



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102523732 A

(43) 申请公布日 2012.06.27

(21) 申请号 201180002028.3

代理人 杨谦 胡建新

(22) 申请日 2011.09.09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006.01)

2010-202092 2010.09.09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.11.10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/070609 2011.09.09

(87) PCT申请的公布数据

W02012/033199 JA 2012.03.15

(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

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

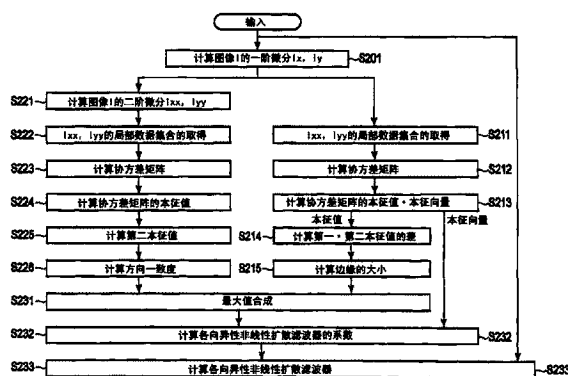
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用
图像处理方法

(57) 摘要

本发明的实施方式中记载的超声波诊断装置具备：图像取得单元，取得超声波图像；第一计算单元，计算超声波图像中的局部区域的边缘方向、局部区域中的边缘大小、以及局部区域中的边缘方向一致性；第二计算单元，使用边缘大小和边缘方向一致性计算合成系数；第三计算单元，基于合成系数，计算与局部区域对应的区域的过滤系数；和过滤单元，使用过滤系数，对超声波图像实施用于进行超声波图像的锐化或平滑化的过滤处理。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

图像取得单元,取得超声波图像;

第一计算单元,计算上述超声波图像中的局部区域的边缘方向、上述局部区域中的边缘大小、以及上述局部区域中的边缘方向一致性;

第二计算单元,使用上述边缘大小和上述边缘方向一致性计算合成系数;

第三计算单元,基于上述合成系数,计算与上述局部区域对应的区域的过滤系数;和

过滤单元,使用上述过滤系数,对上述超声波图像实施用于进行上述超声波图像的锐化或平滑化的过滤处理。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述过滤单元是各向异性非线性扩散滤波器。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

上述第二计算单元基于上述边缘大小和上述方向一致性的最大值或者和,计算上述合成系数,

上述过滤单元基于上述合成系数,变更上述各向异性非线性扩散滤波器的扩散张量的各本征值,来执行上述过滤处理。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述第一计算单元基于上述局部区域中的像素值变化的空间微分,计算上述边缘方向和上述边缘大小。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述第一计算单元,

将上述局部区域中的像素值的空间微分、或者上述局部区域的像素值的高频成分进行空间微分,来计算第一向量,

使用上述第一向量,至少计算结构张量的第一本征值或局部区域中的数据的协方差矩阵的第一本征值,

基于上述第一本征值或基于该第一本征值与其他本征值之差,计算上述边缘大小。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述第一计算单元基于上述局部区域中的像素值的二阶空间微分、或者上述局部区域的像素值的高频成分的空间微分,计算上述方向一致性。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述第一计算单元,

将上述局部区域中的像素值的二阶空间微分、或者上述局部区域的像素值的高频成分进行空间微分,来计算第二向量,

使用上述第二向量,至少计算结构张量的第一本征值或局部区域中的数据的协方差矩阵的第一本征值,

基于上述第一本征值或基于该第一本征值与其他本征值之差,计算上述方向一致性。

8. 一种医用图像处理装置,具备:

存储单元,存储由医用图像诊断装置取得的医用图像;

第一计算单元,计算上述医用图像中的局部区域的边缘方向、上述局部区域中的边缘大小、以及上述局部区域中的边缘方向一致性;

第二计算单元,使用上述边缘大小和上述边缘方向一致性计算合成系数;

第三计算单元,基于上述合成系数,计算与上述局部区域对应的区域的过滤系数;和

过滤单元,使用上述过滤系数,对上述医用图像实施用于进行上述医用图像的锐化或平滑化的过滤处理。

9. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,

上述过滤单元是各向异性非线性扩散滤波器。

10. 根据权利要求9所述的医用图像处理装置,

上述第二计算单元基于上述边缘大小和上述方向一致性的最大值或者和,计算上述合成系数,

上述过滤单元基于上述合成系数,变更上述各向异性非线性扩散滤波器的扩散张量的各本征值,来执行上述过滤处理。

11. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,

上述第一计算单元基于上述局部区域中的像素值变化的空间微分,计算上述边缘方向和上述边缘大小。

12. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,

上述第一计算单元,

将上述局部区域中的像素值的空间微分、或者上述局部区域的像素值的高频成分进行空间微分,来计算第一向量,

使用上述第一向量,至少计算结构张量的第一本征值或局部区域中的数据的协方差矩阵的第一本征值,

基于上述第一本征值或基于该第一本征值与其他本征值之差,计算上述边缘大小。

13. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,

上述第一计算单元基于上述局部区域中的像素值的二阶空间微分、或者上述局部区域的像素值的高频成分的空间微分,计算上述方向一致性。

14. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,

上述第一计算单元,

将上述局部区域中的像素值的二阶空间微分、或者上述局部区域的像素值的高频成分进行空间微分,来计算第二向量,

使用上述第二向量,至少计算结构张量的第一本征值或局部区域中的数据的协方差矩阵的第一本征值,

基于上述第一本征值或基于该第一本征值与其他本征值之差,计算上述方向一致性。

15. 一种医用图像处理方法,包括:

计算由医用图像诊断装置取得的医用图像中的局部区域的边缘方向、上述局部区域中的边缘大小、以及上述局部区域中的边缘方向一致性;

使用上述边缘大小和上述边缘方向一致性计算合成系数;

基于上述合成系数,计算与上述局部区域对应的区域的过滤系数;

使用上述过滤系数,对上述医用图像实施用于进行上述医用图像的锐化或平滑化的过滤处理。

超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及向被检体发送超声波并基于来自被检体内的反射波得到被检体内的诊断信息的超声波诊断装置、对利用该超声波诊断装置所取得的超声波数据等进行图像处理的医用图像处理装置和医用图像处理方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断很简便，只要把超声波探头抵接在体表上的简单操作就能实时显示地得到心脏搏动或胎儿运动的情况，并且除了因为安全性高而可以反复进行检查以外，系统的规模也比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断仪器小，向床边移动的检查也能容易进行等。此外，超声波诊断没有像 X 射线等那样的辐射影响，在产科或家庭医疗等中也能够使用。

[0003] 此外，超声波诊断在整形领域中被频繁利用。例如，在将肌腱、肌肉、骨或者它们的表面等比较微细的组织作为观测部位，在形态学上诊断风湿症或组织断裂等时使用。这样地在整形领域中使用超声波图像诊断的优点在于，除了能如上所述地捕捉微细的结构变化以外，还能够对实时观察中的活动状态进行观察。

[0004] 但是，在利用超声波诊断装置所得到的图像中，除了与被检体组织有关的信息以外，还存在各种噪声或由超声波接收信号的干扰现象引起的斑纹，它们屡次妨碍正确地观测被检体组织的边界位置・形状。作为减少这样的噪声或斑纹并增强与被检体组织有关的信息的图像过滤方法，例如有检测图像的边缘信息，使边缘方向平滑化，并锐化其垂直方向的方法。在这种过滤方法中，在如肌组织结构那样的在局部区域中看时组织结构大体上向特定方向一致的情况下，必须要调整滤波器的各参数以明确其结构。

[0005] 在先技术文献：

[0006] 专利文献：

[0007] 专利文献 1：日本特开 2009-153918 号公报

[0008] 专利文献 2：日本特愿 2009-51145

发明内容

[0009] 但是，以前的超声波诊断中所使用的上述过滤方法中，在很多情况下存在如下问题。即，由于整个图像之中存在多个组织，因此，对于结构向特定方向一致的组织来说的最佳滤波器调整，对于其他组织来说却未必最适合。例如，在要明确肌组织结构时，其他部分中就产生了不自然的图案。另一方面，在要消灭不自然图案时，肌组织结构的增强处理就不能充分地进行。

[0010] 鉴于上述问题，本发明的目的在于提供一种对于结构向特定方向一致的组织和其他的组织能够分别进行适当的过滤的超声波诊断装置、医用图像处理装置、医用图像处理方法。

附图说明

- [0011] 图 1 示出了第一实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构框图。
- [0012] 图 2 示出了第一实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构框图的变形例。
- [0013] 图 3 是示出了在组织增强处理单元 26 中执行的组织增强过滤处理的流程的图。
- [0014] 图 4 是示出了本第二实施方式涉及的超声波诊断装置的方框结构的图。
- [0015] 图 5 是用于说明在斑纹消除处理单元 31 中执行的、使用组织增强过滤功能的斑纹消除处理的图。
- [0016] 图 6 是示出第三实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构的图。
- [0017] 图 7 是用于说明第三实施方式涉及的组织增强过滤功能的图。
- [0018] 图 8 是示出了第四实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构的图。
- [0019] 图 9 是用于说明第四实施方式涉及的组织增强过滤功能的图。

