



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810190221.4

[43] 公开日 2009年7月1日

[11] 公开号 CN 101467892A

[22] 申请日 2008.12.26
 [21] 申请号 200810190221.4
 [30] 优先权
 [32] 2007.12.26 [33] JP [31] 335337/2007
 [71] 申请人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同申请人 东芝医疗系统株式会社
 [72] 发明人 今村智久 栗田康一郎 坂口文康

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 代理人 陈萍

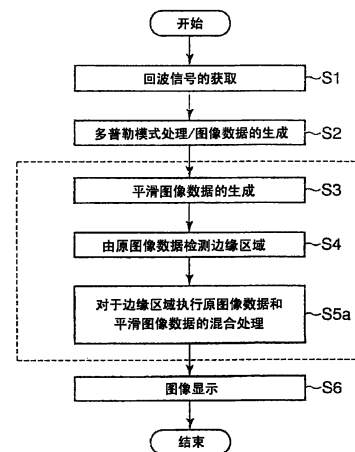
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法，使用由超声波扫描获取的原图像数据检测边缘区域，对于该边缘区域执行混合处理，使得随着远离血流区域，提高进行了平滑化的平滑图像的比例，并且降低原图像的比例。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

数据生成单元，对被检体的规定区域执行基于多普勒模式的超声波收发，并生成第1超声波图像数据；

检测单元，使用上述第1超声波图像数据，检测血流区域与组织区域的边界区域及其附近区域即边缘区域；以及

校正单元，对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置，按规定的比例混合该第1超声波图像数据、以及使用上述第1超声波图像数据并对该第1超声波图像数据实施了平滑处理的第2超声波图像数据，从而执行图像校正处理。

2. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置，其特征在于，

上述校正单元对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置，执行上述混合处理，使上述第2超声波图像数据的比例随着远离上述血流区域而变高。

3. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置，其特征在于，

上述校正单元基于由上述第1超声波图像数据得到的上述边缘区域的各位置上的血流的速度或组织的速度，对于上述边缘区域，执行上述混合处理，使上述第1超声波图像数据的比例随着速度变快而变高。

4. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置，其特征在于，

上述校正单元对于基于B模式图像的组织区域而确定的、上述第1超声波图像数据上的被调整区域，执行上述混合处理，使上述第1超声波图像数据的比例随着远离组织区域而变高。

5. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置，其特征在于，

上述校正单元在上述血流区域以外的区域上，还执行只使用上述第2超声波图像数据的图像校正处理。

6. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置，其特征在于，
还具备写入单元，基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状，判定写入存储器时的上述第1超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小，并根据上述判定的方向，将上述第1超声波图像数据写入到存储器中；
上述检测单元及上述校正单元使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第1超声波图像数据，来执行上述各处理。

7. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置，其特征在于，
上述第1及第2超声波图像数据是三维图像数据。

8. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，具备：
检测单元，使用通过对被检体的规定区域执行基于多普勒模式的超声波收发而获得的第1超声波图像数据，检测血流区域与组织区域的边界区域及其附近区域即边缘区域；以及

校正单元，对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置，按规定的比例混合该第1超声波图像数据、以及使用上述第1超声波图像数据并对该第1超声波图像数据实施了平滑处理的第2超声波图像数据，从而执行图像校正处理。

9. 根据权利要求8记载的超声波图像处理装置，其特征在于，
上述校正单元对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置，执行上述混合处理，使上述第2超声波图像数据的比例随着远离上述血流区域而变高。

10. 根据权利要求8记载的超声波图像处理装置，其特征在于，
上述校正单元基于由上述第1超声波图像数据得到的上述边缘区域的各位置上的血流的速度或组织的速度，对于上述边缘区域，执行上述混合处理，使上述第1超声波图像数据的比例随着速度变快而变高。

11. 根据权利要求8记载的超声波图像处理装置，其特征在于，
上述校正单元对于基于B模式图像的组织区域而确定的、上述第1超声波图像数据上的被调整区域，执行上述混合处理，使上述第1超声波图像数据的比例随着远离组织区域而变高。

12. 根据权利要求8记载的超声波图像处理装置，其特征在于，
上述校正单元在上述血流区域以外的区域上，还执行只使用上述第2超声波图像数据的图像校正处理。

13. 根据权利要求8记载的超声波图像处理装置，其特征在于，
还具备写入单元，基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状，判定写入存储器时的上述第1超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小，并根据上述判定的方向，将上述第1超声波图像数据写入到存储器中；
上述检测单元及上述校正单元使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第1超声波图像数据，来执行上述各处理。

14. 根据权利要求8记载的超声波图像处理装置，其特征在于，
上述第1及第2超声波图像数据是三维图像数据。

15. 一种超声波图像处理方法，其特征在于，包括：
使用通过对被检体的规定区域执行基于多普勒模式的超声波收发而获得的第1超声波图像数据，检测血流区域与组织区域的边界区域及其附近区域即边缘区域；

对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置，按规定的比例混合该第1超声波图像数据、以及使用上述第1超声波图像数据并对该第1超声波图像数据实施了平滑处理的第2超声波图像数据，从而执行图像校正处理。

16. 根据权利要求15记载的超声波图像处理方法，其特征在于，
在上述校正中，对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位

置，执行上述混合处理，使上述第 2 超声波图像数据的比例随着远离上述血流区域而变高。

17. 根据权利要求 15 记载的超声波图像处理方法，其特征在于，
在上述校正中，基于由上述第 1 超声波图像数据得到的上述边缘区域的各位置上的血流的速度或者组织的速度，对于上述边缘区域，执行上述混合处理，使上述第 1 超声波图像数据的比例随着速度变快而变高。

18. 根据权利要求 15 记载的超声波图像处理方法，其特征在于，
在上述校正中，对于基于 B 模式图像的组织区域而确定的、上述第 1 超声波图像数据上的被调整区域，执行上述混合处理，使上述第 1 超声波图像数据的比例随着远离组织区域而变高。

19. 根据权利要求 15 记载的超声波图像处理方法，其特征在于，
在上述校正中，在上述血流区域以外的区域上，还执行只使用上述第 2 超声波图像数据的图像校正处理。

20. 根据权利要求 15 记载的超声波图像处理方法，其特征在于，
基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状，判定写入存储器时的上述第 1 超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小，并根据上述判定的方向，将上述第 1 超声波图像数据写入到存储器中；

在上述检测及上述校正中，使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第 1 超声波图像数据，来执行上述各处理。

21. 根据权利要求 15 记载的超声波图像处理方法，其特征在于，
上述第 1 及第 2 超声波图像数据是三维图像数据。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法

技术领域

本发明涉及进行不改变来自组织等的信号成分的亮度、而只减少噪声成分的滤波处理的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。

背景技术

超声波诊断通过仅将超声波探测器贴于体表的简单操作能够实时显示得到心脏的跳动、胎儿的动作的情况，且由于安全性高而能够反复地进行检查。此外，可以说是一种与X射线、CT（计算机X射线断层造影术）、MRI（核磁共振成像）等其他的诊断仪器相比系统的规模小、并且向床边一移动就能够容易地进行检查等简便的诊断方法。在这样的超声波诊断中使用的超声波诊断装置，虽然由于它们具备的功能不同而各不相同，但小型的装置中已经开发出可用单手搬运的程度的装置，且超声波诊断没有X射线等那样辐射的影响，在产科、在家医疗等中也可以使用。

