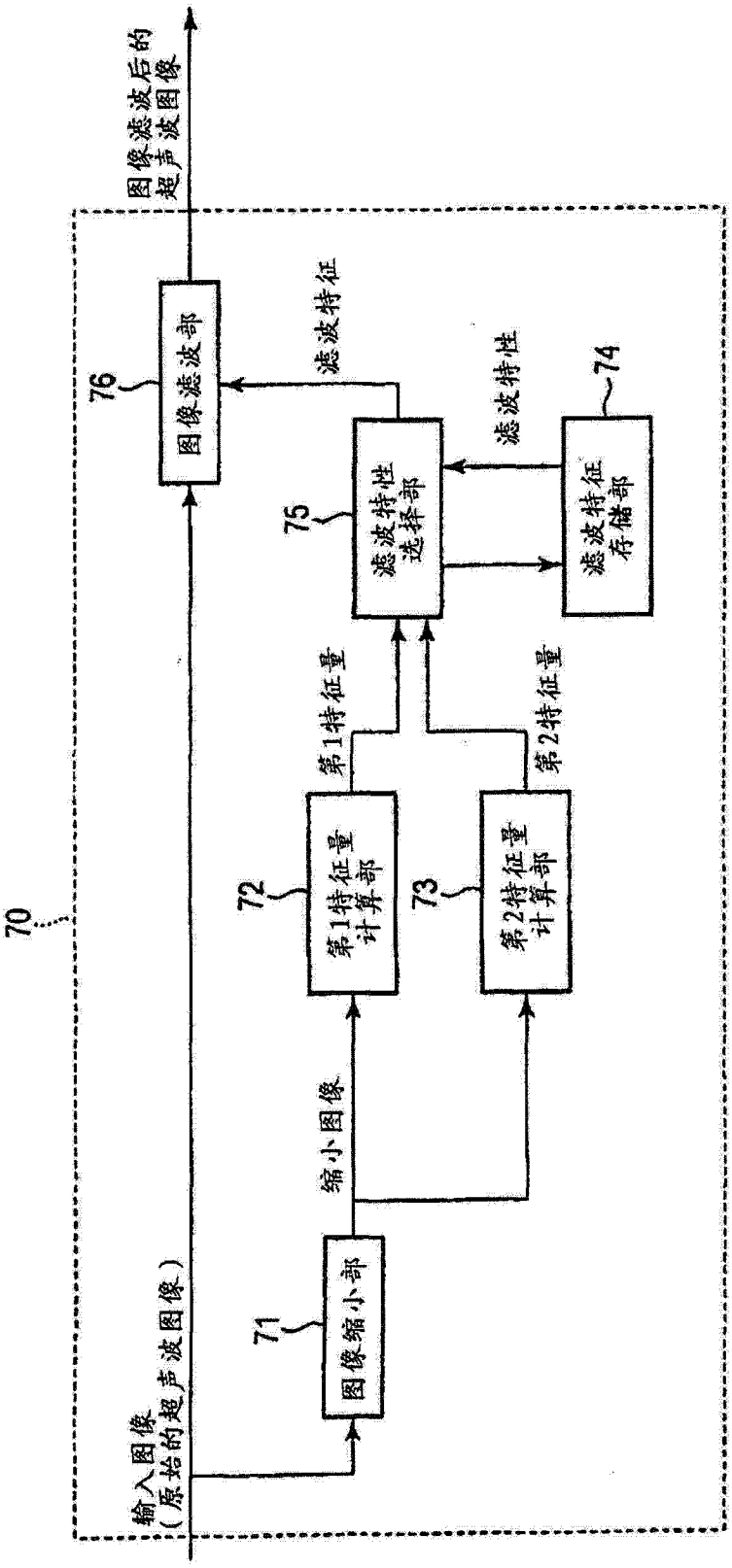

70
输入图像
（原始的超声波图像）
71
图像缩小部
缩小图像
72
第1特征量
计算部
73
第2特征量
计算部
第1特征量
第2特征量
75
滤波特性
选择部
滤波特性
74
滤波特征
存储部
滤波特征
76
图像滤波部
图像滤波后的
超声波图像

