



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680051842.3

[43] 公开日 2008年12月31日

[11] 公开号 CN 101336093A

[22] 申请日 2006.12.25
 [21] 申请号 200680051842.3
 [30] 优先权
 [32] 2006. 2. 22 [33] JP [31] 044649/2006
 [86] 国际申请 PCT/JP2006/325721 2006. 12. 25
 [87] 国际公布 WO2007/097108 日 2007. 8. 30
 [85] 进入国家阶段日期 2008. 7. 25
 [71] 申请人 株式会社日立医药
 地址 日本东京都
 [72] 发明人 吉川秀树 东 隆 林达也

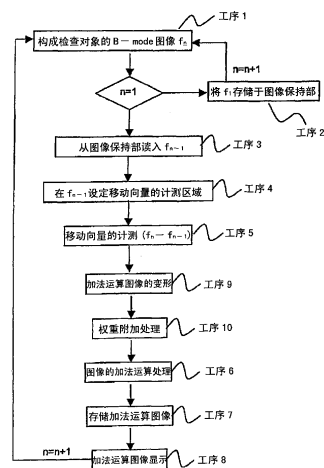
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
 司
 代理人 李贵亮

权利要求书 5 页 说明书 14 页 附图 13 页

[54] 发明名称
 超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置，其利用取得的超声波图像，计测在加法运算处理所使用的图像间产生的对象的移动向量，对累积加法运算图像进行基于计测结果的变形处理，并将取得图像和累积加法运算图像与权重系数相乘后，进行加法运算处理。从而显示突出检查对象的轮廓构造的高对比的超声波图像。



1、一种图像诊断装置，其特征在于，
具有：

探头，其用于在被检体的计测区域多次发送接收超声波信号；

图像数据生成部，其基于在所述探头接收到的多个信号制作图像数据；

图像数据存储部，其存储所述图像数据；

加法运算图像制作部，其对多个所述图像数据进行加法运算而制作加法运算图像数据；

动作信息测定部，其从多个所述图像数据中至少1个图像数据测定所述被检体的动作信息；

图像校正部，其基于所述动作信息而校正所述加法运算图像数据，由此制作校正图像数据；

图像处理部，其对所述校正图像数据和所述图像数据中的至少任意一个赋予权重系数，并对其每个进行加法运算来制作显示用图像数据；以及
显示部，其基于所述显示用图像数据进行显示图像的显示。

2、一种图像诊断装置，其中，
具有：

探头，其用于在被检体的计测区域多次发送接收超声波信号；

图像数据生成部，其基于在所述探头接收到的从第1信号到第n信号的多个信号的每个，制作与所述多个信号的每个相对应的图像数据；

图像数据存储部，其存储所述图像数据；

加法运算图像制作部，其对与从所述第1信号到第(n-1)信号的每个相对应的图像数据进行加法运算，制作加法运算图像数据；

加法运算图像数据存储部，其存储所述加法运算图像数据；

动作信息测定部，其从与所述第(n-1)信号和所述第n信号的每个相对应的图像数据，测定所述被检体的动作信息；

图像校正部，其从所述加法运算图像数据存储部和所述动作信息测定部分别读出所述加法运算图像数据和所述动作信息，并通过基于所述动作

信息校正所述加法运算图像数据来制作校正图像数据；

图像处理部，其对于所述校正图像数据和与所述第 n 信号相对应的图像数据，至少对其中一个赋予权重系数，并对每个进行加法运算，制作显示用图像数据；和

显示部，其基于所述显示用图像数据进行显示。

3、一种超声波诊断装置，其特征在于，

具有：

包含有超声波探头的单元，所述超声波探头用于对检查对象发送接收超声波；

图像保持部，其用于保持第 $(n-1)$ 帧的二维超声波图像即 f_{n-1} ；

计测区域设定部，其用于对用来计测所述检查对象的移动向量的至少 1 个区域进行设定；

移动向量计测部，其用于从所述 f_{n-1} 和第 n 帧的二维超声波图像即 f_n 计测所述检查对象的移动向量；

加法运算图像制作部，其对从第 1 帧的二维超声波图像即 f_1 到所述 f_{n-1} 为止的多个二维超声波图像进行加法运算来制作加法运算图像；

图像校正部，其用于基于所述移动向量校正所述加法运算图像；

权重附加部，其用于将所述加法运算图像和所述 f_n 的至少一方与权重系数相乘；

图像加法运算部，其用于对乘以所述权重系数后的所述 f_n 和所述加法运算图像进行加法运算处理，重新构成加法运算图像；

加法运算图像保持部，其用于保持所述加法运算图像；以及

显示部，其用于显示由所述图像加法运算部构成的加法运算图像。

4、根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述计测区域设定部在所述 f_{n-1} 上设定所述区域。

5、根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述移动向量计测部在最新取得的帧的二维超声波图像和其前一帧的图像之间进行所述移动向量的计测，所述图像校正部基于所述移动向量的计测结果校正所述加法运算图像，所述图像加法运算部在将所述最新取得的帧的二维超声波图像和所述加法运算图像与一定的权重相乘后，进行

加法运算处理。

6、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述移动向量的计测在所取得的最新的二维超声波图像和其前一帧的二维超声波图像中进行，基于计测的移动向量，对利用前一帧为止的二维超声波图像构成的加法运算图像进行变形，通过向取得图像的加法运算处理，构成新的加法运算图像。

7、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在对最新的二维超声波图像和加法运算图像进行加法运算处理时设置权重系数，对双方的图像进行一定的权重附加来进行加法运算处理。

8、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

根据表示所述移动向量的计测精度的相关值自动地调节所述权重系数。

9、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

还具有用于变更所述权重系数的标度盘。

10、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述显示部显示通过所述标度盘变更的所述权重系数的值。

11、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

具有用于将针对所述加法运算图像的权重系数置为0的消去机构。

12、一种超声波诊断装置，其特征在于，

具有：

包含有超声波探头的单元，所述超声波探头用于对检查对象发送接收超声波；

图像保持部，其用于保持第 $(n-i)$ 帧的图像即 (f_{n-1}) ；

计测区域设定部，其用于对用来计测所述检查对象的移动向量的至少1个区域进行设定；

移动向量计测部，其用于从所述 f_{n-1} 和作为第 n 帧的二维超声波图像的 f_n ，计测所述检查对象的移动向量；

移动向量保持部，其用于保持所计测到的移动向量；

加法运算图像制作部，其用于对从作为第1帧的二维超声波图像的 f_1 到所述 f_{n-1} 为止的多个二维超声波图像进行加法运算，来制作加法运算图

像；

图像校正部，其用于基于所述移动向量校正所述加法运算图像；

权重附加部，其用于在所述加法运算图像和所述 f_n 的至少一方乘以权重系数；

图像加法运算部，其用于在乘以所述权重系数后，对所述 f_n 和所述加法运算图像进行加法运算处理，重新构成加法运算图像；

加法运算图像保持部，其用于保持由所述图像加法运算部构成的加法运算图像；

图像减法运算部，其用于从所述加法运算图像减去过去的图像，并构成对一定的张数进行加法运算后的刷新用加法运算图像；

刷新用加法运算图像保持部，其用于保持所述刷新用加法运算图像；

以及

显示部，其用于显示所述加法运算图像。

13、根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述计测区域设定部在所述 f_{n-1} 上设定所述区域。

14、根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于，在启动刷新时，从对一定的张数进行加法运算后的状态，显示加法运算图像。

15、根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

通过对所计测到的图像间的移动向量进行加法运算处理，而对进行减法运算处理的图像的变形履历进行计算，从累积加法运算图像仅除去特定图像的信息。

16、一种超声波诊断装置，其中，

具有：

包含有超声波探头的单元，所述超声波探头用于对检查对象发送接收超声波；

图像保持部，其用于保持第 $(n-1)$ 帧的二维超声波图像即 f_{n-1} ；

计测区域设定部，其用于对用来计测所述检查对象的移动向量的至少 1 个区域进行设定；

移动向量计测部，其用于从所述 f_{n-1} 和作为第 n 帧的二维超声波图像

的 f_n ，计测所述检查对象的移动向量；

单元图像保持部，其用于保持对任意数量的图像进行加法运算后的单元图像；

图像校正部，其用于基于所述移动向量校正单元图像；

权重附加部，其用于在所述单元图像和所述 f_n 的至少一方上乘以权重系数；

图像加法运算部，其用于在乘以所述权重系数后，对所述 f_n 和所述单元图像进行加法运算处理，重新构成加法运算图像；以及

显示部，其用于对由所述图像加法运算部构成的加法运算图像进行显示。

17、根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述计测区域设定部在所述 f_{n-1} 上设定所述区域。

18. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述单元图像保持部保持多个所述单元图像，所述权重附加部将多个所述单元图像的至少一个与权重系数相乘。

19、根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述权重附加部通过乘算所述权重系数，除去过去的图像信息。

20、根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述单元图像保持部，保持多个所述单元图像，所述图像校正部校正多个所述单元图像的每个。

21、根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述单元图像保持部保持多个所述单元图像，所述权重附加部在多个所述单元图像的每个上乘以权重系数。

22. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述单元图像保持部，保持多个所述单元图像，所述权重附加部基于所述移动向量的计测结果较低或较高地设定针对特定的单元的权重系数。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及降低斑纹噪声，显示高对比超声波图像的装置。

背景技术

超声波诊断装置由于能够非侵入地实时地对患部进行摄像，所以在外来的初期诊断或胎儿诊断，作为治疗的监视工具得到广泛的利用。近年来，便携型的超声波诊断装置的开发也在进展中，不管医院内外，携带装置到患者身边进行急救处理也变得可能。另外，除了处理装置的小型，超声波诊断装置操作也容易，因此通过发展在患者家和医院的网络配备，将来能够期待患者本人在操作装置的同时将图像向医院传送，从而远距离地进行诊断的住宅医疗形态。

超声波诊断装置摄像时间较短，能够实时显示图像的反面，有表示相对于噪声电平的组织构造的信号强度（S/N比）较低，图像的判别较困难的情况。因此，为了推进诊断的精度提高和医生与患者的信息共享，期待表示更客观的信息的、更容易判别的图像显示技术。

在超声波图像中，存在被称作斑纹（speckle）的斑纹的图案是使图像的判读变难的一个重要原因。作为减少该斑纹，显示高画质的超声波图像的技术，有空间复合法。超声波二维图像（B-mode 图像）上的斑纹是来自分散在检查对象的内部的微小的散射体的反射信号相互干涉而产生的空间固定的信号，其空间频率比表示检查对象的构造的信号低。因此，若将摄像面以和斑纹的大小相同程度地向限幅（スライス：slice）方向移动，一方面在图像上斑纹随机地变化，另一方面，检查对象的构造不产生较大的变化。这样，若在限幅方向，对在稍有不同的位置取得的图像进行加法运算处理，相对于来自检查对象的构造的信号每次加法运算被突出，随机变化的斑纹的信号被滤除。其结果，斑纹和构造的 S/N 比提高，构成呈现较高对比的图像。