具体实施方式

[0020] 以下,按照附图说明本发明的第一实施方式至第四实施方式。再有,在以下说明中,关于具有大致同一功能和结构的结构要素标记同一符号,仅在必要时进行重复说明。

[0021] (第一实施方式)

[0022] 实施方式中记载的超声波诊断装置具备:图像取得单元,取得超声波图像;第一计算单元,计算超声波图像中的局部区域的边缘方向、局部区域中的边缘大小、以及局部区域中的边缘方向一致性;第二计算单元,使用边缘大小和边缘方向一致性计算合成系数;第三计算单元,基于合成系数,计算与局部区域对应的区域的过滤系数;和过滤单元,使用过滤系数,对超声波图像实施用于进行超声波图像的锐化或平滑化的过滤处理。

[0023] 以下,按照附图说明实施方式。再有,在以下说明中,关于具有大致同一功能和结构的结构要素标记同一符号,仅在必要时进行重复说明。

[0024] 图 1 示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构框图。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、图像生成单元 25、组织增强处理单元 26、图像处理单元 27、控制处理器 (CPU) 28、存储单元 29、和接口单元 30。以下关于各个结构要素的功能进行说明。

[0025] 超声波探头 12 是对被检体发送超声波,并且接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的设备(探头),具有排列在其顶端上的多个压电振子、以及整合层衬垫材料等。超声波探头 12 基于来自超声波收发单元 21 的驱动信号,向扫描区域内的期望方向发送超声波,压电振子将来自该被检体的反射波变换成电信号。整合层设置在该压电振子上,是用于使超声波能量高效传播的中间层。衬垫材料防止超声波从该压电振子向后方传播。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的非连续面上接连被反射,作为回波信号而被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于进行反射的非连续面中的声阻抗的差。此外,所发送的超声波脉冲在正在移动的血流或心脏壁等的表面上反射后的回波,根据多普勒效应,依存于移动体的超声波发送方向的速度成分而受到频率偏移。

[0026] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作人员的各种指示、条件、关

心区域 (ROI) 的设定指示、各种各样的画质条件设定指示等输入装置主体 11 中的各种开关、按钮、跟踪球 13s、鼠标 13c、键盘 13d 等。例如,在操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮时,超声波的收发结束,该超声波诊断装置成为暂时停止状态。

[0027] 监视器 14 基于来自图像处理单元 27 的视频信号,将生物体内的形态学的信息或血流信息作为图像进行显示。

[0028] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发产生电路、延迟电路和脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的额定频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒),反复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。此外,在延迟电路中,对各个额定脉冲赋予在每个信道将超声波聚成波束状且决定发送指向性所需的延迟时间。触发产生电路按照基于该额定脉冲的定时,对探头 12 施加驱动脉冲。

[0029] 再有,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顺序,具有能瞬时变更发送频率和发送驱动电压等的功能。特别是关于发送驱动电压的变更,利用能瞬间切换其值的线性放大型的发信电路或者电气性切换多个电源单元的机构来实现。

[0030] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器和加法器等。在放大电路中,按照每个信道对经探头 12 取入的回波信号进行放大。在 A/D 转换器中,对放大后的回波信号赋予决定接收指向性所需的延迟时间,之后,在加法器中进行加法处理。利用该加法来增强回波信号的来自与接收指向性相应的方向的反射成分,利用接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合波束。

[0031] B 模式处理单元 23 从收发单元 21 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成用辉度的明亮度表现信号强度的数据。将该数据发送给图像生成单元 25,在监视器 14 上显示为利用辉度表示反射波强度的 B 模式图像。

[0032] 多普勒处理单元 24 从收发单元 21 收到的回波信号中对速度信息进行频率分析,提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波成分,对多点求平均速度、方差、能量等血流信息。将得到的血流信息送到图像生成单元 25 中,作为平均速度图像、方差图像、能量图像、或它们的组合图像,在监视器 14 上进行彩色显示。

[0033] 图像生成单元 25 将从 B 模式处理部 23、多普勒处理部 24、斑纹消除处理单元 26 收到的数据,与各种各样参数的字符信息或刻度等一起合成,将超声波扫描的扫描线信号串变换成以电视机等为代表的一般视频格式的扫描线信号串(扫描变换),生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元 25 搭载有储存图像数据的存储器等,例如操作者可以在诊断以后调出检查过程中所记录的图像。再有,进入到该图像生成单元 25 中的以前的数据是例如每个空间位置的振幅值或者辉度值的集合,称作“原始数据”。

[0034] 组织增强处理单元 26 基于来自控制处理器 28 的控制,对在图像生成单元 25 中生成的超声波图像执行遵从后述的组织增强过滤功能的处理。

[0035] 控制处理器 28 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的工作。控制处理器 28 从存储单元 29 中读出用于实现后述的组织增强过滤功能的专用程序,在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算・控制等。

[0036] 存储单元 29 保管着用于实现后述的组织增强过滤功能的专用程序、或诊断信息(患者 ID、医师的所见等)、诊断报告书、收发条件、用于实现斑纹消除功能的程序、体位标志生成程序及其他数据群。此外,也根据需要,用于在图像存储器 26 中的图像的保管等。存

储单元 29 的数据也可以经由接口单元 30 向外部四周装置进行传送。

[0037] 接口单元 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）有关的接口。利用该接口单元 30，能经网络向其他装置传送由该装置得到的超声波图像等的的数据或分析结果等。

[0038] （组织增强过滤功能）

[0039] 下面，关于本超声波诊断装置具有的组织增强过滤功能进行说明。该功能不仅是计算超声波图像的边缘大小，还通过对超声波图像的二阶微分的局部区域进行例如主要成分分析，来一并计算边缘的一致性，使用与边缘大小和边缘一致性有关的信息，执行与边缘方向相应的过滤处理。这样就能够取得肌腱、肌肉、骨等组织（肌组织）已被增强、并且肌组织以外部分的不自然图案已被减轻的超声波图像。

[0040] 再有，在以下说明中，以对图像生成单元 25 中生成的超声波图像执行遵从组织增强过滤功能的处理（组织增强过滤处理）的情况为例。但是不限于此，例如，也可以对输入到图像生成单元 25 之前的原始数据执行组织增强过滤功能。图 2 中示出了该情况下的超声波诊断装置 1 的结构框图的一例。

[0041] 图 3 是示出了在组织增强处理单元 26 中执行的组织增强过滤处理的流程的图。以下关于各步骤中执行的处理的内容进行说明。

[0042] [梯度向量 I_x 、 I_y 的计算：步骤 S201]

[0043] 首先，组织增强处理单元 26 计算从图像生成单元 25 收到的图像的 x （水平）方向・ y （垂直）方向的空间微分（即，梯度向量 (I_x, I_y) ）（步骤 S201）。

[0044] [边缘大小的计算：步骤 S211 ~ S215]

[0045] 接着，组织增强处理单元 26 在步骤 S211 ~ S215 中计算边缘大小。即，组织增强处理单元 26 对于梯度向量 (I_x, I_y) 的各像素及其四周，取得局部性数据集合（步骤 S211），计算取得的数据集合的协方差矩阵（步骤 S212）。假设输入图像的空间微分 (I_x, I_y) 的局部性数据集合的范围是 $(M \cdot M)$ 像素，要素数量为 $N = M \cdot M$ ，则其数据的协方差矩阵 S 如下式 (1) 所示。

[0046] [数学式 1]

[0047]

$$S = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \begin{pmatrix} (I_{xn} - E(I_x))^2 & (I_{xn} - E(I_x)) (I_{yn} - E(I_y)) \\ (I_{xn} - E(I_x)) (I_{yn} - E(I_y)) & (I_{yn} - E(I_y))^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0048] 其中， $E(I_x)$ 、 $E(I_y)$ 是 I_x 、 I_y 的期望值。

[0049] 其次，组织增强处理单元 26 计算协方差矩阵的本征值・本征向量的组合（步骤 S213），计算得到的本征值组合中第一本征值与第二本征值的差分（步骤 S214），根据该差分计算边缘大小（步骤 S215）。

[0050] 若取协方差矩阵的本征值・本征向量，则主要成分分析中的第一主要成分就是属于协方差矩阵的第一本征值的本征向量，表示边缘的方向。此外，第一本征值表示图像的边缘大小。也可以取第一本征值与其他本征值（图像是二维图像时的第二本征值）之差来表示边缘大小。其中，在本实施方式中，边缘大小 (P_E) 收在 0 到 1 的范围内，例如用下式 (2) 计算。

[0051] [数学式 2]

