



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102370498 A

(43) 申请公布日 2012. 03. 14

(21) 申请号 201110223571. 8

(22) 申请日 2011. 08. 05

(30) 优先权数据

176733/2010 2010. 08. 05 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 西原财光 今村智久 鹭见笃司

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

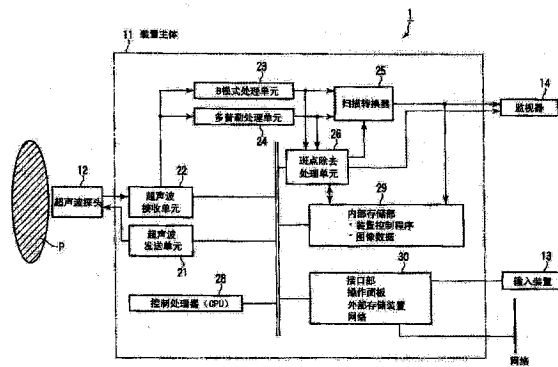
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波图像处理装置

(57) 摘要

超声波诊断装置和超声波图像处理装置具备:数据产生单元,对被检体的规定区域执行B模式的超声波收发而产生超声波图像数据;分解单元,层级性多分辨率分解超声波图像数据,得到第一级到第n级的低频分解图像数据和高频分解图像数据;滤波单元,用各层级的高频分解图像数据计算滤波系数,使用滤波系数对下一级层级的输出数据或低频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,根据高频分解图像数据在每个层级生成信号的边缘信息;高频电平控制单元,基于各层级的边缘信息在每个层级控制高频分解图像数据的信号电平;合成单元,层级性地多分辨率合成滤波单元的输出数据或来自下一级层级的输出数据和高频电平控制单元的输出数据,取得超声波图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

数据产生单元,对被检体的规定区域执行基于 B 模式的超声波收发,产生超声波图像数据;

分解单元,层级性地对上述超声波图像数据进行多分辨率分解,得到第一级到第 n 级的低频分解图像数据、以及第一级到第 n 级的高频分解图像数据,其中, n 是大于等于 2 的自然数;

滤波单元,使用上述各层级中的上述高频分解图像数据计算滤波系数,使用该滤波系数,对来自下一级层级的输出数据或上述低频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,并且根据上述高频分解图像数据,按照每个上述层级生成信号的边缘信息;

高频电平控制单元,基于上述各层级的上述边缘信息,按照每个上述层级控制上述高频分解图像数据的信号电平;以及

合成单元,层级性地对上述滤波单元的输出数据或来自下一级层级的输出数据、和上述高频电平控制单元的输出数据进行多分辨率合成,由此取得超声波图像数据。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多分辨率分解是小波变换,上述多分辨率合成是小波逆变换。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多分辨率分解及上述多分辨率合成是拉普拉斯金字塔法。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波图像数据是扫描转换处理前的 RAW 数据。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波图像数据是体数据;

上述分解单元对构成上述体数据的多个二维超声波图像数据分别执行上述多分辨率分解。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波图像数据是体数据;

上述分解单元对使用上述体数据生成的三维图像数据执行上述多分辨率分解。

7. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:

分解单元,层级性地对通过对被检体的规定区域执行基于 B 模式的超声波收发而取得的超声波图像数据进行多分辨率分解,得到第一级到第 n 级的低频分解图像数据、以及第一级到第 n 级的高频分解图像数据,其中, n 是大于等于 2 的自然数;

滤波单元,使用上述各层级中的上述高频分解图像数据计算滤波系数,使用该滤波系数,对来自下一级层级的输出数据或上述低频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,并且根据上述高频分解图像数据,按照每个上述层级生成信号的边缘信息;

高频电平控制单元,基于上述各层级的上述边缘信息,按照每个上述层级控制上述高频分解图像数据的信号电平;以及

合成单元,层级性地对上述滤波单元的输出数据或来自下一级层级的输出数据、和上述高频电平控制单元的输出数据进行多分辨率合成,由此取得超声波图像数据。

8. 如权利要求 7 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述多分辨率分解是小波变换,上述多分辨率合成是小波逆变换。

9. 如权利要求 7 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述多分辨率分解及上述多分辨率合成是拉普拉斯金字塔法。
10. 如权利要求 7 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述超声波图像数据是扫描转换处理前的 RAW 数据。
11. 如权利要求 7 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述超声波图像数据是体数据;
上述分解单元对构成上述体数据的多个二维超声波图像数据分别执行上述多分辨率分解。
12. 如权利要求 7 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,上述超声波图像数据是体数据;
上述分解单元对使用上述体数据生成的三维图像数据执行上述多分辨率分解。

超声波诊断装置及超声波图像处理装置

[0001] 本申请基于 2010 年 8 月 5 日提出的日本特许申请第 2010-176733 号并主张其优先权,这里通过援引包括其全部内容。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波图像处理装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断能够通过将超声波探头从体表抵接的简单的操作以实时显示得到心脏的跳动或胎儿的运动的形态,并且由于安全性较高而能够反复进行检查。除此以外,系统的规模与 X 射线 CT、MRI 等其他诊断设备相比较小,可以说是向床边移动的检查也能够容易地进行等的简便的诊断方法。在该超声波诊断中使用的超声波诊断装置根据其具备的功能的种类而各种各样地不同,但小型的装置开发出了用单手搬运的程度的结构,超声波诊断没有 X 射线等那样辐射的影响,在妇产科或在家医疗等中也能够使用。此外,近年来的超声波诊断装置通过使用将超声波振子二维排列而成的二维阵列超声波探头等,空间地对被检体内部进行扫描而收集三维的生物体信息(体数据)也变得成为可能。

[0004] 作为以超声波诊断中的斑点除去为目的的现有技术,有组合了多分辨率分析和非线性各向异性扩散滤波的滤波处理。在非线性各向异性扩散处理中,通过改变在边缘部和其他部位实施的处理,能够得到被进行了边缘强调及斑点除去后的图像。此外,通过进行多分辨率分析,按照从更全局的处理向更局部的处理的顺序依次处理,由此能够更高速且高效率地进行处理。

[0005] 但是,在以往的上述滤波技术中,特别是三维地观察胎儿的形态的情况下,在多分辨率分析的下位级(level)的处理中,检测胎儿的脸表面的比较大的凹凸部位作为边缘。由此,这样的凹部部位的边缘被进行了强调的结果是,在多分辨率分析的上位级的处理中也被识别为边缘,结果有时在输出图像中强调了不自然的边缘。此外,手指等仅能够在上位级中检测到那样的细小的边缘由于受到下位级的斑点除去的影响,所以有时在输出图像中作为边缘的检测变得困难。

[0006] 专利文献 1:日本特开 2009-153918 号公报

发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述情况而做出的,目的是提供一种在以斑点除去为目的进行组合了多分辨率分解和非线性各向异性扩散滤波的滤波处理的情况下,能够抑制在胎儿的脸表面等出现的较大构造部位的不自然的边缘强调,并且能够将胎儿的手指等的较细小的构造部位的边缘适当地强调的超声波诊断装置、超声波图像处理装置。

[0008] 根据本实施方式之一的超声波诊断装置具备:数据产生单元,对被检体的规定区域执行基于 B 模式的超声波收发,产生超声波图像数据;分解单元,层级性地对上述超声波图像数据进行多分辨率分解,得到第一级到第 n 级的低频分解图像数据、以及第一级到第 n

级的高频分解图像数据,其中, n 是大于等于2的自然数;滤波单元,使用上述各层级中的上述高频分解图像数据计算滤波系数,使用该滤波系数,对来自下一级层级的输出数据或上述低频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波,并且根据上述高频分解图像数据,按照每个上述层级生成信号的边缘信息;高频电平控制单元,基于上述各层级的上述边缘信息,按照每个上述层级控制上述高频分解图像数据的信号电平;以及合成单元,层级性地对上述滤波单元的输出数据或来自下一级层级的输出数据、和上述高频电平控制单元的输出数据进行多分辨率合成,由此取得超声波图像数据。

[0009] 能够实现在以斑点除去为目的进行组合了多重分辨率解析和非线性各向异性扩散滤波的滤波处理的情况下能够抑制在胎儿的脸表面等上出现的较大构造部位的不自然的边缘强调,并且能够将胎儿的手指等较细小的构造部位的边缘适当地强调的超声波诊断装置、超声波图像处理装置。