加法运算多个图像，抽出特定的信息的技术被多个提出，对其中的几个在下面进行说明。

在专利文献 1 的技术中，将血流图像（CFM: Color Flow Mapping）保存于多枚存储器中，操作人员从显示的完全图像中选择加法运算处理所使用的帧并排除，加法运算处理剩下的图像，构成图像。

专利文献 2 所记载的技术涉及服入少量造影剂，可靠且效率较高的接收来自造影剂的信号，明了地图像化血管的分布的技术。在图像化血管信息中，超声波压坏在血流内流动的造影剂，这时，接收产生的较强的非线性信号构成图像。由于压坏造影剂需要较强的超声波强度，所以有在传播信号的会聚区域和其他区域 S/N 有较大差异，在造影剂的深度方向形成斑纹的问题。与该问题相对，专利文献 2 所记载的技术使传播信号的聚集区域在深度方向多阶段的变化，构成被称为连拍(multi shot)图像群的多个图像，将这些图像进行加法运算处理。另外，在连拍图像群的各帧的特定区域附加权重后进行加法运算处理。

专利文献 1：日本特许第 3447150 号公报

专利文献 2：日本特开第 2002-209898 号公报

将多张图像进行加法运算处理或减法运算处理来构成突出特定的信息的图像而实时进行显示，会产生被检体的位置偏离、处理时间增大，存储器增加的问题。

专利文献 1 所记载的技术由于未考虑检查对象的位置偏离，所以对伴有活动的检查对象的应用较困难，另外由于操作人员选定加法运算处理所用的图像，所以即时显示也较困难。专利文献 2 所记载的技术必须将加法运算的帧全部暂时保持在存储器中，存在为了构成所显示的一张加法运算处理图像而需要加法运算所使用的帧数以上的存储器的问题。

发明内容

本发明的目的在于提供一种显示减少斑纹的高对比的超声波图像的超声波诊断装置。

本发明以抽出时间变化的信息为目的。本发明对累积加法运算图像进行附加权重，由此，操作人员对时间变化的信息的抽出量进行控制等并利

用。

为了达成上述目的，在本发明的超声波诊断装置中，对取得的 B-mode 图像和其之前取得的 B-mode 图像之间产生的检查对象的移动向量（动作的信息）进行计测，根据计测的移动向量进行图像变形处理的同时，对乘以权重系数的图像进行加法运算处理，显示突出检查对象的轮廓构造的图像。

下面，对本发明的超声波诊断装置的代表性的构成例进行列举。

(1) 具有：用于发送接收针对检查对象照射的超声波的超声波探头；用于根据接收信号构成显示检查对象的断层像的 B-mode 图像的超声波图像构成单元；用于保持前一帧的 B-mode 图像 f_{n-1} 的图像保持部；用于在 f_{n-1} 图像上设定用来计测检查对象的移动向量的至少 1 个区域的计测区域设定部；用于计测在 f_{n-1} 和 f_n 之间产生的检查对象的移动向量的移动向量计测部；用于制作利用从 f_1 到 f_{n-1} 而构成的累积加法运算图像的加法运算图像制作部；根据所述移动向量的计测结果，使利用从 f_1 到 f_{n-1} 而构成的累积加法运算图像变形（校正）的图像变形（校正）部；用于将取得图像和累积加法运算图像的至少任意一个与权重系数相乘的权重附加部；用于对累积图像和取得图像进行加法运算处理的图像加法运算部；为了在对下一个取得的 f_{n+1} 的加法运算处理使用，用于保持在所述图像加法运算部构成的累积加法运算图像的加法运算图像保持部；和用于显示所述累积加法运算图像的显示部。下面，使加法运算图像变形包括根据移动向量校正加法运算图像。

(2) 以所述 (1) 的超声波诊断装置为基础，移动向量的计测在取得的 B-mode 图像 f_n 和其前一帧的 B-mode 图像 f_{n-1} 之间进行，加法运算将取得的 B-mode 图像 f_n 作为基准图像，使由前一帧为止的 B-mode

图像构成的累积加法运算图 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 像变形后而进行。

(3) 以所述 (1) 的超声波诊断装置为基础，进行将取得图像和累积加法运算图像与权重系数相乘的加法运算处理，构成新的加法运算图像。

(4) 以所述 (1) 的超声波诊断装置为基础，与取得图像和累积加法运算图像相乘的权重系数可以由操作人员自由的变更。

(5) 以所述(1)的超声波诊断装置为基础,与取得图像和累积加法运算图像相乘的权重系数根据在移动向量的计测时算出的相关值自动地进行调整,例如在检查对象的活动较大的情况下,相对于取得图像的权重系数成为0。

根据本发明,能够实现降低斑纹噪声突出组织的轮廓构造的高对比图像的构成,可以显示可视性较高的超声波图像。

附图说明

图1是表示本发明的实施例1的超声波诊断装置的构成的框图。

图2是说明在实施例1的超声波诊断装置中,取得B-mode图像后到显示累积加法运算图像的显示的处理的流程图。

图3是说明在实施例1的超声波诊断装置中,移动向量的计测方法的图。

图4是说明用于在实施例1的超声波诊断装置中,利用取得图像和到前一帧为止的累积加法运算图像,构成新的累积加法运算图像的图像处理的图。

图5是说明在实施例1的超声波诊断装置中,用于高速处理移动向量的处理的流程图。

图6是说明在实施例1的超声波诊断装置中,移动向量的计测方法的图。

图7是表示在实施例1的超声波诊断装置中,构成累积加法运算图像的各帧的权重系数的图。

图8是表示在实施例1的超声波诊断装置中,具有用于调节权重系数(α , β)的标度盘的探头或超声波诊断机的例子的图。

图9是表示在实施例1的超声波诊断装置中,具备具有权重系数(α , β)的调节功能和刷新功能的标度盘兼带按键的探头或超声波诊断机的例子的图。

图10是表示在实施例1的超声波诊断装置中,一起显示B-mode图像和加法运算图像的双重(biplane)显示。

图11表示实施例2的超声波诊断装置的构成的框图。

图 12 表示实施例 3 的超声波诊断装置的构成的框图。

图 13 是说明在实施例 3 的超声波诊断装置中，由 5 张图像构成的单元图像的图。

图 14 是表示在实施例 3 的超声波诊断装置中，对于 5 张单元图像和 1 张图像的权重系数的图。

具体实施方式

下面，参照附图对本发明的实施例进行详述。

实施例 1

图 1 是表示成为本发明的一个实施例的超声波诊断装置的构成的框图。

在本实施例的超声波诊断装置中，通过对检查对象的发送接收超声波来构成超声波二维图像（下面称为 B-mode 图像），在所述 B-mode 图像上设定用于计测检查对象的移动向量的区域，在每个所述计测区域对取得的 B-mode 图像和其 1 帧前的在图像间产生的移动向量进行计测，根据所述移动向量对累积加法运算图像进行变形（校正），将所述累积加法运算图像和权重系数相乘，再和取得的 B-mode 图像相加，构成新的累积加法运算图像，并实时地在显示部显示。

首先，对从超声波图像构成单元的 B-mode 图像的构成，到进行加入了位置校正后的图像加法运算处理的加法运算图像的显示为止的装置构成，用图 1 的框图进行说明。

超声波探头（下面成为探头）2 具有多个压电元件平行排列的构造。从发送束成形器 3 经由 D/A 变换器 4，向各压电元件发送模拟传播信号，朝向检查对象照射超声波。通过各压电元件发送的超声波通过发送束成形器 3 被电子延迟，在规定的深度会聚。传播信号在检查对象 1 内被反射，再次在探头的各压电元件被接收。在各压电元件接收到的反射回声在 TGC（Time Gain Control）部 5 对随着传播的到达深度而变化的衰减部分进行校正后，在 A/D 变换器 6 变换成数字信号，向接收束成形器 7 发送。

在接收束成形器 7 中，加入（掛けて）与从焦点位置到各压电元件的距离相对应的延迟时间，而输出加法运算结果。通过二维扫描该会聚超

声波，获得检查对象 1 的二维反射回声分布。从接收束成形器 7 输出分为实部和虚部的 RF 信号，向包络线检波部 8 和计测区域设定部 11 发送。向包络线检波部 8 发送的信号变换成视频信号后，在扫描转换器 9 加入扫描线间的插补（補間），构成二维图像数据即 B-mode 图像。

将构成的 B-mode 图像发送到移动向量计测部 10。这里，在图像保持部 11 保持比移动向量计测部 10 所取得的 B-mode 图像在 1 帧更靠前一帧的 B-mode 图像。在构成的 B-mode 图像是第 1 帧的情况下，在移动向量计测部 10 不进行处理地通过，而输入到图像保持部 11。关于在图像保持部 11 保持的 B-mode 图像，在计测区域设定部 12 中，其用于计测移动向量的计测区域被设定成适合构造的最合适的大小。设定计测区域后的 B-mode 图像被发送到移动向量计测部 10。在移动向量计测部 10 中，利用来自计测区域设定部 12 的 B-mode 图像和由扫描转换器 9 的发送的 B-mode 图像，计测所述计测区域内的移动向量。移动向量的计测方法为互相关运算和最小二乘法。在图像变形部 13 中，根据由所述移动向量计测部 10 计测的移动向量，对从加法运算图像保持部 14 读出的累积加法运算图像进行变形。在权重附加部 16 中，将取得图像和累积加法运算图像与权重系数相乘，由图像加法运算部 13 将取得图像和累积加法运算图像相加。在图像加法运算部 13 构成的累积加法运算图像在图像保持部 14 暂时存储后，由显示部 15 显示。在加法运算图像保持部 14 存储的累积加法运算图像在下一次的加法运算处理时，经过权重附加部 16 向图像加法运算部 13 发送。

接着，按照图 2 的流程图，对从 B-mode 图像的取得到累积加法运算图像的显示为止的工序的详细进行说明。另外，图 4 是表示图像处理的流程的框图。

首先，在工序 1 构成 B-mode 图像 f_n 。 f_n 为最初的图像 ($n=1$) 时，将 f_n 存储于图像保持部 11 (工序 2)，获取下一个 B-mode 图像 (图 4-41)。将 f_n ($n>1$) 发送到移动向量计测部的同时，读入存储于图像保持部 11 的前一帧的图像 f_{n-1} (工序 3)，设定用于计测移动向量的区域 (工序 4)。接着，利用 f_n 和 f_{n-1} ，在每个设定的计测区域计测在两图像之间产生的移动向量 (工序 5，图 4-42)。

