



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101822547 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201010128835. 7

(22) 申请日 2010. 03. 04

(30) 优先权数据

2009-051145 2009. 03. 04 JP

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1493258 A, 2004. 05. 05, 说明书第 54 页,
附图 2, 29.

CN 1474358 A, 2004. 02. 11, 全文.

CN 1521695 A, 2004. 08. 18, 全文.

CN 1493258 A, 2004. 05. 05, 说明书第 54 页,
附图 2, 29.

Khaled Z. et al. Real-Time Speckle
Reduction and Coherence Enhancement
in Ultrasound Imaging via Nonlinear
Anisotropic Diffusion, Vol 49, No 9, IEEE
transactions on biomedical engineering.
《IEEE transactions on biomedical
engineering》. 2002, 第 49 卷 (第 9 期), 第 1003
页.

审查员 张宇

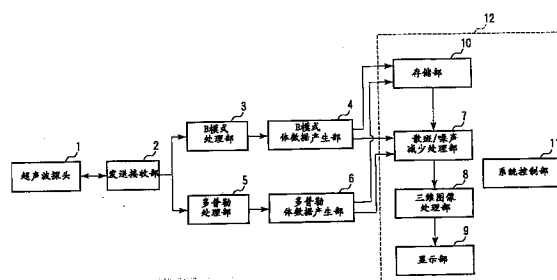
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制方法、图像处理装
置和方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、图像处理
装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理
方法。发送接收部经由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,输出与
上述接收到的超声波对应的回波信号。B 模式体
数据产生部或多普勒体数据产生部根据回波信号
产生第 1 体数据。散斑 / 噪声减少处理部对第 1
体数据中包含的各体素,按照与体素的三维方向
性对应的滤波特性应用三维滤波,产生第 2 体数
据。三维图像处理部对第 2 体数据进行三维图像
处理,产生二维的超声波图像的数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头;

发送接收部,经由上述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,输出与上述接收到的超声波对应的回波信号;

第1体数据产生部,根据上述回波信号产生第1体数据;

第2体数据产生部,对上述第1体数据中包含的各个体素,按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波,通过上述三维滤波,减少上述第1体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量,强调具有三维各向异性结构的分量,从而根据上述第1体数据产生第2体数据;以及

图像数据产生部,根据上述第2体数据产生二维的超声波图像的数据。

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2体数据产生部根据上述体素的体素值与位于上述体素的近旁的多个近旁体素的体素值,算出上述体素的三维扩散强度与方向,根据上述算出的三维扩散强度与方向决定上述滤波特性。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第2体数据产生部,包括:

分解部,根据上述产生的第1体数据,产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据;

滤波器部,计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的3个固有值,根据上述3个固有值中的2个固有值计算出边缘信息,对上述低频体数据应用具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器;

高频体素控制部,根据上述产生的边缘信息,对上述高频体数据实施边缘强调处理;以及

合成部,根据在上述滤波器部中应用了非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与在上述高频体素控制部中实施了边缘强调处理后的高频体数据,产生散斑与噪声被减少了的第2体数据。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述分解部对上述产生的第1体数据实施多分辨率分解,产生上述低频体数据与上述高频体数据,

上述合成部通过对在上述滤波器部中应用了非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与在上述高频体素控制部中实施了边缘强调处理后的高频体数据实施多分辨率合成,从而产生上述第2体数据。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述多分辨率分解与上述多分辨率合成是小波变换/逆变换、拉普拉斯金字塔法、或Gabor变换/逆变换。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

显示部,显示上述超声波图像。

7. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与被检体相关的第1体数据;

第2体数据产生部,对上述第1体数据中包含的各体素,按照与上述体素的三维方向性

对应的滤波特性应用三维滤波,通过上述三维滤波,减少上述第 1 体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量,强调具有三维各向异性结构的分量,从而根据上述第 1 体数据产生第 2 体数据;

图像数据产生部,根据上述第 2 体数据产生二维的超声波图像的数据。

8. 根据权利要求 7 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述第 2 体数据产生部根据上述体素的体素值与位于上述体素的近旁的多个近旁体素的体素值,算出上述体素的三维的扩散强度与方向,根据上述算出的三维的扩散强度与方向决定上述滤波特性。

9. 根据权利要求 7 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述第 2 体数据产生部,包括:

分解部,根据上述产生的第 1 体数据产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据;

滤波器部,计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的 3 个固有值,根据上述 3 个固有值中的 2 个固有值计算出边缘信息,对上述低频体数据应用具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器;

高频体素控制部,根据上述产生的边缘信息对上述高频体数据实施边缘强调处理;

合成部,根据在上述滤波器部中应用了非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与在上述高频体素控制部中实施了边缘强调处理后的高频体数据,产生散斑与噪声被减少的第 2 体数据。

10. 根据权利要求 9 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述分解部对上述产生的第 1 体数据实施多分辨率分解,产生上述低频体数据与上述高频体数据;

上述合成部对在上述滤波器部中应用了非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与在上述高频体素控制部中实施了边缘强调处理后的高频体数据实施多分辨率合成,产生上述第 2 体数据。

11. 根据权利要求 10 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述多分辨率分解与上述多分辨率合成是小波变换 / 逆变换、拉普拉斯金字塔法、或 Gabor 变换 / 逆变换。

12. 根据权利要求 7 所述的图像处理装置,其特征在于,还包括:

显示部,显示上述超声波图像。

13. 一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置具备:超声波探头、经由上超声波探头发送接收超声波的发送接收部、产生第 1 体数据的第 1 体数据产生部、产生第 2 体数据的第 2 体数据产生部、实施三维图像处理的三维图像处理部、系统控制部,该超声波诊断装置的控制方法的特征在于:

上述系统控制部控制上述接收部,以使得经由上述超声波探头向被检体发送超声波,经由上述超声波探头接收由上述被检体反射的超声波,输出与上述接收的超声波对应的回波信号,

上述系统控制部控制上述第 1 体数据产生部,以使得根据上述输出的回波信号产生第 1 体数据,

上述系统控制部控制上述第 2 体数据产生部,以使得通过对上述产生的第 1 体数据中

包含的各个体素,按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波,通过上述三维滤波,减少上述第 1 体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量,强调具有三维各向异性结构的分量,从而根据上述第 1 体数据产生第 2 体数据,

上述系统控制部控制上述三维图像处理部,以使得根据上述产生的第 2 体数据产生二维超声波图像的数据。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于:

上述系统控制部控制上述第 2 体数据产生部,以使得根据上述体素的体素值与位于上述体素的近旁的多个近旁体素的体素值算出上述体素的三维的扩散强度与方向,根据上述算出的三维的扩散强度与方向决定上述滤波特性。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于:

上述系统控制部控制上述第 2 体数据产生部,以使得根据上述产生的第 1 体数据产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据,

计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的 3 个固有值,

根据上述 3 个固有值中的 2 个固有值计算出边缘信息,

对上述低频体数据应用具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器,

根据上述产生的边缘信息对上述高频体数据实施边缘强调处理,

根据应用了上述非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与实施了上述边缘强调处理后的高频体数据,产生散斑与噪声被减少了的第 2 体数据。

16. 一种图像处理方法,其特征在于:

通过对与被检体相关的第 1 体数据中包含的各体素,按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波,通过上述三维滤波,减少上述第 1 体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量,强调具有三维各向异性结构的分量,从而根据上述第 1 体数据产生第 2 体数据,

根据上述第 2 体数据产生二维图像的数据。

17. 根据权利要求 16 所述的图像处理方法,其特征在于:

产生上述第 2 体数据是通过以下操作实现的,即:根据上述体素的体素值与位于上述体素的近旁的多个近旁体素的体素值,算出上述体素的三维的扩散强度与方向,根据上述算出的三维的扩散强度与方向决定上述滤波特性。

18. 根据权利要求 16 所述的图像处理方法,其特征在于:

产生上述第 2 体数据是通过以下操作实现的,即:

根据上述产生的第 1 体数据,产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据,

计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的 3 个固有值,

根据上述 3 个固有值中的 2 个固有值计算边缘信息,

对上述低频体数据应用具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器,

根据上述产生的边缘信息对上述高频体数据实施边缘强调处理,

根据应用了上述非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与实施了上述边缘强调处理后的高频体数据,产生散斑与噪声被减少了的第 2 体数据。

超声波诊断装置及其控制方法、图像处理装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2009 年 3 月 4 日提交的在前的日本专利申请 No. 2009-051145 并要求其为优先权,其日本专利申请的全部内容在本申请中被援引。

技术领域

[0003] 本发明涉及减少在体数据中包含的散斑、噪声的超声波诊断装置、图像处理装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法。

背景技术

[0004] 超声波诊断装置向被检体内放射由内置在超声波探头内的振子所产生的超声波脉冲,并经由振子接收由被检体组织反射出的超声波。并且,超声波诊断装置产生与接收到的超声波相应的回波信号,根据产生的回波产生超声波图像数据,并显示超声波图像。一般而言,超声波诊断装置通过使用具有排列成一维的多个振子的超声波探头,扫描被检体内的断面来收集二维超声波图像。另外,近年来,超声波诊断装置通过使用具有排列成二维的多个振子的超声波探头等,也能够扫描被检体内的体积,收集三维超声波图像(体数据)。

[0005] 但是,由多个接近的被检体组织反射的超声波因各自的相位而发生干涉。由此干涉,产生与只合成振幅的情况所能看到的内容不同的图像图案即散斑(speckle)。散斑会妨碍被检体组织的边界的位置、形状的正确观测。因此,提出了用于减少(reduce)散斑的各种处理方法。