附图说明

[0010] 图1是表示实施方式所涉及的超声波诊断装置1的块结构图。

[0011] 图2是表示在本实施方式所涉及的斑点除去处理单元26中执行的斑点除去处理的流程的图。

[0012] 图3是表示在以往的斑点除去处理单元26中执行的斑点除去处理的流程的图。

[0013] 图4是在斑点除去功能中使用的输入图像的一例。

[0014] 图5是表示以图4所示的图像为输入、通过图3所示的以往的斑点除去功能取得的边缘信息的图。

[0015] 图6是表示以图4所示的图像为输入、通过图2所示的本实施方式所涉及的斑点除去功能取得的边缘信息的图。

[0016] 图7是表示以图4所示的图像为输入、通过图3所示的以往的斑点除去功能最终输出的图像的图。

[0017] 图8是表示以图4所示的图像为输入、通过图2所示的本实施方式所涉及的斑点除去功能最终输出的图像的图。

[0018] 图9是表示第二实施方式所涉及的超声波诊断装置1的结构的图。

[0019] 图10A、图10B是用来说明第二实施方式所涉及的斑点除去功能的图。

[0020] 图11是表示第三实施方式所涉及的超声波诊断装置1的结构的图。

[0021] 图12是表示将多个三维图像(体绘制图像14a、第一多截面变换显示图像14b、第二多截面变换显示图像14c)同时显示在监视器14上的方式的一例的图。

[0022] 图13是表示本实施方式所涉及的斑点除去处理的流程的图。

[0023] 附图标记说明

[0024] 10...超声波诊断装置,12...超声波探头,13...输入装置,14...监视器,21...超声波发送单元,22...超声波接收单元,23...B模式处理单元,24...多普勒处理单元,25...扫描转换器,26...斑点除去处理单元,28...控制处理器,29...内部存储部,30...接口部,31...体数据生成部,32...三维图像处理部

具体实施方式

[0025] 根据本实施方式之一的超声波诊断装置具备：数据产生单元，对被检体的规定区域执行基于 B 模式的超声波收发，产生超声波图像数据；分解单元，层级性地对上述超声波图像数据进行多分辨率分解，得到第一级到第 n 级的低频分解图像数据、以及第一级到第 n 级的高频分解图像数据，其中，n 是大于等于 2 的自然数；滤波单元，使用上述各层级中的上述高频分解图像数据计算滤波系数，使用该滤波系数，对来自下一级层级的输出数据或上述低频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波，并且根据上述高频分解图像数据，按照每个上述层级生成信号的边缘信息；高频电平控制单元，基于上述各层级的上述边缘信息，按照每个上述层级控制上述高频分解图像数据的信号电平；以及合成单元，层级性地对上述滤波单元的输出数据或来自下一级层级的输出数据、和上述高频电平控制单元的输出数据进行多分辨率合成，由此取得超声波图像数据。

[0026] 以下，按照附图说明第一实施方式至第四实施方式。另外，在以下的说明中，对于具有大致相同的功能及结构的结构单元赋予相同的附图标记，仅在必要的情况下进行重复说明。

[0027] （第一实施方式）

[0028] 以下，按照附图说明第一实施方式。另外，在以下的说明中，对于具有大致相同的功能及结构的结构单元赋予相同的附图标记，仅在必要的情况下进行重复说明。

[0029] 图 1 示出了本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的块结构图。如该图所示，本超声波诊断装置 1 具备超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、扫描转换器 25、斑点除去处理单元 26、控制处理器 (CPU) 28、内部存储部 29、接口部 30。以下，对各个结构单元的功能进行说明。

[0030] 超声波探头 12 具有基于来自超声波发送单元 21 的驱动信号产生超声波并将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子、设在该压电振子匹配层、和防止从该压电振子向后方传播超声波的背衬件等。若从该超声波探头 12 对被检体 P 发送超声波，则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射，作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于发生了反射的不连续面的声阻抗之差。此外，被发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏等的表面反射的情况下的回波，根据多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度成分，受到频率偏移。

[0031] 输入装置 13 与装置主体 11 连接，具有用来将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入到装置主体 11 中的各种开关、按钮、跟踪球 13s、鼠标 13c、键盘 13d 等。例如，若操作者操作了输入装置 13 的结束按钮或冻结 (FREEZE) 按钮，则超声波的收发结束，该超声波诊断装置成为暂停状态。

[0032] 监视器 14 基于来自扫描转换器 25 的视频信号，将生物体内的形态学信息、血流信息作为图像显示。

[0033] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发信号发生电路、延迟电路及脉冲器电路等。在脉冲器电路中，以规定的速率频率 f_r Hz (周期： $1/f_r$ 秒) 反复，产生用来形成发送超声波的速率脉冲。此外，在延迟电路中，对各速率脉冲赋予为了在每个信道将超声波集束为束状且决定发送指向性而需要的延迟时间。触发信号发生电路在基于该速率脉冲的定时，对探头 12 施加驱动脉冲。

[0034] 另外，超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 28 的指示执行规定的扫描次序，具

有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是,关于发送驱动电压的变更,通过能够瞬间切换该发送驱动电压的值的线性放大器型的发信电路、或者通过电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0035] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、加法器等。在放大器电路中,将经由探头 12 取入的回波信号按照每个信道放大。在 A/D 变换器中,对放大后的回波信号赋予为了决定接收指向性而需要的延迟时间,然后在加法器中进行加法处理。通过该加法,回波信号的来自与接收指向性对应的方向的反射成分被强调,通过接收指向性和发送指向性,形成超声波收发的综合性的波束。

[0036] B 模式处理单元 23 从超声波发送单元 21 接受回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度用亮度的明亮度来表现的数据。将该数据发送给扫描转换器 25,作为用亮度表示反射波强度的 B 模式图像显示在监视器 14 上。

[0037] 多普勒处理单元 24 根据从超声波发送单元 21 接受到的回波信号,对速度信息进行频率分析,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,针对多个点求出平均速度、方差、功率(power)等的血流信息。将得到的血流信息传送给扫描转换器 25,作为平均速度图像、方差图像、功率图像、它们的组合图像彩色显示在监视器 14 上。

[0038] 扫描转换器 25 从 B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、斑点除去处理单元 26 接受到的数据与各种参数的文字信息及刻度等一起合成,将超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波诊断图像。扫描转换器 25 搭载有用于保存图像数据的存储器,例如在诊断后,操作者能够将在检查中记录的图像调出。另外,进入到该扫描转换器 25 中之前的数据,例如是空间上的每个位置的振幅值或亮度值的集合,称作“RAW 数据”。

[0039] 斑点除去处理单元 26 基于来自控制处理器 28 的控制,使用扫描转换前的 RAW 数据,执行基于后述的斑点除去功能的处理。

[0040] 控制处理器 28 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,是控制本超声波诊断装置主体的动作的 CPU。控制处理器 28 从内部存储部 29 读出用来执行图像生成和显示、后述的斑点除去功能的专用程序等执行用的控制程序,并展开到自身具有的存储器上,执行关于各种处理的运算和控制等。

[0041] 内部存储部 29 保管有用来执行后述的扫描次序、图像生成和显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医生的见解等)、诊断协议、收发条件、用来实现斑点除去功能的专用程序、身体标志生成程序等数据群。此外,根据需要还被用于图像存储器 26 中的图像的保管等。内部存储部 29 的数据还能够经由接口电路 30 向外部周边装置传输。

[0042] 接口部 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等的的数据、分析结果等能够通过接口部 30 经由网络向其他装置传输。

[0043] (斑点除去功能)

[0044] 接着,对本超声波诊断装置 1 具有的斑点除去功能进行说明。该功能例如是将用于实现边缘强调及斑点除去的非线性各向异性扩散滤波处理与从全局性的处理到局部性的处理依次执行的多分辨率分析组合起来,对针对扫描转换处理前的图像数据(RAW 数据)进行执行。此时,作为边缘检测算法的输入而使用多分辨率分析后的高频分解图像数据,并

且在该边缘检测后执行的扩散处理中使用通过高频分解图像数据检测出的边缘信息和低频分解图像数据,由此,通过多分辨率分解与非线性各向异性扩散滤波处理的叠加效果来进行斑点除去。另外,在本实施方式中,为了具体地进行说明,以多分辨率分解的级数 n 为 3 的情况为例。但是,并不局限于该例,例如 N 只要是 2 以上的自然数,是怎样的值都可以。

[0045] 图 2 是表示在斑点除去处理单元 26 中执行的基于斑点除去功能的处理(斑点除去处理)的流程图。如该图所示,首先,级 1 的小波变换部 261a 对从 B 模式处理单元 23 输入的图像数据(RAW 数据)进行多分辨率分解。另外,这里的“小波变换”,是指离散小波变换。此外,小波变换是用于多分辨率分解的例示,并不局限于该方法。例如,也可以通过拉普拉斯金字塔法等其他方法实现多分辨率分解。多分辨率分解的结果,分解后的图像数据被分解为与分解前相比纵横的长度为一半的低频图像(LL)、水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)。分别将分解后的图像数据之中的低频图像(LL)向级 2 的小波变换部 262a、将水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)向级 1 的高频电平(level)控制部 261b 及构造张量/扩散张量计算部 261c 输出。

[0046] 此外,级 2 的小波变换部 262a 对从级 1 的小波变换部 261a 输入的低频图像(LL)进行多分辨率分解而取得低频图像(LL)、水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)。小波变换部 262a 分别将低频图像(LL)向级 3 的小波变换部 263a、将水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)向级 2 的高频电平控制部 262b 及构造张量/扩散张量计算部 262c 输出。