可是，在使用这样的超声波诊断装置，利用彩色多普勒模式对循环器官进行图像诊断时，由于例如心腔内和心壁的境界呈锯齿状、或者在正常流内发黑，因此存在绘制特性下降的情况。在这样的情况下，一般是施行规定的平滑处理，使这些不良情况减少。

但是，在利用现有的平滑处理方法使心腔内和心壁的境界的锯齿状和正常流内发黑减少的情况下，血流等对诊断有效的信息也模糊了。

发明内容

本发明鉴于上述情况，目的在于提供能够抑制由彩色多普勒模式获取的超声波图像的模糊、并且使心腔内和心壁的境界的锯齿状和正常流内发黑减少的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理方法。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波诊断装置，具备：数据生成

单元,对被检体的规定区域执行基于多普勒模式的超声波收发,并生成第1超声波图像数据;检测单元,使用上述第1超声波图像数据,检测血流区域和组织区域的边界区域及其附近区域即边缘区域;以及校正单元,对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置,按规定的比例混合该第1超声波图像数据、以及使用上述第1超声波图像数据并对该第1超声波图像数据实施了平滑处理的第2超声波图像数据,从而执行图像校正处理。

根据本发明的另一方面,提供一种超声波图像处理装置,具备:检测单元,使用通过对被检体的规定区域执行基于多普勒模式的超声波收发而获得的第1超声波图像数据,检测血流区域和组织区域的边界区域及其附近区域即边缘区域;以及校正单元,对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置,按规定的比例混合该第1超声波图像数据、以及使用上述第1超声波图像数据并对该第1超声波图像数据实施了平滑处理的第2超声波图像数据,从而执行图像校正处理。

根据本发明的另一方面,提供一种超声波图像处理方法,包括:使用通过对被检体的规定区域执行基于多普勒模式的超声波收发而获得的第1超声波图像数据,检测血流区域和组织区域的边界区域及其附近区域即边缘区域;对于上述第1超声波图像数据的上述边缘区域的各位置,按规定的比例混合该第1超声波图像数据、以及使用上述第1超声波图像数据并对该第1超声波图像数据实施了平滑处理的第2超声波图像数据,从而执行图像校正处理。

附图说明

图1示出本发明的实施方式涉及的超声波诊断装置1的模块结构图。

图2是示出边缘区域平滑化处理的流程的流程图。

图3是用于说明平滑图像数据的生成的图。

图4是用于说明由原图像数据检测处理边缘区域的图。

图5是示出在边缘区域的混合处理中所利用的混合比例的一例的图。

图6A是示出未执行边缘区域平滑化处理的现有的超声波图像的图。图6B是示出执行了边缘区域平滑化处理的超声波图像的图。

图 7A、7B、7C 是示出用于说明本数据量减少化处理的一例的图。

图 8A、8B、8C 是示出用于说明本数据量减少化处理的其他例子的图。

图 9 是示出第 2 实施方式涉及的速度响应方式调整处理的流程的流程图。

图 10 是示出在速度响应方式调整处理中所利用的混合比例的一例的图。

图 11A 是示出未执行本速度响应方式调整处理的现有的超声波图像的图。图 11B 是示出执行了本速度响应方式调整处理的超声波图像的图。

图 12 是示出第 3 实施方式涉及的组织响应方式调整处理的流程的流程图。

图 13A、13B、13C 是用于说明使用 B 模式图像的被调整区域的检测处理的图。

具体实施方式

以下，根据附图说明本发明的第 1 实施方式至第 3 实施方式。而且，在以下说明中，对于具有大致相同功能及构成的构成要素，赋予相同符号，只在需要的情况下进行重复说明。

（第 1 实施方式）

图 1 示出本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的模块结构图。如本图所示，本超声波诊断装置 1 具备超声波探测器 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、数据处理部 26、控制处理器（CPU）28、内部存储部 29、接口部 30。以下，对于各个结构要素的功能进行说明。

超声波探测器 12 具有：依照来自超声波收发单元 21 的驱动信号产生超声波并且将来自被检体的反射波转换成电信号的多个压电振荡器，设置在该压电振荡器上的调整层，防止超声波从该压电振荡器向后方传播的背衬（backing）部件等。当从该超声波探测器 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不连续面上一个接一个地被反射，并作为回波信号由超声波探测器 12 接收。该回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面上的声阻抗的差。另外，当发送的超声波脉冲在移动着的血流

或心脏壁等的表面被反射时，回波因多普勒效应而依赖移动体的超声波发送方向的速度成分，而受到频率偏移。

输入装置 13 具有与装置主体 11 连接，用于向装置主体 11 输入来自操作者的各种指示、条件、感兴趣区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等的各种开关、按钮、跟踪球 13s、鼠标 13c、键盘 13d 等。例如，若操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮，则超声波的发送结束，且该超声波诊断装置处于暂时停止状态。

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的信息、或血流信息显示成图像。

超声波发送单元 21 具有未图示的触发电路、延时电路及脉冲发生器电路。在脉冲发生器电路中，以规定的频率 (f_r Hz；周期： $1/f_r$ 秒)，反复产生用于形成发送超声波的频率脉冲。另外，在延迟电路中对各频率脉冲给予为了按每个通道束状地集束超声波且决定发送指向性而需要的延迟时间。触发电路以基于该频率脉冲的定时，对探测器 12 施加驱动脉冲。

超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。在放大器电路中，按每个通道放大通过探测器 12 获取的回波信号。在 A/D 转换器中，对于被放大的回波信号，给予为了决定接收指向性而需要的延迟时间，其后，在加法器中进行加法处理。利用这个加法，强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分，由接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合波束。

B 模式处理单元 23 从收发单元 21 收到回波信号，并施行对数放大、包络线检波处理等，生成以亮度的明暗度来表现信号强度的数据。该数据被发送到扫描转换器 25 中，作为用亮度表现反射波的强度的 B 模式图像而显示在监视器 14 上。

多普勒处理单元 24 由从收发单元 21 收到的回波信号来频率分析速度信息，抽取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分，对于多点求出平均速度、扩散、能量等的血流信息。所得到的血流信息传送到扫描转换器 25 中，使平均速度图像、扩散图像、能量图像、它们的组合作为图像，彩色显示在监视器 14 上。

扫描转换器 25，将从 B 模式处理部 23、多普勒处理部 24、数据处理

部 26 接收超声波扫描的扫描线信号列的数据与各种参数的文字信息或标度等一起合成，并转换成以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列，生成作为显示图像的超声波诊断图像。扫描转换器 25 装载有存储图像数据的存储器，例如可以在诊断后调出操作者在检查中记录的图像。而且，在进入该扫描转换器 25 之前的数据是例如每个空间位置的振幅值或亮度值的集合，被称为“原始数据”。

数据处理部 26，依照来自控制处理器 28 的控制，使用扫描转换前的原始数据、或扫描转换后的图像数据，根据下述的边缘区域平滑化功能来执行处理（边缘区域平滑化处理）。

控制处理器 28 是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的控制单元。控制处理器 28 从内部存储部 29 读出用于执行图像生成、显示等的控制程序，在自带的存储器上展开，执行关于各种处理的演算、控制等。