[0006] 例如,如第 1 文献(日本特开 2006-116307 号公报)所记载的那样,提出了通过小波(wavelet)变换/逆变换等对超声波图像进行多分辨率分解,并检测出在各等级下分解出的图像的边缘,对每个像素算出边缘的朝向,实施在边缘的切线方向平滑化、在法线方向尖锐化的滤波的方法。但是,该第 1 文献的应用被限定于二维超声波图像。

[0007] 另一方面,如第 2 文献(K. Z. Abd-Elmoniem, A. M. Youssef, and Y. M. Kadah, "Real-Time Speckle Reduction and Coherence Enhancement in Ultrasound Imaging via Nonlinear Anisotropic Diffusion", IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 49, NO. 9, Sep. 2002)所记载的那样,作为图像数据中的像素区域的结构分析方法,有使用结构张量(Structure Tensor)的方法。第 2 文献中记载了基于非线性各向异性扩散滤波器(Nonlinear Anisotropic Diffusion Filter)减少超声波图像的散斑的应用。但是第 2 文献的应用也被限定于二维超声波图像。

[0008] 但是,通过在与特定的坐标轴垂直的断面上分割体数据,并在那些各断面上应用二维散斑减少滤波器,可以减少体数据内的散斑。但是,此时与在应用了二维滤波器的面中的散斑的减少精度相比,在与其垂直相交的 2 个面中的散斑的减少精度差。

[0009] 三维地扩充非线性各向异性扩散滤波器时,需要根据三维结构张量的 3 个固有值的大小关系对结构的特征进行分类。在第 3 文献(Z. Yu, C. Bajaj, "A Structure Tensor Approach for 3D Image Skeletonization: Applications in Protein Secondary

Structure Analysis, Image Processing, 2006 IEEE International Conference on, 2006) 中记载了其具体例子。但是, 在该第 3 文献中没有记载在三维扩散方程式中结合三维结构张量的各固有值的方法。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于: 提供一种实现对体数据中包含的散斑、噪声的减少精度以及减少处理速度进行提高的超声波诊断装置、图像处理装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法。

[0011] 根据本发明的第 1 实施方式提供一种超声波诊断装置, 其特征在于, 包括: 超声波探头; 发送接收部, 经由上述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的回波信号; 第 1 体数据产生部, 根据上述接收到的回波信号产生第 1 体数据; 低频/高频体数据产生部, 根据上述产生的第 1 体数据, 产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据; 滤波器部, 计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的 3 个固有值, 根据上述 3 个固有值中的 2 个固有值计算边缘信息, 对上述低频体数据应用具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器; 高频体素控制部, 根据上述产生的边缘信息, 对上述高频体数据实施边缘强调处理; 以及第 2 体数据产生部, 根据在上述滤波器部中应用了非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与在上述高频体素控制部中实施了边缘强调处理后的高频体数据, 产生散斑和噪声被减少了的第 2 体数据。

[0012] 根据本发明的第 2 实施方式提供一种超声波诊断装置, 其特征在, 包括: 超声波探头; 发送接收部, 经由上述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, 输出与上述接收到的超声波对应的回波信号; 第 1 体数据产生部, 根据上述回波信号产生第 1 体数据; 第 2 体数据产生部, 对上述第 1 体数据中包含的各个体素, 按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波, 产生第 2 体数据; 以及图像数据产生部, 根据上述第 2 体数据产生二维的超声波图像的数据。

[0013] 根据本发明的第 3 实施方式提供一种超声波诊断装置, 其特征在于, 包括: 超声波探头; 发送接收部, 经由上述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, 输出与上述接收的超声波对应的回波信号; 产生部, 根据上述回波信号产生第 1 体数据; 减少部, 通过减少上述第 1 体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量, 强调具有三维各向异性结构的分量, 从而根据上述第 1 体数据产生第 2 体数据; 以及三维图像处理部, 对上述第 2 体数据进行三维图像处理, 产生二维的超声波图像的数据。

[0014] 根据本发明的第 4 实施方式提供一种图像处理装置, 其特征在于, 包括: 存储部, 存储与被检体相关的第 1 体数据; 第 2 体数据产生部, 对上述第 1 体数据中包含的各体素, 按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波, 产生第 2 体数据; 图像数据产生部, 根据上述第 2 体数据产生二维的超声波图像的数据。

[0015] 根据本发明的第 5 实施提供一种图像处理装置, 其特征在于, 包括: 存储部, 存储与被检体相关的第 1 体数据; 减少部, 通过减少上述第 1 体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量, 强调具有三维各向异性结构的分量, 从而根据上述第 1 体数据产生第 2 体数据; 三维图像处理部, 对上述第 2 体数据进行三维图像处理, 产生二维图像的数据。

[0016] 根据本发明的第 6 实施方式提供一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置具备:超声波探头、经由上述超声波探头发送接收超声波的发送接收部、产生第 1 体数据的第 1 体数据产生部、产生低频体数据与高频体数据的低频/高频体数据产生部、应用滤波器的滤波器部、控制高频体素的高频体素控制部、产生第 2 体数据的第 2 体数据产生部、系统控制部,该超声波诊断装置的控制方法的特征在于:上述系统控制部控制上述发送接收部,以使得经由上述超声波探头向被检体发送超声波,经由上述超声波探头接收由上述被检体反射的超声波,输出与上述接收的超声波对应的回波信号,上述系统控制部控制上述第 1 体数据产生部,以使得根据上述输出的回波信号产生第 1 体数据,上述系统控制部控制上述低频/高频体数据产生部,以使得根据上述产生的第 1 体数据产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据,上述系统控制部控制上述滤波器部,以使得计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的 3 个固有值,根据上述 3 个固有值中的 2 个固有值计算边缘信息,对上述低频体数据应用具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器,上述系统控制部控制上述高频体素控制部,以使得根据上述产生的边缘信息对上述高频体数据实施边缘强调处理,上述系统控制部控制上述第 2 体数据产生部,以使得根据应用了上述非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与实施了上述边缘强调处理后的高频体数据,产生散斑与噪声被减少的第 2 体数据。

[0017] 根据本发明的第 7 实施方式提供一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置具备:超声波探头、经由上述超声波探头发送接收超声波的发送接收部、产生第 1 体数据的第 1 体数据产生部、产生第 2 体数据的第 2 体数据产生部、实施三维图像处理的三维图像处理部、系统控制部,该超声波诊断装置的控制方法的特征在于:上述系统控制部控制上述接收部,以使得经由上述超声波探头向被检体发送超声波,经由上述超声波探头接收由上述被检体反射的超声波,输出与上述接收的超声波对应的回波信号,上述系统控制部控制上述第 1 体数据产生部,以使得根据上述输出的回波信号产生第 1 体数据,上述系统控制部控制上述第 2 体数据产生部,以使得通过对上述产生的第 1 体数据中包含的各个体素,按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波产生第 2 体数据,上述系统控制部控制上述三维图像处理部,以使得根据上述产生的第 2 体数据产生二维超声波图像的数据。

[0018] 根据本发明的第 8 实施方式提供一种图像处理方法,其特征在于:根据与被检体相关的第 1 体数据,产生在空间频率上的低频体数据与高频体数据,计算用于分类上述产生的低频体数据中包含的三维结构物的三维结构模式的 3 个固有值,根据上述 3 个固有值中的 2 个固有值计算边缘信息,对上述低频体数据应用了具有与上述计算出的边缘信息对应的滤波器特性的非线性各向异性扩散滤波器,根据上述产生的边缘信息,对上述高频体数据实施边缘强调处理,根据应用了上述非线性各向异性扩散滤波器后的低频体数据与实施了上述边缘强调处理后的高频体数据,产生散斑与噪声被减少了的第 2 体数据。

[0019] 根据本发明的第 9 实施方式提供一种图像处理方法,其特征在于:通过对与被检体相关的第 1 体数据中包含的各体素,按照与上述体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波,产生第 2 体数据,根据上述第 2 体数据产生二维图像的数据。

[0020] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述

中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0021] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0022] 图 1 为表示与本发明的实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0023] 图 2 为表示图 1 的散斑 / 噪声减少处理部的结构图。

[0024] 图 3 为表示由图 2 的三维小波变换部进行三维小波变换的概念图。

[0025] 图 4 为表示在图 3 的小波变换中的各坐标轴方向应用的滤波器的应用模式的图。

[0026] 图 5 为表示根据三维结构张量的 3 个固有值的大小关系分类的 3 个结构模式之一的图。

[0027] 图 6 为表示根据三维结构张量的 3 个固有值的大小关系分类的 3 个结构模式之一的图。

[0028] 图 7 为表示根据三维结构张量的 3 个固有值的大小关系分类的 3 个结构模式之一的图。

[0029] 图 8 为表示图 2 的非线性各向异性扩散滤波器部进行处理的典型流程的图。

[0030] 图 9 为表示与本实施方式的变形例 1 相关的超声波诊断装置结构的图。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图说明与本发明的实施方式相关的超声波诊断装置、图像处理装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法。

[0032] 图 1 为表示与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示,本超声波诊断装置具备超声波探头 1、发送接收部 2、B 模式处理部 3、B 模式体数据产生部 4、多普勒处理部 5、多普勒体数据产生部 6、散斑 / 噪声减少处理部 7、三维图像处理部 8 以及显示部 9。

[0033] 超声波探头 1 具有排列成二维状的多个振子。超声波探头 1 接收来自发送接收部 2 的驱动信号并向被检体发送超声波。向被检体发送的超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射。被反射的超声波作为回波信号由超声波探头 1 接收。该回波信号的振幅取决于被反射的不连续面中的声阻抗的差异。另外,被发送的超声波在移动的血流或心脏壁等移动体的表面被反射时,回波信号因多普勒效应而受到取决于移动体的超声波发送方向的速度分量的频率偏移。另外,超声波探头 1 如果能够三维扫描,不是必须是二维阵列型。例如,超声波探头 1 也可以是能够机械地摇动的一维阵列型。