[0047] 进而,级 3 的小波变换部 263a 对从级 2 的小波变换部 262a 输入的低频图像(LL)进行多分辨率分解而取得低频图像(LL)、水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)。小波变换部 263a 分别将低频图像(LL)向该水平的非线性各向异性扩散滤波器 263e、将水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)向级 3 的高频电平控制部 263b 及构造张量/扩散张量计算部 263c 输出。

[0048] 另外,级 3 的小波变换部 263a 为了处理的高速化,优选的是将水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)这三个图像作为汇总的一张图像向构造张量/扩散张量计算部 263c 输出。作为汇总为一张图像的方法的具体例,例如可以举出将三张图像取绝对值后相加的图像、将三张图像(不取绝对值)相加的图像、三张图像的平均值图像、将三张图像以规定的加权相加的图像、仅对三张图像中的某几个取绝对值而进行相加的图像(例如对水平方向高频图像(LH)及垂直方向高频图像(HL)不取绝对值、仅对角线方向高频图像(HH)取绝对值而相加的图像)等。

[0049] 接着,级 3 的构造张量/扩散张量计算部 263c 使用水平方向高频图像(LH)、垂直方向高频图像(HL)、对角线方向高频图像(HH)计算构造张量、扩散张量。具体而言,执行以下的处理。即,非线性各向异性扩散滤波器通过以下的偏微分方程式(1)来表示。

$$[0050] \quad \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[D\nabla I] \quad (1)$$

[0051] I 是所处理的图像的像素电平(Pixel level)、 ∇I 是其梯度矢量(gradient vector), t 是与处理相关的时刻。 D 是扩散张量(Diffusion Tensor),则能够如以下的式

(2) 那样表示。

$$[0052] \quad D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{12} & d_{22} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} R^T \quad (2)$$

[0053] R 是旋转矩阵, 扩散张量 D 表示对各像素的梯度矢量在特定的朝向及该朝向的垂直方向上分别乘以系数 λ_1 、 λ_2 的运算操作。该朝向是检测到的图像的边缘的朝向, 系数取决于边缘的大小。

[0054] 为了检测边缘的大小和朝向, 一般求出该图像的构造张量 (structure tensor), 计算其固有值和固有矢量。固有值与边缘的大小建立了关联, 固有矢量表示边缘的朝向。构造张量如以下的式 (3) 那样定义。

$$[0055] \quad S = G_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_\rho * I_x^2 & G_\rho * (I_x I_y) \\ G_\rho * (I_x I_y) & G_\rho * I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad (3)$$

[0056] 这里, I_x 、 I_y 是所处理的图像 I 的 x (水平) 方向、y (垂直) 方向的空间微分, G_ρ 表示二维高斯函数, 运算符 “*” 表示卷积。边缘的大小和朝向的计算也可以并不一定严格按照上述方法, 作为处理的第一阶段, 也可以代替计算 I_x 、 I_y 而使用索贝尔滤波器 (sobel filter) 或多分辨率分解的高频成分。

[0057] 系数 λ_1 、 λ_2 的计算方法根据各诊断领域中的超声波图像的特性而不同, 但如果准备一般的数式、能够通过一些参数进行调整, 则较方便。

[0058] 此外, 滤波器自身的计算通过偏微分方程式的数值分析的解法进行。即, 根据在时刻 t 位于某点的像素及其周围的例如 9 点的各像素的像素电平及扩散张量的各要素值, 求出时刻 t + Δt 位于该点的新的像素电平, 接着将 t + Δt 作为新的 t, 将同样的计算重复 1 次到多次。

[0059] 接着, 边缘检测部 263d 根据在构造张量 / 扩散张量计算部 263c 中计算出的构造张量的各要素, 计算边缘的大小 (边缘信息)。将计算出的边缘信息输出给扩散滤波器 263e。此外, 级 3 的高频电平控制部 263b 输入水平方向高频图像 (LH)、垂直方向高频图像 (HL)、对角线方向高频图像 (HH) 及关于这 3 个成分的边缘信息, 按照它们来控制高频电平。另外, 在本实施方式中, 边缘信息是基于构造张量的固有值的被规格化后的边缘的大小, 是取其与各高频图像的按照每个像素的乘积、再对其结果乘以各高频图像的控制系数而得的值。作为另一例也可以是, 对边缘的大小设定阈值, 将阈值以上看作边缘, 对边缘以外的区域乘以各高频图像的控制系数的方法。将这样处理后的 3 张高频图像向扩散滤波器 263e 及小波逆变换部 263f 输出。

[0060] 接着, 级 3 的扩散滤波器 263e 对来自高频电平控制部 263b 的 3 张高频图像、来自边缘检测部 263d 的边缘信息、来自小波变换部 263a 的低频图像 (LL) 进行滤波, 将级 3 中执行了边缘强调及斑点除去后的低频图像向小波逆变换部 263f 输出。

[0061] 高频电平控制部 263b 使用从小波变换部 263a 接受到的水平方向高频图像 (LH)、垂直方向高频图像 (HL)、对角线方向高频图像 (HH)、和来自边缘检测部 263d 的边缘信息, 控制高频分解图像数据的信号电平后, 将该高频分解图像数据向小波逆变换部 263f 输出。

[0062] 小波逆变换部 263f 使用从扩散滤波器 263e 输入的高频图像及低频图像数据、和从高频电平控制部 263b 输入的高频图像数据, 重构 1 张图像。重构图像的纵横的长度为输

入图像的 2 倍。

[0063] 从级 3 的小波逆变换部 263f 输出的重构图像被向级 2 的扩散过滤器 262e 输出。在级 2 中,使用从该级 3 输出的重构图像、和从小波变换部 263a 输出的水平方向高频图像 (LH)、垂直方向高频图像 (HL)、对角线方向高频图像 (HH),执行与级 3 实质上同样的处理。此外,将从级 2 的小波逆变换部 262f 输出的重构图像向级 1 的扩散过滤器 261e 输出。在级 1 中,使用从该级 2 输出的重构图像、和从小波变换部 261a 输出的水平方向高频图像 (LH)、垂直方向高频图像 (HL)、对角线方向高频图像 (HH),执行与级 2、3 实质上同样的处理。这些处理的结果,最终,被有效地实施了边缘强调及斑点除去后的图像数据在小波逆变换部 261f 中生成,向扫描转换器 25 输出。

[0064] 扫描转换器 25 将合成图像数据与各种参数的文字信息或刻度等一起合成,变换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波诊断图像。将所生成的超声波图像在监视器 14 中以规定的方式进行显示。

[0065] 接着,一边与现有技术比较一边说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置的效果。

[0066] 图 3 是用来说明以往的超声波诊断装置具有的斑点除去功能的图。如该图所示,以往,作为非线性各向异性扩散处理的输入,使用多分辨率分解后的低频图像 (LL)、或者对更下位的多分辨率分解图像实施非线性扩散处理后的图像。因此,在由非线性各向异性扩散处理内部进行的边缘检测处理中检测到的边缘有更全局的边缘被强调并被提取的倾向,与从原图像获得的感觉上的边缘不一定一致。因而,有时会在作为结果得到的图像中出现别扭感。此外,由于下位的处理给上位的边缘检测处理带来影响,所以很难有效地实施低级的斑点除去。

[0067] 相对于此,在本实施方式所涉及的超声波诊断装置中,作为边缘检测算法的输入,使用多分辨率分析后的高频分解图像数据,并且在该边缘检测后执行的扩散处理中使用根据高频分解图像数据检测到的边缘信息和低频分解图像数据,由此,通过多分辨率分解与非线性各向异性扩散滤波处理的叠加效果进行斑点除去。因而,实施边缘检测处理的图像成为更接近于原图像的图像,能够进行与感觉更一致的边缘检测及边缘强调。此外,通过同时切断下位的非线性各向异性扩散处理和上位的边缘检测处理,能够更有效地实施低级的斑点除去。

[0068] 图 4 是在斑点除去功能中使用的输入图像的一例。图 5 是表示以图 4 所示的图像为输入、由图 3 所示的以往的斑点除去功能取得的边缘信息的图。图 6 是表示以图 4 所示的图像为输入、由图 2 所示的本实施方式所涉及的斑点除去功能取得的边缘信息的图。图 7 是表示以图 4 所示的图像为输入、由图 3 所示的以往的斑点除去功能最终输出的图像的图。图 8 是表示以图 4 所示的图像为输入、由图 2 所示的本实施方式所涉及的斑点除去功能最终输出的图像的图。

[0069] 比较图 5 和图 6 可知,通过本实施方式所涉及的斑点除去功能取得的边缘信息与以往相比更自然地进行了脸部的边缘强调等。此外,比较图 7 和图 8 可知,与以往相比能够进行更与感觉一致的边缘检测及边缘强调,能够抑制在胎儿的脸表面等上出现的较大构造部位的不自然的边缘强调。此外,在下位的非线性各向异性扩散处理中,不再抑制详细的边缘信息,所以能够更有效地实施下位的斑点除去。因而,能够将胎儿的手指等比较细小的构

造部位的边缘适当地强调,并且能够实现斑点微小、组织的边界面更清晰的斑点除去处理。结果,能够提供高画质的诊断图像,能够有利于图像诊断质量的提高。

[0070] (第二实施方式)