接着，从加法运算图像保持部 14 读入到 (n-1) 帧为止的累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 后，根据在工序 5 计测的移动向量进行变形处理（工序 9，图 4-43）。对经过变形处理后的累积加法运算图像进行和固定的权重系数相乘的权重附加处理（工序 10）。经过变形处理和权重附加处理

的累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 由图像加法运算部 13 进行以 f_n 为基准加法运算处理。将构成的新的累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 存储于加法运算图像保持部 14 后（工序 7），在显示部 15 显示（工序 8）。

对于工序 4 的计测区域的设定方法，用图 3 进行说明。

在本发明中，在 B-mode 图像 (f_{n-1}) 25 设定多个计测区域 24，在各计测区域中，根据取得的 B-mode 图像 (f_n) 21 通过互相关运算和最小二乘法搜索取得了最佳匹配的区域。将在一个一个的计测区域内的活动看作是未伴有变形的刚体运动，通过在各计测区域将求得的各个移动向量组合，对包含变形的检查对象整体的活动进行计测。在 B-mode 图像 (f_{n-1}) 25 设定计测区域是为了将后面说明的使用了权重系数的加法运算处理中所使用的区域，置为固定。权重系数相对于加法运算图像较大地设定。另一方面，若在取得图像 (f_n) 设定计测区域，从加法运算图像提取的区域，包含加法运算区域和含有斑纹的非加法运算区域。因此，若对该区域进行加法运算处理，则根据权重系数突出了斑纹，成为假象。

计测所使用的信号成分，大致存在：检查对象的轮廓构造和组织间边界这样的低频成分；以及由分散在检查对象的微小散射体散射的超声波相互干涉形成的高频成分的斑纹。在本发明中，不区别两者，在图像整体设定计测区域来计算移动量。通过利用 B-mode 图像对在图像间产生的活动进行计测，作为高频成分的斑纹不仅提高移动向量的计测精度，还能够实现没有特征性的构造的组织的实质部位的活动的计测。计测区域的大小需要比 B-mode 图像的最小构成要素即斑纹要大，设定为斑纹的约 2 倍到 3 倍的大小。在肝脏和肾脏的腹部组织中设定约 $5 \times 5 \text{mm}^2$ 的计测区域。

关于计测区域的设定，也考虑在每个组织的部分设定不同大小的计测

区域的方法。为了提高移动向量的计测分辨率，需要缩小计测区域，这种情况区域数量必然地会变多，计测所需要的处理时间变长。因此，区别于其他区域，包含组织轮廓这样的特征性的构造的计测区域，对应于该区域内的空间频率，而较大地设定。例如，在图3中，对于在包含肝脏组织22以及肝脏内的血管构造23的图像25中设定计测区域的情况，包含血管构造的计测区域26的大小，被设定为比未包含特征性的构造物的周围的计测区域24大。另外，在包含组织的边界的计测区域和变形较大的计测区域中，比起周边的区域相关值较低，组织的移动向量的计测变得较困难。因此，在相关值较低的计测区域中，考虑使计测区域不超过斑纹的2倍的程度地较小地再设定的方法。

接着，关于工序5和工序6的从移动向量的计测到图像加法运算处理的具体方法，用图5和图6进行说明。移动向量的计测利用取得的图像 f_n 和前一帧的图像 f_{n-1} 来进行。用图5所述的流程图说明与移动向量的计测相关的处理的流程。首先，用所述的方法在图像 f_{n-1} 设定用于计测移动向量的计测区域（工序1）。以实际覆盖图像整体的形式来设定多个计测区域，在这里着眼于其中的一个计测区域51，将其大小设定为 (i, j) 。接着，在 f_n 上设定搜索区域 $f_n'52$ ，所述搜索区域 $f_n'52$ 用于搜索和计测区域 $f_{n-1}'51$ 最匹配的区域（工序2）。考虑检查对象的活动速度和帧频，尽可能小地设定搜索区域 $f_n'52$ 的大小。以帧频20—30 (frames/sec)，在受到呼吸的影响的肝脏的情况下，以计测区域 $f_{n-1}'51$ 为中心，能够在周围10个像素的范围 $(i+20, j+20)$ 的设定下，实现移动向量的计测。接着，对于计测区域 $f_{n-1}'51$ 和搜索区域 $f_n'52$ 应用低通滤波器（工序3），以1个像素的间隔来进行间除像素的抽选（decimation: デシメーション）处理（工序4）。低通滤波器处理是用于抑制由之后连续的抽选处理造成的像素间的混淆（エイリアシング）的处理，通过抽选处理，能够将区域搜索所需要的时间缩短4倍。对于抽选处理的具体方法，用图6进行说明。在抽选处理后的搜索区域 $f'55$ 内，同样每个像素地扫描经过抽选处理的计测区域 $f_{n-1}'54$ ，搜索在下面的（式1）或（式2）定义的相关值 c 为最小值的位置，计测移动向量 $V57$ （工序5）。

$$C = \sum_{k=1}^{20} \sum_{l=1}^{20} \left[\{f'_n(k,l) - f'_{n-1}(k,l)\}^2 \right] \quad (\text{式 1})$$

$$C = \sum_{k=1}^{20} \sum_{l=1}^{20} \left[|f'_n(k,l) - f'_{n-1}(k,l)| \right] \quad (\text{式 2})$$

另外，（式 2）的 $| \quad |$ 表示绝对值。在使用抽选处理后的图像的移动向量的计测中，伴有 ± 1 个像素的误差。为了消除该误差，根据图像 f_n 和 f_{n-1} ，对从最初的位置使计测区域 51 移动移动向量 $V57$ 后的计测区域 56 和具有该位置的周围 1—2 个像素区域的搜索区域 55，分别进行再设定（工序 6）。利用经过再设定的计测区域 56 和搜索区域 55，通过和工序 5 相同的方法再计测移动向量 $V2$ （工序 7）。通过以上的处理，结果在加法运算处理时应该校正的移动向量，利用移动向量 $V57$ ，成为 $((2 \times V) + V2)$ 。

加法运算处理，是对于取得图像，使利用由到其前一帧为止的图像构成的累积加法运算图像进行变形并进行加法运算的处理。由于在加法运算处理时，成为基准的是取得图像，所以累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 和图像 f_{n-1} 的组织的位置关系成为相同。移动向量的计测结束后，到 $(n-1)$ 帧

为止的累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 从加法运算图像保持部 14 读入到权重附加部 16 并附加权重系数后，输入到图像加法运算部 13，进行利用了移动向量计测部计测的移动向量 $((2 \times V) + V2)$ 的变形处理。对于进行

了变形处理后的累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^{n-1} f_i$ 的权重附加，设为利用 (α, β) 的权重系数的（式 3）所表示的形式，构成新的累积加法运算图像。

$$\sum_{i=1}^n f_i = \alpha \sum_{i=1}^{n-1} f_i + \beta f_n \quad (\alpha + \beta = 1) \quad (\text{式 3})$$

若将（式 3）展开而表示构成累积加法运算图像的各帧的系数，则成为（式 4）。

$$\sum_{l=1}^n f_l = \alpha^{n-1} f_1 + \alpha^{n-2} \beta f_2 + \Lambda + \alpha \beta f_{n-1} + \beta f_n \quad (\text{式 4})$$

按照（式 4）求得各帧的权重系数成为在判断加法运算效果方面重要的参数。在图 7 表示 $(\alpha, \beta) = (0.95, 0.05)$ 、 $(0.90, 0.1)$ 、 $(0.85, 1.5)$ 、 $(0.8, 0.2)$ ， $n=80$ 时的各帧的权重系数。在 α 较大的情况下，（例如 $\alpha=0.80$ ），由于权重系数从 70—80 急速地变大，所以轮廓突出和斑纹除去的加法运算效果较低。但是，关于 70 帧以前的帧，由于权重系数非常低，所以在过去产生的计测误差的残存变少。另一方面，在 α 值较小的情况下（例如 $\alpha=0.95$ ），与 α 值较大的情况相比，曲线（グラフ）在水平接近，各帧的权重系数变得相同。由于较多的帧给累积加法运算图像带来影响，所以虽然加法运算效果较大，但是，在过去的 1 帧产生的计测误差在后面的累积加法运算图像中残存。最合适的轮廓突出和斑纹除去的程度根据操作人员和检查对象而不同。因此， (α, β) 将初期值设为 $(\alpha, \beta) = (0.85, 0.15)$ ，操作人员可以自由地变更。操作人员可以自由地变更地该初期值。操作中的 α 值的变更的方法如图 8 所示，考虑使附属于探头 81 的标度盘 82 或设置于诊断机 83 的标度盘 84 旋转的方法。这时，在诊断机的图像上，显示当时的 α 值。另外上述权重系数以将累积加法运算图像和取得图像的双方与权重系数相乘来调节加法运算效果为目的，并不限于（式 3）所示的形式，包括将权重系数的数或乘数作为系数使用的各种系数的形式。

控制相对于累积加法运算图像的权重，控制误差的残存的方法可以考虑多种。第 1 方法是操作人员手动调整标度盘的方法。在为了搜索关心区域而较大地移动探头时，将 α 值较低地设定来显示与通常的 B-mode 图像接近的图像，在细查关心区域时使 α 值变大。另外，在希望消除误差的残存时，也可以通过暂时地降低 α 值来减少由计测误差引起的伪迹（アーチファクト）。第 2 方法是根据计测的移动向量的大小自动控制 α 值的方法。在（式 1）、（式 2）的 c 比预先设定的阈值大的情况下，自动降低 α 来减少误差的残存。也就是使第 1 方法自动化的方法。第 3 方法是在诊断机或探头设置用于从存储器消去加法运算图像而再次从第 1 帧进行加法运

算处理的刷新按键（消去按键）的方法。由此，操作人员可以任意地使误差的残存成为 0。若按下刷新按键，则在加法运算处理时输入 $\alpha=0$ 。虽然刷新按键也可以和如图 8 所示的用于变更 α 值的标度盘另体设置，但若考虑到装置的复杂化和便利性，如图 9 所示，为了变更 α 值，通过将探头 81 或诊断机 83 所具有的标度盘 91 或标度盘 92 塞入来刷新图像的显示操作最容易。若通过刷新按键从第 1 帧开始进行加法运算处理，则斑纹迅速地变得明显，也考虑由操作人员观察较困难。因此，操作人员可以自由地设定基于刷新按键的 α 值。