[0034] 发送接收部 2 经由超声波探头 1 使用超声波重复三维扫描作为被检体的扫描对象的体积。通过该三维扫描由发送接收部 2 输出与扫描体有关的关于多个扫描线的多个回波信号。

[0035] 更详细而言,发送接收部 2 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_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 按每一通道重复产生速率脉冲。延迟电路将按照每一通道将超声波聚集为波束状

且决定发送指向性所需的延迟时间给予各速率脉冲。驱动脉冲产生电路按照基于各延迟的速率脉冲的定时向超声波探头 1 施加驱动脉冲。

[0036] 另外,发送接收部 2 具有超声波接收用的未图示的放大器电路、A/D 变换器、接收延迟电路以及加法器等。放大器电路接收来自超声波探头 1 的回波信号,并将接收到的回波信号按每一通道加以放大。A/D 变换器将放大的回波信号按每一通道从模拟信号变换为数字信号。接收延迟电路对变换为数字信号的回波信号给予按每一通道聚集为束状且决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器将给予了延迟时间的各回波信号相加。通过此加法处理,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,通过接收指向性与发送指向性形成超声波束。1 个超声波束对应于 1 个超声波扫描线。每个扫描线的回波信号被供给到 B 模式处理部 3 与多普勒处理部 5。

[0037] B 模式处理部 3 通过对数放大来自发送接收部 2 的回波信号,包络线检波被对数放大后的回波信号,从而产生使用亮度来表现回波信号的强度的 B 模式信号数据。所产生的 B 模式信号数据被供给到 B 模式体数据产生部 4。

[0038] B 模式体数据产生部 4 根据来自 B 模式处理部 3 的 B 模式信号,产生与被检体相关的体数据(以下,称为 B 模式体数据)。具体而言,B 模式体数据产生部 4 按照扫描线的位置信息在存储器上三维地配置 B 模式信号数据,插补扫描线间的 B 模式信号数据。通过该配置处理与插补处理,产生由多个体素构成的 B 模式体数据。各体素具有与原来(由来)的 B 模式信号数据的强度对应的体素值。所产生的 B 模式体数据被供给到散斑/噪声减少处理部 7。

[0039] 多普勒处理部 5 频率解析来自发送接收部 2 的回波信号,提取由多普勒效应所产生的血流、组织、造影剂回波分量,产生使用颜色来表现平均速度、分散、功率等血流信息的强度的多普勒信号数据。所产生的多普勒信号数据被供给到多普勒体数据产生部 6。

[0040] 多普勒体数据产生部 6 根据来自多普勒处理部 5 的多普勒信号,产生与被检体相关的体数据(以下,称为多普勒体数据)。具体而言,多普勒体数据产生部 6 按照扫描线的位置信息在存储器上三维地配置多普勒信号数据,插补扫描线间的多普勒信号数据。通过该配置处理与插补处理,产生由多个体素构成的多普勒体数据。各体素具有与原始(由来)的多普勒信号数据的强度对应的体素值。所产生的多普勒体数据被供给到散斑/噪声减少处理部 7。

[0041] 散斑/噪声减少处理部 7 对来自 B 模式体数据产生部 4 的 B 模式体数据、来自多普勒体数据产生部 6 的多普勒体数据执行散斑/噪声减少处理,产生散斑/噪声被减少了的 B 模式体数据、多普勒体数据。更详细而言,散斑/噪声减少处理部 7 通过减少 B 模式体数据、多普勒体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量,强调具有三维各向异性结构的分量,从而减少这些体数据中的散斑、噪声。散斑、噪声被减少的 B 模式体数据、多普勒体数据被供给到三维图像处理部 8。关于散斑/噪声减少处理部 7 的详细情况在后面进行叙述。另外,散斑/噪声减少处理部 7 并不是必需都对 B 模式体数据与多普勒体数据两者进行散斑减少处理,也可以只对任何一方进行。

[0042] 三维图像处理部 8 对来自散斑/噪声减少处理部 7 的 B 模式体数据进行三维图像处理,产生二维 B 模式图像数据。另外,三维图像处理部 8 对来自散斑/噪声减少处理部 7 的多普勒体数据进行三维图像处理,产生二维多普勒图像数据。作为所使用的三维图像处

理可以举出 MPR(multi planar reconstruction:多平面重建)处理或 CPR(curved planar reconstruction:曲面重建)处理、SPR(stretched CPR)处理、体绘制、面绘制、MIP(maximum intensity projection:最大强度投影)等。所产生的 B 模式图像数据、多普勒图像数据被供给到显示部 9。

[0043] 显示部 9 显示来自三维图像处理部 8 的 B 模式图像。并且,显示部 9 显示来自三维图像处理部的多普勒图像。另外,显示部 9 也可以重叠显示 B 模式图像与多普勒图像。作为显示部 9,例如能够适当使用 CRT 显示器或液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子显示器等显示装置。

[0044] 并且,超声波诊断装置具备存储部 10。存储部 10 存储来自 B 模式体数据产生部 4 的 B 模式体数据与来自多普勒体数据产生部 6 的多普勒体数据。由存储部 10 存储的 B 模式体数据或多普勒体数据通过散斑 / 噪声减少处理部 7 读出,并被供给到散斑 / 噪声减少处理中。

[0045] 并且,超声波诊断装置具备系统控制部 11。系统控制部 11 综合地控制超声波诊断装置的各部分。例如,系统控制部 11 为了执行本实施方式中特有的散斑 / 噪声减少处理而控制各部分。

[0046] 散斑 / 噪声减少处理部 7、三维图像处理部 8、显示部 9、存储部 10 以及系统控制部 11 构成图像处理装置 12。要是典型地来说,图像处理装置 12 为内置在与本实施方式相关的超声波诊断装置中的计算机。

[0047] 其次,针对由散斑 / 噪声减少处理部 7 执行的散斑 / 噪声减少处理详细进行说明。如上所述,散斑 / 噪声减少处理部 7 能够分别对 B 模式体数据与多普勒体数据执行散斑减少处理。因此,以下,为了简单说明不对 B 模式体数据与多普勒体数据进行区别,仅仅称为体数据。另外,在不特别区别 B 模式图像与多普勒图像时,都称为超声波图像。

[0048] 散斑 / 噪声减少处理部 7 对体数据中包含的各体素,按照与体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波。通过该三维滤波器,散斑 / 噪声减少处理部 7 减少体数据中包含的具有三维各向同性结构的分量,强调体数据中包含的具有各向异性结构的分量。另外,散斑 / 噪声减少处理的处理对象未必必需是三维各向同性结构分量与三维各向异性结构分量这两者。即、散斑 / 噪声减少处理部 7 也可以只进行三维各向同性结构分量的减少与三维各向异性结构分量的强调中的任何一方。

[0049] 图 2 为表示散斑 / 噪声减少处理部 7 的结构图。如图 2 所示,散斑 / 噪声减少处理部 7 为了进行多分辨率分解 / 合成而具有由多层构成的多重结构。在本实施方式中,多分辨率分解 / 合成的最高次数为等级 3。然而,本实施方式并不需要限定于此。即、多分辨率分解 / 合成也可以在从第 1 等级到第 n 等级(其中,n 为 2 以上的自然数)的范围进行。另外,在本实施方式中,作为多分辨率分解 / 合成的一个例子,采用小波变换 / 逆变换。然而,本实施方式并不需要限定于此。例如,作为多分辨率分解 / 合成,也可以采用拉普拉斯金字塔(Laplacian pyramid)法或 Gabor 变换 / 逆变换等已有的多分辨率分解 / 合成法。另外,本实施方式中的小波变换 / 逆变换指的是所谓的离散小波变换 / 逆变换。

[0050] 散斑 / 噪声减少处理部 7 在每层上具备三维小波变换部 71(71-1、71-2、71-3)、非线性各向异性扩散滤波器部 73(73-1、73-2、73-3)、高频体素控制部 75(75-1、75-2、75-3)以及三维小波逆变换部 77(77-1、77-2、77-3)。

[0051] 三维小波变换部 71 对输入体数据应用三维小波变换,并将输入体数据分解为 1 种低频体数据与 7 种高频体数据。

[0052] 图 3 为三维小波变换的多分辨率分解的概念图。图 4 为表示在三维小波变换中的各坐标轴方向应用的滤波器的应用模式的图。如图 3 与图 4 所示,对分解前的体数据 IV,在 xyz 正交坐标的各轴方向上分别应用一维低通 (L) 滤波器与高通 (H) 滤波器,并对体数据 IV 进行小波变换。通过这样的三维小波变换,体数据 IV 被分解为 1 种低频体数据 DV1 与 7 种高频体数据 DV2 至 DV8。低频体数据 DV1 包含体数据 IV 具有的空间频率分量中的低频分量。各高频体数据 DV2 至 DV8 包含与体数据 IV 具有的空间频率分量中的至少一个方向相关的高频分量。例如,通过分别对 x 轴、y 轴以及 z 轴上应用低通滤波器,从而关于 x 轴、y 轴以及 z 轴方向产生只具有低频分量的低频体数据 DV1。如果再举一个例子,则通过对 x 轴上应用高通滤波器,分别对 y 轴以及 z 轴上应用低通滤波器,从而产生强调 x 轴方向的高频分量的高频体数据 DV2。分解后的各体数据 DV1 至 DV8 在每个坐标轴的样本数缩小为分解前的体数据 IV 在每个坐标轴的样本数的一半。