内部存储部 29 保管着用于执行下述的扫描序列、图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息（患者 ID、医生的意见等）、诊断协议、收发条件、身体标志生成程序、及其他的数据组。内部存储部 29 的数据也可以经由接口电路 30 向外部周边装置传送。

接口部 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。由该装置得到的超声波图像等的数据或分析结果等可以由接口部 30 通过网络传送到其他的装置中。

（边缘区域平滑化功能）

接着，对本超声波诊断装置 1 具有的、边缘区域平滑化功能进行说明。这个功能是在超声波图像上，在由彩色多普勒模式获取的超声波图像的血流区域（例如心腔内）和组织区域（例如心壁）的边界以及/或者其附近区域即边缘区域（以下，简单称为“边缘区域”）中，通过混合平滑图像进行校正，从而使边缘区域平滑化的功能。利用这个功能，能够使边缘区域的模糊或锯齿状减少，能够改善超声波图像的视觉认知性。

而且，在本实施方式中，为了具体地进行说明，以对于扫描转换后的数据即图像数据应用该边缘区域平滑化功能的情况为例。但是，该功能不受数据格式限制，对于扫描转换前的数据即原始数据也可以适用。

另外，在本实施方式中，以利用超声波诊断装置 1 来实现边缘区域平滑化功能的情况为例进行说明。但是，为了实现本边缘区域平滑化功能，超声波图像的摄像功能不是必须的。例如，也可以在医用工作站等超声波图像处理装置上安装专用程序，对预先获取的超声波原始数据或超声波图像数据，执行本边缘区域平滑化功能。

图 2 是示出边缘区域平滑化功能的流程的流程图。以下，对各个步骤中的处理内容进行说明。在同一流程图中，步骤 S3 至步骤 S6 对应于边缘区域平滑化处理。

[超声波扫描（回波信号的获取）：步骤 S1]

首先，控制处理器 28 根据规定的扫描序列执行多普勒模式摄像，获取回波信号（步骤 S1）。

[多普勒模式处理（图像数据的生成）：步骤 S2]

接着，多普勒模式处理单元 24 由从收发单元 21 收到的回波信号来频率分析速度信息，抽取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分，对于多点求出平均速度、离散、能量等的血流信息，并生成与多普勒图像有关的原始数据。扫描转换器 25 使用从多普勒模式处理单元 24 收到的原始数据，生成图像数据（步骤 S2）。

[平滑图像数据的生成：步骤 S3]

接着，数据处理部 26 利用规定的方法生成平滑图像数据（步骤 S3）。在此，所谓平滑图像数据是使用原图像数据（即，步骤 S2 中获取的数据）生成的、使分辨率低于原本图像的图像数据。

该平滑图像数据是用于通过以肉眼 (macroscopical) 捕获信号区域从而消除边缘区域等的锯齿状的图像数据。对于其生成方法没有限定，作为典型例，举例如下。

即，首先，数据处理部 26 如图 3 所示，使用步骤 S2 中获取的超声波图像数据，对于该图像生成缩小图像。缩小图像例如在图像数据上设定规定尺寸的小区域（例如， $3 \times 3 = 9$ 像素的小区域），使用规定的窗函数，计算该小区域的平均值，并且进行映射处理使这个平均值作为缩小图像的规定位置的像素值。接着，使小区域的中心向例如邻近的像素移动，同样地进行映射处理。通过对图像数据上的全部像素执行这样的映射处理，能够

生成缩小图像。另外，作为其他的方法，通过以规定的比例（例如，1/2或1/3）对像素进行间隔剔除处理，也能够生成缩小图像。

接着，通过利用指定的方法插补（例如，二维的样条插补）得到的缩小图像并生成原来尺寸的图像，能够生成平滑图像数据。

[由原图像数据检测出边缘区域：步骤 S4]

接着，数据处理部 26 使用原图像数据，检测出边缘区域（步骤 S4）。

即，首先，数据处理部 26 如图 4 所示，对步骤 S2 中获取的超声波图像数据执行二值化处理，获取二值化图像。

接着，数据处理部 26 对于得到的二值化图像执行规定的阶（tap）数的滤波处理，生成系数图像。例如，在图像数据上设定规定分接系数的小区域（例如， $3 \times 3 = 9$ 像素的小区域），使用规定的窗函数，计算该小区域的平均值，并且进行映射处理使这个平均值作为缩小图像的中心位置的像素值。接着，使小区域的中心例如向邻近的像素移动，同样地进行映射处理。通过对图像数据上的全部像素执行这样的映射处理，能够生成如图 4 所示的系数图像。

接着，数据处理部 26 在系数图像上，通过判定具有大于等于 0 小于 1 的值的像素为边缘区域，另一方面，判定具有 1 的值的像素为边缘区域以外，从而检测出如图 4 所示那样的边缘区域。

[对于边缘区域执行混合处理：步骤 S5a]

接着，数据处理部 26 根据规定的混合比例，对于边缘区域执行混合处理（步骤 S5a）。即，数据处理部 26 根据如图 5 所示的混合比例，在接近血流区域侧（心腔侧）的边缘区域上，使原图像的混合比例（权重系数）变高，并且使平滑图像的混合比例（权重系数）变低。另一方面，数据处理部 26 在边缘区域上，随着远离血流区域使原图像的混合比例变低，并且使平滑图像的混合比例变高。

另外，在多普勒图像的观察中，因为对于血流区域（边缘区域内侧）要求分辨率高的图像，因此如图 5 所示那样，使平滑图像的比例为 0，使用全部原图像的信息。另一方面，对于边缘区域外侧，由于特别要求分辨率高的图像的情况少，因此如图 5 所示那样，使原图像的比例为 0，使用全部平滑图像的信息。

而且，图 5 所示的混合比例只不过是示例。即，在边缘区域上，只要随着远离血流区域使平滑图像的混合比例变高，并且使原图像的混合比例变低，怎样都可以。

[超声波图像的显示：步骤 S6]

接着，监视器 14 依照来自数据处理部 26 的视频信号，以规定的形式显示执行了边缘区域平滑化处理的超声波图像（步骤 S6）。

图 6A 是示出未执行本边缘区域平滑化处理的现有的超声波图像的图。图 6B 是示出执行了本边缘区域平滑化处理的超声波图像的图。若比较图 6A 和图 6B，则可知相比图 6A，图 6B 中利用本边缘区域平滑化处理，减少边缘区域的锯齿状，且不发生因边缘区域平滑化处理的模糊。

（数据量减少化功能）

接着，对本超声波诊断装置具有的数据量减少化功能进行说明。该功能能够使每帧的超声波图像数据旋转，减少从存储器的数据读出的总量。通过例如在边缘区域平滑化处理前执行根据该功能的处理（数据量减少化处理），能够使到超声波图像显示为止的处理能力提高，且能够实现实时性高的超声波图像显示。

图 7A、B、C 是示出用于说明本数据量减少化处理的一例的图。在采用扇形扫描进行超声波扫描的情况下，扫描转换后的图像数据成为图 7A 所示那样的扇形。将这样的扇形图像数据写入/读出存储器时，用现有的装置需要写入或读出如图 7A 所示的矩形区域。因此，对于例如区域 S1、S2、S3 那样的超声波图像数据以外的不需要的区域也进行写入/读出。