图 6

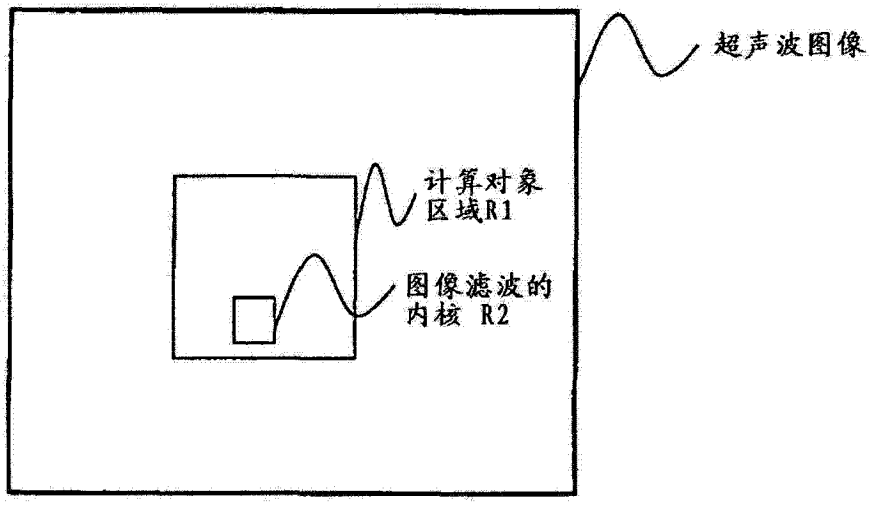


图 7

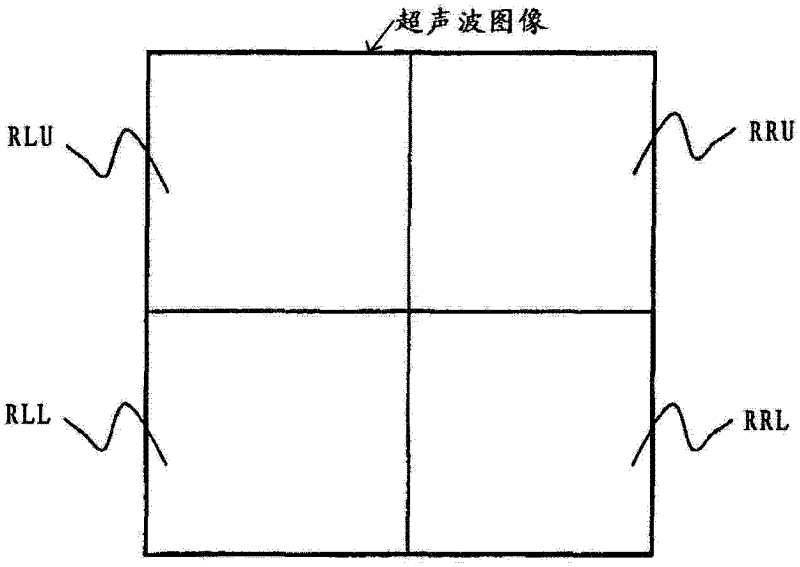


图 8

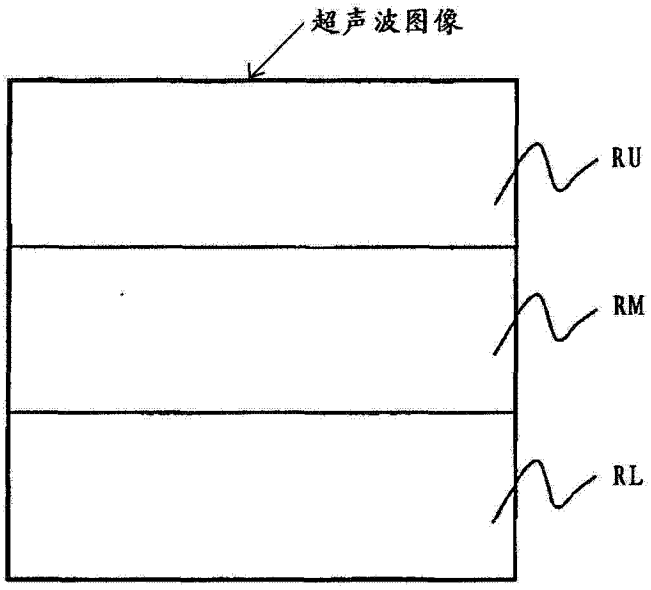


图 9

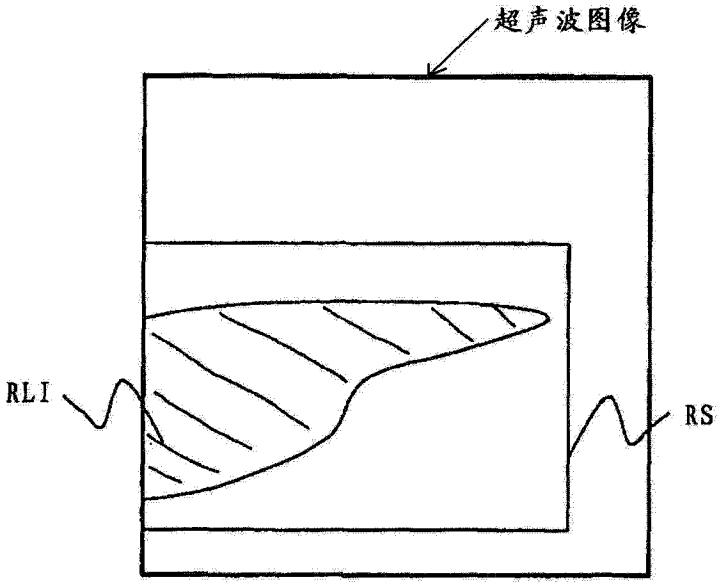


图 10

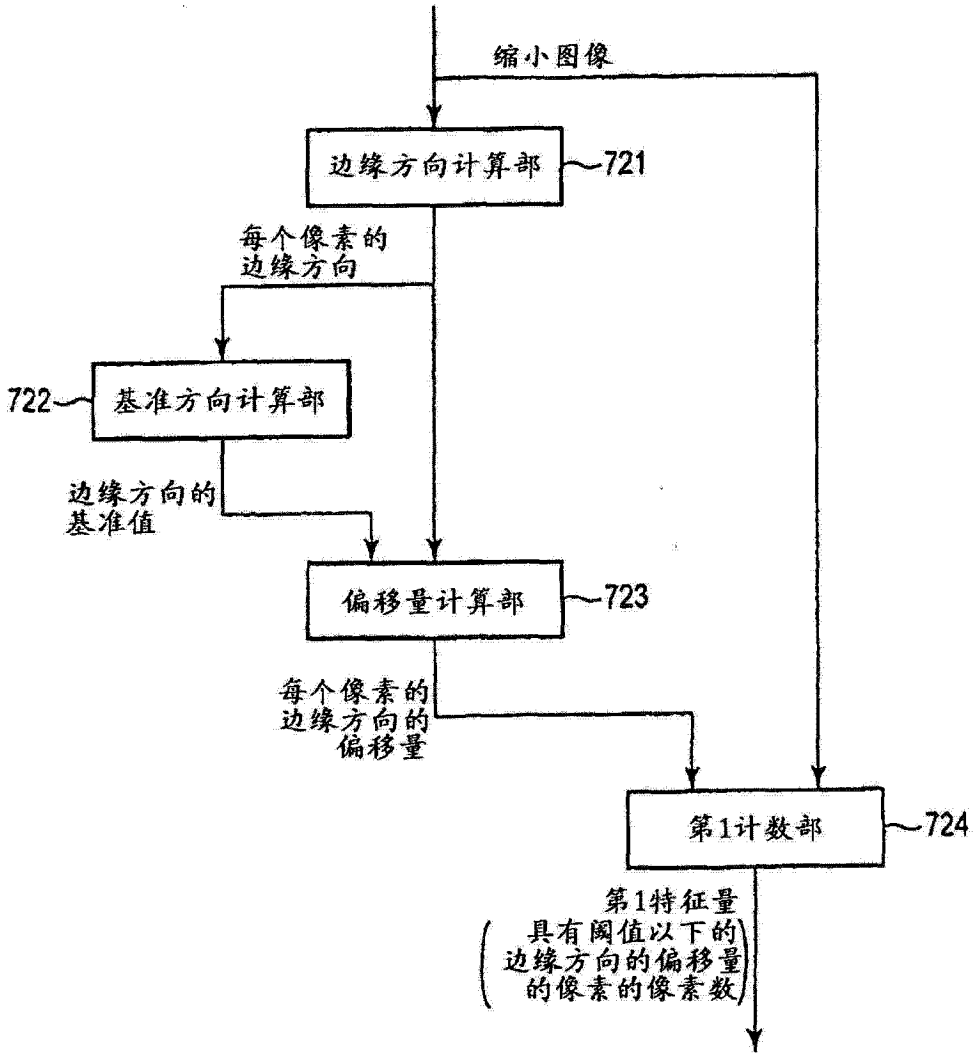

缩小图像
边缘方向计算部
721
每个像素的
边缘方向
722
基准方向计算部
边缘方向的
基准值
偏移量计算部
723
每个像素的
边缘方向的
偏移量
第1计数部
724
第1特征量
具有阈值以下的
边缘方向的偏移量
的像素的像素数

图 11

参数组	第1特征量（边缘方向特征量）	第2特征量（亮度特征量）
参数组1	范围1-1	范围2-1
参数组2	范围1-2	范围2-2
参数组3	范围1-3	范围2-3
⋮	⋮	⋮