[0053] 在三维小波变换部 71 不属于最高层 (等级 3) 时,所产生的低频体数据被供给到 1 层上的三维小波变换部 71。当三维小波变换部 71 属于最高层时,所产生的低频体数据被供给到同最高层的非线性各向异性扩散滤波器部 73。另外,高频体数据被供给到属于同层的高频体素控制部 75。

[0054] 非线性各向异性扩散滤波器部 73 算出与所供给的低频体数据中包含的边缘分量的大小相关的信息。以下,将与边缘分量的大小相关的信息称为边缘信息。边缘信息被供给到同层的高频体素控制部 75。另外,非线性各向异性扩散滤波器部 73 对所供给的低频体数据应用三维非线性各向异性扩散滤波器。非线性各向异性扩散滤波器强调低频体数据中包含的边缘分量,使低频体数据中包含的非边缘分量平滑化。非线性各向异性扩散滤波器为强调非线性地各向异性扩散的分量的滤波器。低频体数据中的边缘分量发生非线性地各向异性扩散。另一方面,散斑、噪声所代表的非边缘分量发生非线性地各向同性扩散。因此,当对低频体数据应用非线性各向异性扩散滤波器时,边缘分量的体素值增大,非边缘分量减少。为了使与本实施方式相关的非线性各向异性扩散滤波器能够一边提高散斑 / 噪声的减少精度一边提高处理速度而下了工夫。对此后面进行叙述。滤波后的低频体数据被供给到同层的三维小波逆变换部 77。

[0055] 在此,关于非线性各向异性扩散滤波器部 73 的处理详细说明。非线性各向异性扩散滤波器部 73 对低频体数据应用非线性各向异性扩散滤波器,并输出边缘信息与滤波后的低频体数据,该非线性各向异性扩散滤波器是考虑低频体数据内的结构物 (体素区域) 的方向性的滤波器。非线性各向异性扩散滤波器通过下面的扩散方程式 (偏微分方程式) (1) 来表示。

[0056] [数 1]

$$[0057] \quad \star \star \quad \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[D \nabla I] \quad \dots (1)$$

[0058] I 为要处理的体数据的体素值、 ∇I 为其梯度向量 (gradient vector)、t 为与处理有关的时刻。t 在实际处理中,表示该扩散方程式的处理次数。在本实施方式中,处理次数 t 无论是几次都可以,但为了具体地进行说明,设为 1 次。D 为扩散张量 (Diffusion Tensor),

如以下式 (2) 所示。

[0059] [数 2]

$$[0060] \quad \star \quad D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{D1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{D2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{D3} \end{pmatrix} R^T \quad \cdots (2)$$

[0061] (2) 式中的 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 为扩散张量 D 的固有值, R 为扩散张量 D 的固有向量。固有向量 R 通过下面的 (3) 式来表示。

[0062] [数 3]

$$[0063] \quad \star R = (\omega_1 \omega_2 \omega_3) \quad \cdots (3)$$

[0064] 扩散张量 D 的固有值 λ_{D1} 为表示固有向量 ω_1 所示的方向的扩散强度。同样, 固有值 λ_{D2} 表示固有向量 ω_2 所示的方向的扩散强度, 固有值 λ_{D3} 表示固有向量 ω_3 所示的方向的扩散强度。通过对每个体素控制固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 的值, 从而控制非线性各向异性扩散滤波器的扩散强度。另外, 固有向量 R 与非线性各向异性扩散滤波器的滤波器方向是相同含义。即, 通过适当设定固有向量 R, 设定非线性各向异性扩散滤波器的所希望的滤波器方向。

[0065] 另外, 扩散张量 D 的固有向量 ω_1 、 ω_2 以及 ω_3 与低频体数据中的体素的三维结构张量 S 的固有向量相等。另外, 扩散张量 D 的固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 取决于根据后面所述的三维结构张量 S 的固有值所算出的边缘的大小。

[0066] 三维结构张量 S 如下面的式 (4) 那样规定。

[0067] [数 4]

$$[0068] \quad \star \star S = G_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{12} & s_{22} & s_{23} \\ s_{13} & s_{23} & s_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{S1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{S2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{S3} \end{pmatrix} R^T \quad \cdots (4)$$

[0069] I_x 为表示沿着处理对象的体数据 I 的 x 方向的空间微分, I_y 为表示沿着处理对象的体数据 I 的 y 方向的空间微分, I_z 为表示沿着处理对象的体数据 I 的 z 方向的空间微分。 G_ρ 为三维高斯函数, 运算符“*”表示卷积。固有值 λ_{S1} 、 λ_{S2} 以及 λ_{S3} 为三维结构张量 S 的固有值, 其大小关系设为 $\lambda_{S1} \geq \lambda_{S2} \geq \lambda_{S3}$ 。空间微分 I_x 、 I_y 以及 I_z 的算出方法也可以不严格按照上述算出方法。例如, 也可以用应用索贝尔滤波器 (sobel filter) 或多分辨率分解的高频分量来代替算出 I_x 、 I_y 以及 I_z 。

[0070] 三维结构张量 S 的各要素 s 被求出时的固有值 λ_{S1} 、 λ_{S2} 以及 λ_{S3} 与固有向量 R 以及 R^T 可以使用在线形代数学上熟知的方法来算出。即、式 (4) 中的 3×3 矩阵的固有值 λ_{S1} 、 λ_{S2} 以及 λ_{S3} 可以使用例如卡尔达诺 (Cardano) 方法等, 通过实际地解答三维方程式来算出。另外, 三维结构张量 S 由于为实对称矩阵, 因此, 固有值 λ_{S1} 、 λ_{S2} 以及 λ_{S3} 为实数、固有向量 R 以及 R^T 为实向量。实向量 R 以及 R^T 相互正交。

[0071] 体数据中包含的三维结构物的代表性结构模式根据三维结构张量 S 的固有值 λ_{S1} 、 λ_{S2} 以及 λ_{S3} 的大小关系来分类。图 5、图 6 以及图 7 为分别表示 3 个结构模式中的 1 个的示意图。如图 5 所示, $\lambda_{S1} \gg \lambda_{S2} \approx \lambda_{S3}$ 时, 结构物为各向异性结构物, 具有平板状结构。如图 6 所示, $\lambda_{S1} \approx \lambda_{S2} \gg \lambda_{S3}$ 时, 结构物为各向异性结构物, 具有线状结构。如

图 7 所示, $\lambda_{s1} \equiv \lambda_{s2} \equiv \lambda_{s3}$ 时, 结构物为各向同性结构物, 具有球状结构。作为减少对象的散斑、噪声具有球状结构。另外, 作为强调对象的边缘分量具有平面状结构或线状结构。

[0072] 本发明者凭经验发现在对非线性各向异性扩散滤波器应用体数据的三维结构张量时, 不需要特别地区别平板状结构与线状结构。那是因为考虑了第 2 固有值 λ_{s2} 而产生的超声波图像与没有考虑第 2 固有值 λ_{s2} 而产生的超声波图像相比, 画质没有提高。因此, 在本实施方式中, 根据第 1 固有值 λ_{s1} 与第 3 固有值 λ_{s3} 的差分值, 判别三维结构物的形状。即、该差分值 $DI \gg 0$ 时, 结构物设为具有各向异性结构, 当 $DI \approx 0$ 时, 设为具有各向同性结构。第 1 固有值 λ_{s1} 与第 3 固有值 λ_{s3} 的差分被用于算出边缘信息。边缘信息 Pe 如下面的式 (5) 所示。

[0073] [数 5]

$$[0074] \quad \star\star Pe = 1 - \exp\left(-\frac{(\lambda_{s1} - \lambda_{s3})^2}{k^2}\right) \quad \dots(5)$$

[0075] 边缘信息 Pe 是通过使边缘的大小归一化为 0 至 1 的范围内而所算出的参数。边缘信息 Pe 的值越接近 1 各向异性越强, 越接近 0 各向同性越强。即、边缘信息 Pe 的值越接近 1 结构物越接近边缘分量, 越接近 0 结构物越接近非边缘分量。像这样边缘信息 Pe 可以说表示结构物的各向异性或各向同性 (边缘分量或非边缘分量) 的程度。

[0076] 参数 k 表示边缘分量的提取程度。参数 k 能够由用户经由未图示的操作部任意设定。例如, 当使参数 k 变小时, 边缘分量变得容易被提取出。

[0077] 使用边缘信息 Pe 算出非线性各向异性扩散滤波器的扩散强度, 即、三维扩散张量 D 的固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 。固有值 λ_{D1} 通过下面的式 (6) 来表示、固有值 λ_{D2} 通过下面的式 (7) 来表示, λ_{D3} 通过下面的式 (8) 来表示。

[0078] [数 6]

$$[0079] \quad \lambda_{D1} = \beta_1(1-Pe) + \beta_2 \cdot Pe \quad \dots(6)$$

$$[0080] \quad \star \lambda_{D2} = \beta_3(1-Pe) + \beta_4 \cdot Pe \quad \dots(7)$$

$$[0081] \quad \lambda_{D3} = \beta_5(1-Pe) + \beta_6 \cdot Pe \quad \dots(8)$$

[0082] 式 (6)、(7) 以及 (8) 中的 $\beta(1-Pe)$ 的部分表示非边缘分量, $\beta \cdot Pe$ 部分表示边缘分量。对于作为减少对象的散斑或噪声所属的非边缘分量, 需要使其不具有其方向性。即、必须使该非边缘分量不依赖方向进行扩散。因此, 设定为 $\beta_1 = \beta_3 = \beta_5 > 0$ 。另一方面, 对于作为强调对象的边缘分量必须更强调其方向性。即。需要使该边缘分量的垂直方向 (固有值 λ_{D1} 的固有向量 ω_1 所指的方向) 尖锐化, 使其以外的方向 (固有值 λ_{D2} 的固有向量 ω_2 所指的方向与固有值 λ_{D3} 的固有向量 ω_3 所指的方向) 扩散。因此, β_2 设定为接近 0 的值, β_4 与 β_6 设定为比 β_2 大的规定值。这些参数 β_1 、 β_2 、 β_3 、 β_4 、 β_5 以及 β_6 分别能够经由未图示的操作部任意设定。