[0052]

$$P_E = 1 - \exp\left(-\frac{(\lambda_{s1} - \lambda_{s2})^2}{k^2}\right) \quad (2)$$

[0053] 在此, λ_{s1} 、 λ_{s2} 是协方差矩阵的本征值。此外, k 是调整边缘增强的参数。例如, 可以通过减小 k 值来进一步增强边缘。协方差矩阵的本征向量在后述阶段中赋予各向异性非线性扩散滤波器的与方向有关的信息。

[0054] [边缘一致性的计算: 步骤 S221 ~ S226]

[0055] 接着, 组织增强处理单元 26 在步骤 S221 ~ S226 中计算边缘的一致性。即, 组织增强处理单元 26 进一步执行关于梯度向量 (I_x , I_y) 的各像素的空间微分, 计算二阶微分成分 (步骤 S221)。在此的空间微分假设是取 I_x 的 x 方向微分 I_{xx} 、 I_y 的 y 方向微分 I_{yy} 。若这样地取图像的二阶微分, 则与取一阶微分相比, 能够使边缘方向一致性的检测更明确。

[0056] 接着, 组织增强处理单元 26 对于梯度向量 (I_x , I_y) 的四周取得局部性数据集合 (步骤 S222), 计算该数据集合的协方差矩阵 (步骤 S223)。此外, 组织增强处理单元 26 还计算已计算出的协方差矩阵的本征值、第二本征值 (步骤 S224、S225), 根据得到的第二本征值计算边缘的方向一致性。

[0057] 再有, 计算边缘方向一致性时使用第二本征值的理由如下。即, 关于向量空间的局部性区域, 通过对该数据集合进行主要成分分析来求主要成分的动作等同于使该数据集合对主要部分空间的均方根投影误差成为最小。该对主要部分空间的均方根投影误差表示相对于主要成分方向的方向一致性。并且, 对主要部分空间的均方根投影误差, 是关系到与主要部分空间正交的本征向量的本征值之和, 二维情况下等于第二本征值。通过这样地对于 (I_{xx} , I_{yy}) 的局部性区域取其协方差矩阵的第二本征值, 能够检测出相对于主要成分方向即边缘方向的方向一致性。其中, 在本实施方式中, 方向一致性 (P_U) 收在 0 到 1 的范围内, 例如下式 (3) 所示, 取第二本征值的贡献率减 1 后的值。

[0058] [数学式 3]

[0059]

$$P_U = 1 - \frac{\lambda_{s2}}{\lambda_{s1} + \lambda_{s2}} \quad (3)$$

[0060] [各向异性非线性扩散滤波器处理: 步骤 S231 ~ S233]

[0061] 接着, 组织增强处理单元 26 在步骤 S231 ~ S233 中执行各向异性非线性扩散滤波器处理。即, 组织增强处理单元 26 使用已在步骤 S215 中计算出的边缘大小和在步骤 S226 中计算出的方向一致性, 执行取每个像素的最大值的合成处理 (步骤 S231)。这样地取边缘大小和方向一致性的各像素的最大值, 是为了对图像的“边缘”和“结构向特定方向一致的组织”的部分都进行同一滤波器处理。替换该处理而取边缘大小和方向一致性的每个像素的和, 也能得到同样效果。

[0062] 接着, 组织增强处理单元 26 使用得到的最大值计算各向异性非线性扩散滤波器的系数 (步骤 S232), 执行使用计算出的系数计算各向异性非线性扩散滤波器 (即、过滤处理) 的处理 (步骤 S233)。

[0063] 再有,各向异性非线性扩散滤波器是通过解下式(4)所示的扩散方程式而得到的滤波器。

[0064] [数学式 4]

[0065]

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}(D \nabla I) \quad (4)$$

[0066] 在此, I 是输入图像, ∇I 是其梯度向量 (I_x, I_y)。此外, t 是物理现象中的“时刻”, 在此与处理的重复次数有关系。 D 是扩散张量 (Diffusion Tensor), 将其各要素作为其本征值 λ_{D1} 、 λ_{D2} , 本征向量 $\omega_{D1} = (\cos \psi, \sin \psi)^T$ 、 $\omega_{D2} = (-\sin \psi, \cos \psi)^T$, 可以利用下式(5)表示。

[0067] [数学式 5]

[0068]

$$D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{12} & d_{22} \end{pmatrix} = (\omega_{D1} \quad \omega_{D2}) \begin{pmatrix} \lambda_{D1} & 0 \\ 0 & \lambda_{D2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_{D1} \\ \omega_{D2} \end{pmatrix} \quad (5)$$

[0069] 各向异性非线性扩散滤波器在由本征向量示出的各方向上, 以与它们相关的本征值所示出的扩散强度 (diffusivity) 来使图像扩散。在步骤 S232 中, 将已经求出的图像的边缘方向作为扩散滤波器的本征向量, 根据边缘大小和方向一致性的合成结果计算本征值。

[0070] 再有, 步骤 S232 中的各向异性非线性扩散滤波器的计算, 利用公知的偏微分方程式的数值解析解法来进行。即, 在“时刻” t , 根据某点的像素和其周围的例如 9 个点的各像素级别以及扩散张量的各要素值, 求“时刻” $t + \Delta t$ 上的该点的新像素级别, 接着将 $t + \Delta t$ 作为新的 t , 将同样的计算重复 1 次到多次。

[0071] 本实施方式中使用了主要成分分析的方法求边缘的大小・方向。但是不限于该例, 也可以适用取图像的结构张量 (structure tensor) 的方法。图像 I 的结构张量如下式(6)所示地定义。

[0072] [数学式 6]

[0073]

$$S = G_p * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_p * I_x^2 & G_p * (I_x I_y) \\ G_p * (I_x I_y) & G_p * I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad (6)$$

[0074] 在此, I_x 、 I_y 是进行处理的图像 I 的 x (水平) 方向・ y (垂直) 方向的空间微分, G_p 表示二维高斯函数, 运算符“*”表示卷积。

[0075] 若这样地取结构张量的本征值・本征向量, 属于其第一本征值的本征向量就表示边缘的方向, 第一本征值表示图像的边缘大小。此外, 在边缘方向一致性的计算中, 也可以根据图像 I 的二阶空间微分来定义图像 I 的一阶微分的结构张量, 根据其第二本征值求方向一致性。

[0076] (效果)

[0077] 根据以上所述的本超声波诊断装置, 不仅求边缘的大小, 还求其方向一致性, 取两者的各像素的最大值, 按照边缘方向计算各向异性非线性扩散滤波器的扩散强度。从而, 与

只是根据边缘大小计算扩散强度相比,能够对结构向特定方向一致的组织及其他的组织分别进行适当的过滤。其结果,能够取得肌腱、肌肉、骨等组织(肌组织)已增强(锐化)、并且肌组织以外部分的不自然图案已被减轻(平滑化)的超声波图像。

[0078] (第二实施方式)

[0079] 在第一实施方式中,关于对超声波图像数据本身适用组织增强过滤功能进行图像的锐化或平滑化的情况进行了说明。对此,在本第二实施方式中,关于将图像进行多分辨率分解,并对各分解级别的信号或数据适用第一实施方式中说明的组织增强过滤功能的情况进行说明。

[0080] 再有,将图像进行多分辨率分解,并对分解的各级别进行各向异性非线性扩散滤波的例子,在日本特开 2009-153918 号公报中已有记载。

[0081] 图 4 是示出了本第二实施方式涉及的超声波诊断装置的方框结构的图。与图 1 相比的不同点在于,将组织增强处理单元 26 替换为斑纹消除处理单元 31。

[0082] 如图 5 所示,斑纹消除处理单元 32 具有级别 1 中的多分辨率分解部 311、扩散滤波器 312、高频级别控制部 313、重构部 314、级别 2 中的多分辨率分解部 321、扩散滤波器 322、高频级别控制部 323、重构部 324、级别 3 中的多分辨率分解部 331、扩散滤波器 332、高频级别控制部 333、重构部 334。

[0083] 多分辨率分解部 311、321、331 将输入的原始数据或图像数据从级别 1 开始相继进行多分辨率分解。作为多分辨率分解的方法,例如可以采用离散小波变换、拉普拉斯算符金字塔法等。根据该多分辨率分解,图像被分解成纵横长度是分解前一半的低频(LL)、水平方向高频(LH)、垂直方向高频(HL)、对角线方向高频(HH)的各图像。再有,多分辨率分解的层级(次数)也可以是几个。在本实施方式中为了具体地说明,假设多分辨率分解的最高次数为级别 3。

[0084] 扩散滤波器 312、322、332 分别对输入的原始数据或图像数据执行第一实施方式中说明的组织增强过滤处理。

[0085] 高频级别控制部 313、323、333 分别按照从扩散滤波器 312、322、332 输入的边缘大小来控制从多分辨率分解部 311、321、331 输入的与水平方向高频(LH)、垂直方向高频(HL)、对角线方向高频(HH)相对应的各高频图像。再有,边缘大小例如与图 3 的步骤 S215 的输出相同。