图像的显示形式除了整体地表示加法运算图像的形式外，如图 10 所示，也可以是将 B-mode 图像 101 和加法运算图像 102 一起显示的双重显示。另外，在上述实施例的说明中，使用 B-mode 图像作为超声波图像，但并未特定实施例 1 所记的超声波诊断装置所使用的图像，也可以使用选择性地图像化高频成分的 THI (Tissue Harmonic Image) 图像或图像化血流的 CFM (Color Flow Mapping) 图像。

实施例 2

对本发明的第 2 实施例进行说明。第 2 实施例是在进行第 1 实施例所示的活动计测和加法运算处理时，在其他的存储器构成由一定的张数构成的加法运算图像，在操作人员使用刷新功能时，根据固定张数的加法运算状态，能够实现累积加法运算图像的形式。

用图 11 所示的框图说明装置构成。B-mode 图像的构成、移动向量的计测、和图像的加法运算处理的到加法运算图像的构成为止的处理和实施例 1 相同。在第 2 实施例中，除了图 1 所示的第 1 实施例的装置构成外，还具有刷新用图像保持部 17、移动向量保持部 18、图像减法运算部 19 和刷新用加法图像保持部 20。

虽然构成刷新用加法运算图像的帧数取决于能够搭载的存储器数，在这里以 5 枚为例进行说明。

和实施例 1 相同，在图像保持部 11，将比所取得的最新图像靠前 1 帧的图像作为移动向量计测用而保持，在实施例 2 中，进一步在刷新用图像保持部 17 存储从 2 帧前到 5 帧前的共计 4 张图像。

开始图像的取得，进入移动向量的计测和加法运算处理，由图像加法

运算部 13 构成 5 帧的累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^5 f_i$ 后, 直接通过图像减法运算部 19, 存储于刷新用加法运算图像保持部 20。另外, 将在移动向量计测部 10 计测的各图像的移动向量计测结果存储于移动向量保持部 18。另外, 在该阶段, 将存储于 B-mode 图像存储器的图像数据 f_5 存储于图像保持部 11, 将 f_4 、 f_3 、 f_2 、 f_1 存储于刷新用图像保持部 17。

接着, 经过移动向量计测部 10, 重新在图像加法运算部 13 取得图像 f_6 , 构成累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ 后, 将所述累积加法运算图像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ 存储于加法运算图像保持部 14 的同时, 输入到图像减法运算部 19。这时, 由图像保持部 11 在刷新用图像保持部 17 输入图像 f_5 的同时, 将图像 f_1 输出到图像减法运算部 19。在图像减法运算部 19 中, 进行从加法运算图

像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ 减去图像 f_1 的减法运算。进行减法运算的图像 f_1 并非其本身, 而是从对图像 f_1 进行加法运算到对图像 f_6 进行加法运算为止, 包含对图像 f_1 进行了变形处理的图像 f_1 的信息。由于存储于移动向量保持部 18 的是在图像间产生的位置偏离信息, 所以若将这些进行加法运算, 就会成为对于特定的图像进行的变形的履历。因此, 对全部在移动向量计测部 10 对于图像 f_2 到图像 f_6 计测的移动向量进行加法运算, 根据该加法运算结果变

形图像 f_1 后, 构成在加法运算图像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ 中包含的图像 f_1 的状态。从累

积加法运算图像 $\sum_{i=1}^6 f_i$ 减去变形图像 f_1 后, 构成由 2 帧到 6 帧共计 5 张

构成的刷新用的加法运算图像 $\sum_{i=2}^6 f_i$ 后。

将加法运算图像 $\sum_{i=2}^6 f_i$ 存储于刷新用加法运算图像保持部 20。由于在下面的过程进行减法处理的是图像 f_2 , 所以将在图像 f_1 和图像 f_2 之间求得的移动向量从移动向量保持部 18 消去。

通过以上的工序, 在刷新用加法运算图像保持部 20, 总是从取得图像

保持 5 帧的加法运算图像。并且刷新功能启动后，作为保持于加法运算图像保持部 13 的累积加法运算图像的代替，将刷新用加法运算图像在显示部 15 显示，作为新的累积加法运算图像在加法运算图像保持部 14 保持。

实施例 3

对本发明的第 3 实施例进行说明。第 3 实施例将由取得的图像进行累积运算而构成的加法运算图像分割成多个单元，构成单元图像，通过对各单元图像附加权重系数，显示加法运算效果较高且误差的残存较低的加法运算图像。

在图 12 表示装置构成。设操作人员预先设定的加法运算张数为 30 张，并设构成单元的图像张数为 5 张，对下面的处理工序进行说明。

利用由超声波图像构成单元输入的图像 f_n 和其前一帧的图像 f_{n-1} 来计测移动向量的工序和实施例 1 和实施例 2 所记载的工序相同。但在实施例 3 中，在图像加法运算部 13 构成 5 张量的加法运算图像后，在单元图像保持部 203 作为单元图像存储。即例如在结束 26 帧的图像 f_{26} 的加法运算处理的时刻，在单元图像保持部 203 保持

$$\sum_{i=1}^5 f_i, \quad \sum_{i=6}^{10} f_i, \quad \sum_{i=11}^{15} f_i, \quad \sum_{i=16}^{20} f_i, \quad \sum_{i=21}^{25} f_i$$

共计 5 帧的单元图像（图 13）。

将图像 f_{26} 输入图像加法运算部 13 后，在图像变形部 204 取得存储于单元图像保持部 203 的 5 张单元图像，根据在移动向量计测部 10 计测的移动向量进行变形处理。将经过变形处理的图像输入权重附加部 16，和取得图像 f_{26} 一起与权重系数相乘，由图像加法运算部 14 进行在（式 5）表示的加法运算处理。加法运算处理将 5 张单元图像和取得的 f_{26} 的各个与规定的权重系数相乘后进行，例如设定权重系数为（0.02、0.03、0.1、0.27、0.325、0.35）的情况下，相对于加法运算图像的各单元图像的权重系数的分布成为图 14 的曲线图。

$$\sum_{i=1}^{26} f_i = \alpha \sum_{i=1}^5 f_i + \beta \sum_{i=6}^{10} f_i + \gamma \sum_{i=11}^{15} f_i + \delta \sum_{i=16}^{20} f_i + \varepsilon \sum_{i=21}^{25} f_i + \zeta f_{26} \quad (\alpha + \beta + \gamma + \delta + \varepsilon + \zeta = 1)$$

（式 5）

取得的 31 帧的图像 f_{31} 后，将新构成的单元图像 $\sum_{i=26}^{30} f_i$ 存储于单元图像

保持部 203，并且消去已有的单元图像 $\sum_{i=1}^5 f_i$

下面的加法运算处理从单元图像 $\sum_{i=6}^{10} f_i$ 开始进行。再次将加法运算处理所使用的各单元图像在由图像加法运算部 13 进行变形处理后的状态下存储于单元图像保持部 203。

如以上的说明，通过在各单元乘以权重系数，可以一直维持加法运算效果，自动地减少误差的残存。另外，根据移动向量的计测结果，例如降低相对于计测误差较大的单元的权重系数等，也能够自动地控制相对于特定的单元的权重系数。

在实施例的说明中，将加法运算张数设为 30 张，将构成单元图像的张数设为 5 张来进行说明，但如实施例 1 所述，根据检查对象的活动的大小来调整权重系数，可以自由的控制加法运算效果和误差的残存。另外，通过减少构成单元的图像张数，变得能够以帧单位来控制权重系数，不仅能够更加自由的控制加法运算效果，而且能够将误差较大的特定的帧从加法运算处理排除。