[0083] 另外, 如上所述, 扩散张量 D 的固有向量 ω_1 、 ω_2 以及 ω_3 与三维结构张量 S 的固有向量 ω_1 、 ω_2 以及 ω_3 相等。通过以上可以算出扩散张量 D 的固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 与固有向量 ω_1 、 ω_2 以及 ω_3 。因此, 可以算出式 (2) 中的扩散张量 D 的各要素 d, 可以取得非线性各向异性扩散滤波器 (扩散方程式 (1))。与本实施方式相关的非线性各向异性扩散滤波器的固有值 (扩散强度) 如上所述, 与表示各向异性或各向同性的程度的边缘信息 Pe 的大小对应地发生变化。即、通过对低频体数据应用与本实施方式相关的非线性各向异性扩

散滤波器,强调具有低频体数据中的各向异性结构的分量,减少具有各向同性结构的分量。

[0084] 图8为表示基于非线性各向异性扩散滤波器部73的滤波器处理的典型流程的图。另外,步骤S1至步骤S6的处理针对构成处理对象的体数据的各体素进行。

[0085] 如图8所示,首先,非线性各向异性扩散滤波器部73输入作为低频体数据的处理对象的输入体素的体素值。并且,非线性各向异性扩散滤波器部73根据输入体素的体素值与其近旁的体素的体素值,沿着各坐标轴空间微分输入体素的体素值,算出微分值 $I(I_x, I_y, I_z)$ (步骤S1)。当算出微分值 I 时,非线性各向异性扩散滤波器部73如式(4)所示,将算出的微分值 I 与三维高斯函数 G_p 进行卷积运算,算出结构张量 S 的各要素 s (步骤S2)。另外,在步骤S2的计算中也包含三维高斯函数 G_p 的计算。

[0086] 当计算出三维结构张量 S 的各要素 s 时,非线性各向异性扩散滤波器部73如式(4)所示,对所算出的各要素 s 进行线性代数运算,从而算出三维结构张量 S 的固有值 λ_s 与固有向量 ω (步骤S3)。当算出固有值 λ_s 时,非线性各向异性扩散滤波器部73如式(5)所示,利用算出的固有值 λ_s 与参数 k 算出边缘信息 Pe (步骤S4)。边缘信息 Pe 被供给到高频体素控制部75。

[0087] 当算出边缘信息 Pe 时,非线性各向异性扩散滤波器部73如式(6)、(7)以及(8)所示,利用边缘信息 Pe 与参数 β ,算出扩散强度、即扩散张量 D 的固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} (步骤S5)。当算出扩散张量 D 的固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 与扩散张量 D (结构张量 S)的固有向量 ω_1 、 ω_2 、 ω_3 时,非线性各向异性扩散滤波器部73如式(2)所示,对所算出的固有值 λ_{D1} 、 λ_{D2} 以及 λ_{D3} 以及固有向量 ω_1 、 ω_2 以及 ω_3 进行线性代数运算,从而算出扩散张量 D 的各要素 d (步骤S6)。当算出扩散张量 D 的要素 d 时,非线性各向异性扩散滤波器部73根据算出的要素 d 与微分值 I ,对式(1)的扩散方程式进行数值解析运算,算出输出体素值(步骤S7)。具体而言,在时刻 t ,根据某体素与其近旁体素中的体素值与扩散张量的各要素值,求出时刻 $t+\Delta t$ 中的其体素的新的体素值,其次将 $t+\Delta t$ 作为新的 t ,重复1次到数次同样的计算。所算出的输出体素值被供给到三维小波逆变换部77。

[0088] 当进行步骤S7时,改变下一个处理对象的输入体素,再次进行步骤S1至步骤S7。由此,当对构成处理对象的输入体数据的全部的体素进行步骤S1至步骤S7时,基于非线性各向异性扩散滤波器部73的处理结束。

[0089] 即、非线性各向异性扩散滤波器部73对低频体数据沿着与三维结构张量的固有向量对应的滤波方向(扩散张量的固有向量所指的方向)应用具有与三维结构张量的固有值对应的扩散强度的三维非线性各向异性扩散滤波器,产生滤波后的低频体数据。

[0090] 高频体素控制部75根据来自非线性各向异性扩散滤波器部73的边缘信息,控制来自三维小波变换部71的高频体数据中包含的体素的体素值。更详细而言,高频体素控制部75使高频体数据中包含的具有各向异性结构的分量的体素值增大,减少具有各向同性结构的分量的体素值。即、通过高频体素控制部75能够减少高频体数据中包含的散斑分量、噪声分量。

[0091] 更详细而言,高频体素控制部75对滤波器应用输入体素值 I_H ,输出输出体素值 I_H' 。该滤波器通过下面的式(9)来表示。

[0092] [数7]

[0093] ★ $I'_H = A \cdot Pe \cdot I_H + B \cdot (1 - Pe) \cdot I_H \quad \cdots (9)$

[0094] 在此, A 为针对边缘分量的控制系数, B 为针对散斑、噪声所代表的非边缘分量的控制系数。例如, 控制系数 A 设定在 1 以上, 控制系数 B 设定在 1 以下。即, 边缘分量通过 I_H 与 A 与 P_e 的积来强调。另外, 非边缘分量通过 I_H 与 B 与 $(1-P_e)$ 的积来减少。通过该滤波器, 强调了边缘分量并减少了非边缘分量的高频体数据被供给到三维小波逆变换部 77。

[0095] 另外, 由于设定为 $A = 0$ 且 $B \neq 0$, 因此高频体素控制部 75 不强调边缘分量 (各向异性结构分量), 减少非边缘分量 (各向同性结构分量)。通过这样减少非边缘分量, 可以相对强调边缘分量。相反, 由于设定为 $A \neq 0$ 且 $B = 0$, 因此高频体素控制部 75 强调边缘分量 (各向异性结构分量), 不减少非边缘分量 (各向同性结构分量)。通过这样强调边缘分量, 可以相对减少非边缘分量。

[0096] 作为基于高频体素控制部 75 进行的边缘分量的其他强调方法, 有以下方法。首先, 将规定的边缘信息的大小设定为阈值, 将具有阈值以上的边缘信息的体素设定为边缘分量, 将具有阈值以下的边缘信息的体素设定为非边缘分量。并且, 将属于边缘分量的体素的输出体素值改变成其输入体素值与控制系数 A 的积。换言之, 属于边缘分量的体素的输入体素值被置换为输入体素值与控制系数 A 的积。另外, 将属于非边缘分量的体素的输出体素值改变成其输入体素值与控制系数 B 的积。属于非边缘分量的体素的输入体素值被置换为输入体素值与控制系数 B 的积。

[0097] 三维小波逆变换部 77 将来自非线性各向异性扩散滤波器部 73 的低频体数据与来自高频体素控制部 75 的高频体数据进行多分辨率合成 (作为本实施方式的典型例子是三维小波逆变换), 将低频体数据与高频体数据合成, 产生合成体数据。所产生的合成体数据与输入体数据相比, 强调具有各向异性结构的分量, 减少具有各向同性结构的分量。所产生的合成体数据在每个坐标轴的样本数被扩大为所输入的体数据在每个坐标轴的样本数的 2 倍。在三维小波逆变换部 77 不属于最下层时, 所产生的合成体数据被供给到 1 层下的非线性各向异性扩散滤波器部 73。在三维小波逆变换部 77 属于最下层时, 所产生的合成体数据被供给到三维图像处理部 8。

[0098] 其次, 说明各层中的三维小波变换部 71、非线性各向异性扩散滤波器部 73、高频体素控制部 75 以及三维小波逆变换部 77 的处理的流程。

[0099] 如图 2 所示, 等级 1 的三维小波变换部 71-1 对输入体数据进行三维小波变换, 输出 1 种低频体数据与 7 种高频体数据。低频体数据被供给到等级 2 的三维小波变换部 71-2, 高频体数据被供给到等级 1 的高频体素控制部 75-1。

[0100] 等级 2 的三维小波变换部 71-2 对来自等级 1 的三维小波变换部 71-1 的低频体数据进行三维小波变换, 输出 1 种低频体数据与 7 种高频体数据。低频体数据被供给到等级 3 的三维小波变换部 71-3, 高频体数据被供给到等级 2 的高频体素控制部 75-2。

[0101] 等级 3 的三维小波变换部 71-3 对来自等级 2 的三维小波变换部 71-2 的低频体数据进行三维小波变换, 输出 1 种低频体数据与 7 种高频体数据。低频体数据被供给到等级 3 的非线性各向异性扩散滤波器部 73-3, 高频体数据被供给到等级 3 的高频体素控制部 75-3。

[0102] 其次, 非线性各向异性扩散滤波器部 73-3 算出与来自三维小波变换部 71-3 的低频体数据相关的边缘信息。边缘信息被供给到等级 3 的高频体素控制部 75-3。另外, 非线性各向异性扩散滤波器部 73-3 对低频体数据应用非线性各向异性扩散滤波器。滤波后的