[0086] 重构部 314、324、334 分别利用从扩散滤波器 312、322、332 收到的 1 个低频图像和从高频级别控制部 313、323、333 收到的 3 幅高频图像,重构 1 幅合成图像。重构后的图像的纵横长度成为输入图像的 2 倍。再有,作为重构处理,例如在利用离散小波变换进行了多分辨率分解的情况下,可以采用离散小波逆变换,在利用拉普拉斯算符金字塔法进行了多分辨率分解的情况下,可以采用它的逆运算。

[0087] 在斑纹消除处理单元 31 中例如执行如下的斑纹消除处理。即,首先,多分辨率分解部 311 将输入的原始数据或图像数据分解成低频(LL)、水平方向高频(LH)、垂直方向高频(HL)、对角线方向高频(HH)的各图像,分别将低频图像(LL)输出到多分辨率分解部 321,将水平方向高频(LH)、垂直方向高频(HL)、对角线方向高频(HH)的各高频图像输出到高频级别控制部 313。

[0088] 多分辨率分解部 311 将输入的低频图像(LL)进一步分解成低频(LL)、水平方向高

频 (LH)、垂直方向高频 (HL)、对角线方向高频 (HH) 的各图像, 分别将低频图像 (LL) 输出到多分辨率分解部 331, 将水平方向高频 (LH)、垂直方向高频 (HL)、对角线方向高频 (HH) 的各高频图像输出到高频级别控制部 323。此外, 在多分辨率分解部 311 中也对输入的低频图像 (LL) 执行同样的处理。

[0089] 在级别 3 中, 多分辨率分解部 331 将由分解取得的低频图像 (LL) 输出到扩散滤波器 332。扩散滤波器 332 使用低频图像 (LL) 执行第一实施方式中示出的组织增强过滤处理。重构部 334 利用来自扩散滤波器 332 的低频图像 (LL)、来自高频级别控制部 333 的水平方向高频 (LH)、垂直方向高频 (HL)、对角线方向高频 (HH) 各高频图像, 重构 1 幅图像。重构结果, 得到的图像的纵横长度成为输入图像的 2 倍。

[0090] 在级别 2 中, 扩散滤波器 322 从重构部 334 收到重构后的图像, 执行组织增强过滤处理, 并向重构部 324 输出。另一方面, 高频级别控制部 323 基于从扩散滤波器 322 收到的边缘, 对从多分辨率分解部 321 输出的各高频图像执行高频级别控制。重构部 324 与级别 3 同样地利用来自扩散滤波器 322 的 1 个低频图像和来自高频级别控制部 323 的 3 个高频图像, 重构 1 幅图像。

[0091] 在级别 1 中, 也与级别 2 实质上执行同样的处理。其结果, 从重构部 314 输出已在多分辨率分解的各分解级别中执行了组织增强过滤处理的重构图像。这样地得到的图像, 已经在各级别中对结构向特定方向一致的组织和其他的组织分别实施了适当的过滤处理。从而, 组织被增强, 并且肌组织以外部分的不自然图案被减轻 (平滑化)。此外, 通过进行多分辨率解析, 按照从更综合的处理向更局部的处理的顺序进行处理, 就可以更高速且高效地进行处理。

[0092] 再有, 在本实施方式中, 在各级别的各向异性非线性扩散滤波器中, 也可以取代输入图像的空间微分 (I_x, I_y), 而适用来自多分辨率分解部的水平·垂直方向的高频成分。此外, 本实施方式中以各级别的各向异性非线性扩散滤波器独立地取空间微分作为前提, 但也可以在根据多分辨率分解前的输入图像计算了边缘信息之后, 将它们缩小·重新取样成各级别的图像尺寸, 作为各向异性非线性扩散滤波器的系数。

[0093] (第三实施方式)

[0094] 在第一和第二实施方式中示出了对二维图像数据 (或者二维原始数据) 执行斑纹消除处理的例子。对此, 关于本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 对三维体数据执行组织增强过滤处理的情况进行说明。再有, 在本实施方式中为了具体地进行说明, 以对扫描变换处理前的原始数据的三维体数据执行组织增强过滤处理的情况为例。但是, 不限于该例子, 也可以对扫描变换处理后的超声波图像数据的三维体数据适用。

[0095] 图 6 是示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构图。与图 1 相比的不同点在于, 还具备体数据生成单元 32, 并且组织增强处理单元 26 对来自体数据生成单元 32 的体数据进行组织增强过滤处理, 以及图像处理单元 27 执行体绘制处理等。

[0096] 体数据生成单元 32 使用从 B 模式处理单元 23 收到的 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 收到的多普勒模式数据生成多普勒模式图像体数据。

[0097] 图像处理单元 27 对从图像生成单元 25 收到的体数据、或者从斑纹消除处理单元 26 收到的斑纹消除处理后的 B 模式体数据, 进行体绘制、多剖面变换显示 (MPR: multi

planar reconstruction)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。

[0098] 图 7(a)、(b) 是用于说明本实施方式涉及的组织增强过滤功能的图。如图 7(a) 所示,在体数据的剖面中,将与使用超声波探头 12 执行的超声波扫描的对象区域(超声波扫描区域)的中心轴交叉且相互垂直相交的 2 个面定义为 A 面和 B 面,将垂直于中心轴和 A 面 • B 面的面定义为 C 面。

[0099] 组织增强处理单元 26 从体数据生成单元 32 接收例如 B 模式体数据。该体数据如图 7(b) 所示,可以掌握为平行于 A 面的 m 个平面 $A_0, A_1, \dots, A_{m-1}$ 的集合(即,平行于 A 面的二维图像数据的集合)。组织增强处理单元 26 对平行于 A 面的全部二维图像数据实施第一实施方式中记述的组织增强过滤处理。这时,由于输入图像的空间微分为 (I_x, I_y, I_z) [二阶时为 (I_{xx}, I_{yy}, I_{zz})] 的三维向量,因此,其局部的协方差矩阵或结构张量就成为 3×3 矩阵,在计算边缘信息时,对第一至第三本征值 • 本征向量进行处理。该情况下,期望边缘大小是根据第一本征值与第三本征值之差计算出来的值,而边缘的方向一致性是如第一实施方式说明的那样地根据除第一以外的本征值的和、即第二本征值与第三本征值的和计算出来的值。

[0100] 图像生成单元 25 对已实施了组织增强过滤处理的、构成体数据的二维图像数据执行扫描变换等,生成超声波图像数据的体数据。图像处理单元 27 从图像生成单元 25 收到体数据,根据它们执行体绘制、多剖面变换显示(MPR:multi planar reconstruction)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。在监视器 14 中以规定的形态显示由该图像处理生成的三维图像数据。

[0101] 在本实施方式涉及的超声波诊断装置中,通过对构成 B 模式体数据的二维图像数据的全部数据实施组织增强过滤处理,能够对该 B 模式体数据全体增强组织,并且减轻肌组织以外部分的不自然图案。其结果,不仅是 A 面,对于成为任意剖面的 B 面 • C 面,也能够生成适合的超声波图像。

[0102] (第四实施方式)

[0103] 在第三实施方式中示出了对三维图像处理前的 B 模式体数据执行组织增强过滤处理的例子。对此,关于本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 对三维图像处理后的图像数据执行组织增强过滤处理的情况进行说明。

[0104] 图 8 是示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的结构图。与图 6 相比的不同点在于,在图像生成单元 25 的后段设置有体数据生成单元 32,以及组织增强处理单元 26 对扫描变换后的数据进行组织增强过滤处理。

[0105] 图 9 是示出了在监视器 14 中同时显示多个三维图像(体绘制图像 14a、第一多剖面变换显示图像 14b、第二多剖面变换显示图像 14c)的形态的一例的图。

[0106] 体数据生成单元 32 使用从图像生成单元 25 收到的 B 模式图像数据等,生成体数据作为超声波图像。图像处理单元 27 从体数据生成单元 32 收到体数据,基于它们执行体绘制、多剖面变换显示(MPR:multi planar reconstruction)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。

[0107] 组织增强处理单元 26 对从图像处理单元 27 收到的超声波图像执行例如第三实施方式中记述的斑纹处理。这时,例如在采用图 9 所示的显示形态的情况下,可以对体绘制图

像 14a、第一多剖面变换显示图像 14b、第二多剖面变换显示图像 14c 中的至少一个图像施加斑纹消除处理。再有,当然,从图像处理单元 27 收到的三维图像数据不限于上述体绘制图像 14a、第一多剖面变换显示图像 14b、第二多剖面变换显示图像 14c 的例子。例如,对由面绘制 (surface rendering) 或最大值投影显示等其他绘制・重构处理所得的三维图像数据也能够实施本斑纹处理。