在本数据量减少化处理中，例如依照超声波扫描区域的形状或大小，例如像图 7B 所示那样，旋转所得到的超声波图像数据，使包含图像数据的矩形区域的面积最小，而使写入/读出该图像数据用的存储器区域最小化。这样对于写入到最小化的存储器区域中的图像数据执行已述的边缘区域平滑化处理，其后，如图 7C 所示，旋转使图像数据成为原来的方向。由此，能够提高到超声波图像显示为止的处理能力，且能够实现实时性高的超声波图像显示。

另外，例如像图 8A 所示那样，在超声波扫描区域对于超声波照射面是倾斜方向的情况下，也如图 8B 所示那样旋转，使包含图像数据的矩形区域

的面积最小,而能够使写入/读出该图像数据用的存储器区域最小化。其后,如图 8C 所示,旋转使图像数据成为原来的方向。由此,能够提高到超声波图像显示为止的处理能力,且能够实现实时性高的超声波图像显示。

若采用上述的结构,能够得到以下效果。

在本实施方式涉及的超声波诊断装置中,使用由超声波扫描获取的原图像数据检测边缘区域,且对于该边缘区域执行混合处理,使得随着远离血流区域,提高进行了平滑化的平滑图像的比例,并且降低原图像的比例,另外,随着接近血流区域,降低平滑图像的比例,并且提高原图像的比例。因此,能够在由多普勒模式获取的图像上,一边维持血流区域的画质,一边减少边缘区域及其附近的锯齿状。其结果,能够提高超声波图像的视觉认知性,且能够减轻图像诊断中的观察作业的负担、对提高图像诊断的质量等做出贡献。

另外,在本实施方式涉及的超声波诊断装置中,生成在边缘区域内侧使用原图像数据、且在边缘区域外侧使用平滑化的平滑图像数据的超声波图像。因此,在由多普勒模式获取的图像上,能够以在边缘区域内侧的血流区域是高分辨率、在边缘区域外侧对人眼是自然形态的方式观察超声波图像。其结果,能够提高超声波图像的视觉认知性,且能够减轻图像诊断中的观察作业的负担、对提高图像诊断的质量等做出贡献。

而且,在本超声波诊断装置中,当将图像数据写入存储器时,能够旋转处理超声波扫描范围使数据的写入/读出的数据量最小,而使成为处理对象的数据量减少。其结果,能够提高到超声波图像显示为止的处理能力,且能够实现实时性高的超声波图像显示。

(第 2 实施方式)

接着,对本发明的第 2 实施方式进行说明。在第 1 实施方式所述的边缘区域平滑化处理中,存在例如在边缘区域的端部感觉稍微模糊的情况。这个边缘区域端部的模糊,存在例如该端部附近发生的微小逆流成分的绘制特性丢失的情况。

为了消除这样的不良情况,本实施方式涉及的超声波诊断装置具有按照速度调整平滑图像和原图像的混合比例的功能(速度响应方式调整功能)。

图 9 是示出根据本实施方式涉及的速度响应方式调整功能实施处理（速度响应方式调整处理）的流程图。而且，步骤 S1 至步骤 S4 按照第 1 实施方式中所述。

[对于使用速度响应方式的边缘区域执行混合处理：步骤 S5b]

接着，数据处理部 26 根据与边缘区域的位置及速度对应的规定的混合比例，对边缘区域执行混合处理（步骤 S5b）。

即，首先，数据处理部 26 根据图 5 所示的混合比例，决定边缘区域内各位置的混合比例。

接着，数据处理部 26 根据如图 10 所示的混合比例，按照速度来调整边缘区域内的各位置的混合比例。即，数据处理部 26 依照多普勒信号获取边缘区域的各位置的速度，并根据图 10 所示的对应关系调整各位置的混合比例，使得速度快时提高原图像数据的比例，另一方面，速度慢时提高平滑图像的比例。

而且，图 10 所示的混合比例只不过是示例。即，在边缘区域上，只要速度快时提高原图像数据的比例，另一方面速度慢时提高平滑图像的比例，怎样都可以。

[超声波图像的显示：步骤 S6]

接着，监视器 14 依照来自数据处理部 26 的视频信号，以规定的形式显示执行了边缘区域平滑化处理的超声波图像（步骤 S6）。

图 11A 是示出未执行本速度响应方式调整处理的超声波图像的图。图 11B 是示出执行了本速度响应方式调整处理的超声波图像的图。若比较图 11A 和图 11B，则可知相比图 11A，图 11B 中利用本速度响应方式调整处理，在速度（流速）快的区域上维持原图像的信息，且在边缘区域或其附近的正常流区域上形成光滑的图像。

若采用上述的结构，能够得到以下效果。

在本实施方式涉及的超声波诊断装置中，调整各位置的混合比例，使得速度快时提高原图像数据的比例，另一方面速度慢时提高平滑图像的比例。因此，在对于由多普勒模式获取的图像施行边缘区域平滑化处理的情况下，也能够速度快的区域上维持原图像的信息，且在边缘区域或其附近的正常流区域上生成进行了平滑化的图像。

（第3实施方式）

接着，对本发明的第3实施方式进行说明。

一般在心肌附近，即使正常血流也可能速度变快。在这种状况下实施第2实施方式所述的速度响应方式调整处理时，在心肌附近的正常血流优先由原图像显示，存在不能适当减少边缘区域或其附近的锯齿状的可能性。

为了消除这样的不良情况，本实施方式涉及的超声波诊断装置具有以下功能（组织响应方式调整功能）：即使用由B模式摄像获取的图像（B模式图像），在B模式图像上的高亮度区域（即，对应于心肌的区域）附近的彩色区域，降低原图像的混合比例，并且提高平滑图像的混合比例。

图12是示出根据本实施方式涉及的组织响应方式调整功能实施处理（组织响应方式调整处理）的流程图。以下，对各步骤中的处理内容进行说明。

[超声波扫描（回波信号的获取）：步骤S11]

首先，控制处理器28根据规定的扫描序列执行B模式摄像及多普勒模式摄像，获取回波信号（步骤S11）。

[多普勒模式处理（图像数据的生成）：步骤S12]

接着，B模式处理单元23对由B模式摄像获取的回波信号施行对数放大、包络线检波处理等，并生成与B模式图像有关的原始数据。另外，多普勒模式处理单元24从由多普勒模式摄像获取的回波信号来频率分析速度信息，抽取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分，对于多点求出平均速度、离散、能量等的血流信息，并生成与多普勒图像有关的原始数据。扫描转换器25使用与B模式图像有关的原始数据、和与多普勒图像有关的原始数据，生成B模式图像数据及多普勒模式图像数据（步骤S12）。

[平滑图像数据的生成：步骤S13]

接着，数据处理部26使用步骤S12中获取的多普勒模式图像数据（原图像数据），生成平滑图像数据（步骤S13）。在本步骤中的处理，实质上与已述的步骤S3的内容相同。

[由原图像数据检测边缘区域：步骤S14]

接着，数据处理部26使用原图像数据，检测边缘区域（步骤S14）。在本步骤中的处理，实质上与已述的步骤S4的内容相同。

[对于使用了速度响应方式的边缘区域执行混合处理：步骤 S15]

