



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480043105.X

[45] 授权公告日 2009年8月26日

[11] 授权公告号 CN 100531674C

[22] 申请日 2004.11.10  
 [21] 申请号 200480043105.X  
 [30] 优先权  
     [32] 2004.5.26 [33] JP [31] 155662/2004  
 [86] 国际申请 PCT/JP2004/016631 2004.11.10  
 [87] 国际公布 WO2005/115248 日 2005.12.8  
 [85] 进入国家阶段日期 2006.11.22  
 [73] 专利权人 株式会社日立医药  
     地址 日本东京都  
 [72] 发明人 东 隆 梅村晋一郎 镰田英世  
 [56] 参考文献  
     US4509525 1985.4.9  
     US4787395 1988.11.29  
     US6142943A 2000.11.7  
 审查员 伍新中

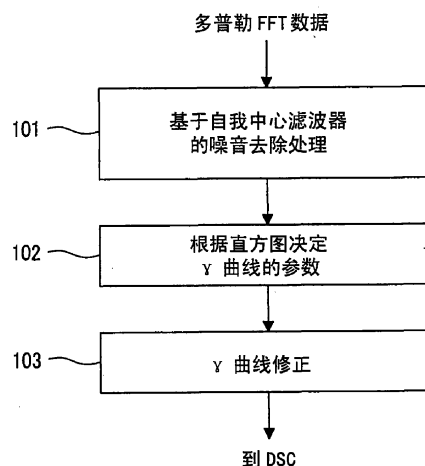
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司  
 代理人 李贵亮

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 10 页

[54] 发明名称  
 超声波摄像装置

## [57] 摘要

提供一种在超声波血流波谱显示图像中能够提高信号成分的轮廓形状的可视性的超声波诊断装置。本装置设置有亮度修正运算部，其进行多普勒运算部的输出结果的亮度修正，其中该多普勒运算部，计算从接收部输出的接收信号的多普勒频率偏移，并基于多普勒频率偏移计算被检体的血流速度，亮度修正运算部，具有：滤波处理部，其根据由血流速度与时间所定义的空间上的连续性分离由多普勒运算部所求出的被检体的血流速度的时间变化波形中含有的信号与噪音；和亮度修正处理部，其将滤波处理的结果所求出的信号亮度与噪音亮度的边界值作为参数进行亮度修正。



1、一种超声波诊断装置，具有：

超声波探头；发送部，其具有产生由连续波或者脉冲波构成的超声波的发送信号产生电路，并经由上述超声波探头向被检体选择性地发送上述超声波；接收部，其对上述超声波探头从上述被检体接收到的接收信号进行定相；多普勒运算部，其计算由上述接收部输出的接收信号的多普勒频率偏移，并基于该多普勒频率偏移计算上述被检体的血流速度；显示部，其显示上述血流速度的波形；控制部，其对上述发送部、上述接收部、上述多普勒运算部、与上述显示部进行控制；和亮度修正运算部，其进行上述多普勒运算部的输出结果的亮度修正，

上述亮度修正运算部，具有：滤波处理部，其使用根据由血流速度和时间所定义的空间上的连续性进行分离的自我中心滤波器来分离由上述多普勒运算部求出的上述被检体血流速度的时间变化波形中含有的信号与噪音；和亮度修正处理部，其将上述滤波处理的结果所求出的信号亮度与噪音亮度的边界值作为参数来进行亮度修正。

2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述亮度修正处理部，按照根据上述滤波处理的结果所求得的信号与上述噪音的亮度分布边界值来抑制低亮度信号的方式构成。

3、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述滤波处理部，具有：用于决定与上述血流速度相关的图像数据的各像素的周边像素范围的机构；和用于根据上述各像素的亮度与上述周边像素的各像素的亮度差来决定权重函数的机构，在为0时上述权重函数具有极大点，并在从负无限大至正无限大的范围内上述函数的绝对值的积分值是有限值，且上述权重函数是其权重随着亮度差而单调减小的函数，由此将上述权重函数与上述周边像素的各像素的亮度之间的积和被上述周边像素的总和规格化后的值作为有关上述血流速度的图像数据的各像素的亮度，并且将该亮度之值设为上述滤波处理结果的信号强度。

4、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述权重函数是高斯函数。

5、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述权重函数是偶次多项式。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述分离处理，包括作为上述滤波处理的结果所求得的信号与上述噪音的直方图上的峰值进行分离的处理。

## 超声波摄像装置

### 技术领域

本发明涉及一种超声波摄像技术，尤其涉及一种具备基于由被检体接收的接收信号的多普勒频率偏移来检测生物体内的血流速度的功能的超声波摄像装置。

### 背景技术

超声波诊断装置，由超声波探头向被检体发送超声波波束，并基于由被检体接收的接收信号得到诊断所需要的信息。例如，可以检测接收信号的多普勒频率偏移并基于此偏移求出血流的速度。

如图9所示，这样的超声波多普勒装置，具备：收发超声波的探头1；用于使超声波诊断装置工作的输入部5；控制系统整体的控制部4；基于该控制部4生成信号发送波形的脉冲/CW发送信号产生电路3；放大由该脉冲/CW发送信号产生电路3所产生的信号的发送电路2；放大来自探头的接收信号的初级放大电路6；用于选择性地增强来自所希望部位的信号的接收定相电路7；根据该定相输出检测来自血流的多普勒偏移成分的多普勒运算部8；用于将由该运算部计算的瞬时频率成分作为血流波形数据进行显示的数字扫描转换器（DSC）10；和显示该扫描转换器的输出的显示器11。

在这样的超声波多普勒装置中，如果从探头1输出频率 $f_0$ 的超声波则被检体的血液以规定速度流动，因此来自探头1的超声波被血细胞反射而来的回声信号，受到由多普勒效果产生的频率偏移。虽然多普勒运算电路8检测出该多普勒偏移成分（多普勒信号），但由于此处血流速度有快有慢，因此所得到的多普勒信号中含有不同的频率成分。在多普勒运算电路8中，对多普勒偏移成分进一步通过快速傅立叶变换等方法进行处理得到频率分布即血流速度分布。通过逐次进行该运算从而显示血流速度分布的

时间变化，作为从临床上而言提供有意义的数据的方法被社会广泛采用。尤其，除作为被检体内规定位置的最高血流速度等定量数据的利用以外，还在检查心脏的瓣膜疾病时等通过显示来自心脏的瓣膜附近的血流速度分布的时间变化波形就可以判定瓣膜中的逆流等，从而血流速度分布的时间变化波形的形状本身作为诊断上有用的数据也被广为人知。