低频体数据被供给到等级 3 的三维小波逆变换部 77-3。

[0103] 高频体素控制部 75-3 输入来自三维小波变换部 71-3 的 7 种高频体数据与来自非线性各向异性扩散滤波器部 73-3 的边缘信息。并且,高频体素控制部 75-3 根据输入的边缘信息,控制 7 种高频体数据的各个中包含的体素的体素值,输出控制体素值的 7 种高频体数据。7 种高频体数据被供给到等级 3 的三维小波逆变换部 77-3。

[0104] 三维小波逆变换部 77-3 对来自非线性各向异性扩散滤波器部 73-3 的低频体数据与来自高频体素控制部 75-3 的高频体数据进行三维小波逆变换,输出单一的合成体数据。合成体数据作为低频体数据被供给到等级 2 的非线性各向异性扩散滤波器部 73-2。

[0105] 非线性各向异性扩散滤波器部 73-2 对来自三维小波逆变换部 77-3 的低频体数据进行与等级 3 同样的滤波器处理,将滤波器处理后的低频体数据供给到等级 2 的小波逆变换部 77-2。另一方面,等级 2 的高频体素控制部 75-2 与等级 3 同样控制来自等级 2 的三维小波变换部 71-2 的 7 种高频体数据的体素值。并且,高频体素控制部 75-2 将控制体素值的 7 种高频体数据供给到等级 2 的小波逆变换部 77-2。小波逆变换部 77-2 对来自非线性各向异性扩散滤波器部 73-2 的低频体数据与来自高频体素控制部 75-2 的 7 种高频体数据,使用与等级 3 同样的方法进行三维小波逆变换,输出单一的合成体数据。合成体数据作为低频体数据被供给到等级 1 的非线性各向异性扩散滤波器部 73-1。

[0106] 被供给到非线性各向异性扩散滤波器部 73-1 的低频体数据在进行与等级 2、3 同样的滤波器处理后,被供给到等级 1 的小波逆变换部 77-1。另一方面,从等级 1 的三维小波变换部 71-1 输出的 7 种高频体数据在等级 1 的高频体素控制部 75-1 中与等级 2 或等级 3 同样进行体素值控制,并被供给到等级 1 的小波逆变换部 77-1。并且,小波逆变换部 77-1 与等级 2、3 同样对低频体数据与 7 种高频体数据进行三维小波逆变换,输出单一的合成体数据。输出的合成体数据在每个坐标轴的样本数与被输入到散斑 / 噪声减少处理部 7 的体数据在每个坐标轴的样本数相等。

[0107] 由等级 1 的三维小波逆变换部 77-1 产生的合成体数据被供给到三维图像处理部 8。三维图像处理部 8 对合成体数据进行三维图像处理,产生超声波图像(二维图像)数据。所产生的超声波图像上的各向同性结构减少,各向异性结构被强调。即、超声波图像上的散斑、噪声减少。所产生的超声波图像通过显示部 9 予以显示。

[0108] 根据以上所述结构,可以取得以下效果。

[0109] 如上所述那样与本实施方式相关的超声波诊断装置对输入体数据的各体素根据三维结构张量算出边缘信息。超声波诊断装置根据边缘信息对每个体素算出三维滤波器(扩散方程式(1))。三维滤波器具有与体素的三维方向性对应的滤波器强度与滤波器方向。超声波诊断装置对输入体数据应用所算出的三维滤波器,并沿着输入体数据内的结构物的边缘方向(处理对象体素的接触面内的全部方向)进行平滑化,沿着与边缘方向垂直的方向(处理对象体素的接触面的法线方向)进行尖锐化。例如,结构物具有平面形状时,沿着结构物的平面(图 5 的 $\omega_2\omega_3$ 平面)平滑化,沿着该平面的法线方向(图 5 的 ω_1 方向)尖锐化。像这样超声波诊断装置对体数据可以应用与各结构物的形状对应的最佳的三维滤波器。

[0110] 更详细而言,根据与本实施方式相关的超声波诊断装置,通过对体数据,沿着各坐标轴分别应用低通滤波器以及高通滤波器,执行三维多分辨率分解,将体数据分解为低频

体数据与高频体数据。并且,超声波诊断装置对低频体数据应用非线性各向异性扩散滤波器。通过非线性各向异性扩散滤波器的应用,产生低频体数据中包含的边缘分量增大且散斑、噪声等非边缘分量减少的低频体数据。在应用非线性各向异性扩散滤波器时,需要判别与三维结构张量的固有值的大小关系对应的结构物的结构模式。与本实施方式相关的超声波诊断装置只应用 3 个固有值中的最大值与最小值来判别三维结构模式。由此,与使用 3 个固有值的情况相比,处理量下降,处理速度提高。这从作为超声波诊断装置的优点的图像显示实时性的观点来看也合适。

[0111] 另外,与本发明相关的超声波诊断装置利用通过非线性各向异性扩散滤波器取得的边缘信息,增大高频体数据内的边缘分量,减少非边缘分量。即、在强调相对高频体数据的边缘分量中,通过利用预先取得的边缘信息,从而不需要重新确定边缘分量的位置信息等。由此与以往相比也可以提高处理速度。

[0112] 并且,将强调了边缘的低频体数据与高频体数据继续进行多分辨率合成,产生非边缘分量被减少且边缘分量被强调的输出体数据。该输出体数据是利用三维多分辨率分解/合成、三维扩散滤波器而产生的。因此,与本实施方式相关的散斑/噪声减少处理与像以往那样对体数据应用二维滤波器的情况相比,在坐标轴方向上不受影响,与以往相比可以三维地均衡、均匀地减少散斑、噪声。

[0113] 这样,与本实施方式相关的超声波诊断装置、图像处理装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法实现提高体数据中包含的散斑、噪声的减少精度以及减少处理速度。

[0114] (变形例 1)

[0115] 以下,说明与本实施方式的变形例 1 相关的超声波诊断装置、图像处理装置 12、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法。另外,在以下的说明中,对具有与本实施方式大致相同的功能的构成要素,附加相同符号,只在需要的情况下重复说明。

[0116] 与变形例 1 相关的超声波诊断装置对体数据进行三维图像处理后执行散斑/噪声减少处理。图 9 为表示与变形例 1 相关的超声波诊断装置的结构图。B 模式体数据产生部 4 将产生的 B 模式体数据供给到三维图像处理部 8。多普勒体数据产生部 6 将产生的多普勒体数据供给到三维图像处理部 8。三维图像处理部 8 对供给的 B 模式体数据或多普勒体数据等体数据进行三维图像处理,产生具有厚度的断面图像的数据。所产生的具有厚度的断面图像的数据被供给到散斑/噪声减少处理部 7。

[0117] 散斑/噪声减少处理部 7 对于供给的具有厚度的断面图像执行本实施方式特有的散斑/噪声减少处理,减少散斑、噪声。如果将具有厚度的断面图像的各断面作为 xy 平面,将厚度方向作为 z 轴方向,其处理方法与本实施方式中的三维图像处理方法相同。但是,在变形例 1 中,与 x、y 轴方向相比 z 轴方向的样本数相当少。将处理结果作为平面显示时,处理后的 z 轴方向的样本数为 1。另外,在减少处理后进行 MIP 等其他处理后构成平面时,减少处理后也为具有厚度的断面图像,z 轴方向的样本数为多个。散斑、噪声被减少的具有厚度的断面图像的数据再次被供给到三维图像处理部 8。

[0118] 三维图像处理部 8 对散斑、噪声被减少了的具有厚度的断面图像的数据进行三维图像处理,产生二维的超声波图像的数据。所产生的超声波图像的数据被供给到显示部 9。

[0119] 显示部 9 显示从三维图像处理部 8 供给的超声波图像。

[0120] 这样,根据变形例 1,能够提供实现提高体数据中包含的散斑、噪声的减少精度以及减少处理速度的超声波诊断装置、图像处理装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法。

[0121] (变形例 2)

[0122] 与上述实施方式相关的图像处理装置 12 内置在超声波诊断装置中。然而,本实施方式并不需要限于此。例如,图像处理装置 12 也可以内置在 X 射线计算机断层摄影装置或磁共振成像装置、核医学诊断装置中。另外,图像处理装置 12 也可以是经由网络与超声波诊断装置、X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置以及核医学诊断装置等图像诊断装置连接的工作站。即、与本实施方式相关的处理对象的体数据并不取决于图像诊断装置的种类。与变形例 2 相关的图像处理装置 12 能够对超声波诊断装置或 X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置、核医学诊断装置等所有图像诊断装置产生的体数据执行上述散斑 / 噪声减少处理。