接着，数据处理部 26 根据与边缘区域的位置及速度对应的规定的混合比例，对于边缘区域执行混合处理（步骤 S15）。在本步骤中的处理，实质上与已述的步骤 S5b 的内容相同。

[使用 B 模式图像检测被调整区域：步骤 S16]

数据处理部 26 使用 B 模式图像检测被调整区域（步骤 S16）。即，首先，数据处理部 26 对图 13A 所示的 B 模式图像执行二值化处理，并获取图 13B 所示的二值化图像。

接着，数据处理部 26 对于得到的二值化图像执行规定的阶数的滤波处理，生成系数图像。例如，在图像数据上设定规定阶数的小区域（例如， $3 \times 3 = 9$ 像素的小区域），使用规定的窗函数，计算该小区域的平均值，并且进行映射处理使这个平均值作为系数、成为缩小图像的中心位置的像素值。接着，使小区域的中心向例如邻近的像素移动，同样地进行映射处理。通过对图像数据上的全部像素执行这样的映射处理，能够生成如图 13C 所示的系数图像。

接着，数据处理部 26 在系数图像上，检测出其系数具有大于等于 0 小于 1 的像素的区域作为被调整区域。

[对于被调整区域调整混合比例：步骤 S17]

接着，数据处理部 26 对于被调整区域调整混合比例（步骤 S17）

即，数据处理部 26，在多普勒图像上的与被调整区域对应的区域上，对于系数高的像素，判定为接近 B 模式图像上的高亮度区域，并调整使平滑图像的混合比例变高。另一方面，数据处理部 26 在被调整区域上，对于系数低的像素，判定为远离 B 模式图像上的高亮度区域，并调整使原图像的混合比例变高。

[超声波图像的显示：步骤 S18]

接着，监视器 14 依照来自数据处理部 26 的视频信号，以规定的形式显示超声波图像（步骤 S18）。

若采用上述的结构，能够得到以下效果。

在本实施方式涉及的超声波诊断装置中，检测出与 B 模式图像上的高亮度区域接近的区域即被调整区域，在该被调整区域上，对于系数高的像

素，判定为接近 B 模式图像上的高亮度区域，并调整使平滑图像的混合比例变高。另一方面，数据处理部 26 在被调整区域上，对于系数低的像素，判定为远离 B 模式图像上的高亮度区域，并调整使原图像的混合比例变高。由此，即使在心肌附近发生速度快的正常血流的情况下，也能够减少边缘区域的锯齿状，另一方面，能够使例如在心肌附近不发生逆流的血流受到模糊影响少地成像。

而且，本发明不限于上述实施方式的原样，在实施阶段不脱离其要旨的范围内，可以将构成要素变形并具体化。作为具体的变形例举例如下。

(1) 本实施方式涉及的各功能，能够通过在工作站等计算机上安装执行该处理的程序，并将它们在存储器上展开来实现。这时，能够使该方法在计算机上执行的程序也可以在磁盘（软（floppy，注册商标）盘、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、及半导体存储器等记录介质中存储并分发。

(2) 在上述实施方式中，以对于二维的超声波图像数据执行边缘区域平滑化功能的情况为例进行了说明。但是，本边缘区域平滑化功能不限于二维图像数据。例如，通过将三维图像数据分割成二维图像数据，并对于各二维图像数据执行已述的边缘区域平滑化功能，也能够对于三维图像数据执行边缘区域平滑化功能。另外，例如在步骤 S3 中，例如通过设定小区域为 $3 \times 3 \times 3 = 27$ 像素的区域，生成模糊图像体数据，在图像数据上设定规定尺寸的小区域（例如， $3 \times 3 = 9$ 像素的小区域），之后以体数据单位进行同样的处理也能够实现。

(3) 在观察超声波图像时，一般对于某个最大亮度值，如果没有变化到某个指定的亮度值以上，那么即使更新图像数据，在视觉上也感觉不到变化。因此，在上述实施方式中，例如比较边缘区域平滑化功能前或边缘区域平滑化功能后的相邻帧间位置对应的像素值，当它们的差在全部像素中小于规定值的情况下，也可以不将时刻较新的帧的图像数据传送到后段的处理中。若采用这样的结构，能够减少数据处理量，且能够提供实时性高的图像。

另外，通过使上述实施方式中所揭示的多个构成要素适当地组合，能够形成各种发明。例如，也可以从实施方式所示的全部构成要素中删除几个构成要素。而且，也可以使涉及不同的实施方式的构成要素适当地组合。