由于多普勒信号以来自超声波散射本领不大的血细胞的反射信号为基础，因此信噪比的提高始终成为问题。在血流速度分布的时间变化波形中不存在固有信号的速度区域也存在噪音，由此上述这样的血流速度分布的时间变化波形的可视性大大受损。作为用于解决该方法，例如，提出了一种在进行灰度绘图时，对噪音成分多的区域与信号成分多的区域之间赋予阈值的方法（例如参照特表 2002-534185 号公报）。在此，所谓灰度绘图是指一种以横轴为时间、纵轴为速度、信号的强度为亮度来显示血流速度分布的时间变化的方法。

但是，上述灰度绘图，假定表示血流速度的信号成分的强度与噪音成分的强度基本上分为两个峰值。但是，由于实际上信号成分中也含有低亮度的信号，所以即使是相同的亮度也不能分离出或信号成分或噪音成分。因此在抑制低亮度信号输出的情况下，信号成分也会变成部分低亮度，波谱波形的轮廓形状变形，一部分信号缺漏变黑，产生所谓泛黑(black spot)。

专利文献 1：特表 2002-534185 号公报

## 发明内容

因此，本发明的目的在于，提供一种在超声波血流波谱显示图像中可使信号成分的轮廓形状的可视性提高的超声波诊断装置。

为了实现上述目的，本发明的超声波诊断装置中具有以下所述特征。

(1) 本发明的超声波诊断装置，其特征在于，具有：超声波探头；发送部，其具有产生由连续波或者脉冲波构成的超声波的发送信号产生电路，并经由上述超声波探头向被检体选择性地发送上述超声波；接收部，其对上述超声波探头从上述被检体接收到的接收信号进行定相；多普勒运算部，其计算由上述接收部输出的接收信号的多普勒频率偏移，并基于该多普勒频率偏移计算上述被检体的血流速度；显示部，其显示上述血流速

度的波形；控制部，其对上述发送部、上述接收部、上述多普勒运算部、与上述显示部进行控制；和亮度修正运算部，其进行上述多普勒运算部的输出结果的亮度修正。上述亮度修正运算部，具有：滤波处理部，其使用根据由血流速度和时间所定义的空间上的连续性进行分离的自我中心滤波器来分离由上述多普勒运算部求出的上述被检体的血流速度的时间变化波形中含有的信号与噪音；和亮度修正处理部，其将上述滤波处理的结果所求出的信号亮度与噪音亮度的边界值作为参数来进行亮度修正。

(2) 上述(1)的超声波诊断装置中，其特征在于，上述亮度修正处理部，按照根据上述滤波处理的结果所求得的信号与上述噪音的亮度分布的边界值来抑制低亮度信号的方式构成。

(3) 上述(1)的超声波诊断装置中，其特征在于，上述滤波处理部，具有：用于决定与上述血流速度相关的图像数据的各像素的周边像素范围的机构；和用于根据上述各像素的亮度与上述周边像素的各像素的亮度差来决定权重函数的机构，在为0时上述权重函数具有极大点，并在从负无限大至正无限大的范围内上述函数的绝对值的积分值是有限值，且上述权重函数是其权重随着亮度差而单调减小的函数，由此将上述权重函数与上述周边像素的各像素的亮度之间的积和被上述周边像素的总和规格化后的值作为有关上述血流速度的图像数据的各像素的亮度，并且将该亮度之值设为上述滤波处理结果的信号强度。

作为优选，上述权重函数是高斯函数或偶次多项式。

(4) 本发明的超声波诊断装置，其特征在于，具有：超声波探头；发送部，其具有产生由连续波或者脉冲波构成的超声波的发送信号产生电路，并经由上述超声波探头向被检体选择性地发送超声波；接收部，其对上述超声波探头从上述被检体接收到的接收信号进行定相；多普勒运算部，其计算由上述接收部输出的接收信号的多普勒频率偏移，并基于该多普勒频率偏移计算上述被检体的血流速度；显示部，其显示上述血流速度的波形；控制部，其对上述发送部、上述接收部、上述多普勒运算部、与上述显示部进行控制；和亮度修正运算部，其进行上述多普勒运算部的输出结果的亮度修正。上述亮度修正运算部，通过由血流速度和时间所定义的空间上的连续性进行分离的滤波处理来分离由上述多普勒运算部求出的上述被检体的血流速度的时间变化波形中所含有的信号与噪音，以抑制上述分离处理的结果所求出的信号亮度与噪音亮度的边界点以下的输出

亮度的方式进行亮度修正。

(5) 上述 (1) ~ (4) 的超声波诊断装置中, 其特征在于, 上述分离处理, 包含作为上述滤波处理的结果所求得的信号与上述噪音的直方图上的峰值进行分离的处理。

根据本发明, 在超声波血流波谱显示图像中, 将对信号成分的显示的影响限制到最小限度的同时抑制噪音成分的显示亮度, 从而提高信号成分的轮廓形状的可视性。

## 附图说明

图 1 是说明本发明的一实施例的超声波诊断装置的结构例的图。

图 2 是说明本发明的亮度修正运算处理流程的图。

图 3 是说明图 2 中的自我中心 (concentrative) 滤波器的处理流程的图。

图 4 是说明亮度差的频率分布与权重函数的形状的图。

图 5 是说明本发明的自我中心滤波处理前后的直方图的图。

图 6 是表示本发明的亮度修正曲线的图。

图 7 是表示原始图像 (a)、进行完基于本发明的亮度修正处理的血流波谱像 (b)、和由以往方法完成的像 (c) 的图。

图 8 是表示原始图像的轮廓自动跟踪 (contour auto trace) 结果 (a) 与基于本发明的血流波谱像的轮廓自动跟踪结果 (b) 的图。

图 9 是说明以往的超声波诊断装置结构的图。

图 10 是说明向自我中心滤波器输入的图像数据的图。

图中: 1—超声波探头, 2—发送电路, 3—脉冲/CW 发送信号产生电路, 4—控制部, 5—输入部, 6—初级放大电路, 7—接收定相电路, 8—多普勒运算电路, 9—亮度修正运算部, 10—数字扫描转换器, 11—显示器。

## 具体实施方式

以下, 针对本发明的实施例参照附图详细描述。

图 1 表示本发明的一实施例的超声波诊断装置的结构例。具备: 探头 1, 其相对被检体 (未图示) 收发超声波; 控制部 4, 其控制系统整体; 脉

冲/CW 发送信号产生电路 3, 其基于该控制部 4 生成信号发送波形; 发送电路 2, 其放大由该脉冲/CW 发送信号产生电路 3 产生的信号; 初级放大电路 6, 其放大来自探头的接收信号; 接收定相电路 7, 其用于选择性地增强来自所希望部位的信号; 多普勒运算部 8, 其根据该定相输出检测来自血流的多普勒偏移成分; 数字扫描转换器 (DSC) 10, 其用于将由该运算部计算的瞬时频率成分作为血流波形数据进行显示; 和显示器 11, 其显示该扫描转换器的输出。尤其, 本发明中具备亮度修正运算部 9, 可实现输出到显示器 11 的血流波谱像可视性的提高。