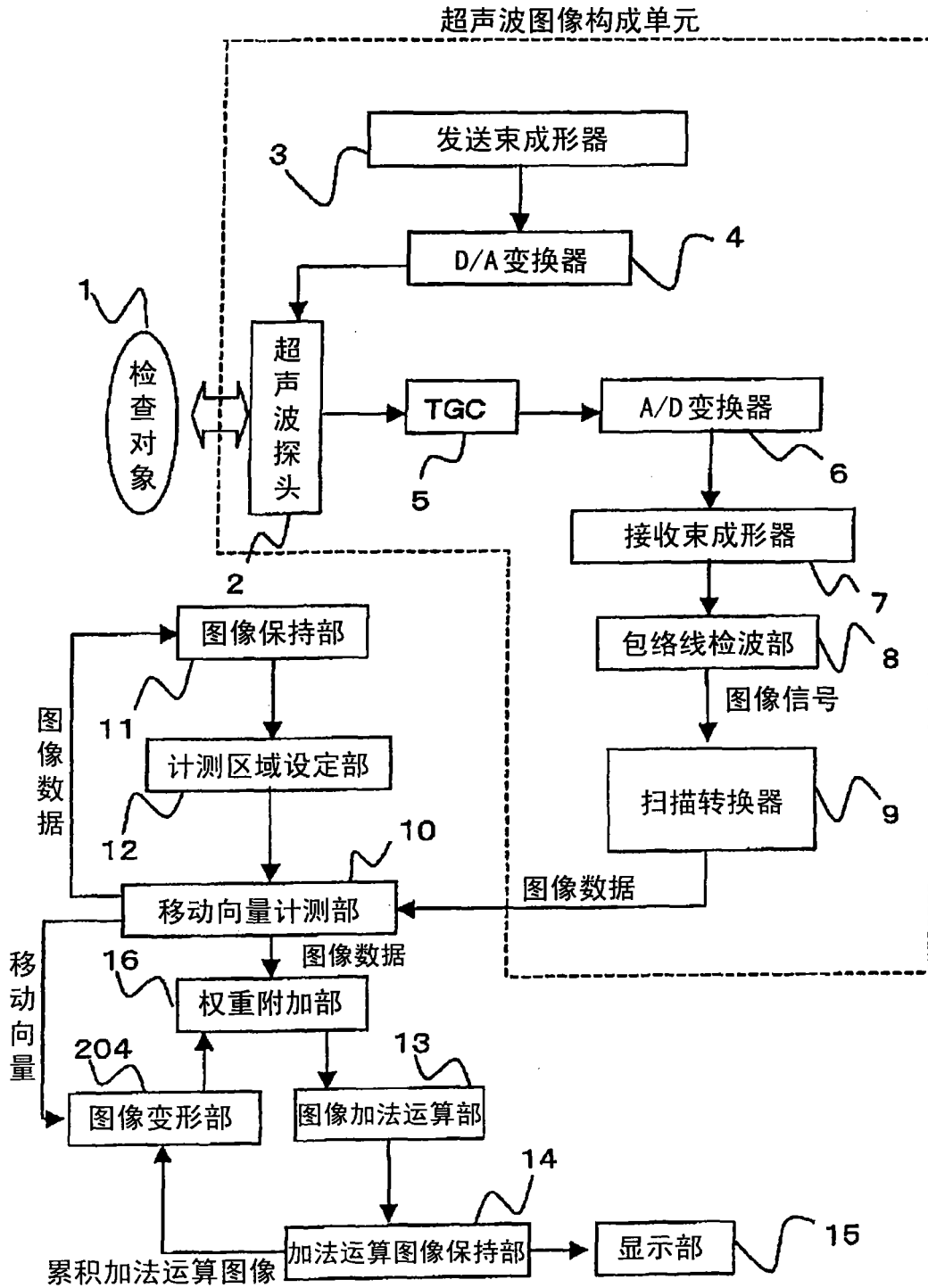


图 1

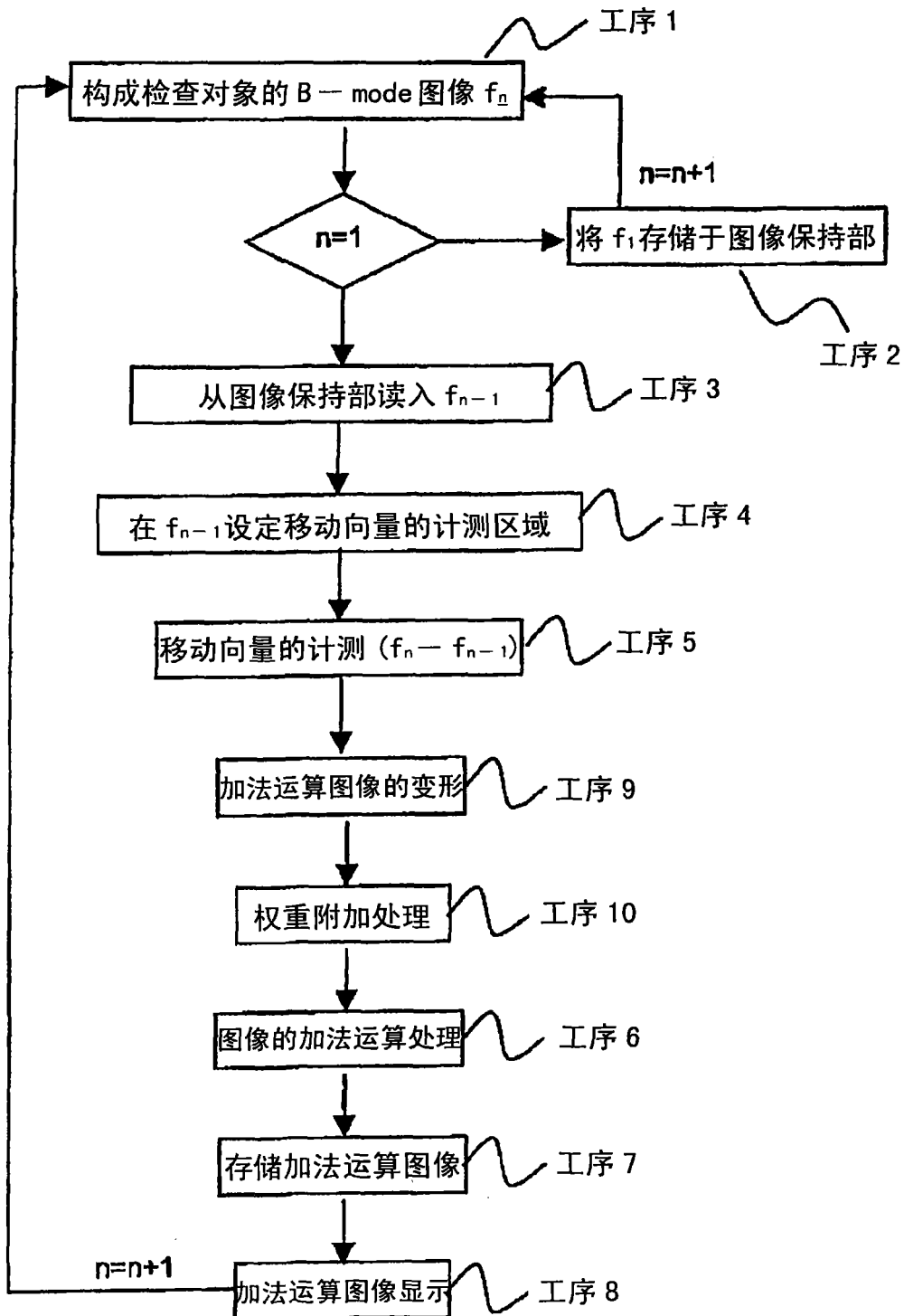


图 2

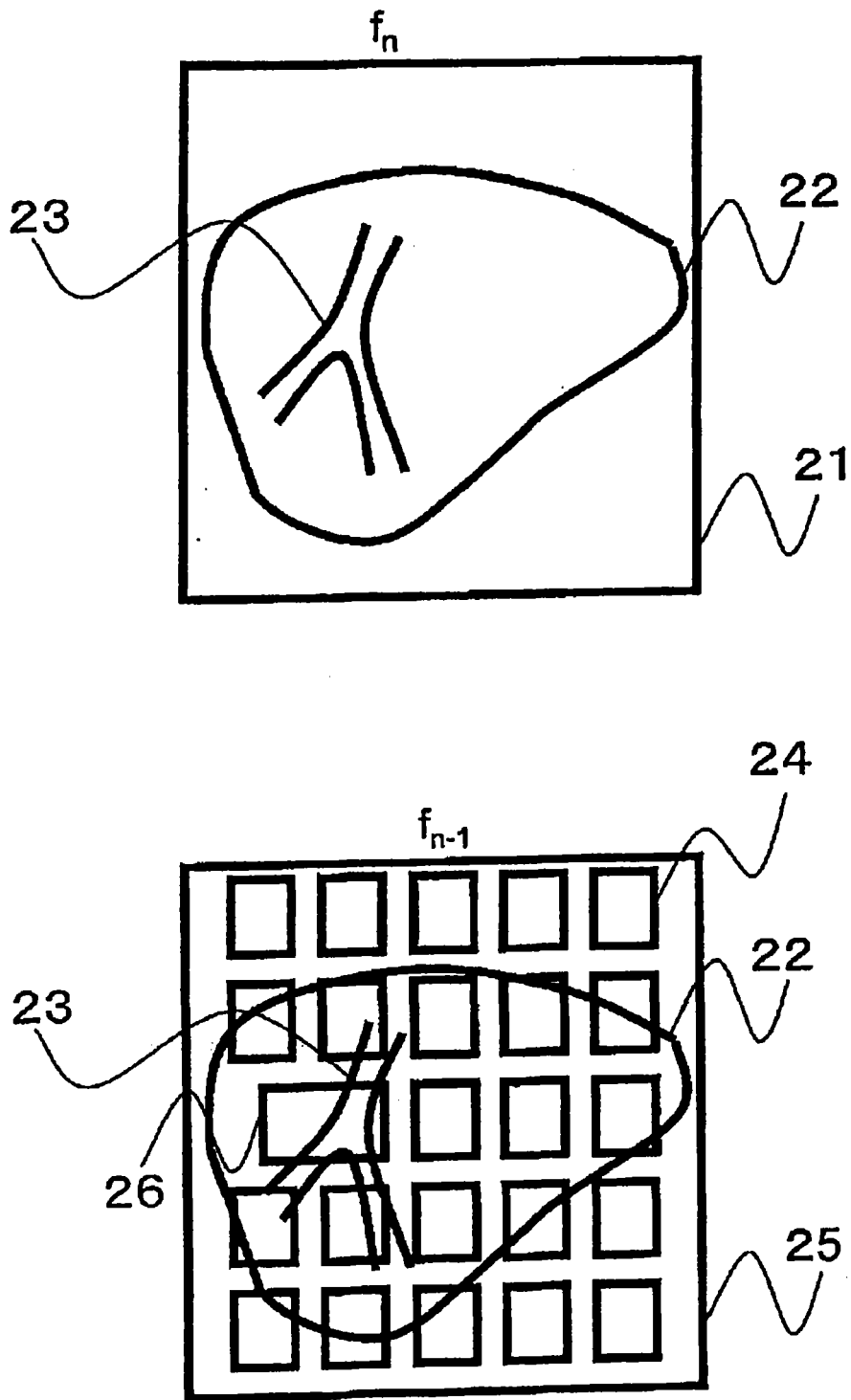
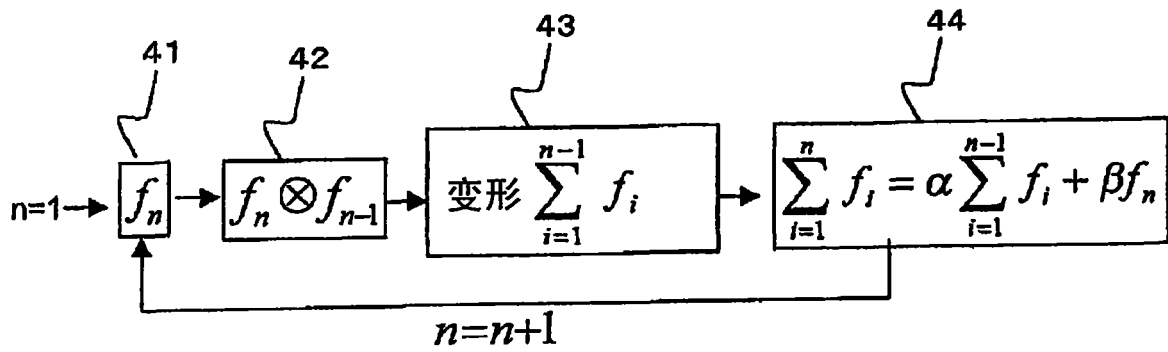