图 12

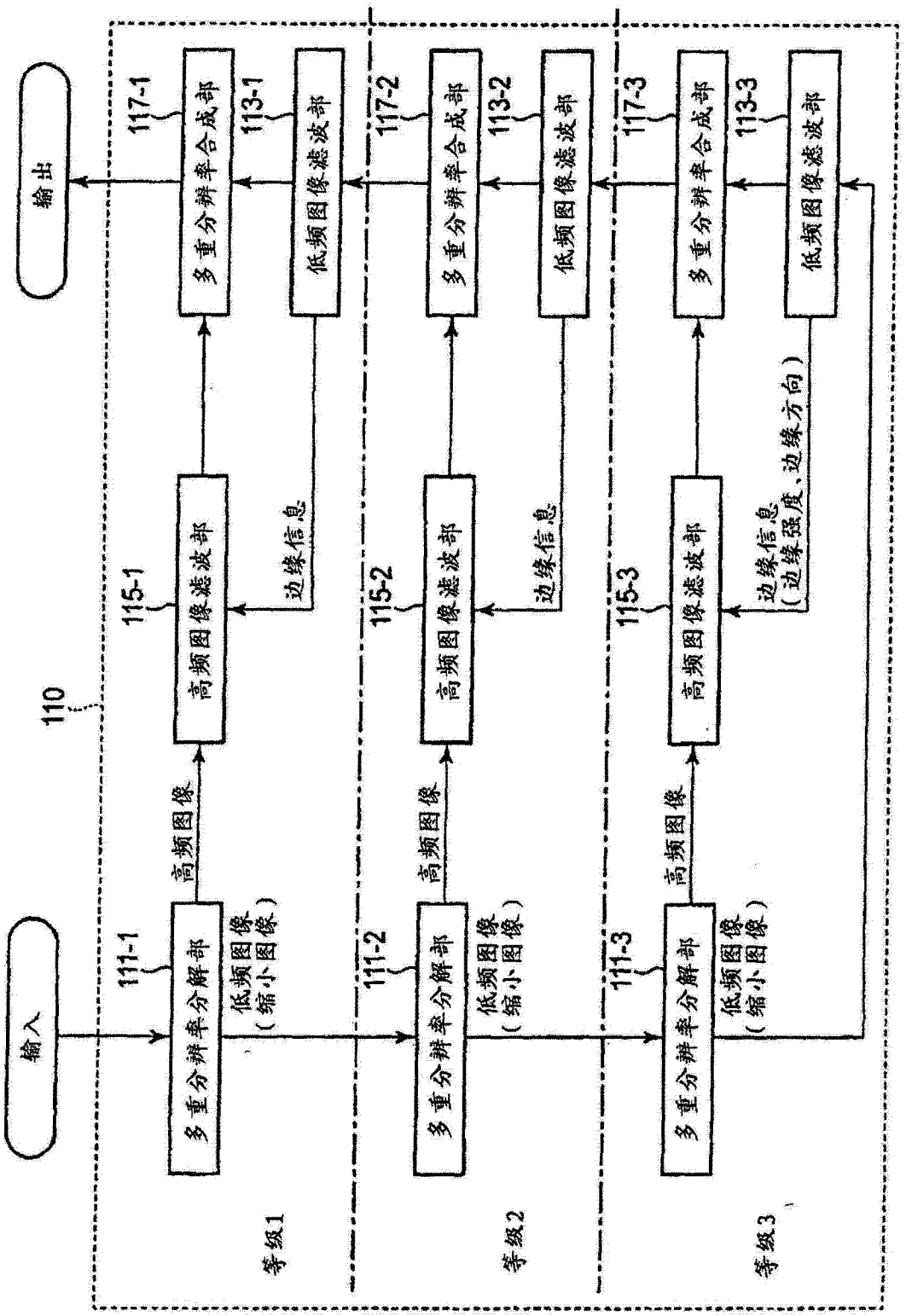

输入
输出
110
111-1
111-2
111-3
多重分辨率分解部
低频图像
(缩小图像)
高频图像
115-1
115-2
115-3
高频图像滤波部
边缘信息
(边缘强度、边缘方向)
113-1
113-2
113-3
低频图像滤波部
117-1
117-2
117-3
多重分辨率合成部
等级1
等级2
等级3