图 2 是表示由亮度修正运算部 9 执行的计算处理流程的图。亮度修正运算处理由两种处理组成。即, 噪音与信号的分离处理、和抑制上述分离处理的结果所求出的噪音与信号亮度的边界点以下的输出亮度的亮度修正处理。虽然上述现有技术例 (专利文献 1) 只有亮度修正处理, 但本发明中作为该预处理还具备将噪音与信号分离的处理。

这两种处理流程, 在具体例中通过由自我中心滤波器执行的噪音去除处理 101、根据去除噪音后的直方图决定  $\gamma$  曲线 (亮度修正曲线) 参数的参数决定处理 102、和  $\gamma$  曲线修正处理 103 来进行处理, 由此完成亮度修正运算处理。

图 3 表示由上述自我中心滤波器完成的噪音去除处理 101 (以后称作自我中心滤波处理) 的具体计算处理内容。图 10 表示输入到自我中心滤波器的图像数据。

在图 10 中, 图像数据中计算亮度的点 (目标像素) 200 的亮度表示为  $I_0$ , 将用于计算该亮度的输出的目标区域 201 (计算权的区域) 的尺寸设为  $i$  乘以  $j$  ( $i \times j$ )。虽然该尺寸越大自我中心滤波器的效果越好, 但该量运算速度就会变慢。202 表示计算权重的区域 201 内的目标像素 200 的周边像素。代替使该目标区域 201 的尺寸  $i \times j$  变大, 在自我中心滤波处理之前通过抽选来进行取样件数的削减处理并在处理之后通过插补恢复到原取样数, 在运算的效率化方面也很有效。抽选的新取样件数、上述  $i$  和  $j$ 、权重函数的形状, 由如图 3 所示的参数设定步骤 104 进行设定。进行计算的像素的位置和由上述  $i$  和  $j$  所决定的范围的像素由步骤 105 进行设定, 基于后述的权重函数在步骤 106 中进行权重的计算。在对设定范围内的所

有点进行该权重计算的情况下（步骤 107），求出亮度值（步骤 108）；如果  $I_0$  在图像内偏移并且对该图像内的所有点皆进行了计算，则在步骤 109 中结束自我中心滤波处理。

关于权重函数利用图 4 进行说明。上述像素间亮度差的频率分布在典型的超声波图像中如图 4（a）所示。对此，作为如图 4（b）所示的  $I_0 - I_{ij}$  之差变得越大权重单调地变得越小的函数，可以采用高斯函数（式 1）或者偶次多项式。

**【数 1】**

$$w_{ij} = \exp\left(-1 \times \left(\frac{I_{ij} - I_0}{\alpha}\right)^2\right)$$

……………式（1）

由于（式 1）将  $\alpha$  设为高斯型半幅值，因此如果扩大该半幅值也就是增大  $\alpha$ ，则相对于亮度的变化而权重值的变化减小，其结果使相对于亮度变化的灵敏度降低。

使用该权重函数  $w_{ij}$  进行（式 2）所示的亮度运算处理。亮度运算处理中，将对计算对称区域内的各像素进行加权后的值全部相加，根据权重的总计值进行规格化。其结果，不会引起图像模糊，得到抑制了噪音成分的新的图像亮度（ $I'_0$ ）。这是因为赋予对应于亮度差的权重的结果，与进行沿着图像中的轮廓形状边缘的低通型 2 维滤波处理相同。

另外，所谓自我中心滤波器，是一种着重如下滤波器的特征由发明者们本次新规定的名称。即，通过使与目标对象像素性质接近的像素的权重变大，仅从与目标对象像素接近的像素得到反馈，就正好与带有自我中心的意愿的行动相似，因而冠以这样的名称。

**【数 2】**

$$I_0' = \frac{\sum I_{ij} \cdot w_{ij}}{\sum w_{ij}}$$

……………式 (2)

图 5 表示进行该自我中心滤波处理前后的信号的直方图的比较。图 5 (a) 表示原始数据的直方图，噪音信号的分布在亮度 20 一带具有峰值为最大，虽然在更高亮度侧存在信号分布，但其峰值淹没在噪音信号分布中，难以判别分布形状。另一方面，图 5 (b) 表示自我中心滤波处理后的直方图，在亮度 25 一带具有峰值的信号成分的分布可以与噪音成分的分布清晰地区分开。这表示本发明的自我中心滤波处理与上述现有例（专利文献 1）中单纯地抑制低亮度成分的效果不同。这是因为在对亮度输入赋予唯一确定的亮度输出时，信号作为峰值不能分离。令图 5 (b) 中分离的信号分布与噪音分布之间的值为 Th。例如，可以按照相对于信号分布的最大值 M1 与噪音分布的最大值 M2 使  $Th = (M1 + M2) / 2$  等的方式进行确定。

采用该 Th 和图 6 所示的  $\gamma$  曲线进行亮度修正。图 7 表示实行完基于本发明的亮度修正处理的血流波谱像 (b) 与采用上述现有例（专利文献 1）所示的公知方法 (c) 进行完亮度修正处理时的比较。另外，图 7 表示按照易于比较的方式反相显示的结果。

与图 7 (a) 所示的原始图像相比，抑制噪音成分方面，虽然本发明的方法 (b) 和公知的方法 (c) 皆同样，但若比较信号区域方面，则本发明的方法一方信号的亮度分布连续，并可以确认不产生所谓的泛黑。本发明的效果除图像的可视性的比较外，在进行轮廓的自动跟踪时也可以确认其不同。

图 8 表示对原始图像与实行完本发明的图像处理的图像，分别进行轮廓的自动跟踪的结果 (a)、(b) 的比较。另外，图 8 表示按照易于比较的

方式反相显示的结果。

可知在对原始图像进行轮廓的自动跟踪的结果 (a) 中, 信号成分分布的轮廓与自动跟踪的结果中产生离散偏差, 但在本发明的处理后的自动跟踪 (b) 中, 信号成分分布的轮廓与自动跟踪结果高度一致。

另外, 在至此为止的说明中, 一直是要进行直方图的测量, 但根据装置的运算电路的性能, 通过具备检测环境变化的机构, 只要在不检测环境变化的情况下, 就也可以使用曾经求出的  $T_h$  而省略进行直方图测量。所谓环境变化是指装置的设置变更或者信号获得部位的变化。环境变化的检测, 可通过监视收发信号的频率、脉冲的重复频率、多普勒运算电路的频率转换的取样件数等、装置侧的参数、多普勒信号的平均值、分散等体现信号的统计性质的代表值而进行。通过使直方图测量简易化, 因此即使很小的电路规模中实时处理也变得容易。