[0071] 在第一实施方式中,表示了对二维图像数据(RAW数据)执行斑点除去处理的例子。相对于此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置1说明对三维体数据(RAW数据)执行斑点除去处理的情况。

[0072] 图9是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的结构图。若与图1比较,还具备体数据生成部31这一点、以及斑点除去处理单元26对来自体数据生成部31的体数据进行斑点进行处理这一点不同。

[0073] 体数据生成部31使用从B模式处理单元23接受到的B模式图像数据生成B模式体数据。此外,体数据生成部31使用从多普勒处理单元24接受到的多普勒模式数据,生成多普勒模式图像体数据。

[0074] 三维图像处理部32对从体数据生成部31接受到的体数据、或者从斑点除去处理单元26接受到的进行了斑点除去处理后的B模式体数据,进行体绘制、多截面变换显示(MPR:multi planar reconstruction)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。

[0075] 图10A、图10B是用来说明本实施方式所涉及的斑点除去功能的图。如该图所示,将体数据的截面之中的、在使用超声波探头12执行的超声波扫描的对象区域(超声波扫描区域)的中心轴处相交且相互垂直交叉的两个面定义为A面和B面,将与中心轴及A面、B面垂直的面定义为C面。

[0076] 从体数据生成部31接受到的B模式体数据能够取得为与A面平行的 m 个平面 A_0 、 A_1 、 \dots 、 A_{m-1} 的集合(即与A面平行的二维图像数据的集合)。斑点除去处理单元26对平行于A面的全部的二维图像数据实施在第一实施方式中叙述的斑点除去处理,由此执行对该B模式体数据的斑点除去处理。

[0077] 三维图像处理部32从斑点除去处理单元26接受被进行了斑点除去处理的B模式体数据,还从体数据生成部31接受多普勒体数据,基于它们执行体绘制等的图像处理。将通过该图像处理生成的三维图像数据在扫描转换器25中变换为一般的视频格式的扫描线信号串,在监视器14中以规定的方式显示。

[0078] 在本实施方式所涉及的超声波诊断装置中,对构成B模式体数据的全部二维图像数据实施斑点除去处理,由此能够对该B模式体数据整体执行第一实施方式所示的斑点除去处理。结果,能够取得不仅对A面、对B面、C面也进行了斑点除去的超声波图像。特别是,在要求平滑度的C面上,斑点微小,组织的边界面变得更清晰,能够在整个三维空间中实现有效的斑点除去。

[0079] (第三实施方式)

[0080] 在第二实施方式中,表示了对三维图像处理前的B模式体数据执行第一实施方式所涉及的斑点除去处理的例子。相对于此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置1说明对三维图像处理后的图像数据执行斑点除去处理的情况。

[0081] 图11是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的结构图。若与图9比较,斑点除去处理单元26对来自三维图像处理部32的图像数据进行斑点处理这一点不同。

[0082] 图 12 是表示将多个三维图像（体绘制图像 14a、第一多截面变换显示图像 14b、第二多截面变换显示图像 14c）同时显示在监视器 14 上的方式的一例的图。

[0083] 斑点除去处理单元 26 对从三维图像处理部 32 接受到的三维图像数据执行例如第一实施方式所述的斑点处理。此时，例如在采用图 12 所示的显示方式的情况下，能够对体绘制图像 14a、第一多截面变换显示图像 14b、第二多截面变换显示图像 14c 的至少一个图像施加斑点除去处理。另外，当然从三维图像处理部 32 接受到的三维图像数据并不局限于体绘制图像 14a、第一多截面变换显示图像 14b、第二多截面变换显示图像 14c 的例子。例如，对于通过表面绘制（surface rendering）或最大值投影显示等其他绘制和重构处理得到的三维图像数据，也能够执行本斑点处理。

[0084] （第四实施方式）

[0085] 在第四实施方式的超声波诊断装置中，对根据不同的信号流向的斑点除去功能进行说明。即，在第一至第三实施方式中，构成为将来自下一级层级的输出数据、来自边缘检测部的边缘信息、来自高频电平控制部的高频图像作为输入，生成执行了边缘强调及斑点除去后的高频图像、低频图像并进行小波逆变换，向上一级层级输出。相对于此，在第四实施方式所涉及的超声波诊断装置中，采用如下结构：在最下层以外的各层中，将通过各层级的小波变换得到的低频图像（LL）、来自边缘检测部的边缘信息、在构造张量 / 扩散张量计算部中计算出的扩散张量的各要素作为输入，生成执行了边缘强调及斑点除去的低频图像，向下一级层级输出。

[0086] 另外，采用在第一至第三实施方式中表示的斑点除去功能和该第四实施方式所涉及的斑点除去功能的哪个，例如以诊断对象为基准进行选择。此外，在以下的说明中，以对二维图像数据（RAW 数据）执行斑点除去处理的情况为例。但是，如在第二、第三实施方式中所说明的那样，也可以使用三维体数据（RAW 数据）、利用 RAW 数据的图像处理后的图像数据。

[0087] 图 13 是表示本实施方式所涉及的斑点除去处理的流程的图。如该图所示，首先，级 1 的小波变换部 261a 对从 B 模式处理单元 23 输入的图像数据（RAW 数据）进行多分辨率分解。多分辨率分解的结果，分解后的图像数据被分解为与分解前相比纵横的长度为一半的低频图像（LL）、水平方向高频图像（LH）、垂直方向高频图像（HL）、对角线方向高频图像（HH）。分别将分解的图像数据之中的低频图像（LL）向扩散滤波器 261e 输出、将水平方向高频图像（LH）、垂直方向高频图像（HL）、对角线方向高频图像（HH）向级 1 的高频电平控制部 261b 及构造张量 / 扩散张量计算部 261c 输出。

[0088] 接着，级 1 的构造张量 / 扩散张量计算部 261c 使用水平方向高频图像（LH）、垂直方向高频图像（HL）、对角线方向高频图像（HH）计算构造张量、扩散张量。边缘检测部 2631 根据在构造张量 / 扩散张量计算部 261c 中计算出的构造张量的各要素，计算边缘的大小（边缘信息）。将计算出的边缘信息向扩散滤波器 261e 输出。此外，级 1 的高频电平控制部 261b 输入水平方向高频图像（LH）、垂直方向高频图像（HL）、对角线方向高频图像（HH）及关于这 3 个成分的边缘信息，按照它们控制高频水平。

[0089] 接着，级 1 的扩散滤波器 261e 使用在构造张量 / 扩散张量计算部中计算出的扩散张量的各要素、来自边缘检测部 261d 的边缘信息，对从小波变换部 261a 输入的低频图像（LL）进行滤波，将级 1 的执行了边缘强调及斑点除去的低频图像向级 2 的小波变换部 262a

输出。

[0090] 在级 2 中,使用从级 1 输出的低频图像,执行与级 1 同样的处理。此外,在级 3 中,使用从级 2 输出的低频图像,执行与在第一实施方式中说明的级 3 中的处理同样的处理。

[0091] 级 3 的小波逆变换部 263f 使用从扩散滤波器 263e 输入的低频图像数据、和从高频电平控制部 263b 输入的高频图像数据重构一张图像。重构图像的纵横的长度为输入图像的 2 倍。

[0092] 将从级 3 的小波逆变换部 263f 输出的重构图像向级 2 的小波逆变换部 262f 输出。小波逆变换部 262f 使用从小波逆变换部 263f 输入的重构图像、和从高频电平控制部 262b 输入的高频图像数据重构一张图像。进而,小波逆变换部 261f 使用从小波逆变换部 262f 输入的重构图像、和从高频电平控制部 261b 输入的高频图像数据重构一张图像。这些处理的结果,最终,被高效率地实施了斑点除去的图像数据在小波逆变换部 261f 中生成,向扫描转换器 25 输出。

[0093] 扫描转换器 25 将合成图像数据与各种参数的文字信息或刻度等一起合成,变换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波诊断图像。将所生成的超声波图像在监视器 14 中以规定的方式显示。

[0094] 通过以上所述的结构也能够有效地实施斑点除去。结果,能够将较细小的构造部位的边缘适当地强调,并且能够实现斑点微小、组织的边界面更清晰的斑点除去处理。

[0095] 另外,并不原样限定于上述各实施方式,在实施阶段中能够在不脱离其主旨的范围内将结构单元变形而具体化。作为具体的变形例,例如有如下的方式。

[0096] (1) 本实施方式所涉及的各项功能,也能够通过将执行该处理的程序安装到工作站等的计算机中,将这些程序在存储器上展开,由此来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序也可以保存到磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质中来进行发行。

[0097] (2) 在上述第二实施方式中,将进行斑点除去处理的截面设为在超声波扫描区域的中心轴处相交的面。但是,并不局限于该例,能够对三维空间的任意的截面进行斑点除去处理。

[0098] 以上说明了本发明的几个实施方式,这些实施方式只是作为例子进行提示,并不意欲限定发明的范围。这些新颖的实施方式也能够采用其他方式实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围和主旨内,并且也包含在权利要求书中记载的发明及其等同的范围内。