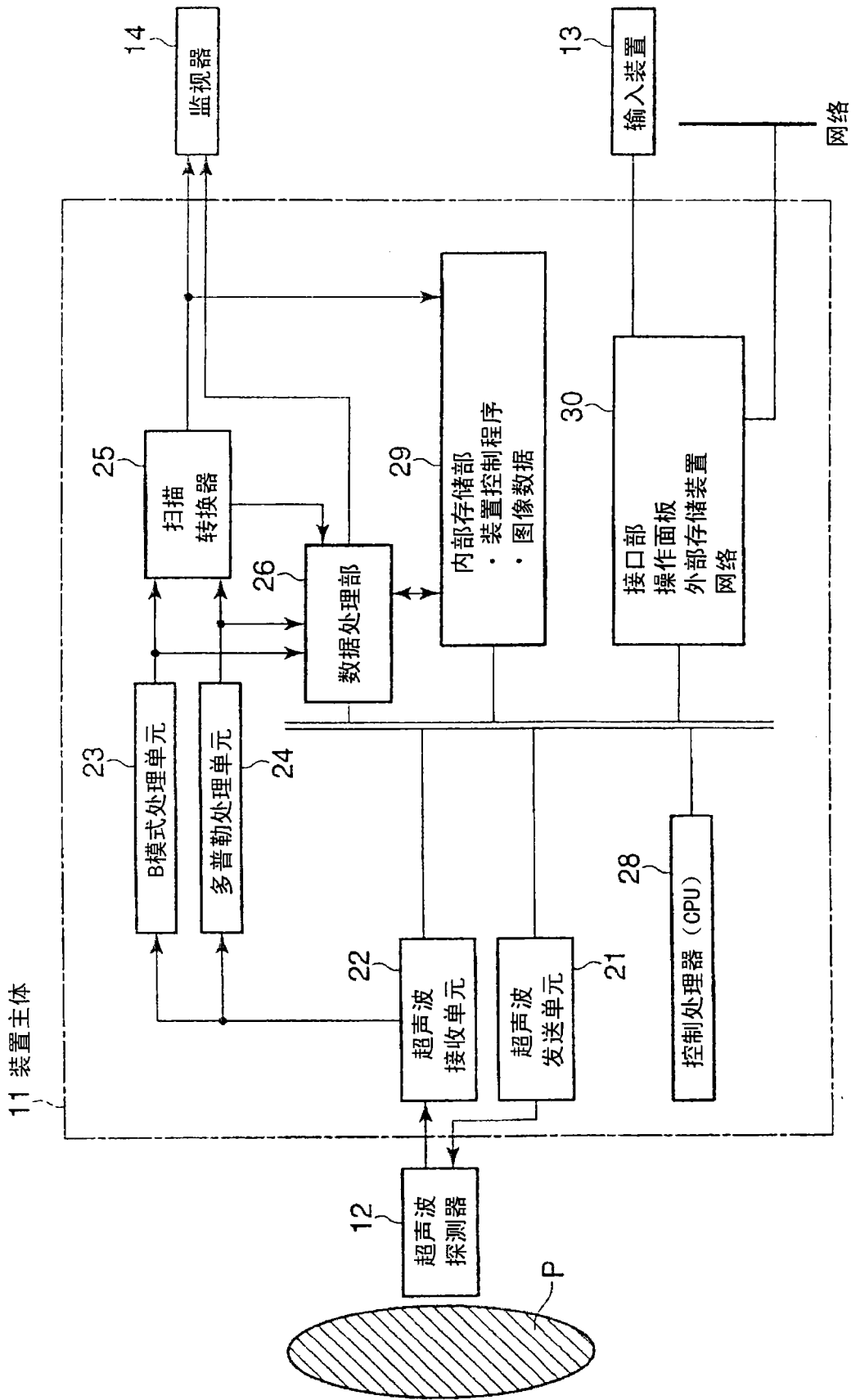


图1

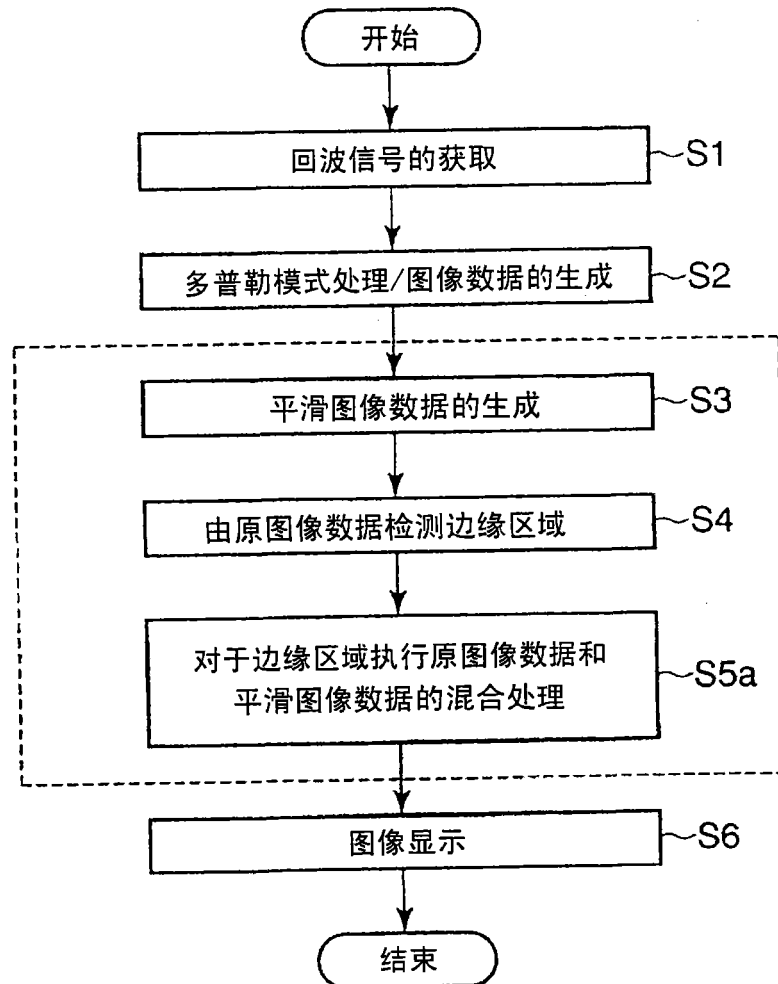


图2

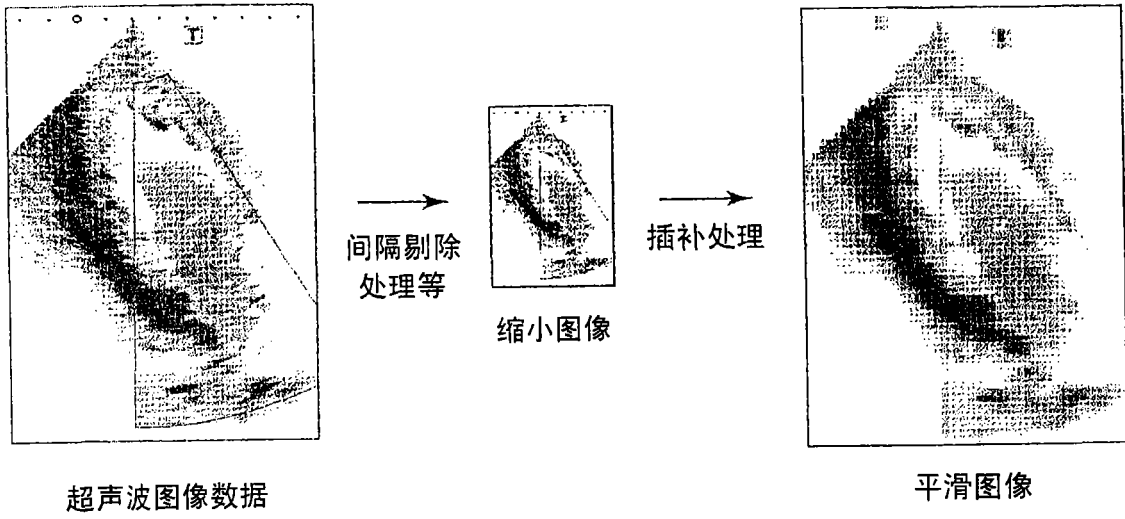


图3

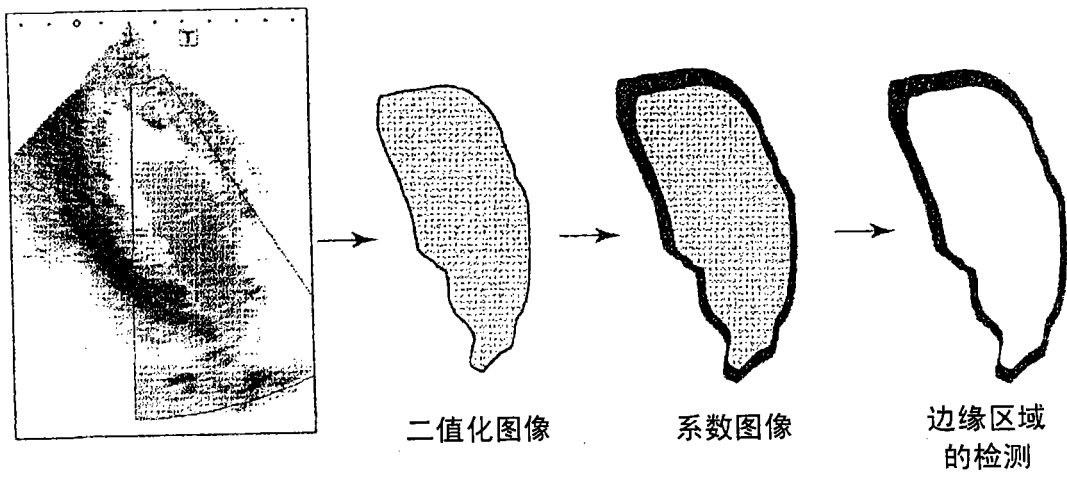


图4

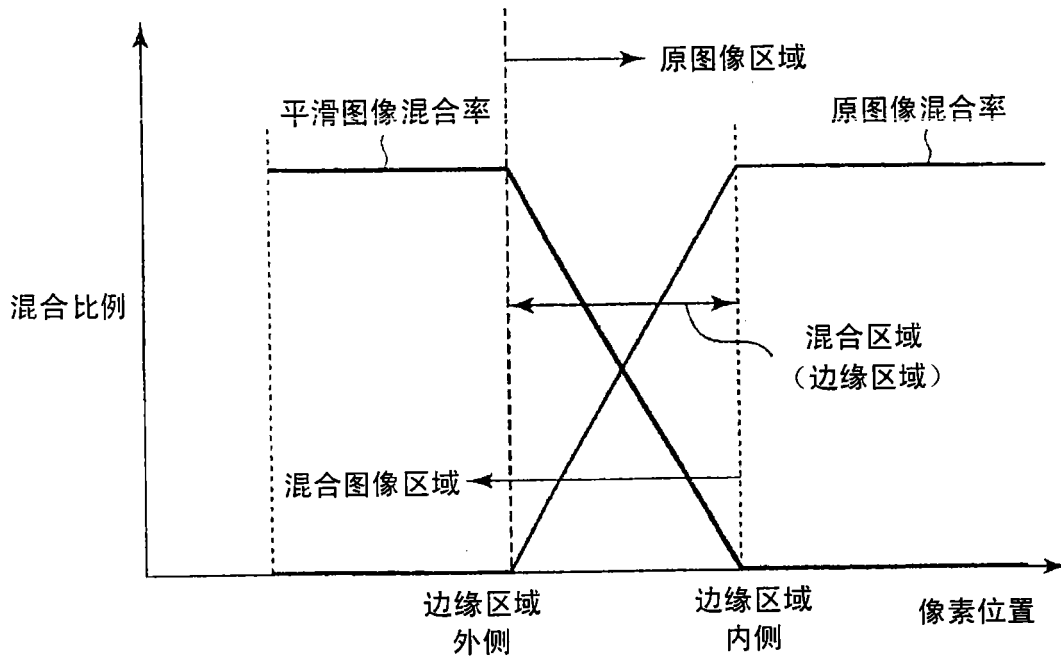


图5



关

图6A



开

图6B

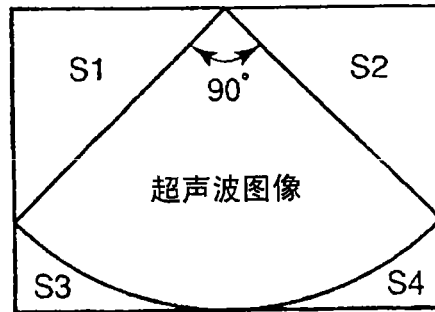


图7A

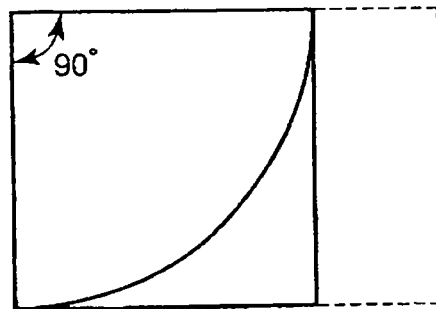


图7B

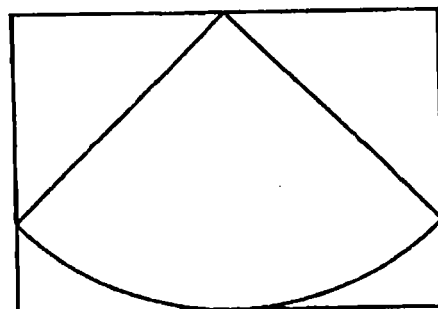


图7C

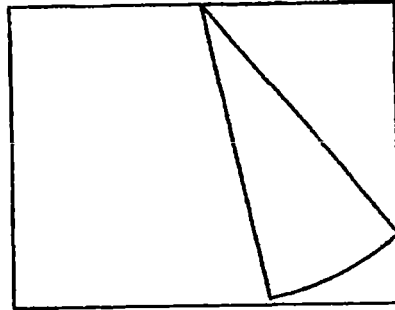


图8A