有关 (式 1) 的参数  $\alpha$  (高斯型半幅值), 既可以作为输入部 5 (图 1) 中的 1 个键具备, 也可以采用预先决定的值, 还可以一边改变  $\alpha$  一边搜索出以最佳方式能检测上述直方图上的信号成分峰值的值并采用该值。进而, 用于求出  $T_h$  的  $\alpha$  和图像输出所采用的自我中心滤波器的  $\alpha$  可以是相同的也可以采用不同的值。

如以上所详细描述的那样, 根据本发明可以实现一种在超声波血流波谱显示图像中, 将对信号成分的显示的影响限制到最小限度的同时抑制噪音成分的显示亮度, 从而提高信号成分的轮廓形状的可视性的超声波摄像装置。另外, 通过使波谱波形的轮廓清晰从而能容易检测病变。

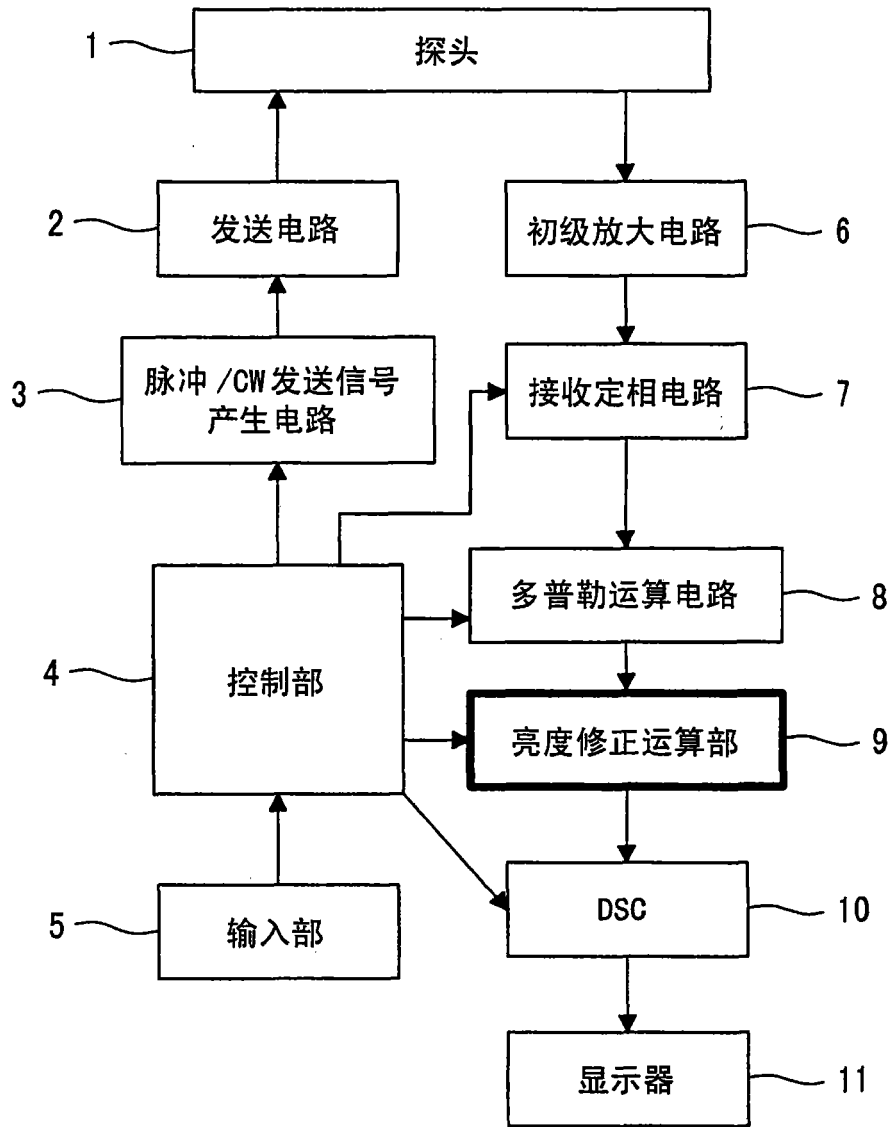


图 1

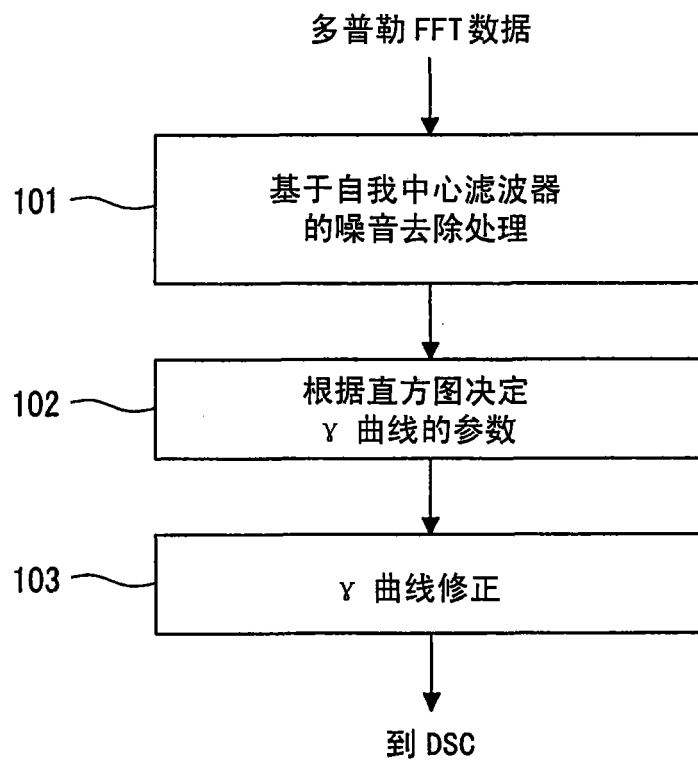


图 2

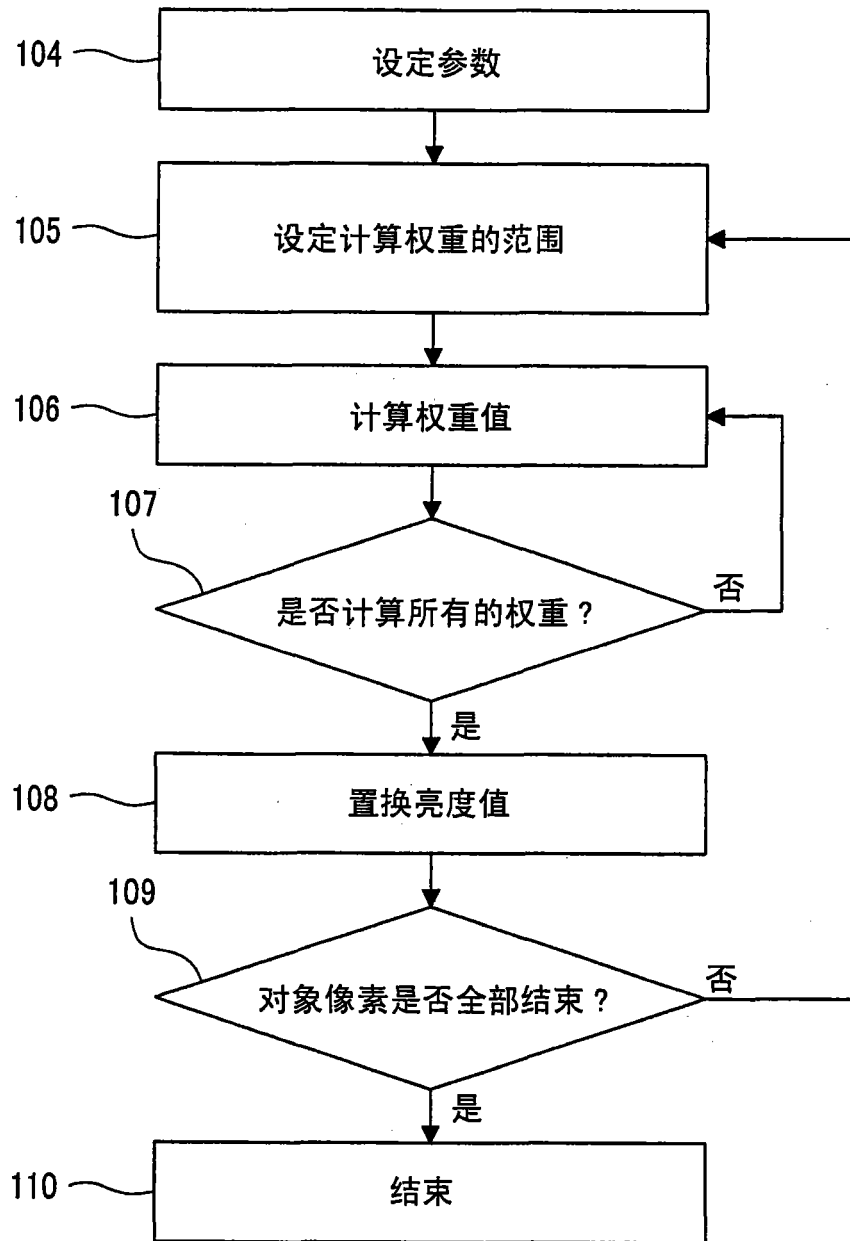
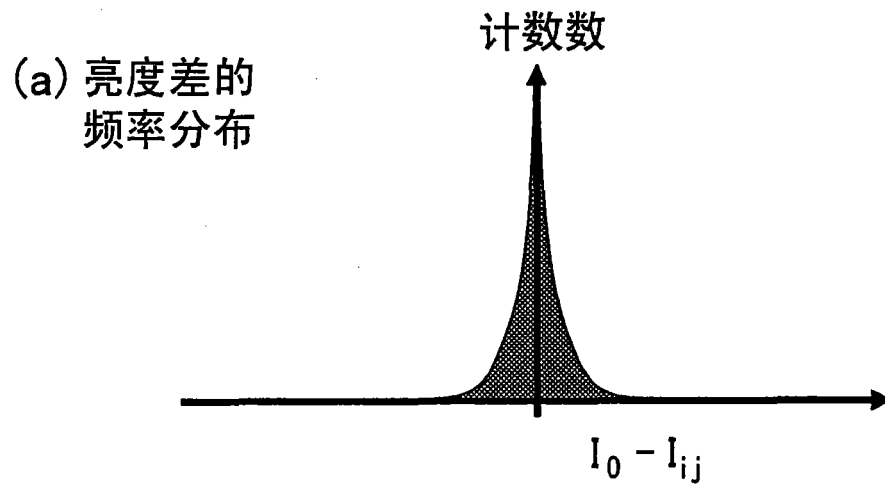


图 3



(b) 权重函数 1

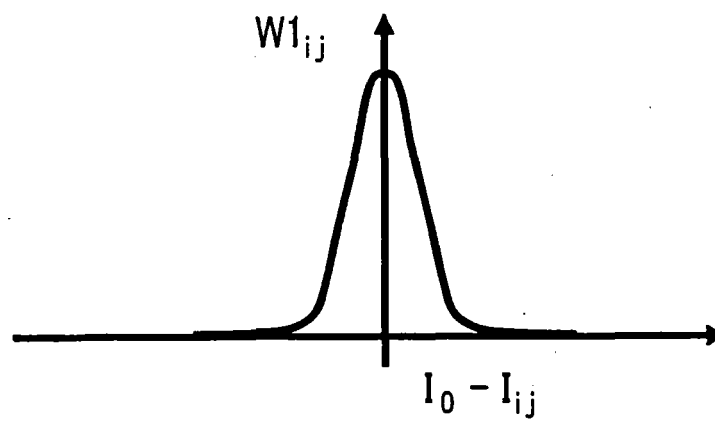
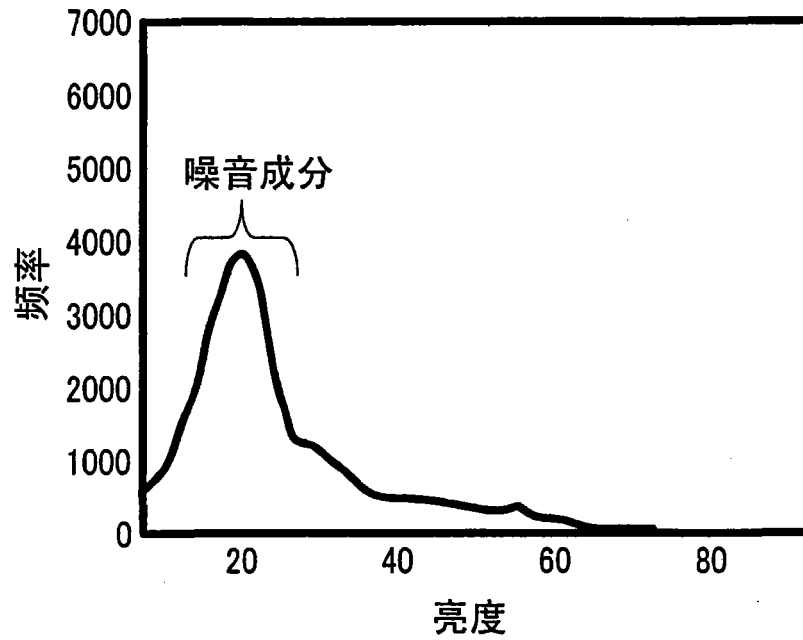