[0123] 这样,根据变形例 2,能够提供实现提高体数据中包含的散斑、噪声的减少精度以及减少处理速度的图像处理装置以及图像处理方法。

[0124] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

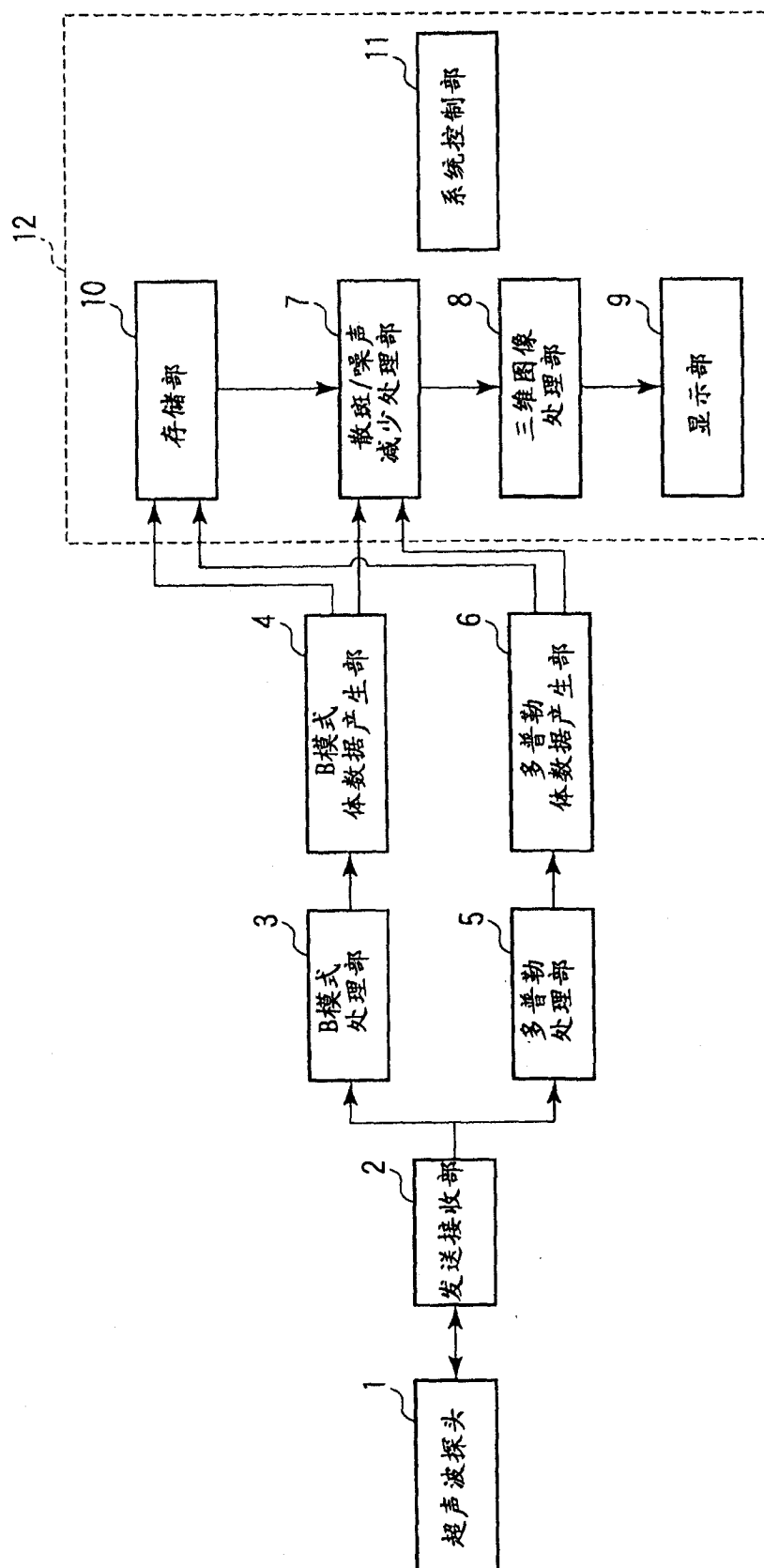


图 1

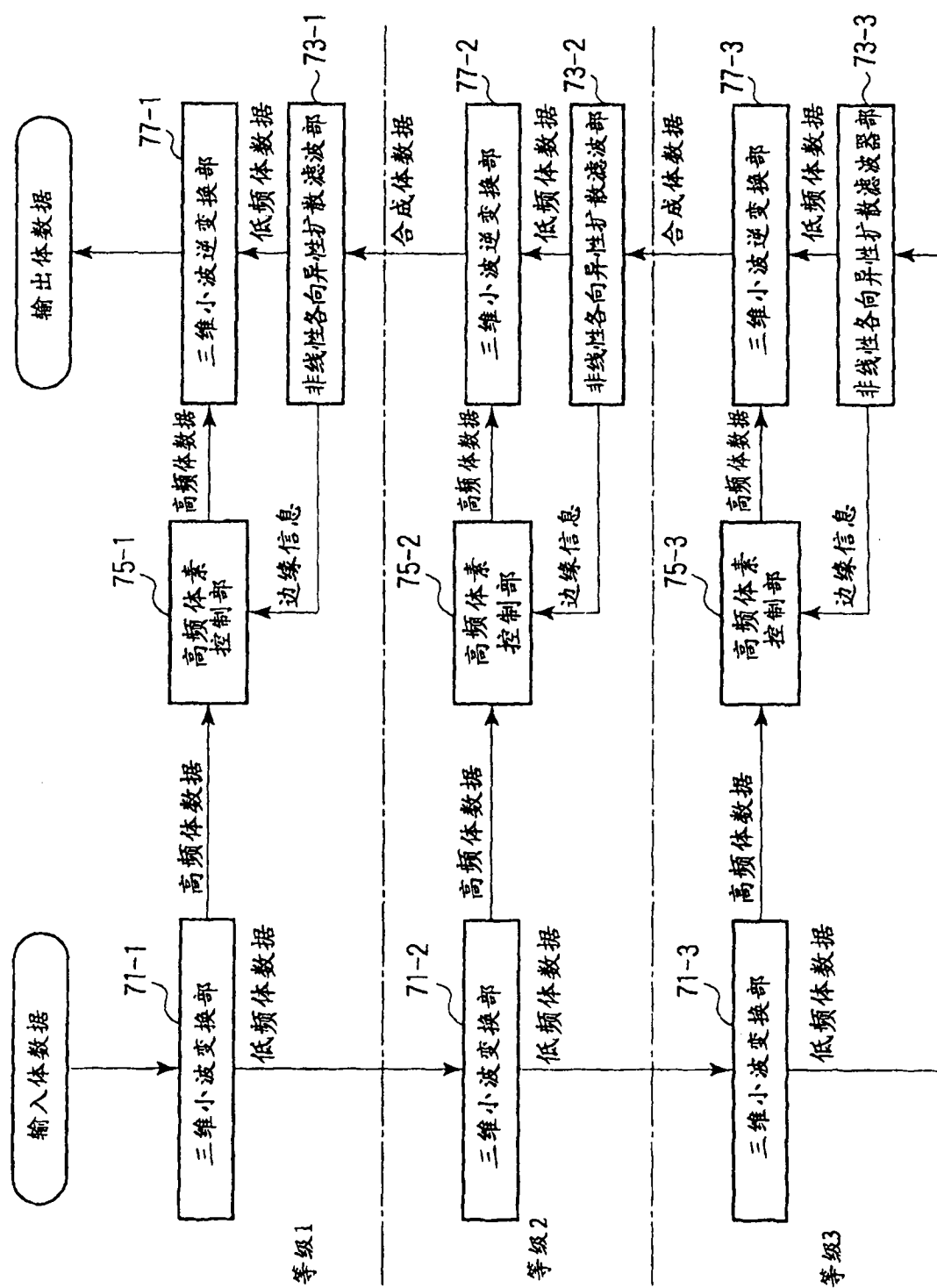


图 2

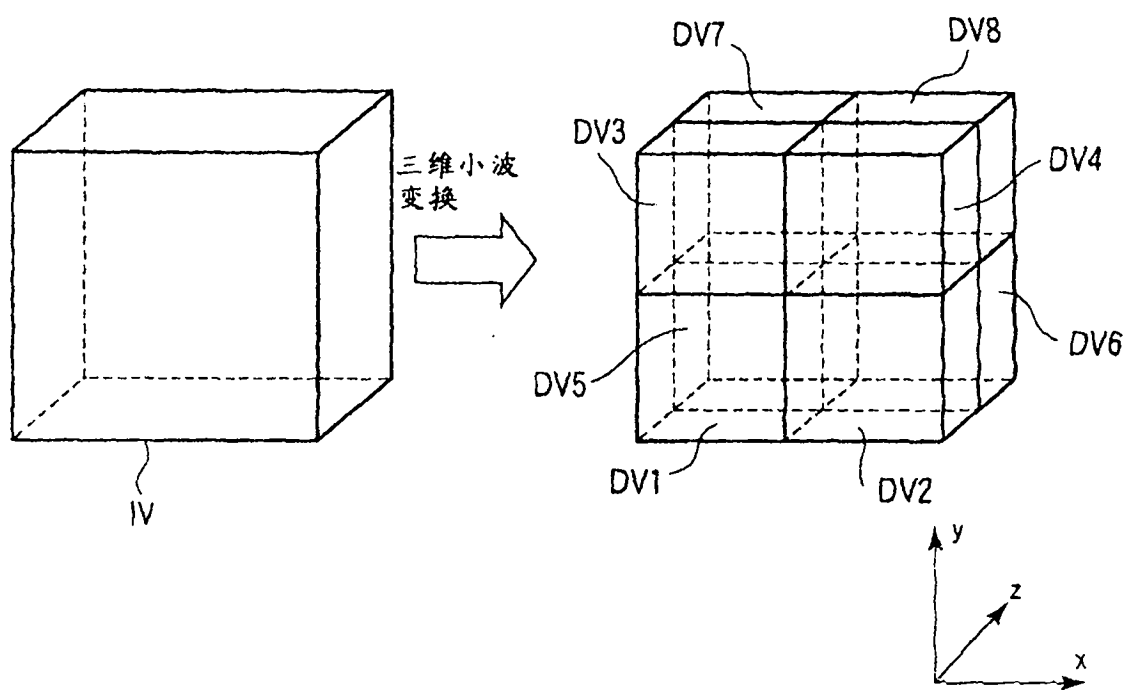


图 3

	x方向	y方向	z方向
DV1	L	L	L
DV2	H	L	L
DV3	L	H	L
DV4	H	H	L
DV5	L	L	H
DV6	H	L	H
DV7	L	H	H
DV8	H	H	H

L : 低通

H : 高通

图 4

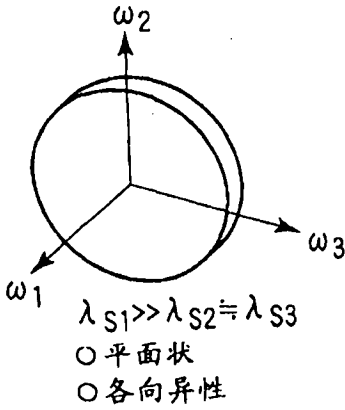


图 5

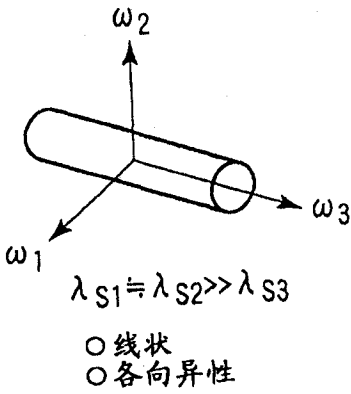


图 6

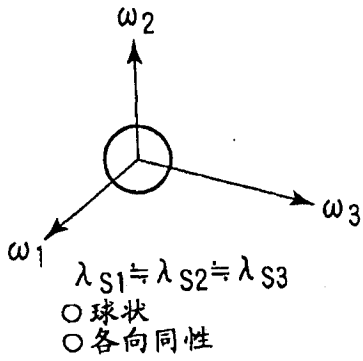


图 7

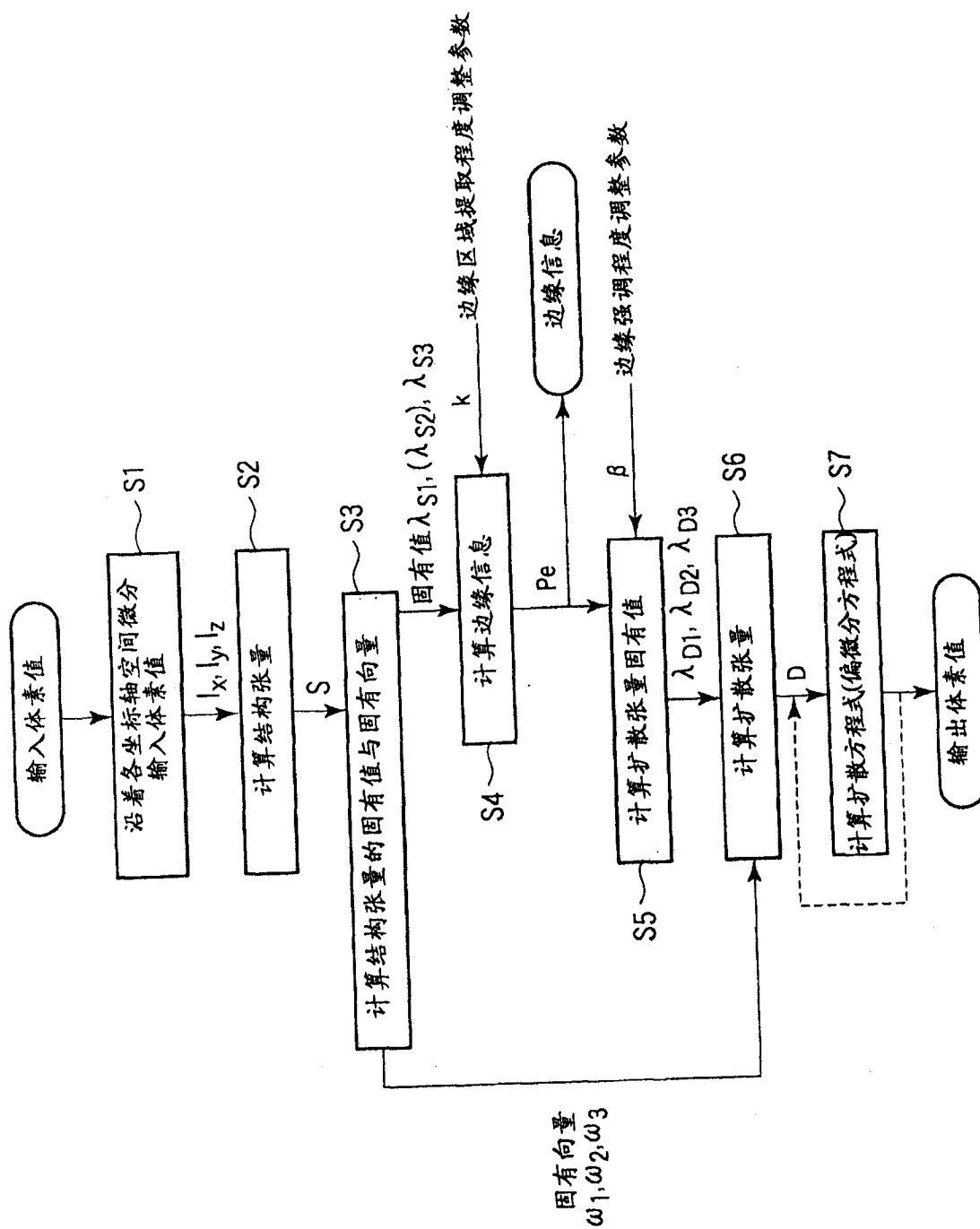


图 8

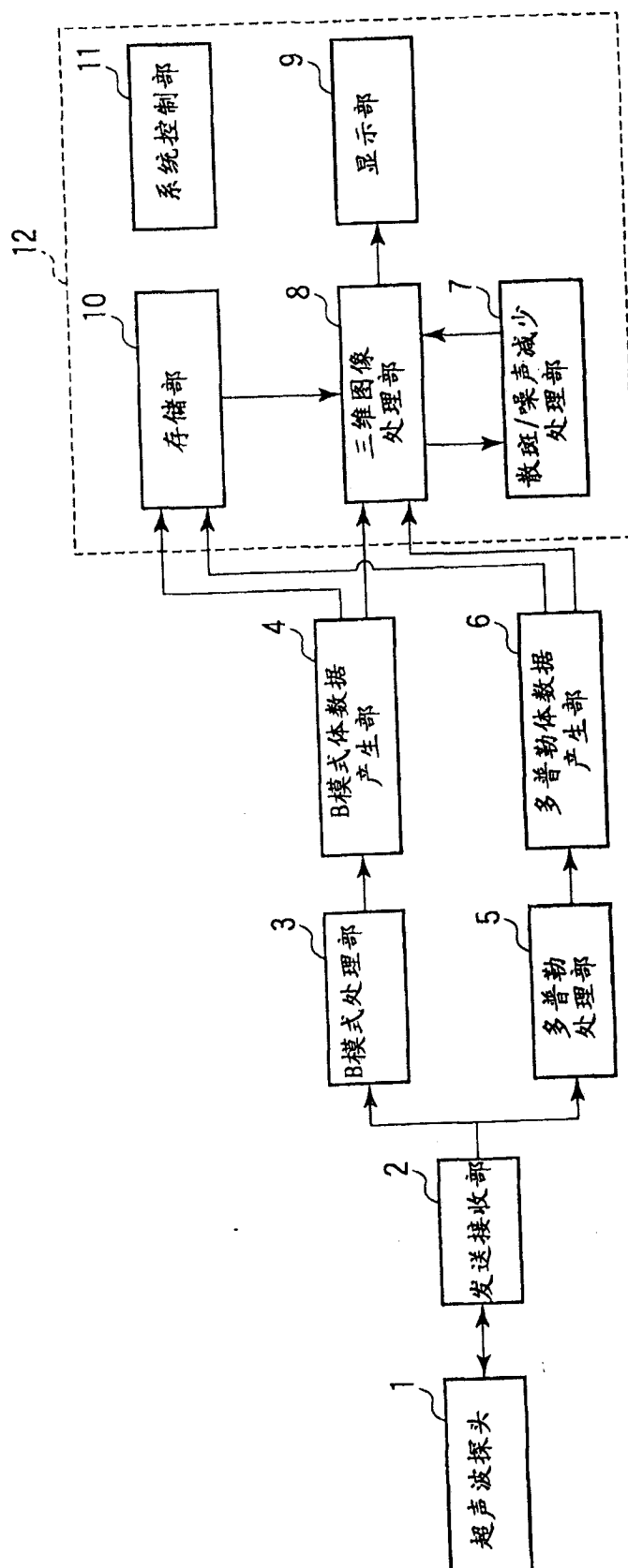


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法、图像处理装置和方法		
公开(公告)号	CN101822547B	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201010128835.7	申请日	2010-03-04
[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	A61B8/4483 G06T2207/20016 G01S7/52077 G06T5/003 G06T5/10 A61B8/483 G06T5/002 G06T2207/10136 G06T2207/20192 G06T2207/20064 A61B8/14		
代理人(译)	孙蕾		
审查员(译)	张宇		
优先权	2009051145 2009-03-04 JP		
其他公开文献	CN101822547A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、图像处理装置、超声波诊断装置的控制方法以及图像处理方法。发送接收部经由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，输出与上述接收到的超声波对应的回波信号。B模式体数据产生部或多普勒体数据产生部根据回波信号产生第1体数据。散斑/噪声减少处理部对第1体数据中包含的各体素，按照与体素的三维方向性对应的滤波特性应用三维滤波，产生第2体数据。三维图像处理部对第2体数据进行三维图像处理，产生二维的超声波图像的数据。