[0108] 利用以上所述的结构,也能够实现与第三实施方式同样的效果。

[0109] 再有,本发明不原样限定于上述实施方式,可以在实施阶段在不脱离其主旨的范围内将结构要素变形后具体实施。作为具体的变形例,例如有如下例子。

[0110] (1) 也可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机中,并在存储器上将它们展开,来实现本实施方式涉及的各项功能。这时,也可以将能够使计算机执行该方法的程序储存在磁盘(软磁盘(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进行颁发。

[0111] (2) 在上述实施方式中,以使用超声波图像执行组织增强过滤处理的情况为例进行了说明。但是,不限于该例子,上述实施方式涉及的组织增强过滤功能,也可以对例如利用 X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线摄像装置等医用图像诊断装置所取得的医用图像进行适用。

[0112] (3) 在上述第三实施方式中,将进行斑纹消除处理的剖面设为与超声波扫描区域的中心轴交叉的面。但是,不限于该例,可以对三维空间的任意剖面进行斑纹消除处理。

[0113] 此外,通过上述实施方式中公开的多个结构要素的适当组合,能够形成各种各样的发明。例如,也可以从实施方式中示出的全部结构要素中删除几个结构要素。另外,也可以适当组合不同实施方式涉及的结构要素。

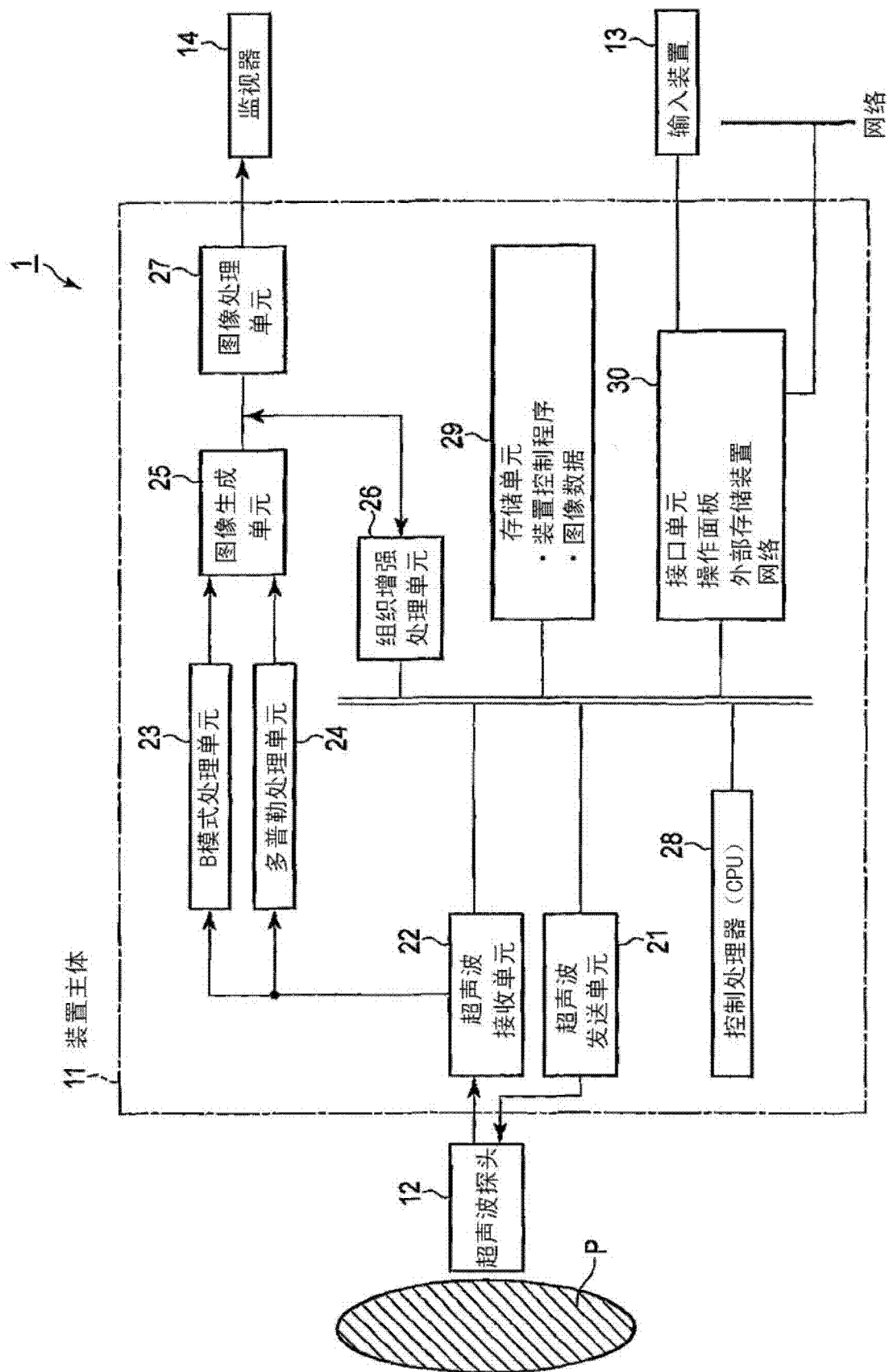


图 1

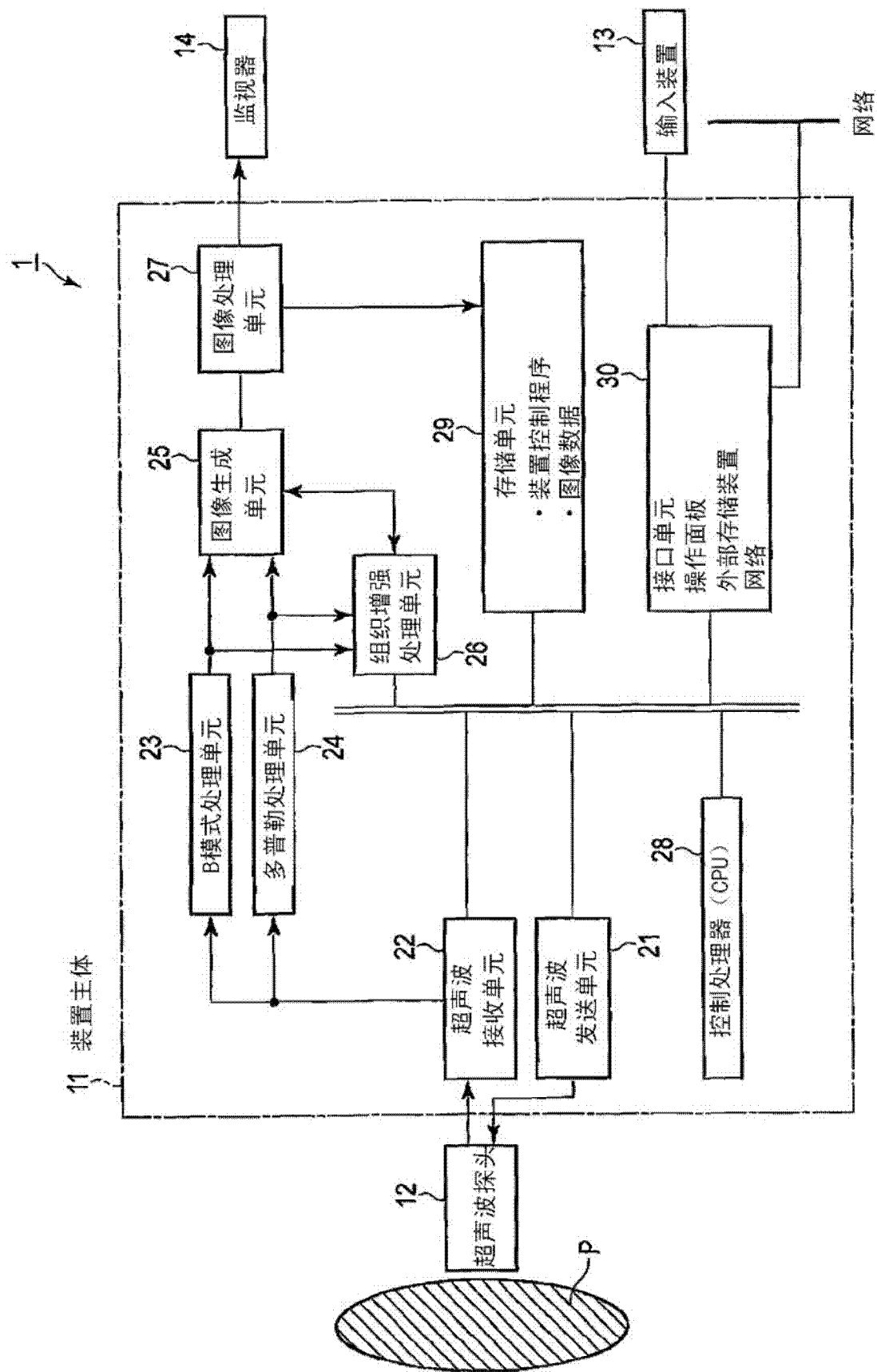


图 2

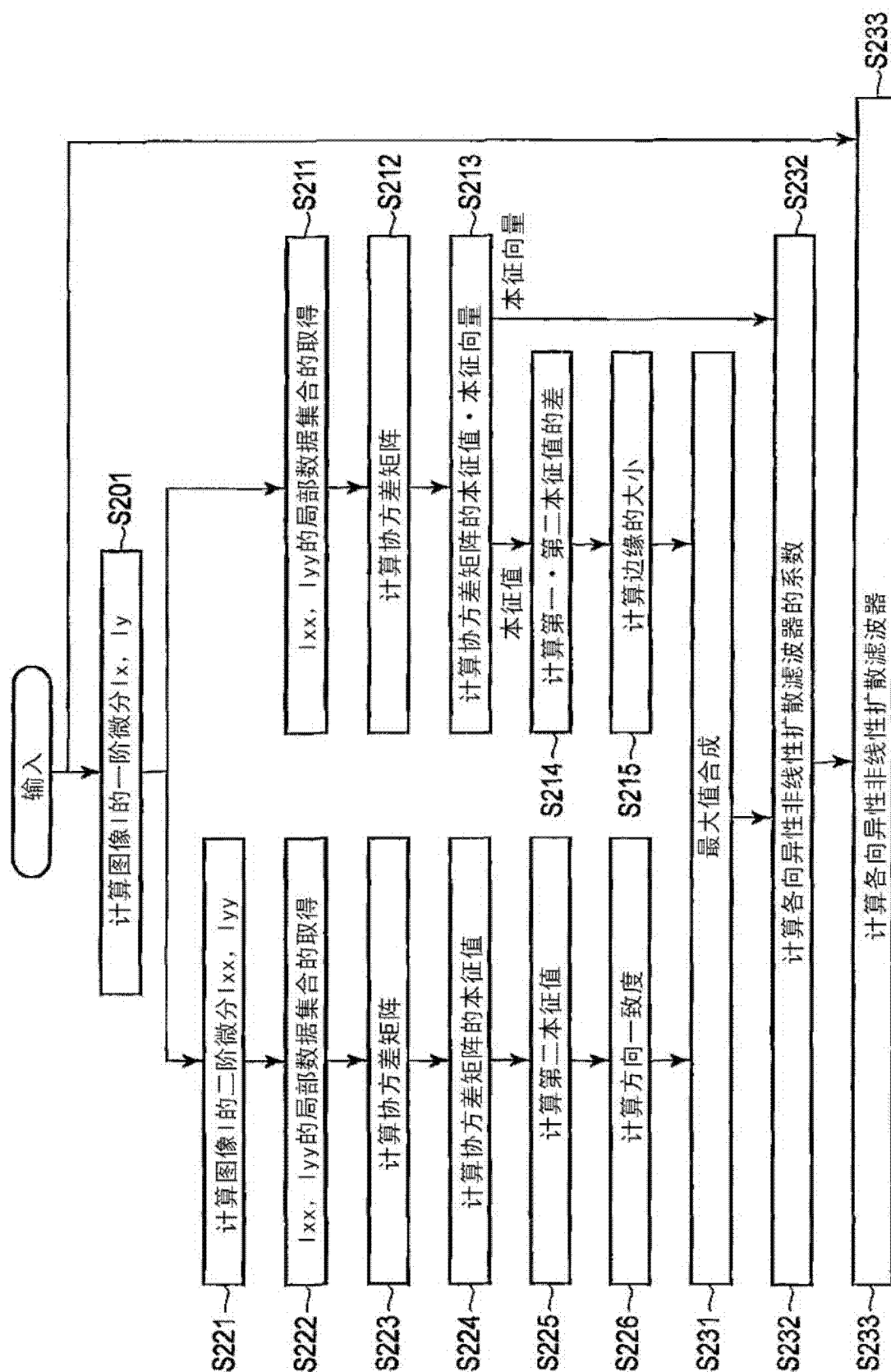


图 3

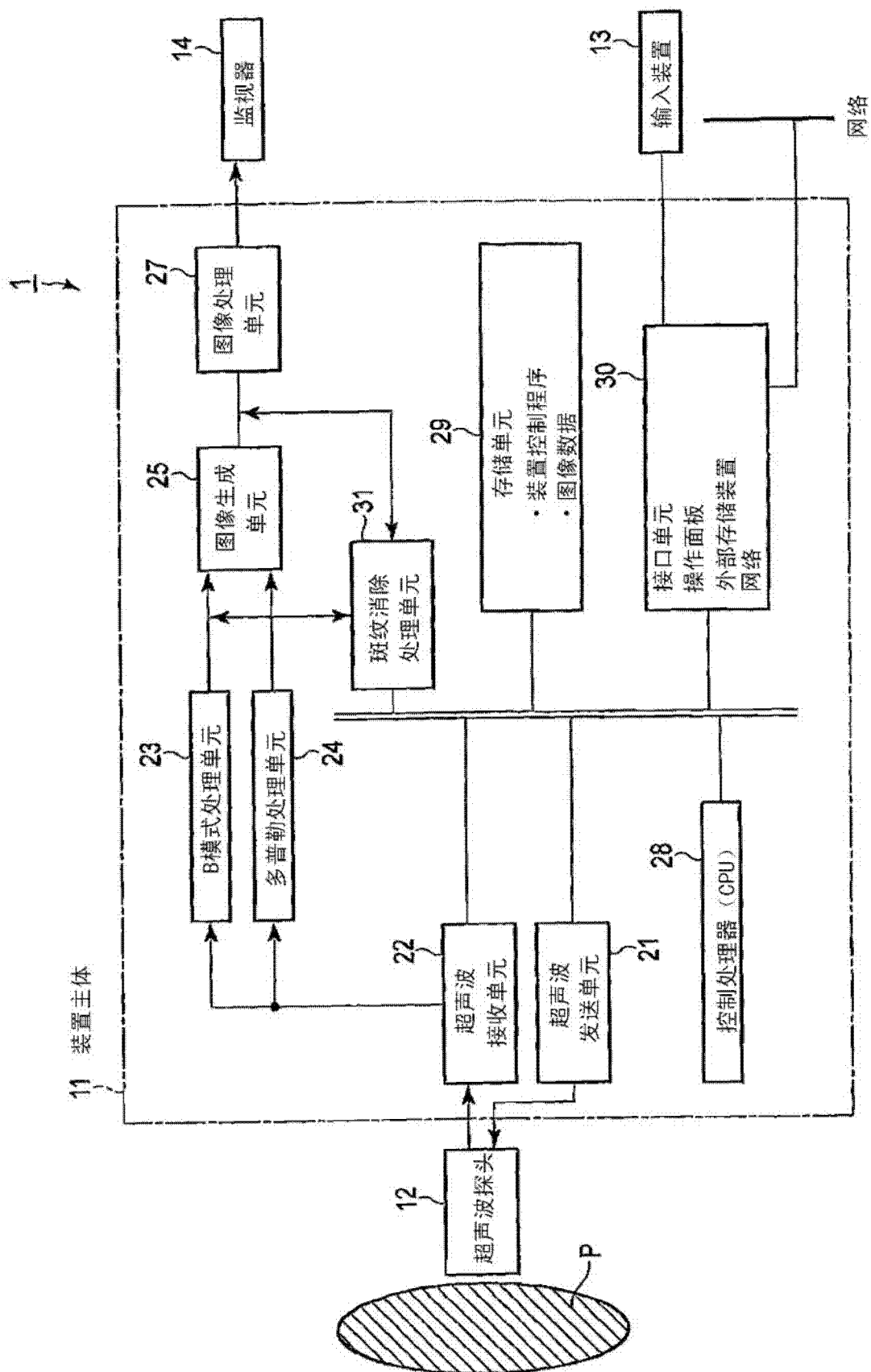


图 4