图 4

(a) 原始数据的直方图



(b) 统计处理后的直方图

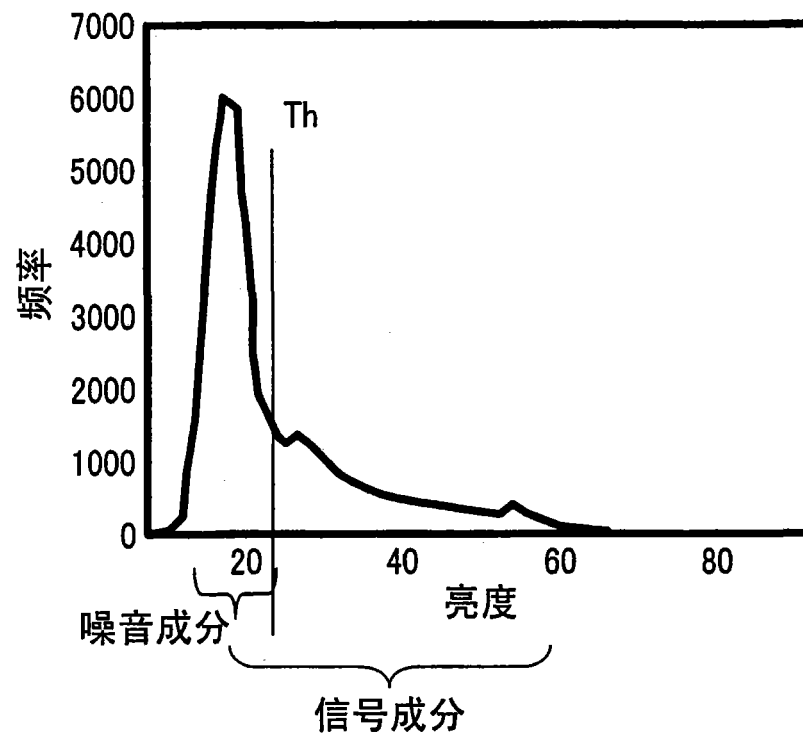


图 5

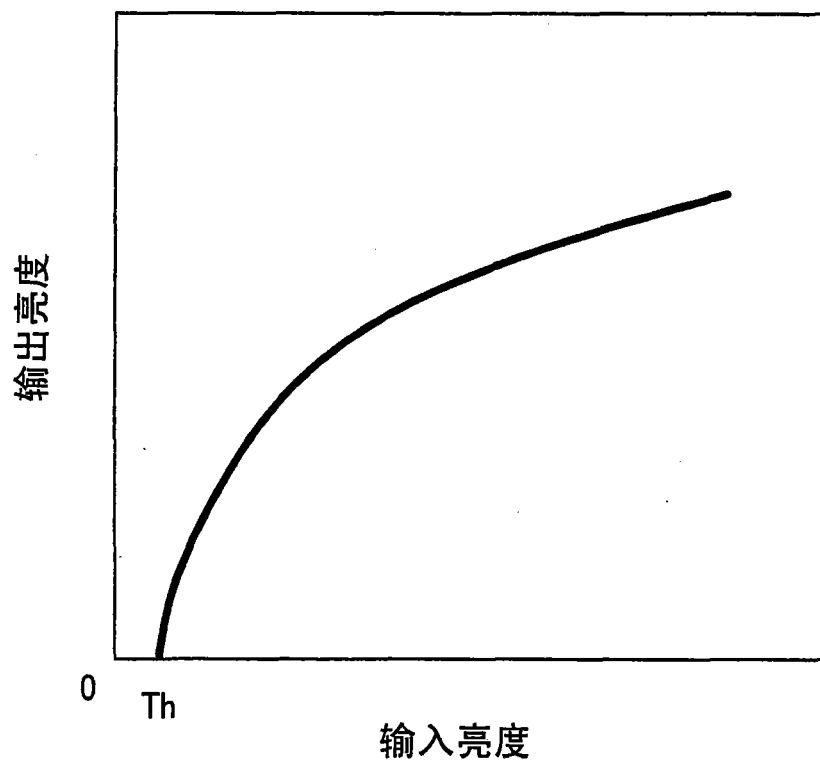
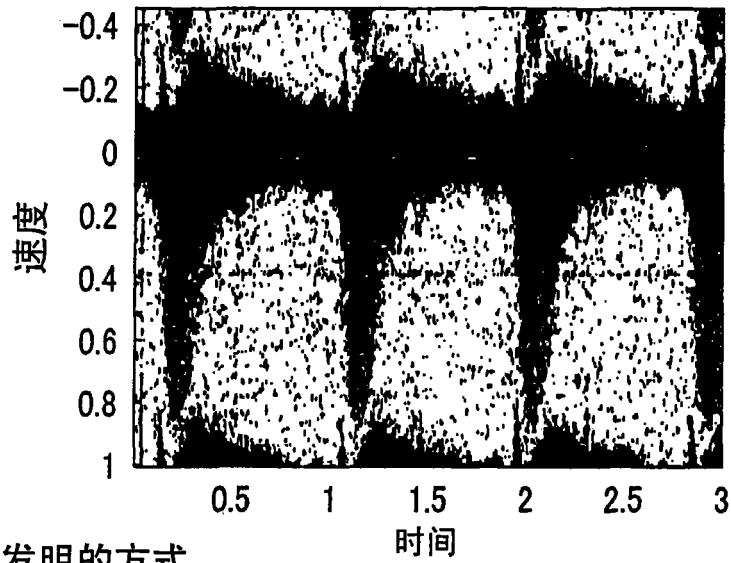
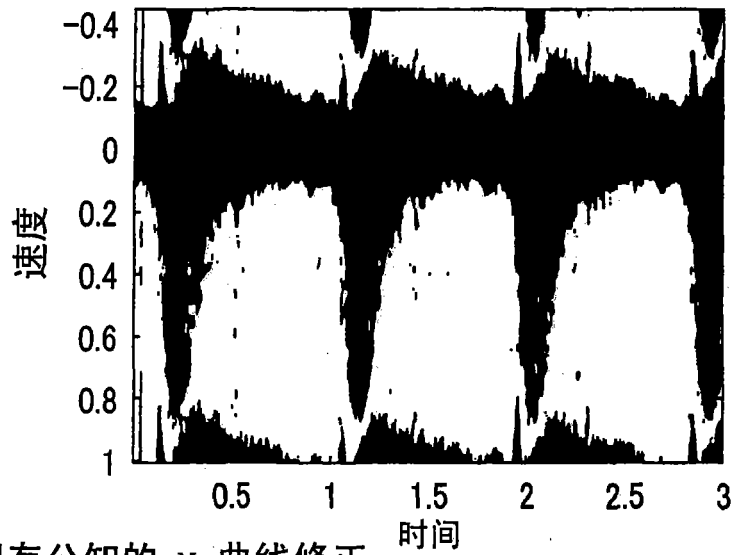