图 3



以较少的存储器且高速地显示加法运算图像的技术

• 特征

移动向量的计测在 2 枚的帧间进行。
以移动向量的计测结果为基础使加法运算图像变形。
权重系数的设定

• 效果

通过权重附加，自动地除去固定的帧以前的假象。

图 4

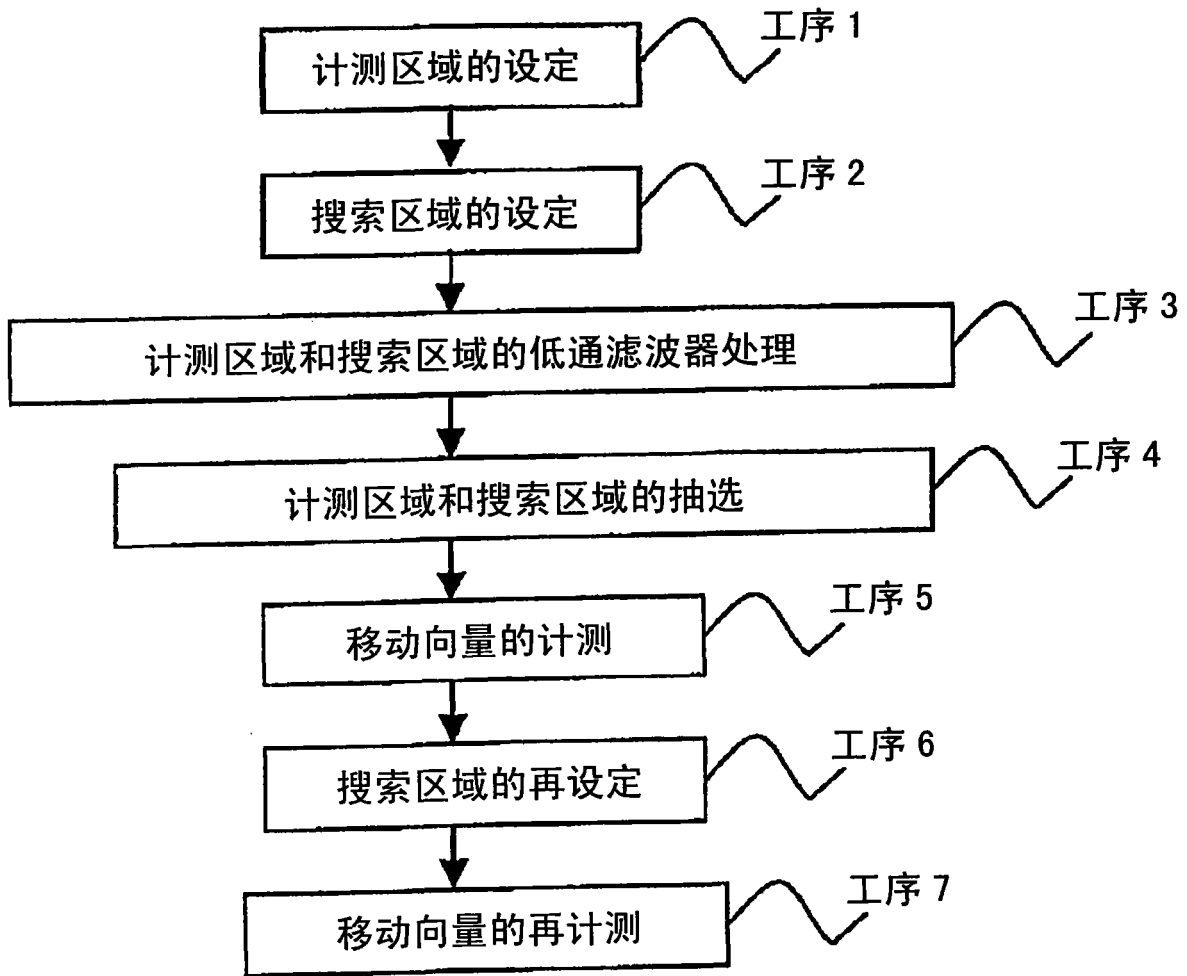


图 5

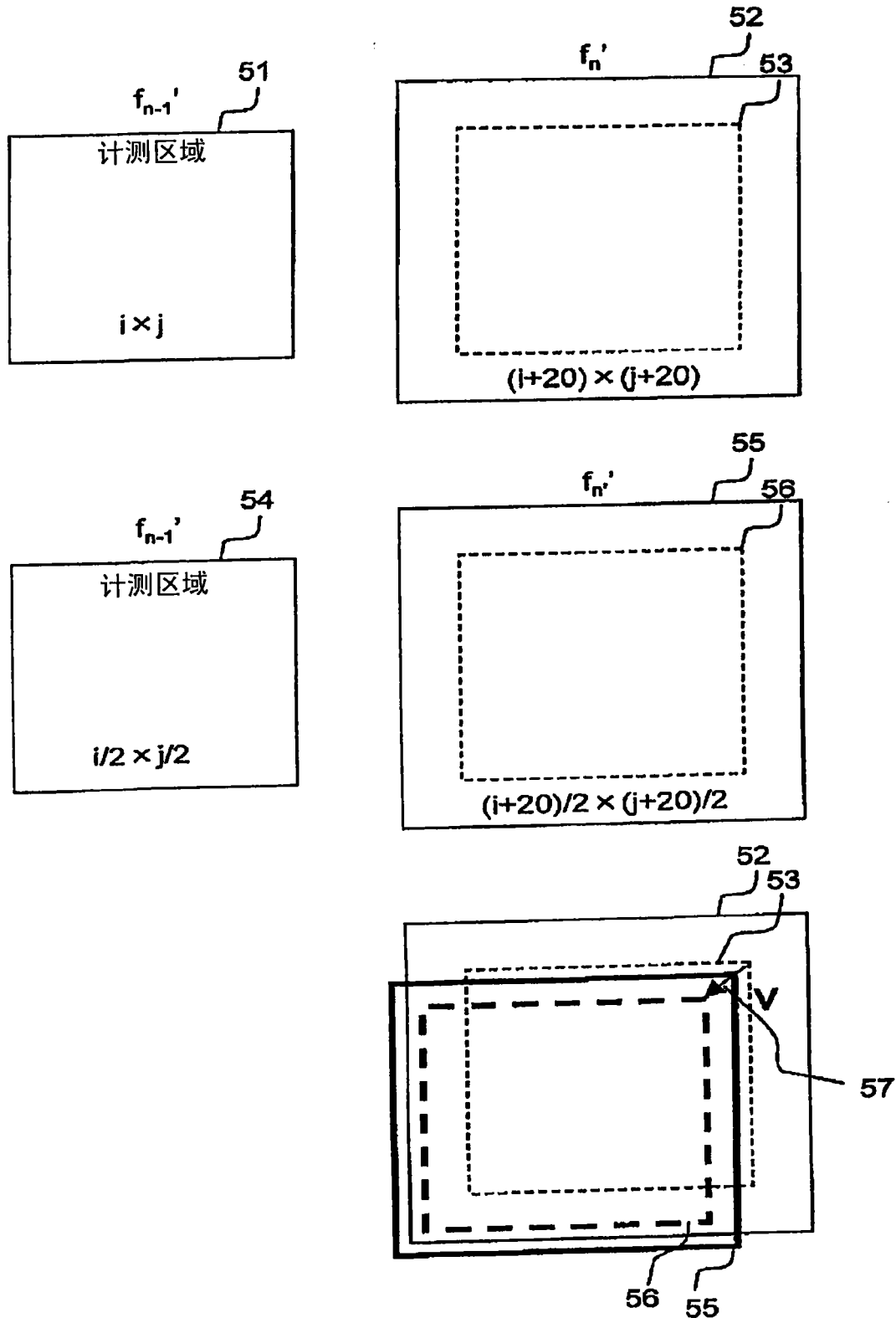


图 6

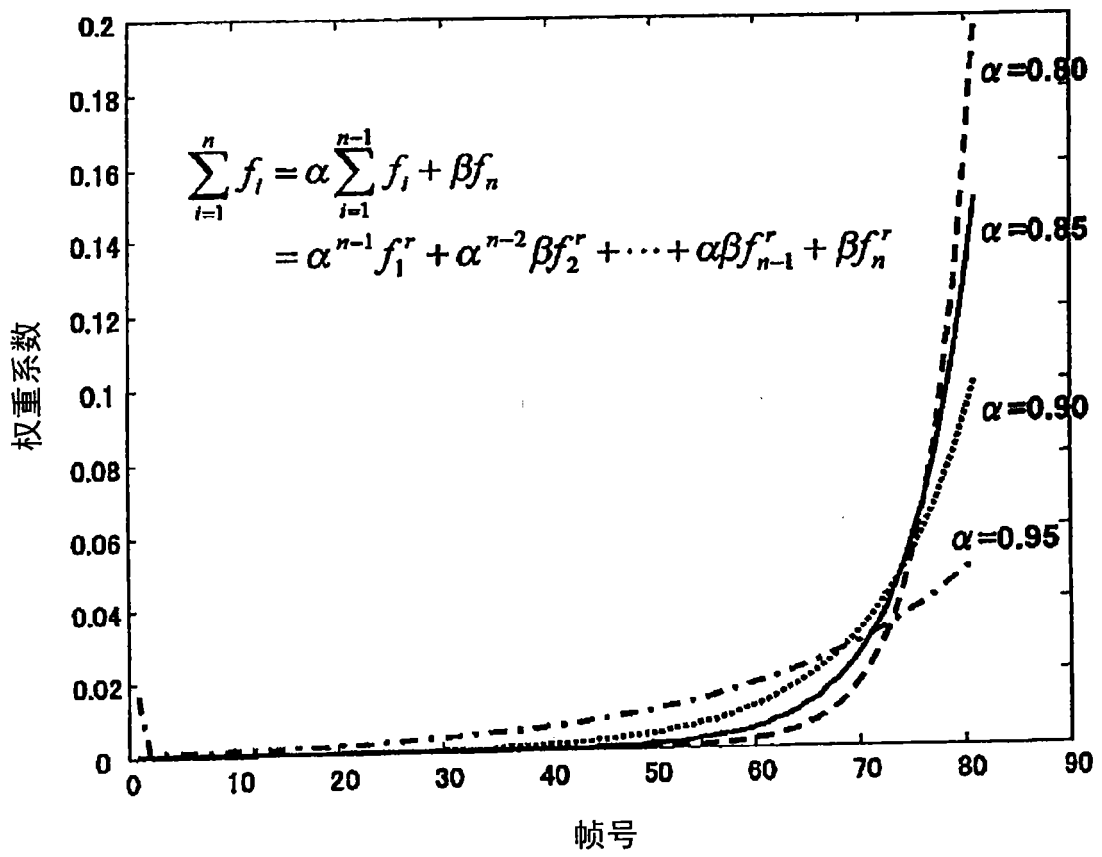


图 7

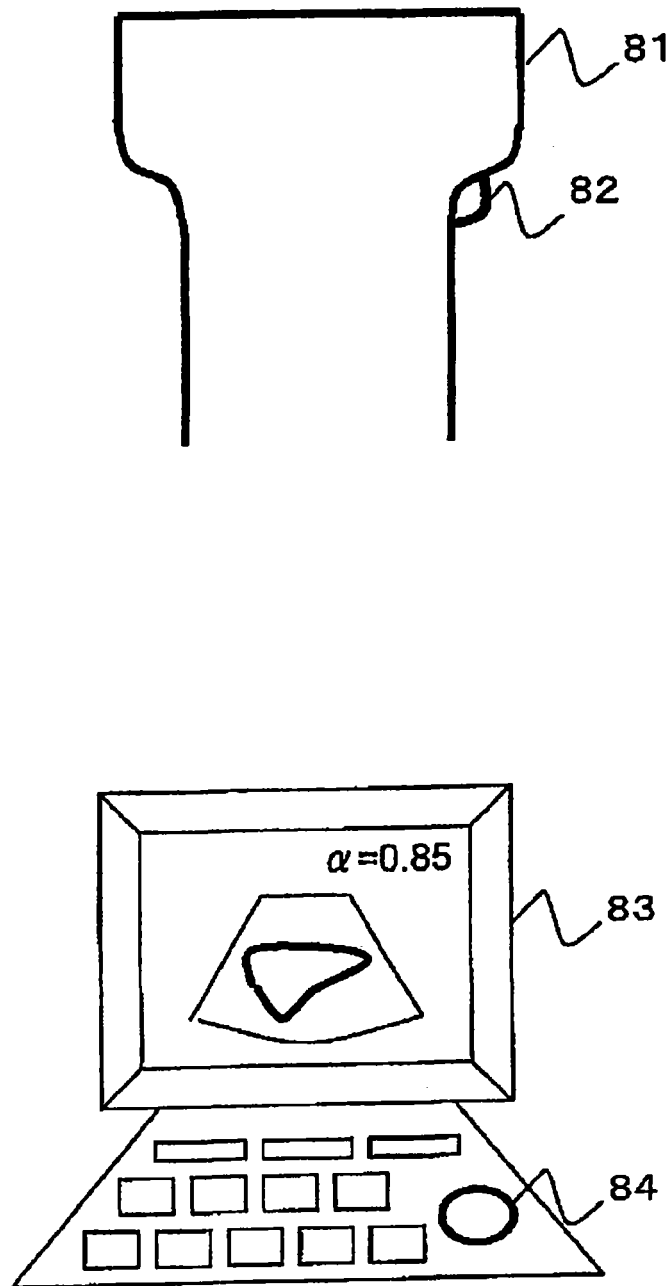


图 8

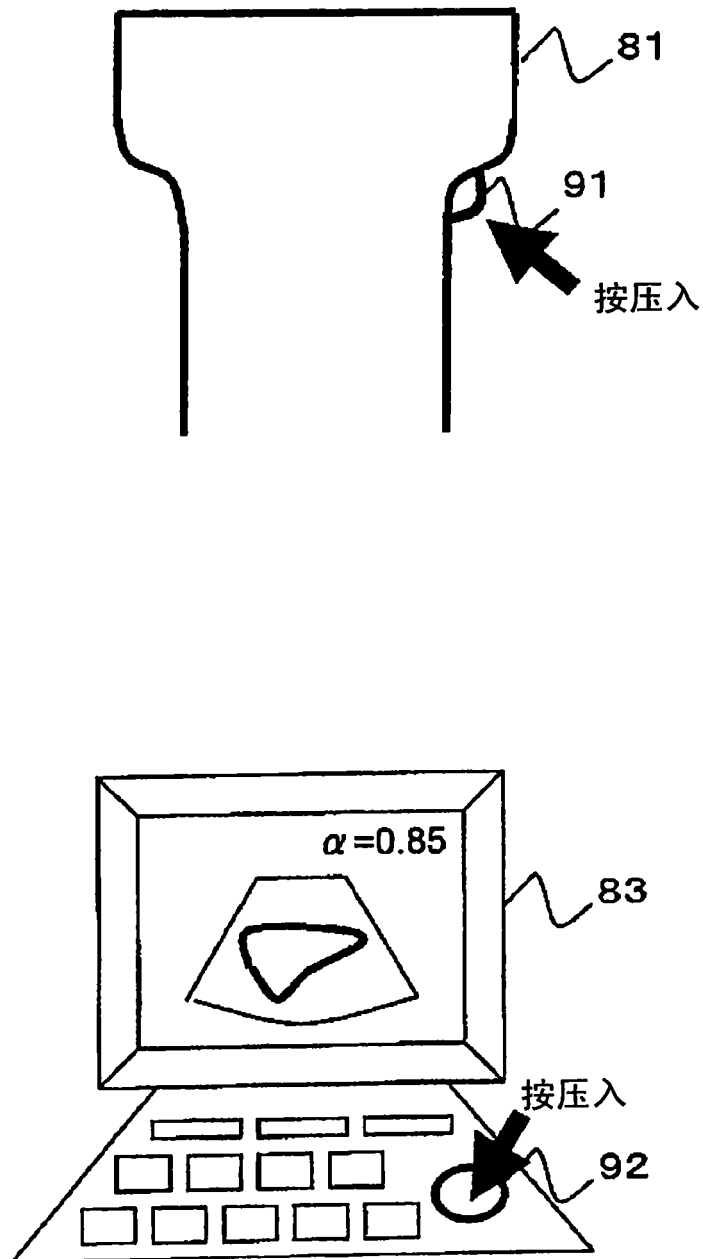


图 9

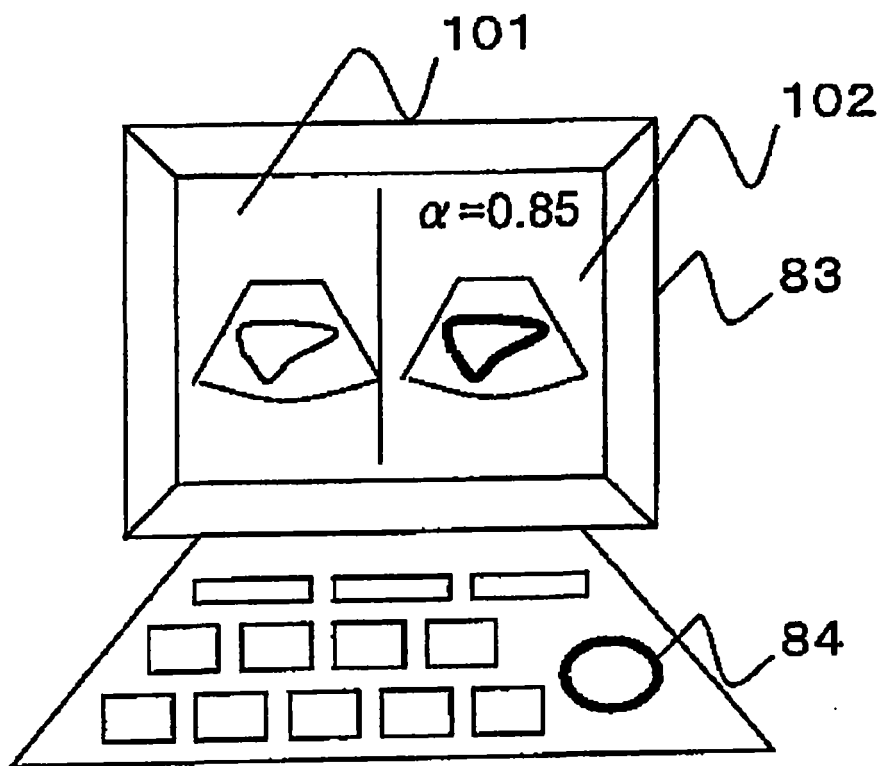


图 10