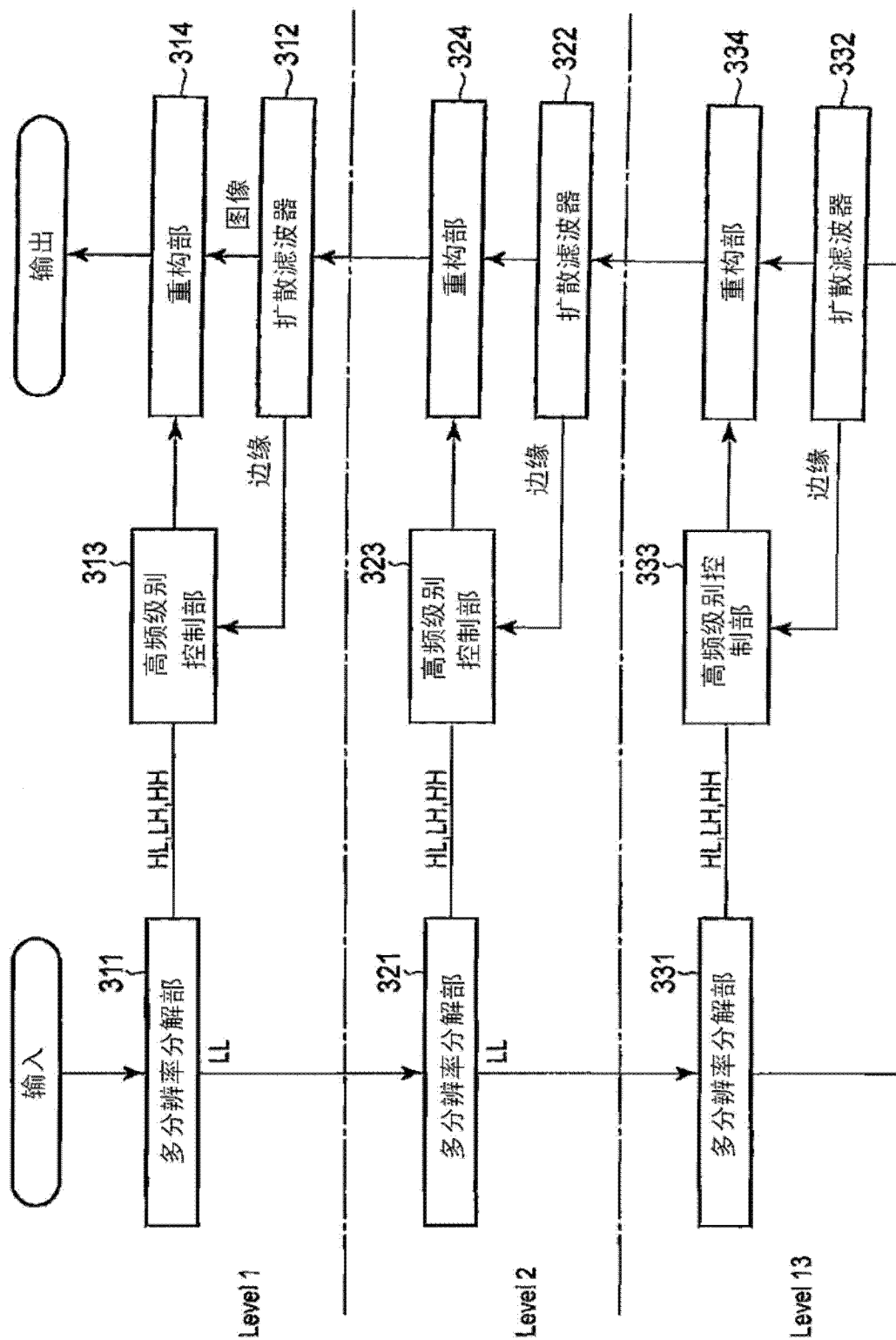


图 5

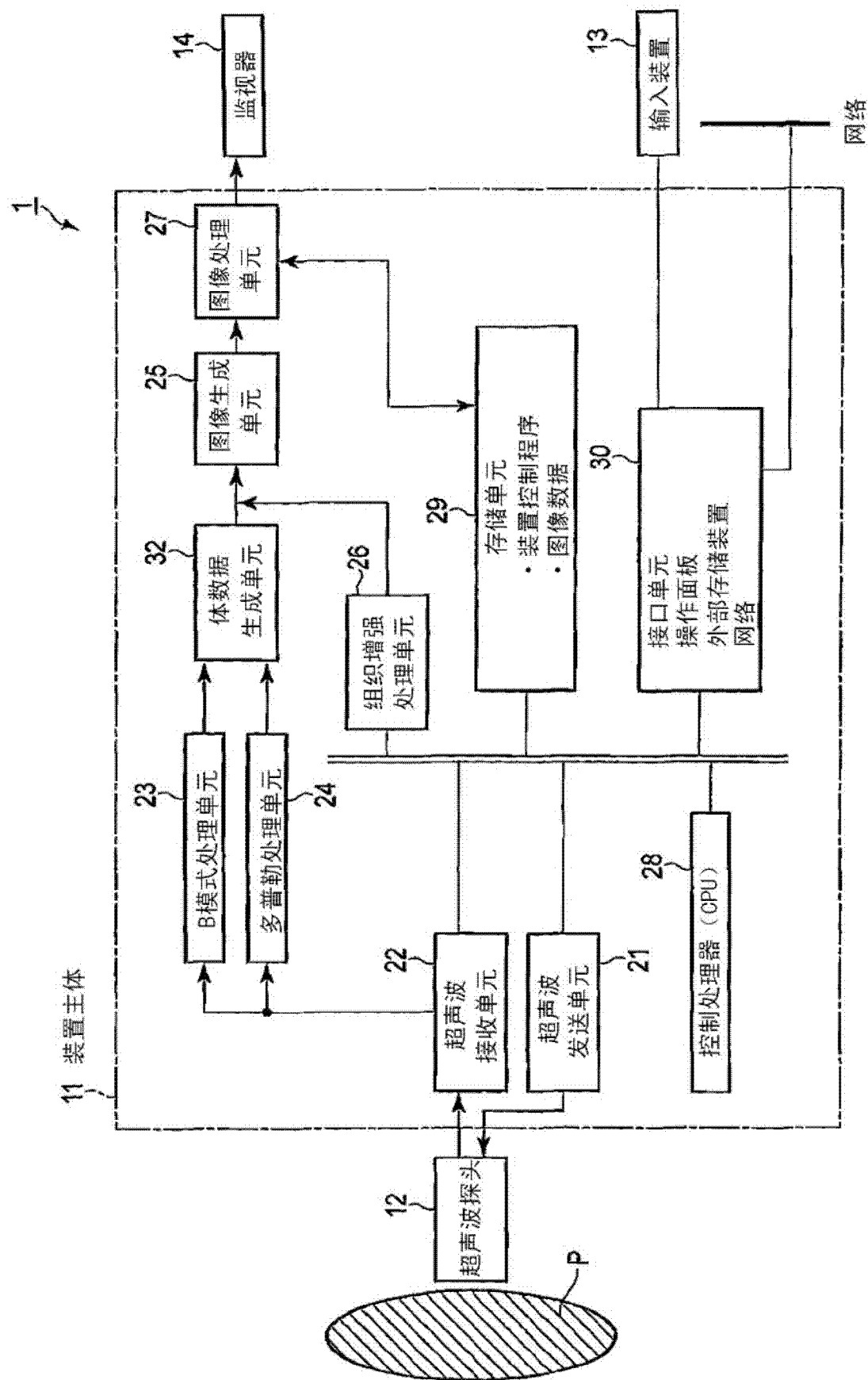


图 6

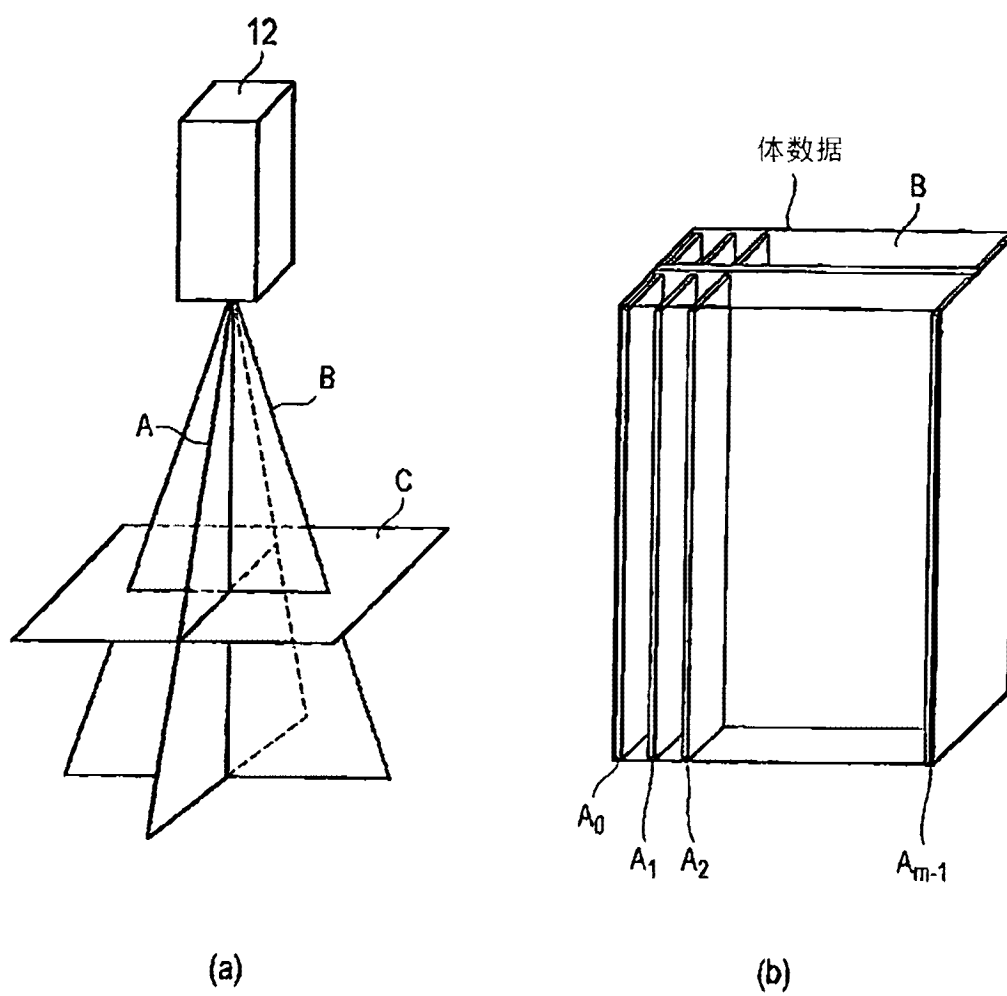


图 7

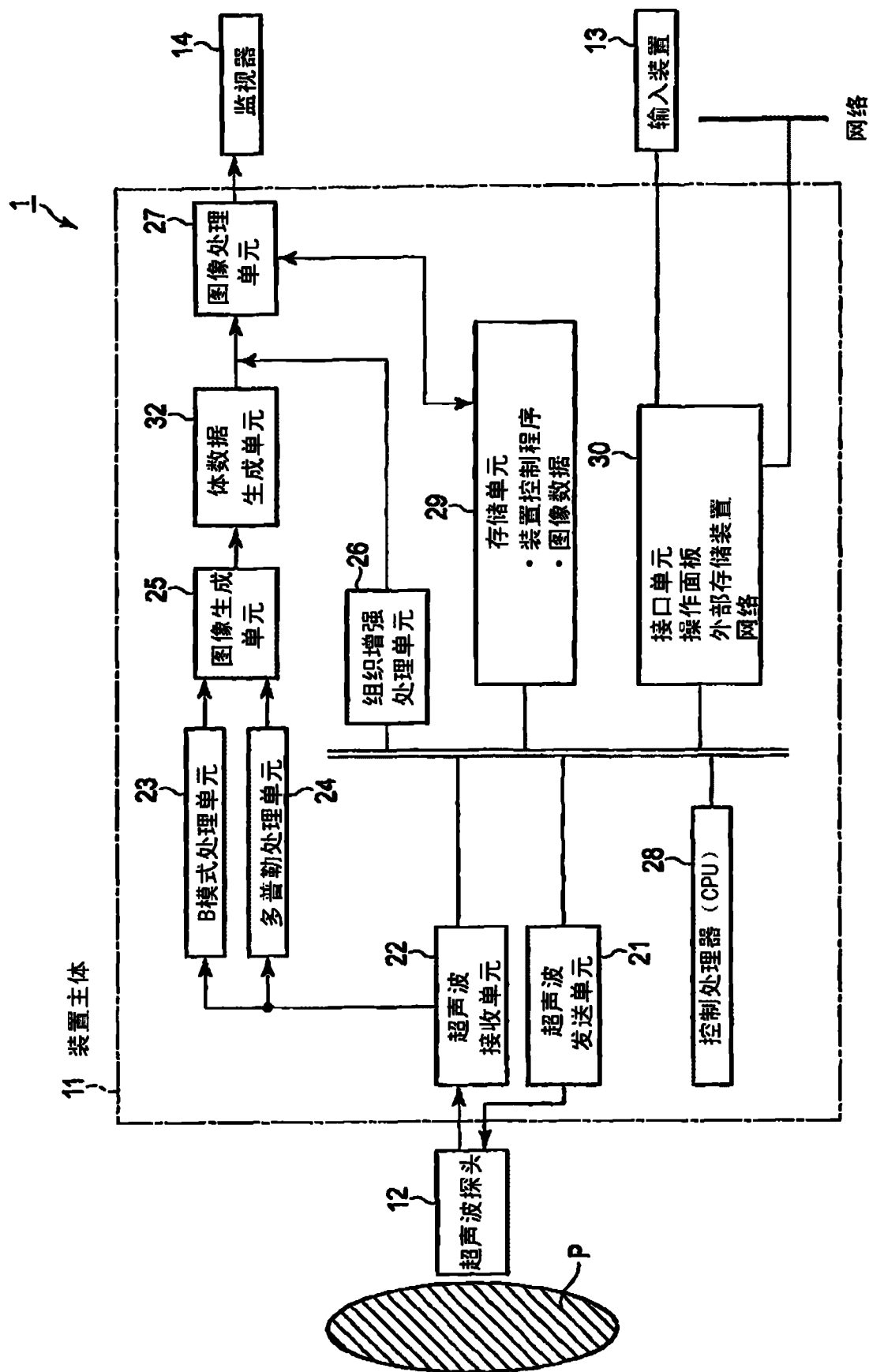


图 8

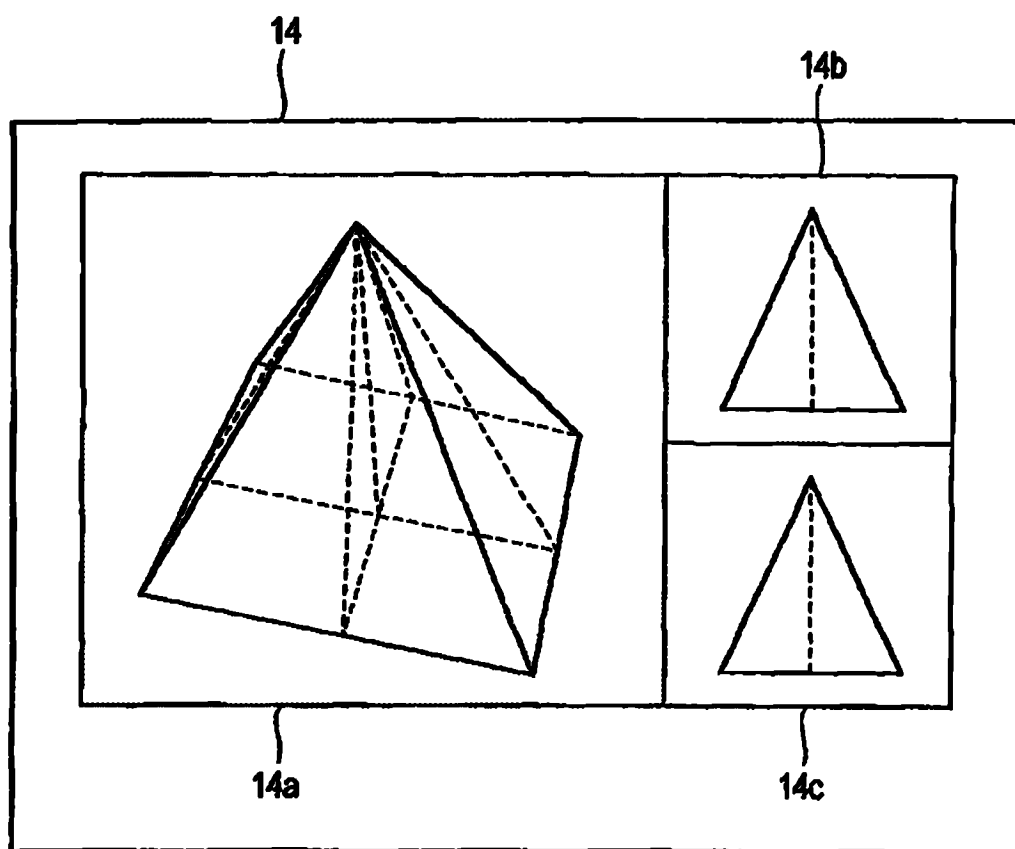


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN102523732A	公开(公告)日	2012-06-27
申请号	CN201180002028.3	申请日	2011-09-09
[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	G01S7/52077 A61B8/0866 G06T2207/10132 G06T5/003 G01S15/8993 A61B8/466 G06T2207/20008 G06T5/002 A61B8/5215 A61B8/463 G01S7/52074 A61B8/483		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010202092 2010-09-09 JP		
其他公开文献	CN102523732B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式中记载的超声波诊断装置具备：图像取得单元，取得超声波图像；第一计算单元，计算超声波图像中的局部区域的边缘方向、局部区域中的边缘大小、以及局部区域中的边缘方向一致性；第二计算单元，使用边缘大小和边缘方向一致性计算合成系数；第三计算单元，基于合成系数，计算与局部区域对应的区域的过滤系数；和过滤单元，使用过滤系数，对超声波图像实施用于进行超声波图像的锐化或平滑化的过滤处理。