图 6

(a) 原始图像



(b) 本发明的方式



(c) 现有公知的  $\gamma$  曲线修正

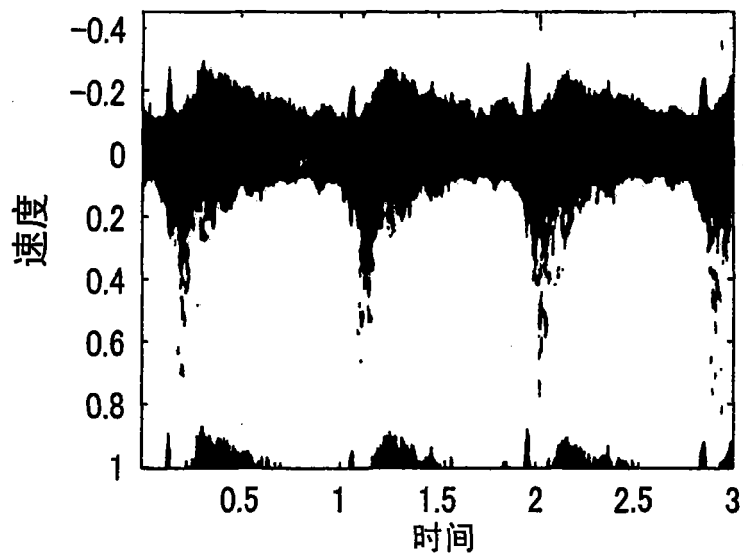
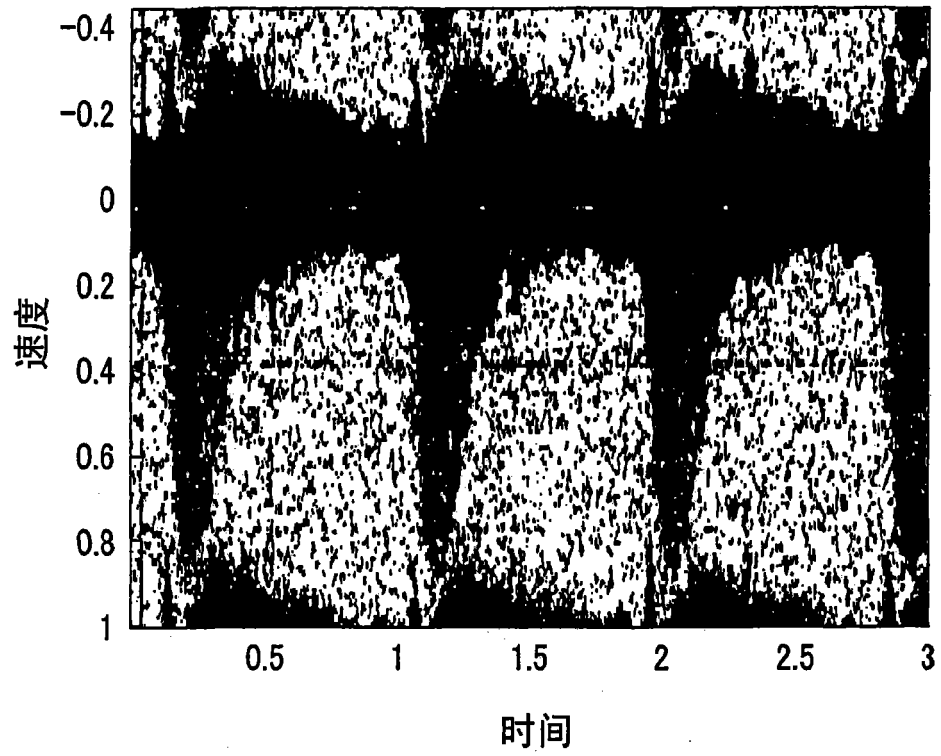


图 7

(a)



(b)