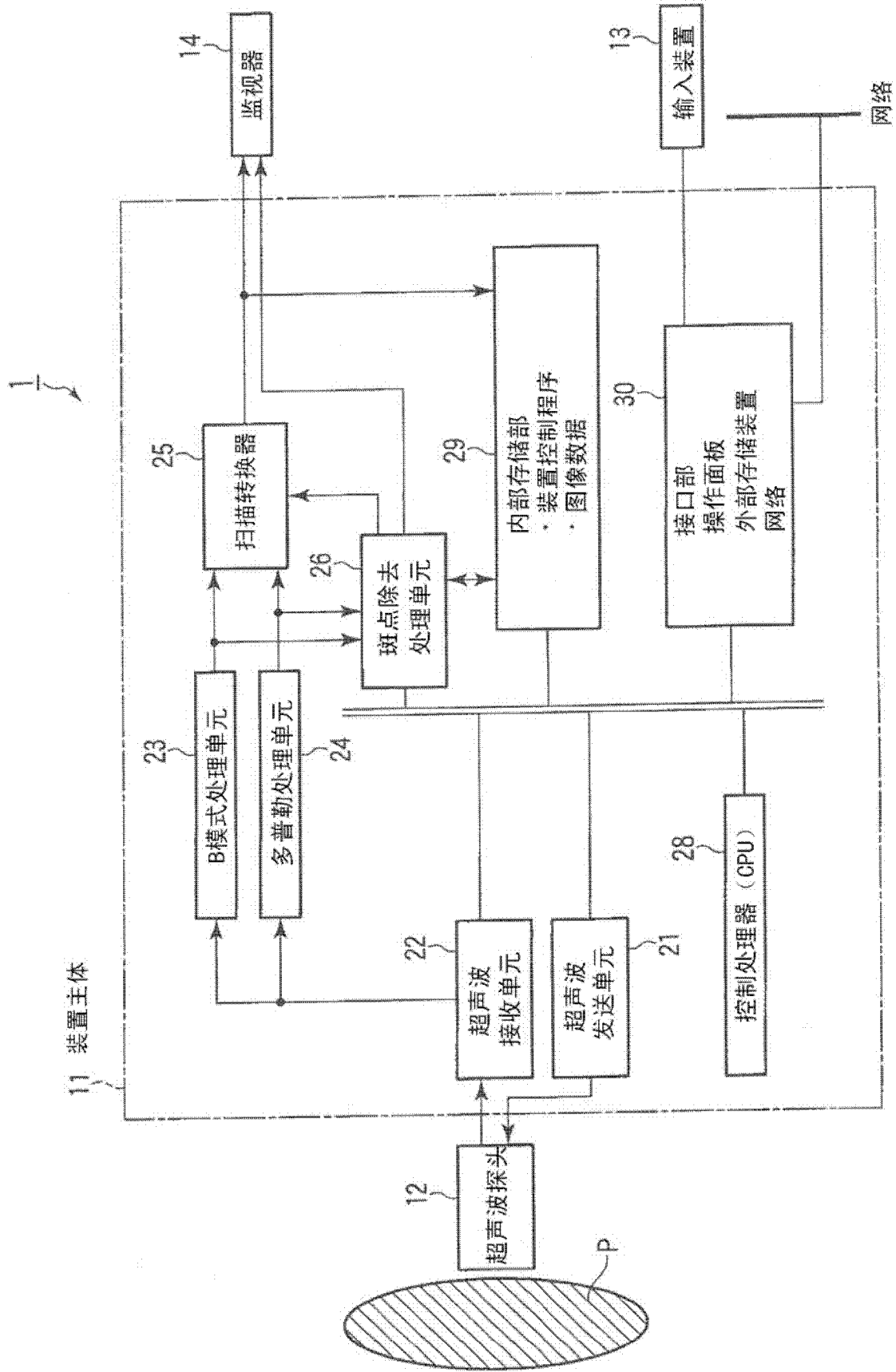


图 1

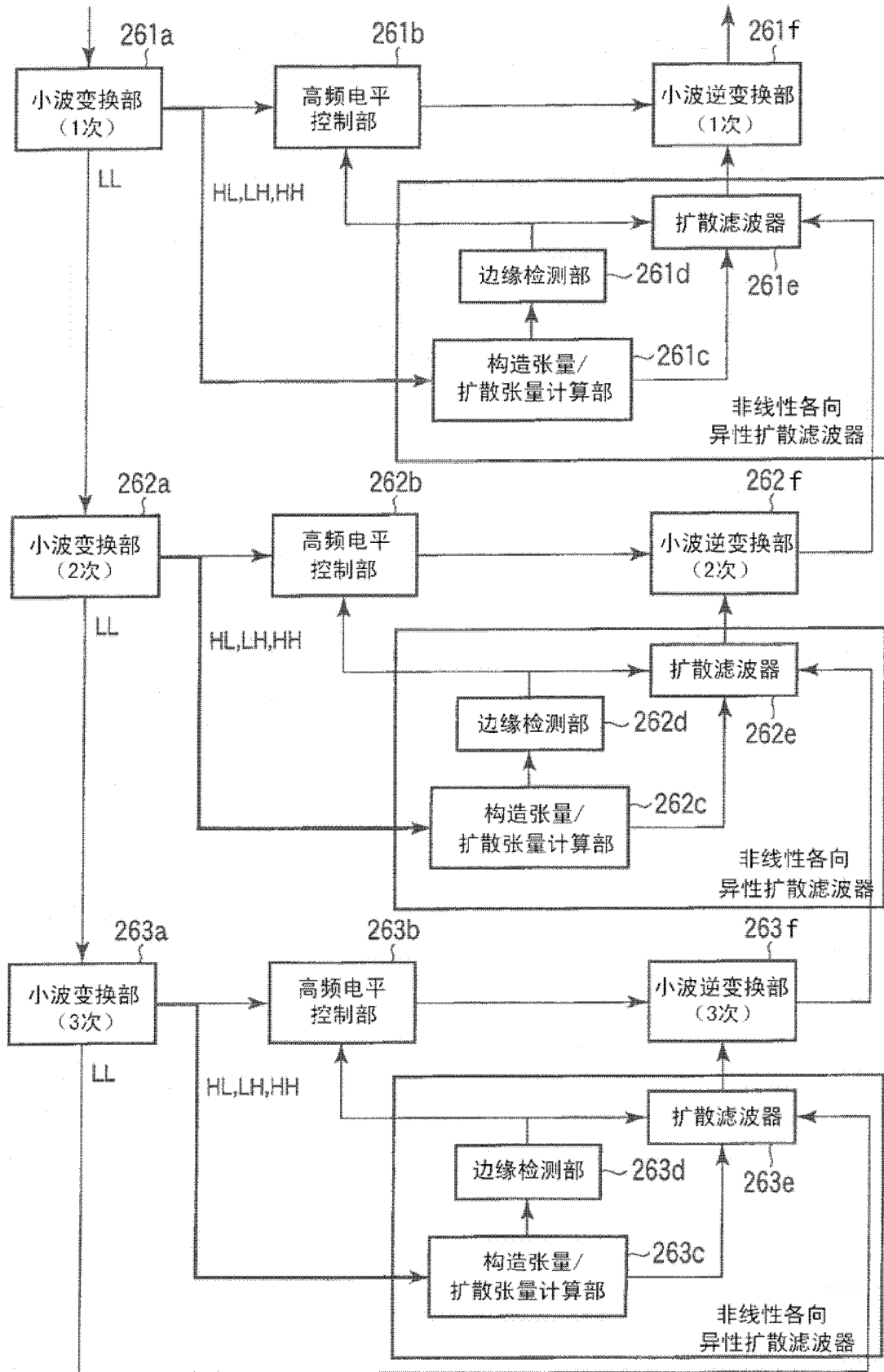


图 2

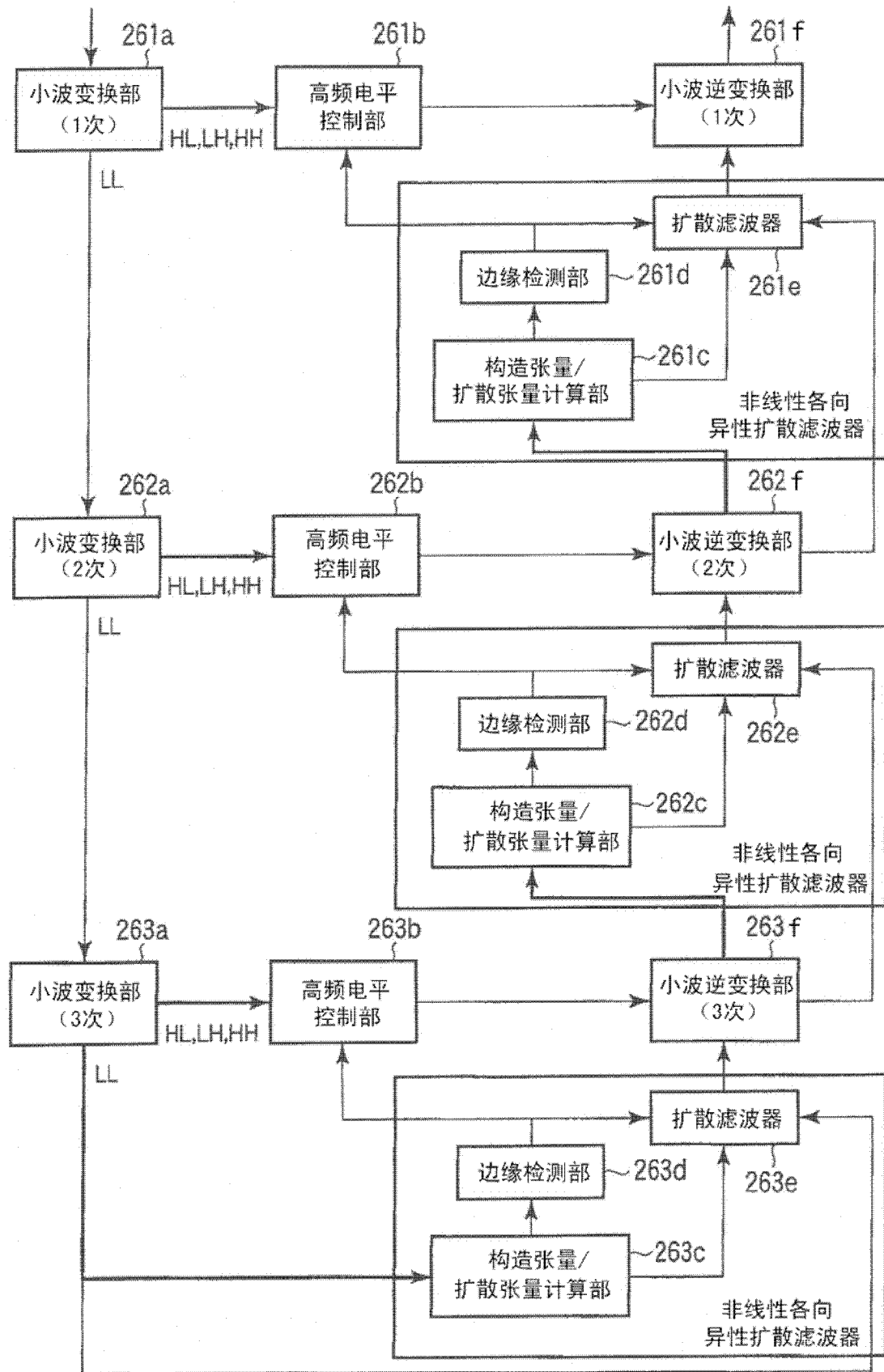


图 3

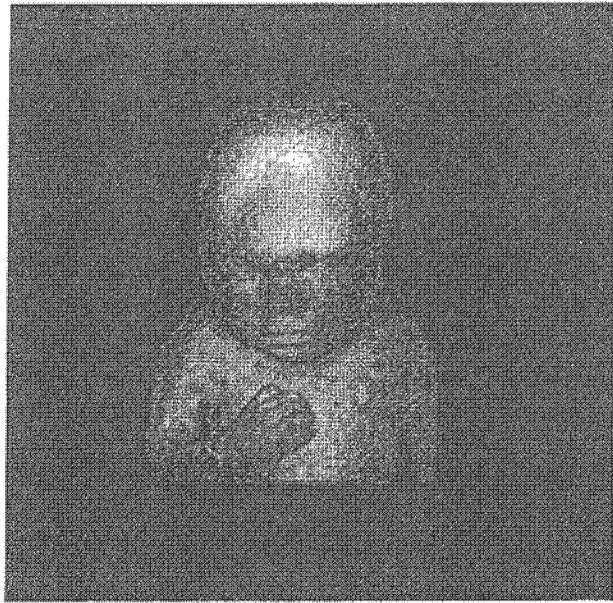


图 4

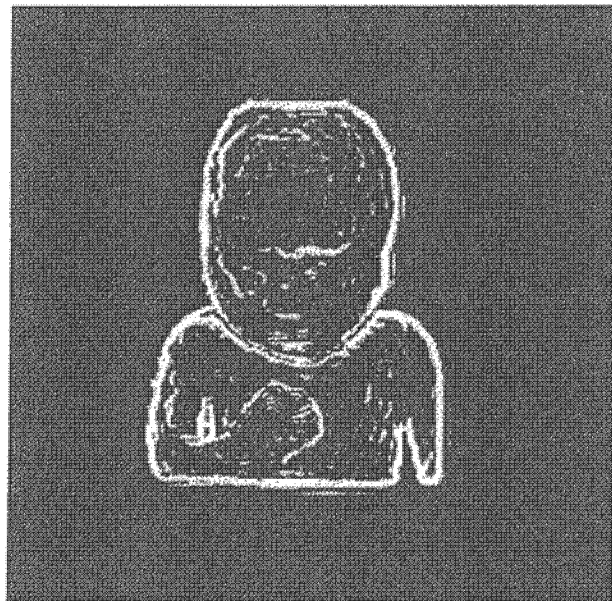


图 5

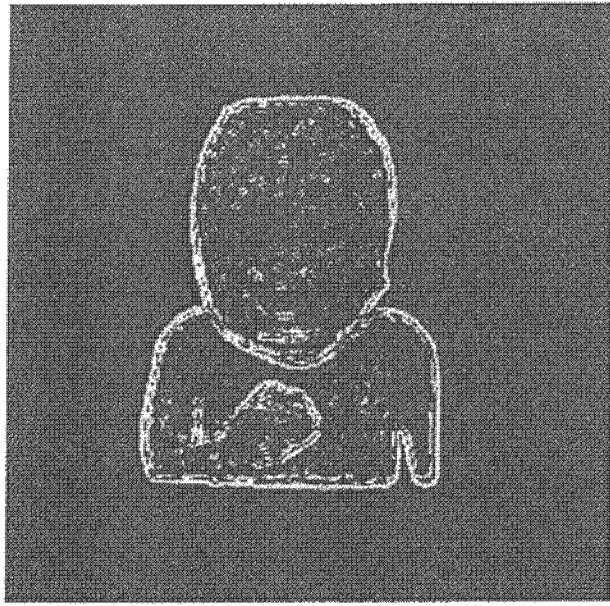


图 6

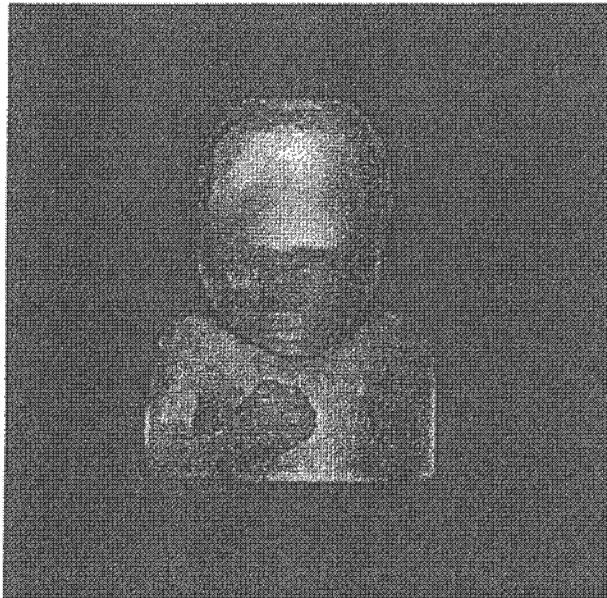


图 7

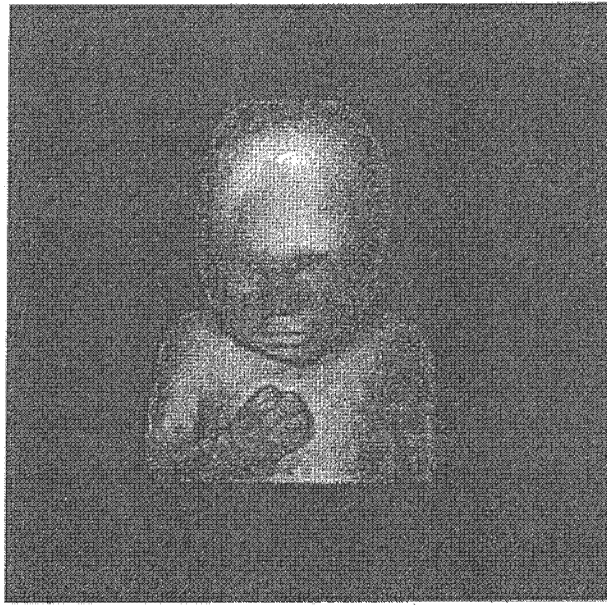


图 8