图 13

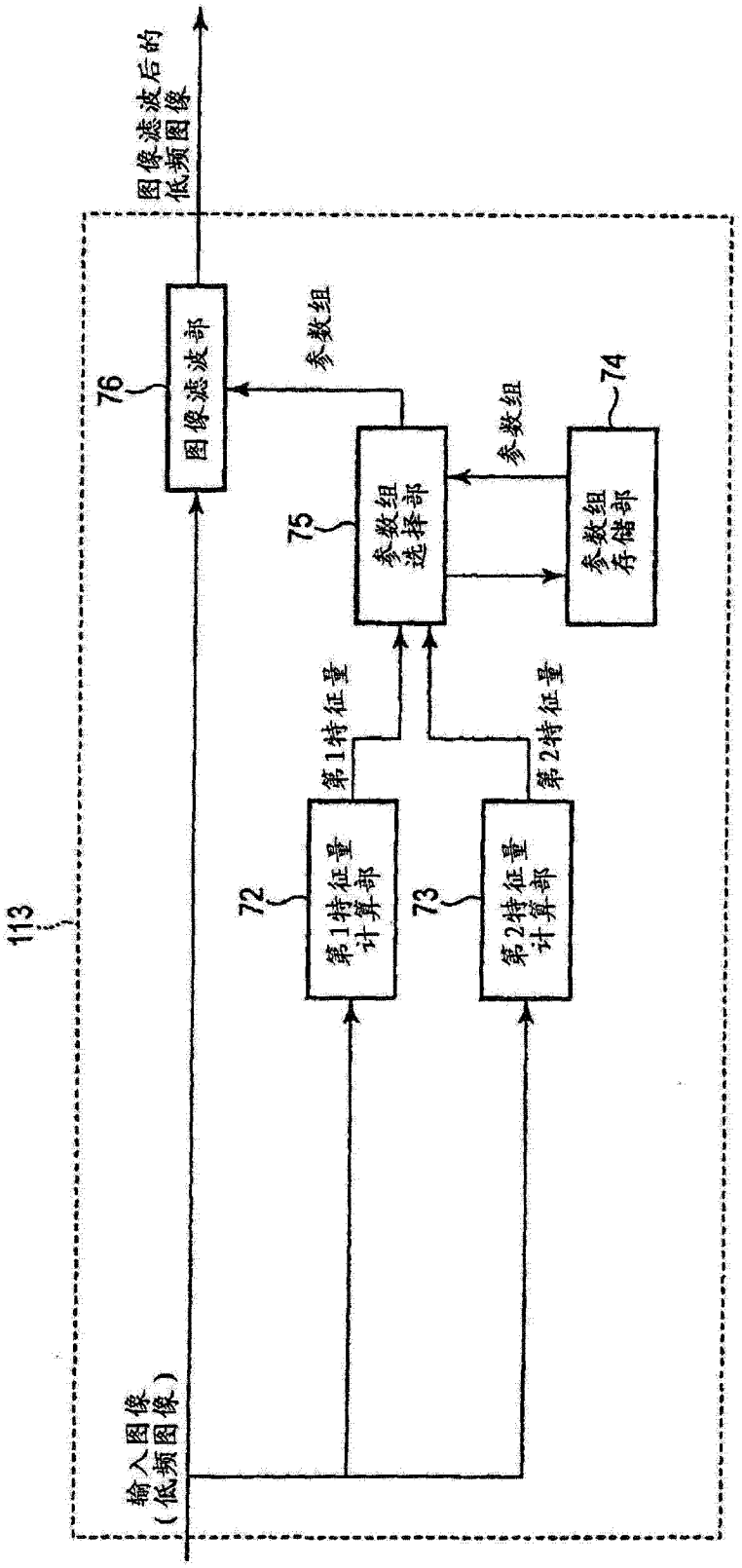

113
输入图像
(低频图像)
72
第1特征量
计算部
73
第2特征量
计算部
第1特征量
第2特征量
75
参数组
选择部
参数组
74
参数组
存储部
76
图像滤波部
参数组
图像滤波后的
低频图像

图 14

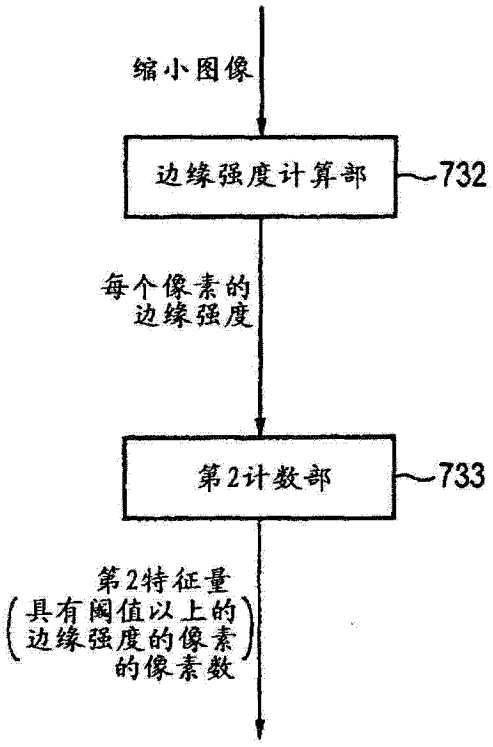

缩小图像
边缘强度计算部
732
每个像素的
边缘强度
第2计数部
733
第2特征量
(具有阈值以上的
边缘强度的像素
的像素数)