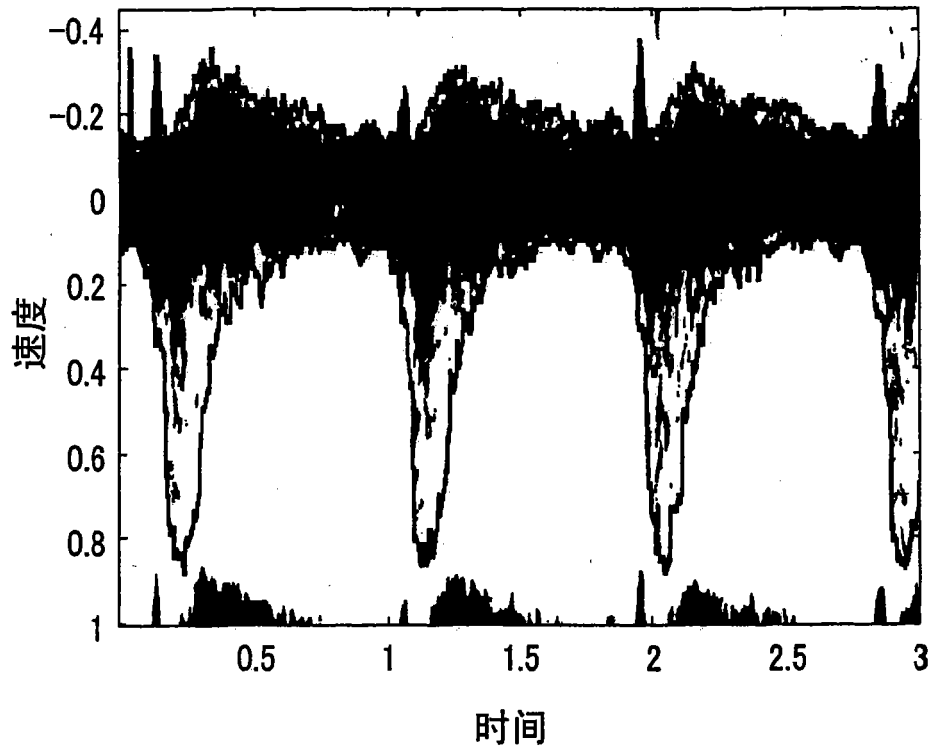


图 8

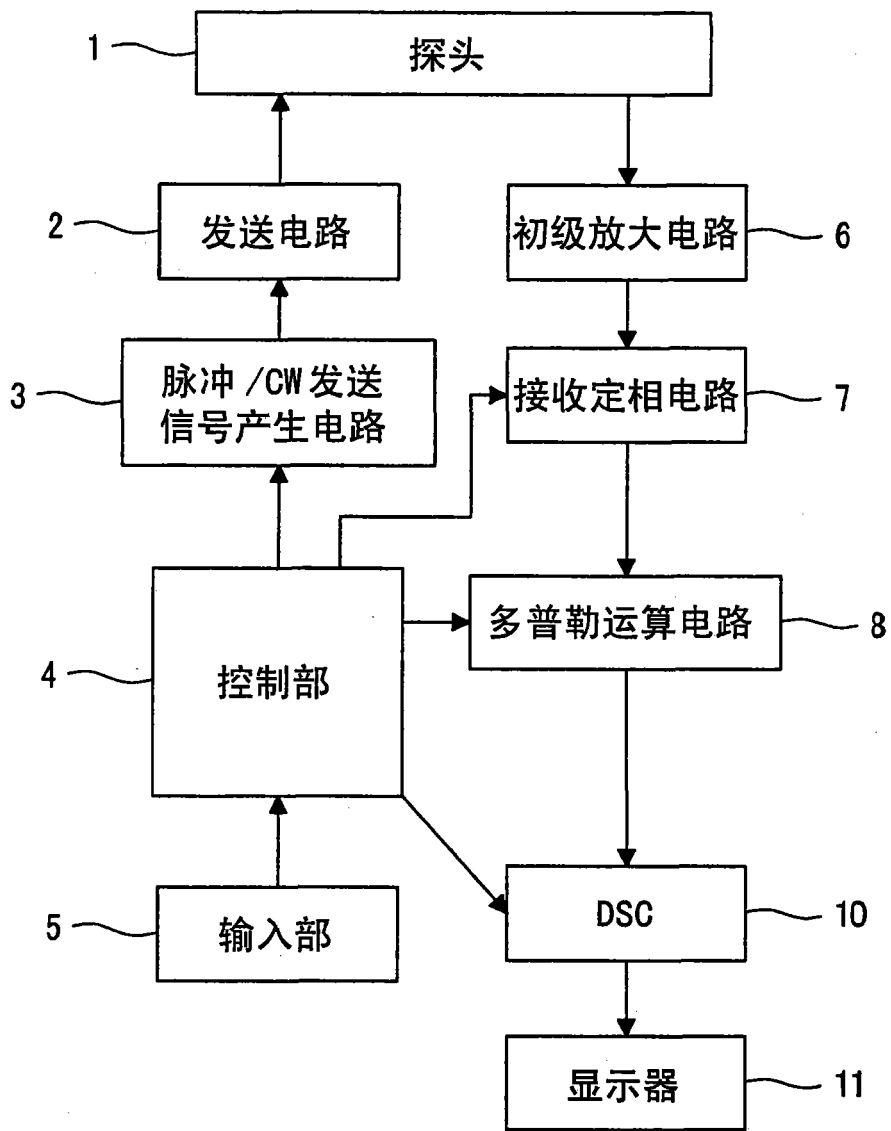


图 9

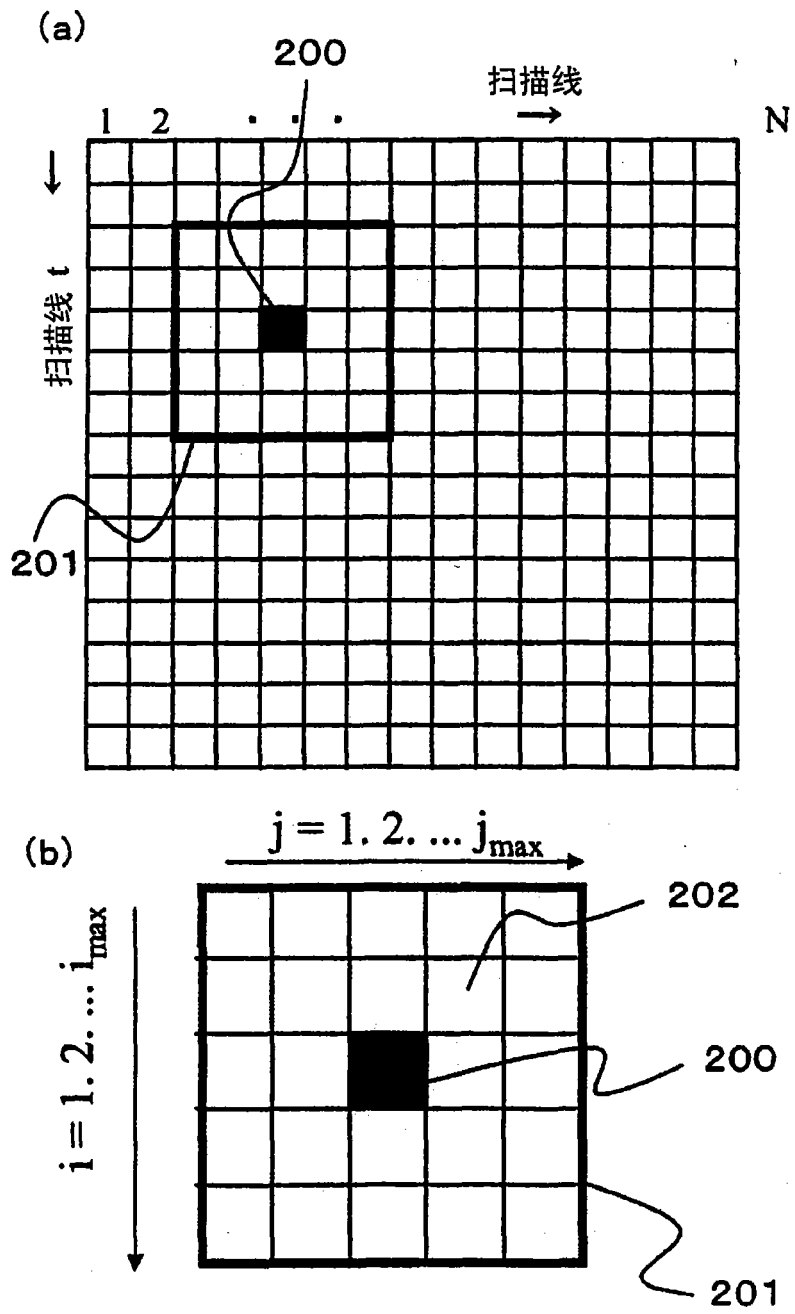


图 10

专利名称(译)	超声波摄像装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100531674C</a>	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	CN200480043105.X	申请日	2004-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	东隆 梅村晋一郎 镰田英世		
发明人	东隆 梅村晋一郎 镰田英世		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2004155662 2004-05-26 JP		
其他公开文献	CN1960677A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种在超声波血流波谱显示图像中能够提高信号成分的轮廓形状的可视性的超声波诊断装置。本装置设置有亮度修正运算部，其进行多普勒运算部的输出结果的亮度修正，其中该多普勒运算部，计算从接收部输出的接收信号的多普勒频率偏移，并基于多普勒频率偏移计算被检体的血流速度，亮度修正运算部，具有：滤波处理部，其根据由血流速度与时间所定义的空间上的连续性分离由多普勒运算部所求出的被检体的血流速度的时间变化波形中含有的信号与噪音；和亮度修正处理部，其将滤波处理的结果所求出的信号亮度与噪音亮度的边界值作为参数进行亮度修正。