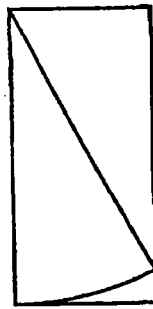


图8B

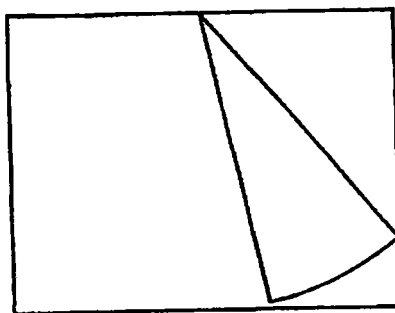


图8C

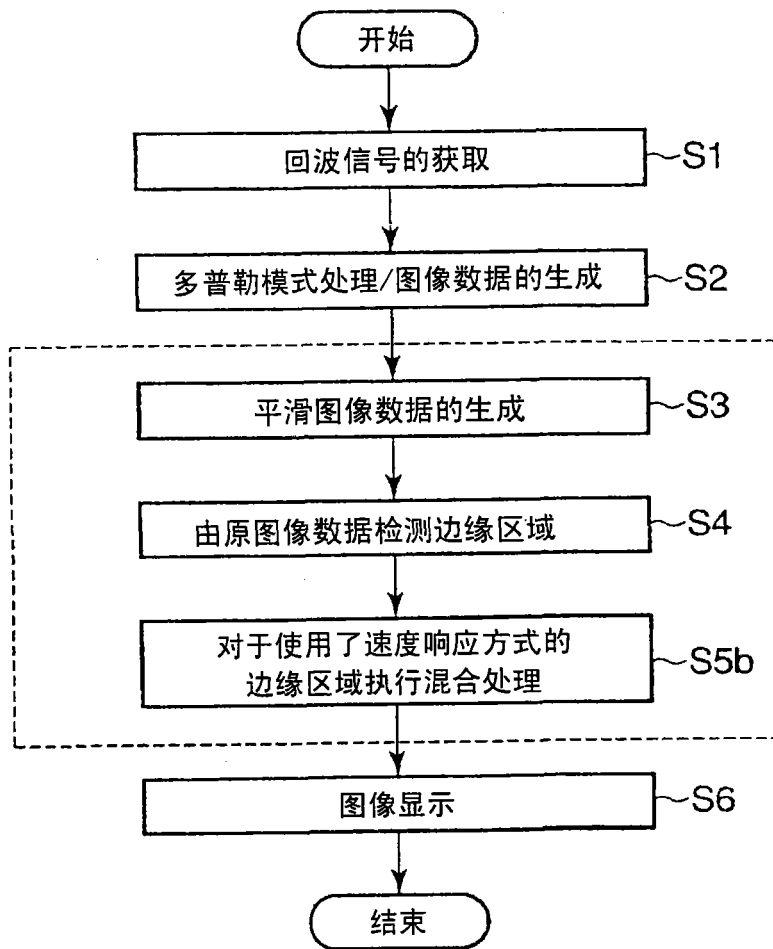


图9

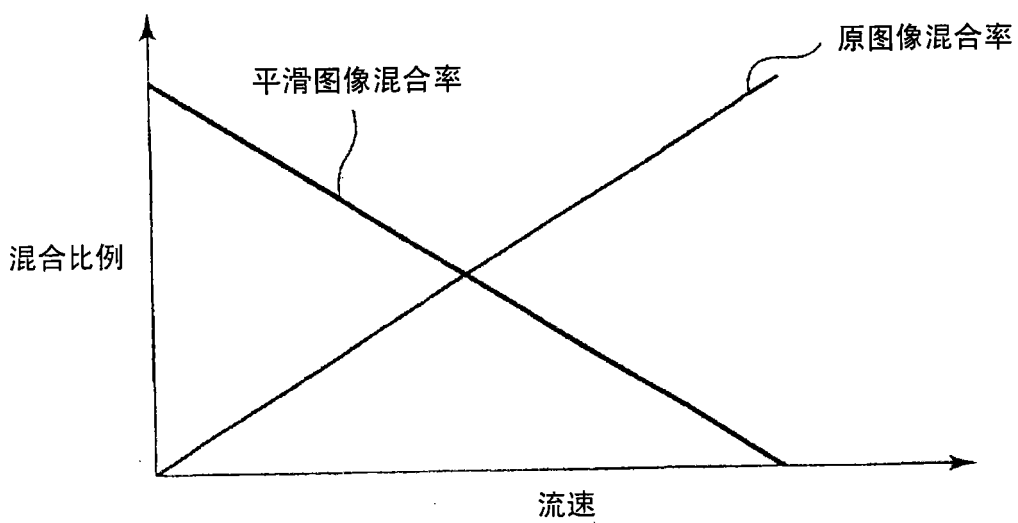
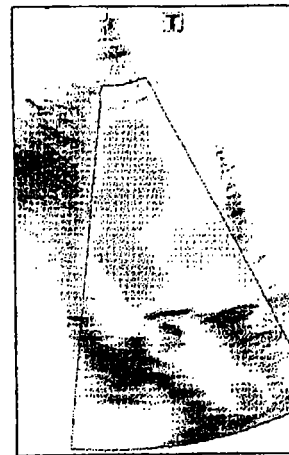


图10



使正常流的
边缘平滑

图11A



对流速快的、
异常血流，
尽可能减少
模糊的影响

图11B

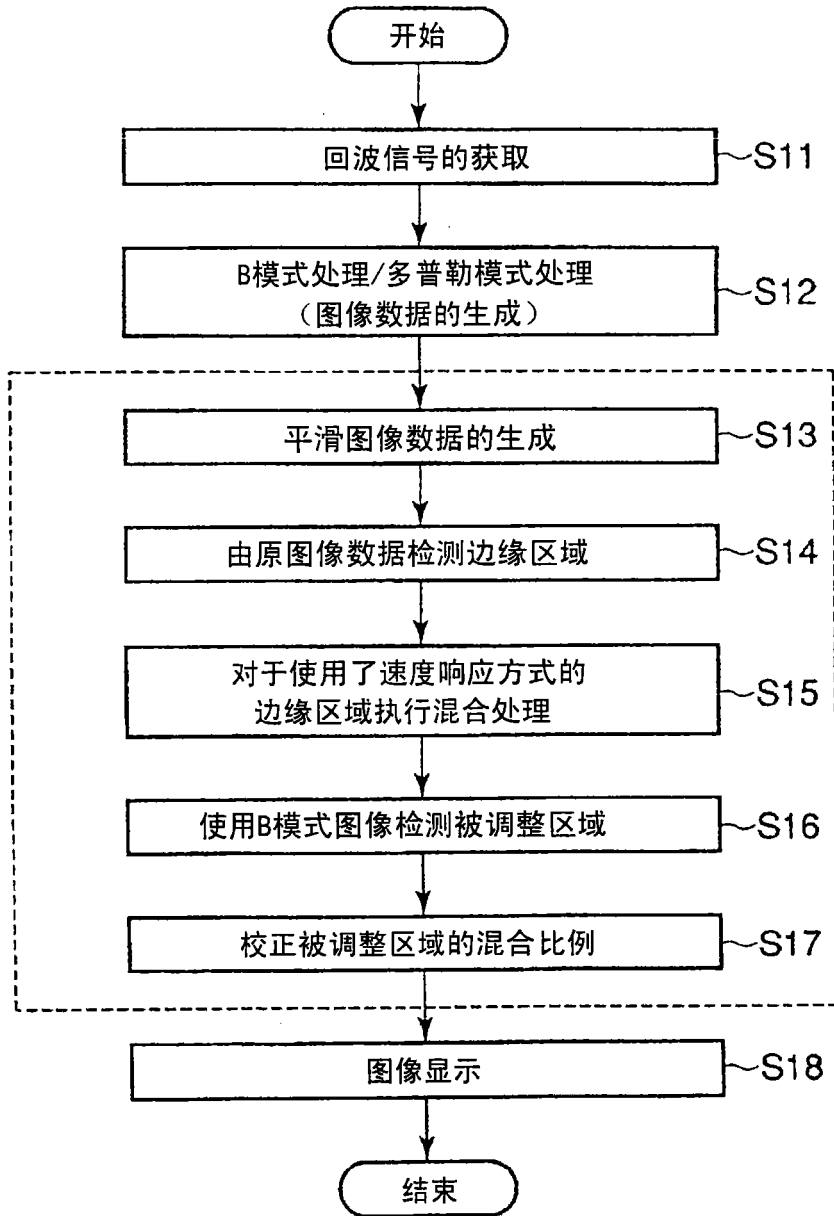
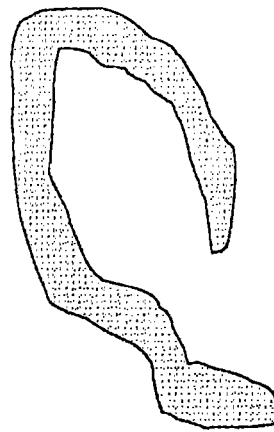


图12



二值化

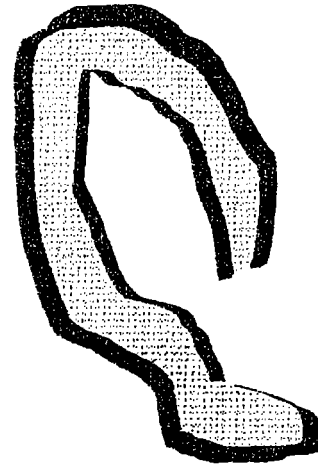


图13A

图13B

图13C

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法		
公开(公告)号	CN101467892A	公开(公告)日	2009-07-01
申请号	CN200810190221.4	申请日	2008-12-26
[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	今村智久 栗田康一郎 坂口文康		
发明人	今村智久 栗田康一郎 坂口文康		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	陈萍		
优先权	2007335337 2007-12-26 JP		
其他公开文献	CN101467892B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法，使用由超声波扫描获取的原图像数据检测边缘区域，对于该边缘区域执行混合处理，使得随着远离血流区域，提高进行了平滑化的平滑图像的比例，并且降低原图像的比例。