图 15

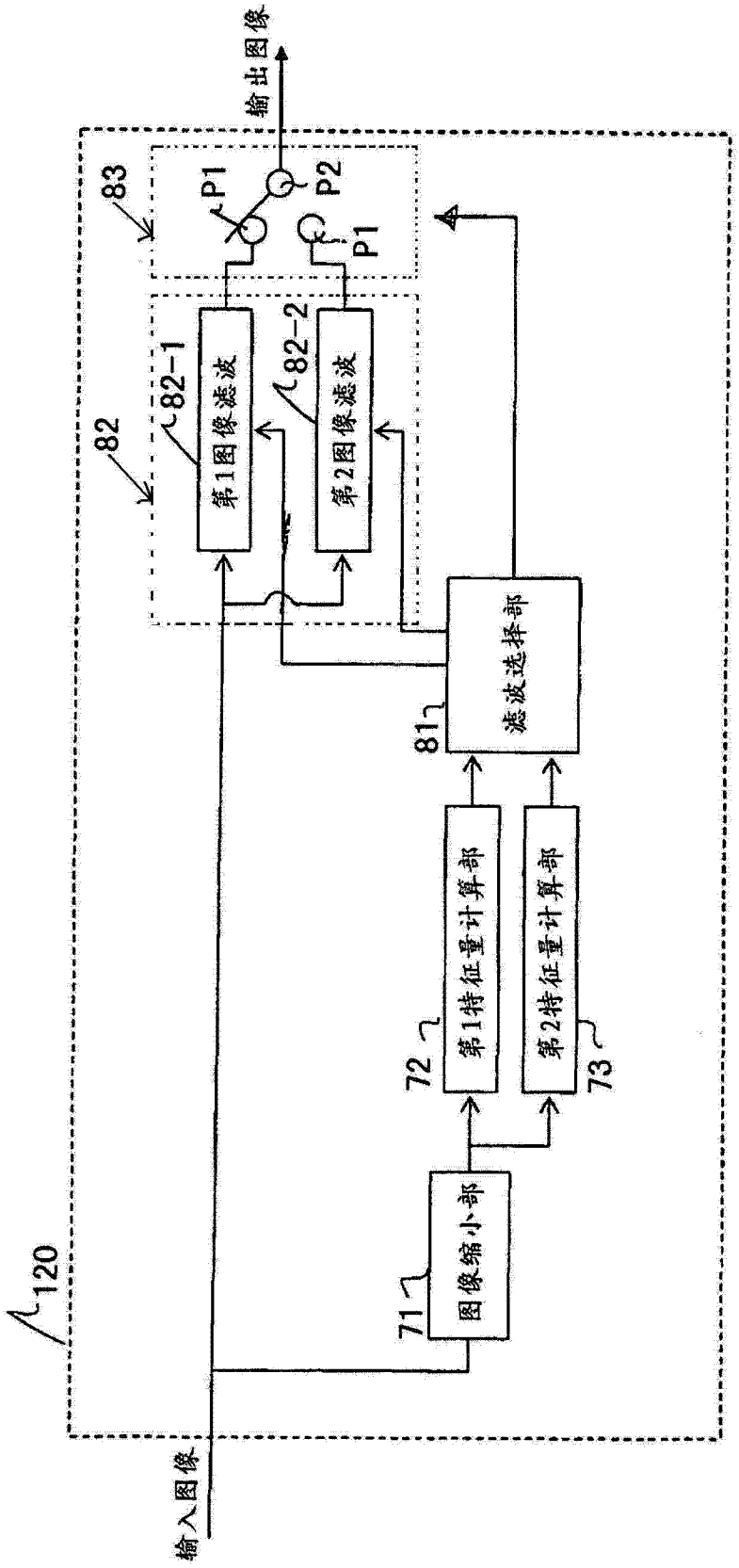
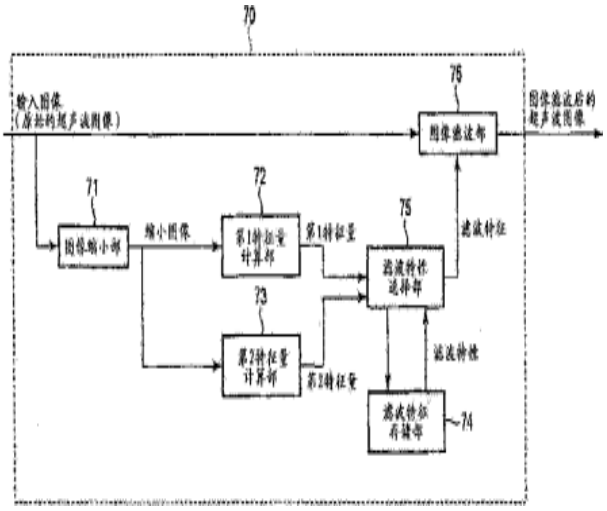

输入图像
120
71
图像缩小部
72
第1特征量计算部
73
第2特征量计算部
81
滤波选择部
82
82-1
第1图像滤波
82-2
第2图像滤波
83
P1
P2
P1
输出图像

图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置以及处理方法		
公开(公告)号	CN103169496A	公开(公告)日	2013-06-26
申请号	CN201210553218.0	申请日	2012-12-19
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	大住良太 市冈健一		
发明人	大住良太 市冈健一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5269 G06T5/002 G06T5/20 G06T2207/10132 G06T2207/20016 G06T2207/20064 G06T2207/30056 G06T2207/30101		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2011283970 2011-12-26 JP 2012233151 2012-10-22 JP		
其他公开文献	CN103169496B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供超声波诊断装置、医用图像处理装置以及处理方法。该超声波诊断装置具有：超声波探头，对被检体发送接收超声波；图像生成部，生成与被检体相关的超声波图像；第1计算部，计算与超声波图像内的特定区域中的边缘方向相关的第1特征量，特定区域比应用于超声波图像的图像滤波的内核尺寸大；第2计算部，计算与特定区域中的边缘强度分布或者亮度值分布相关的第2特征量；存储部，对多个滤波特性的各个，将适合滤波特性的超声波图像所能够具有的第1特征量的范围和第2特征量的范围建立关联来存储；选择部，从多个参数组中选择与第1特征量和第2特征量这双方对应的滤波特性；图像滤波部，对超声波图像实施具有选择的滤波特性的图像滤波。