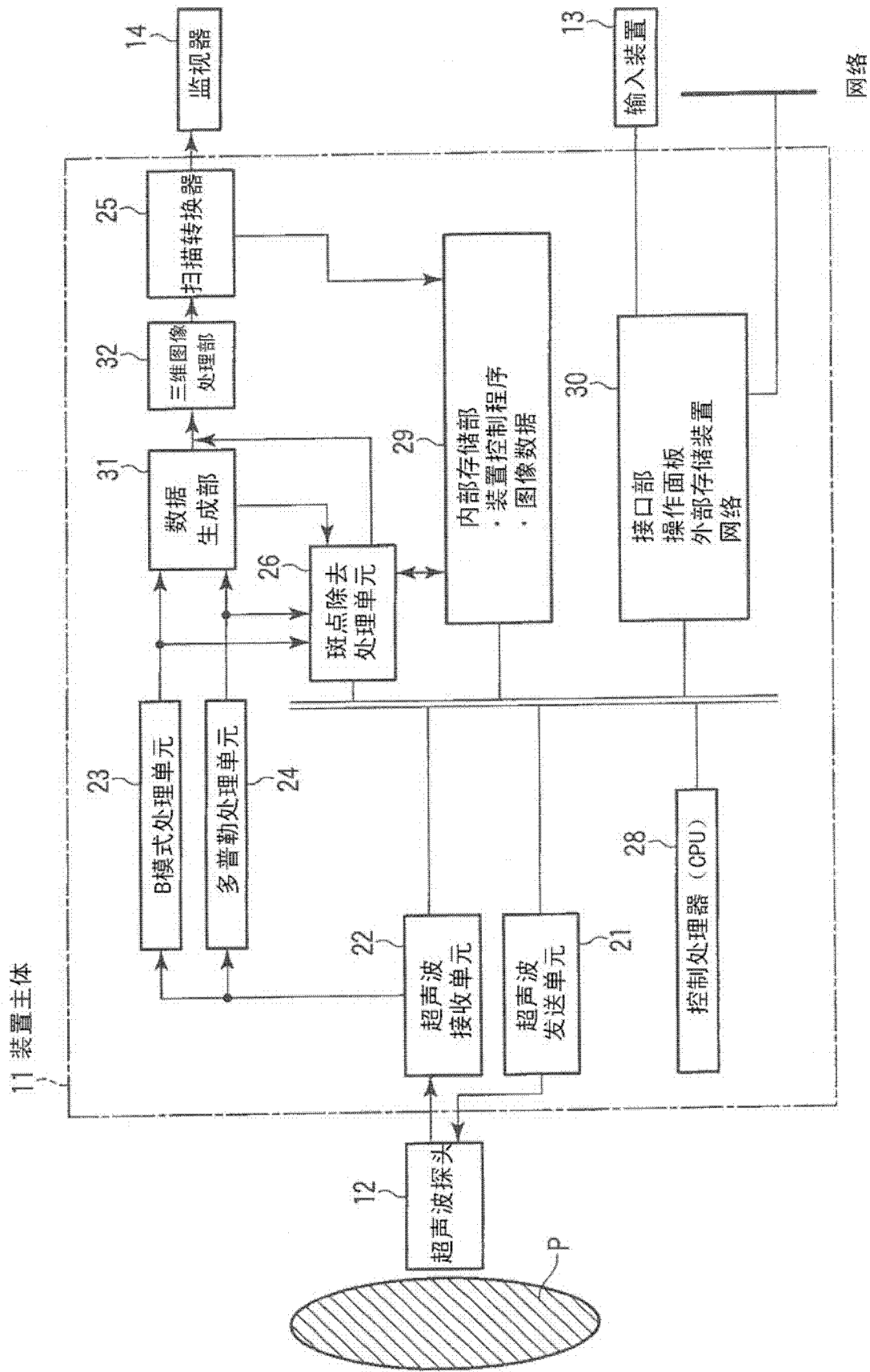


图 9

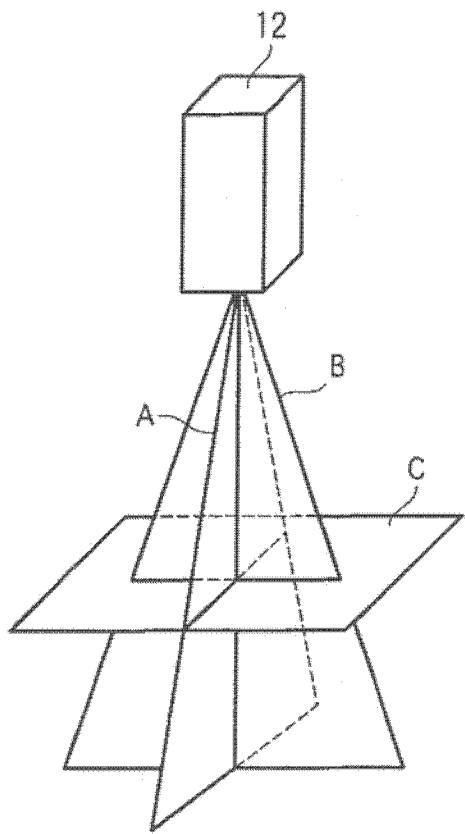


图 10A

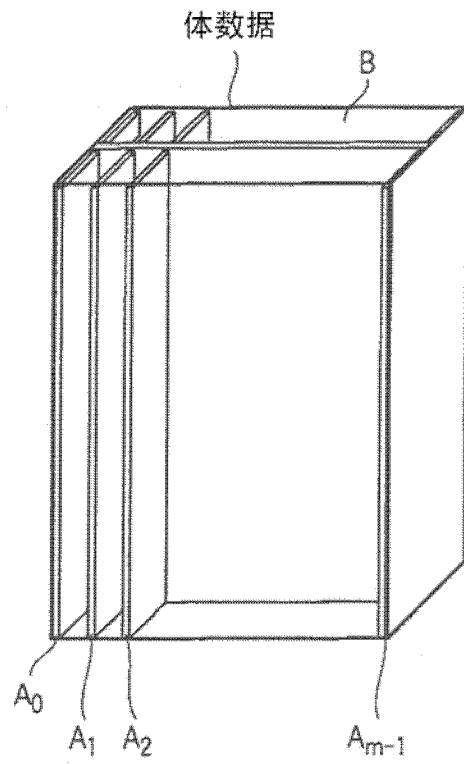


图 10B

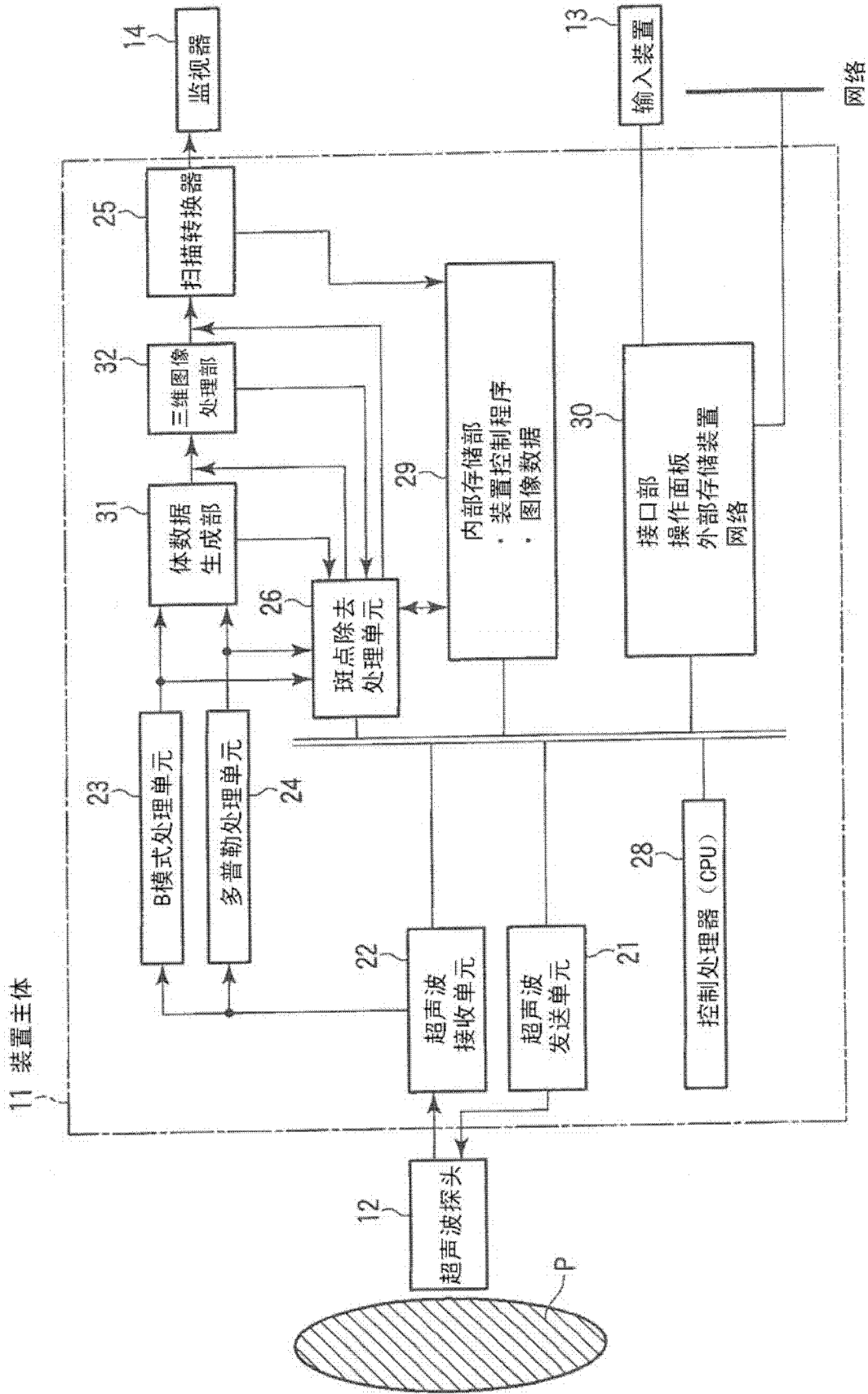


图 11

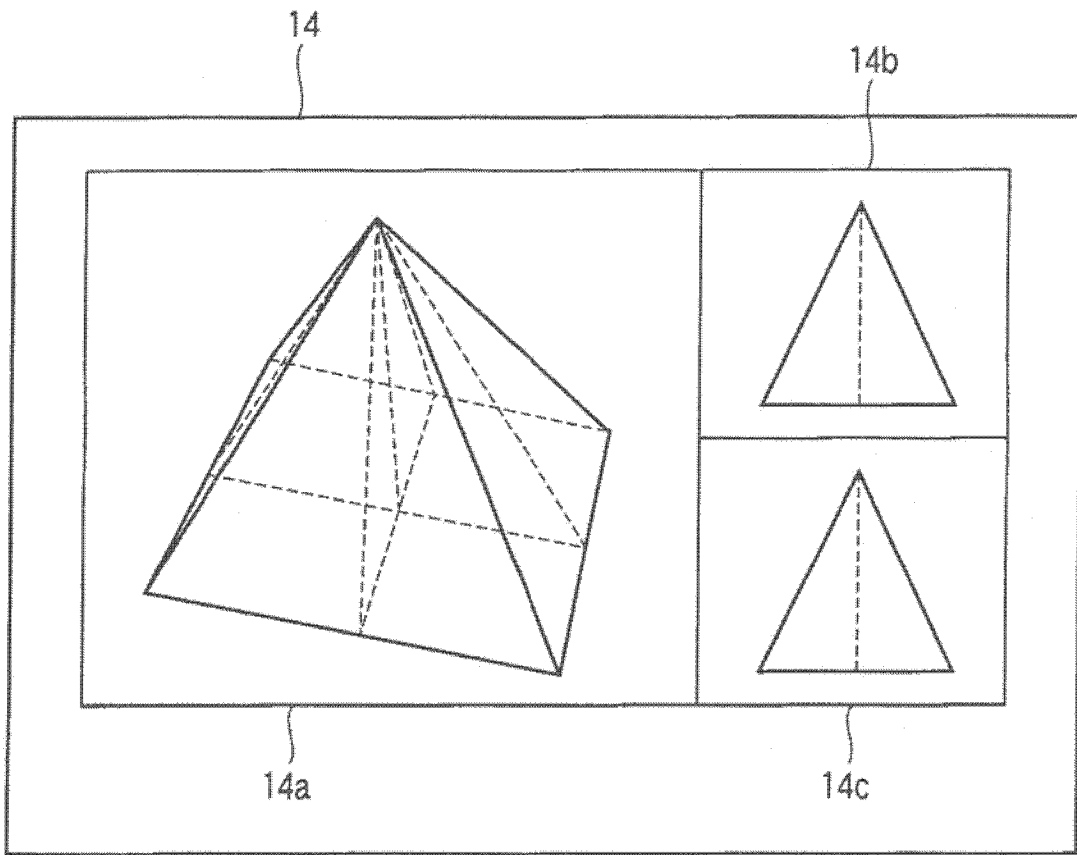


图 12

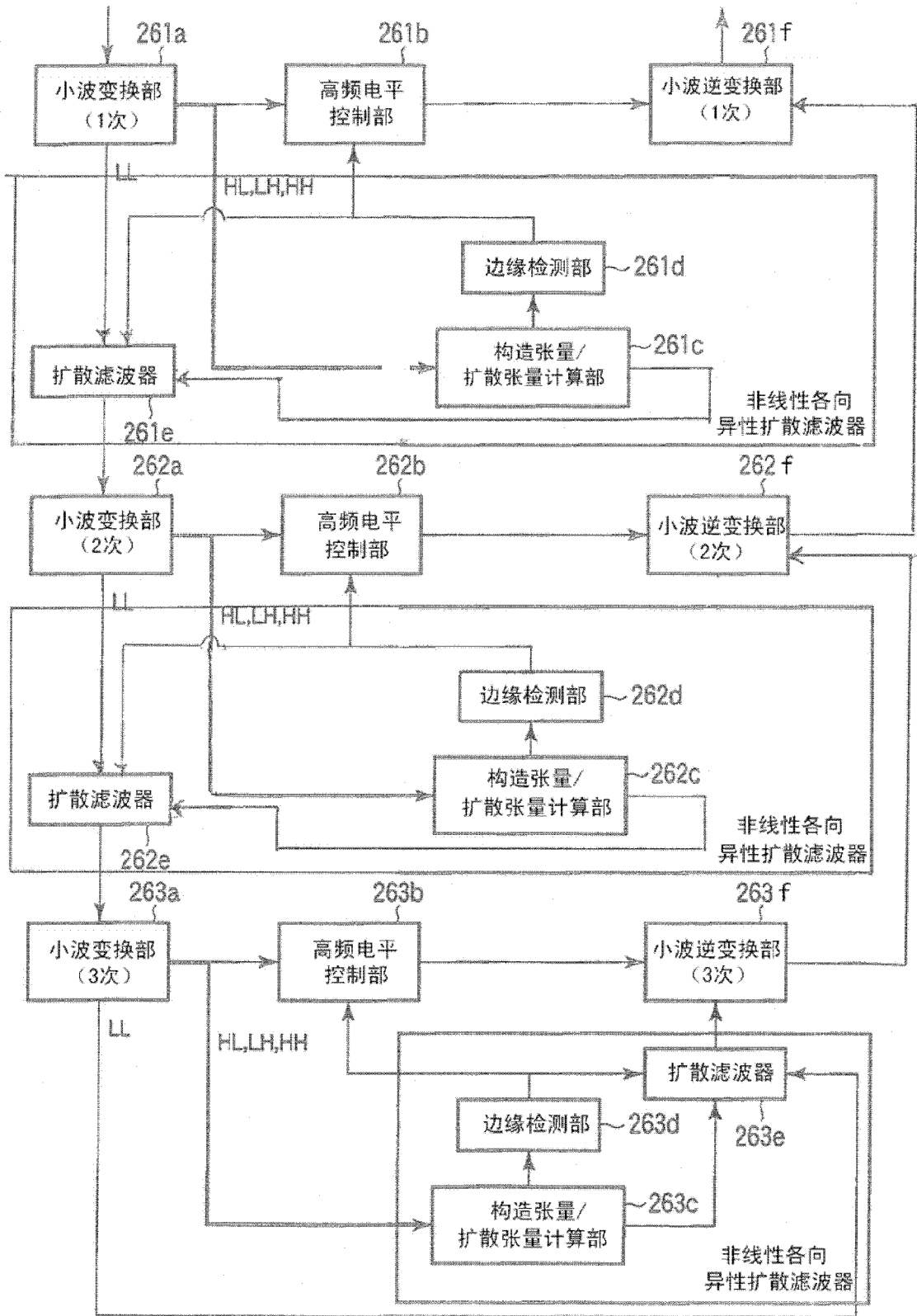


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN102370498A	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	CN201110223571.8	申请日	2011-08-05
[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	西原财光 今村智久 鷺见笃司		
发明人	西原财光 今村智久 鷺见笃司		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/0866 A61B8/466 A61B8/483 G01S7/52074 G01S7/52077 G01S15/8979 G01S15/8993 G06T5/003 G06T2207/10136 G06T2207/20016 G06T2207/20064 G06T2207/20192 G06T2207/30044		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010176733 2010-08-05 JP		
其他公开文献	CN102370498B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置和超声波图像处理装置具备：数据产生单元，对被检体的规定区域执行B模式的超声波收发而产生超声波图像数据；分解单元，层级性多分辨率分解超声波图像数据，得到第一级到第n级的低频分解图像数据和高频分解图像数据；滤波单元，用各层级的高频分解图像数据计算滤波系数，使用滤波系数对下一级层级的输出数据或低频分解图像数据实施非线性各向异性扩散滤波，根据高频分解图像数据在每个层级生成信号的边缘信息；高频电平控制单元，基于各层级的边缘信息在每个层级控制高频分解图像数据的信号电平；合成单元，层级性地多分辨率合成滤波单元的输出数据或来自下一级层级的输出数据和高频电平控制单元的输出数据，取得超声波图像数据。