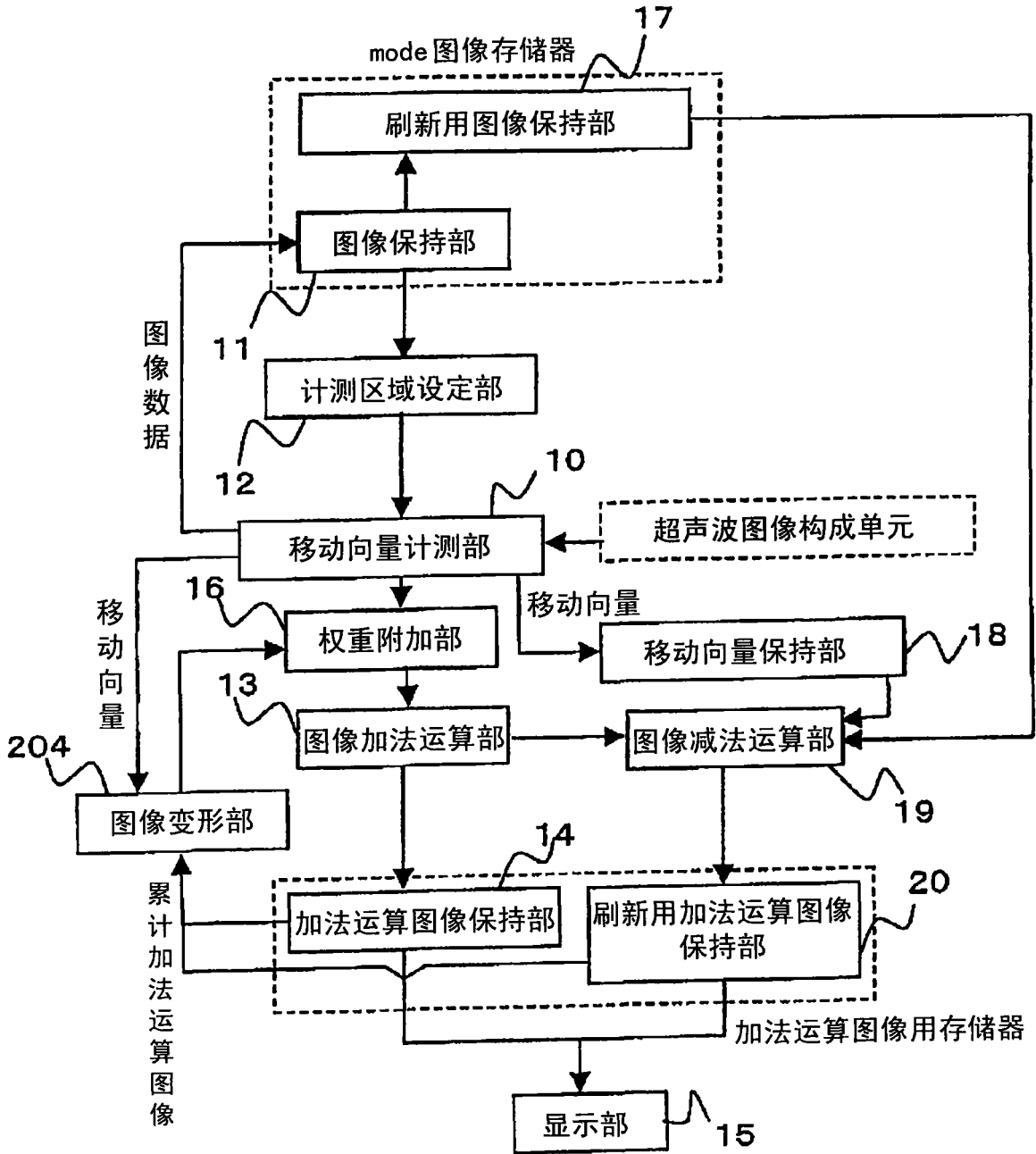


图 11

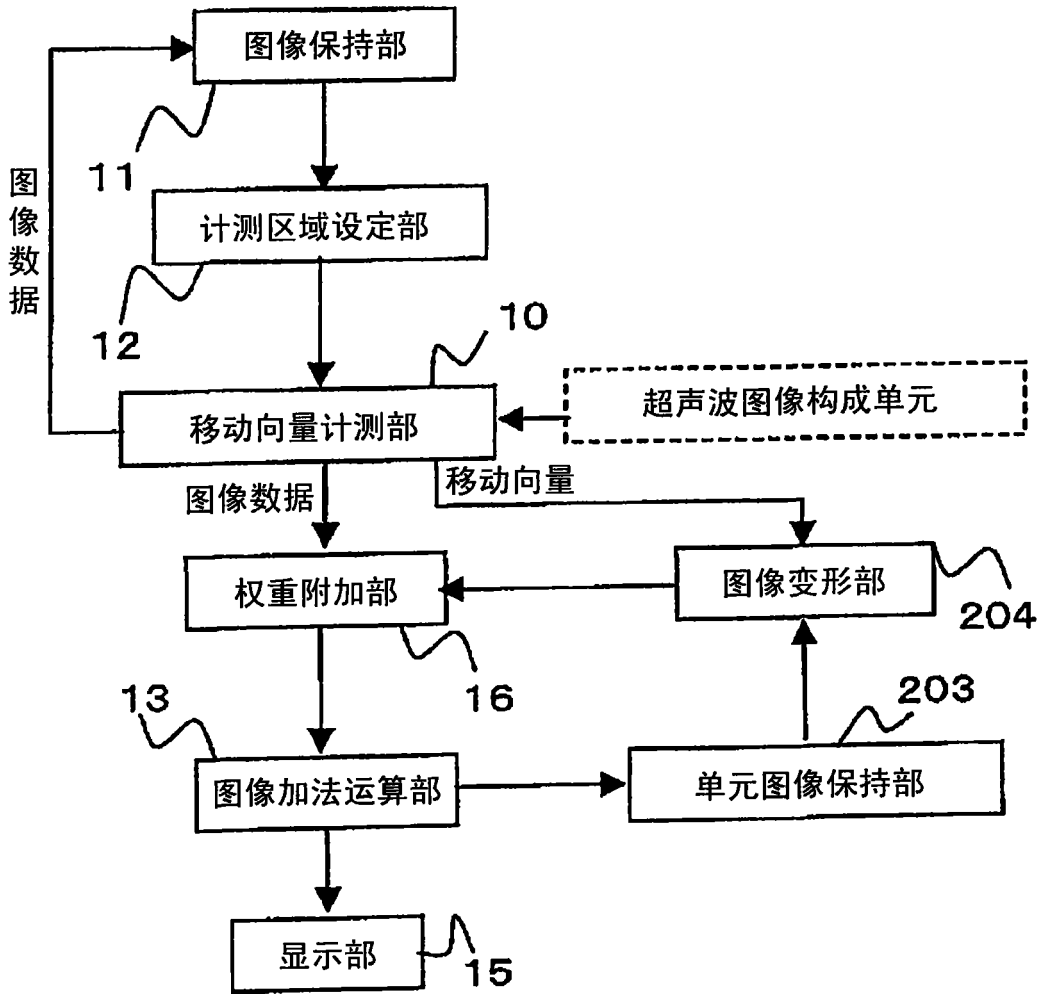


图 12

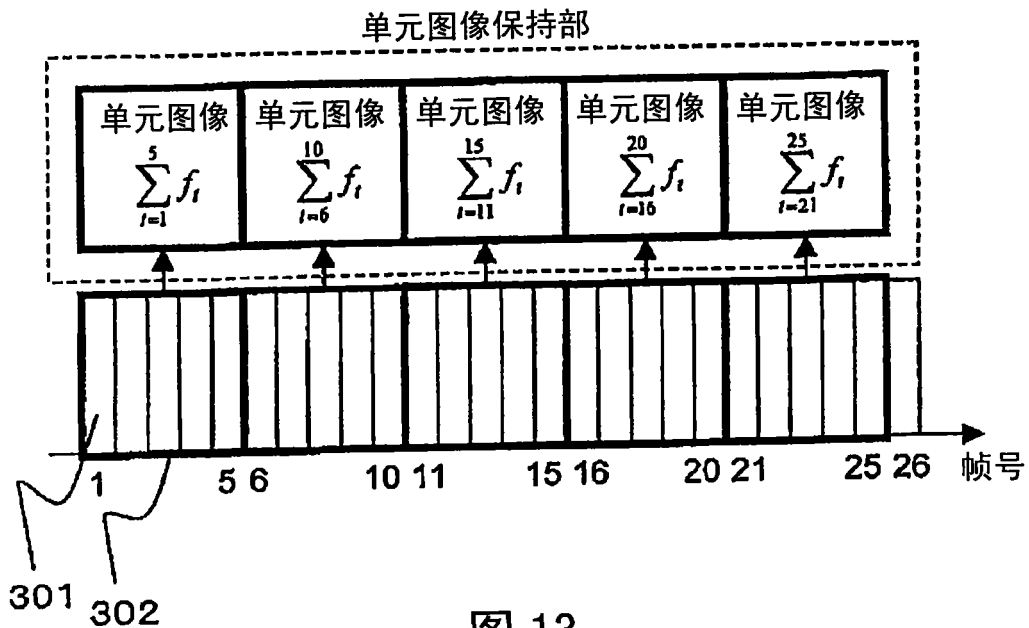


图 13

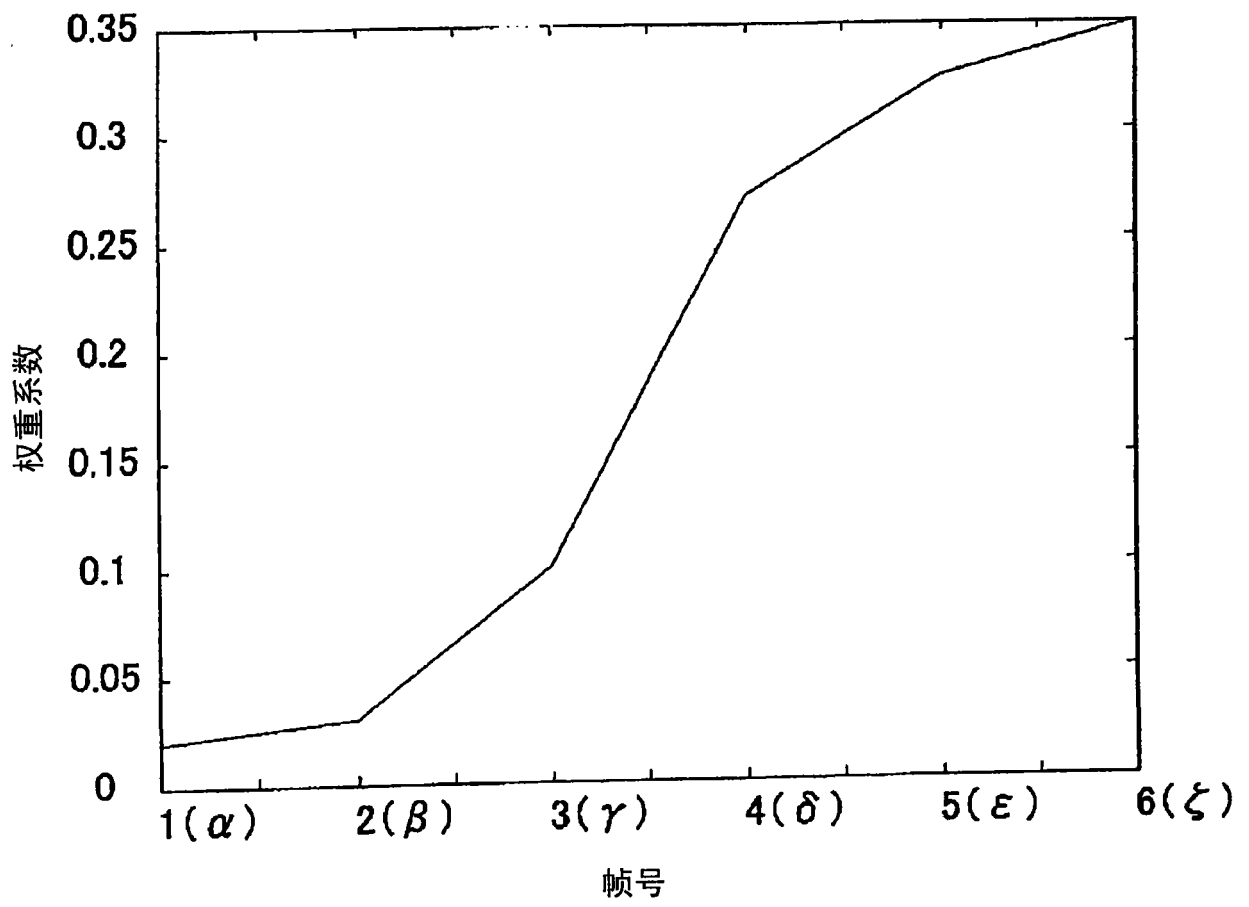


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101336093A	公开(公告)日	2008-12-31
申请号	CN200680051842.3	申请日	2006-12-25
[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)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	吉川秀树 东隆 林达也		
发明人	吉川秀树 东隆 林达也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/7475 A61B8/463 A61B8/5276 G01S7/52074 G01S7/52077 G01S7/52084		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2006044649 2006-02-22 JP		
其他公开文献	CN101336093B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其利用取得的超声波图像，计测在加法运算处理所使用的图像间产生的对象的移动向量，对累积加法运算图像进行基于计测结果的变形处理，并将取得图像和累积加法运算图像与权重系数相乘后，进行加法运算处理。从而显示突出检查对象的轮廓构造的高对比的超声波图像。

