

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480030535.8

[43] 公开日 2006 年 11 月 22 日

[11] 公开号 CN 1867295A

[22] 申请日 2004.10.15

[21] 申请号 200480030535.8

[30] 优先权

[32] 2003.10.17 [33] JP [31] 358059/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/015289 2004.10.15

[87] 国际公布 WO2005/037104 日 2005.4.28

[85] 进入国家阶段日期 2006.4.17

[71] 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 萩原尚

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 浦柏明 刘宗杰

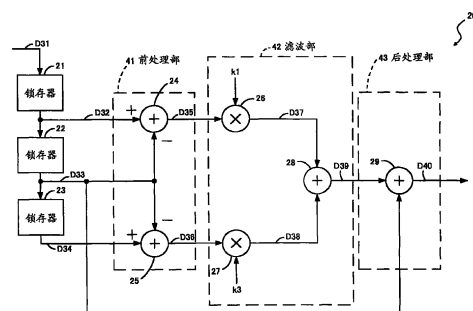
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 5 页

[54] 发明名称

超声波多普勒血流测定装置

[57] 摘要

提出了一种技术，仅通过普通的滤波单元及普通的加减法运算单元进行具有混叠的血流速度数据的滤波处理，实现平滑的血流速度的图像显示，根据该技术，利用超声波多普勒法进行与被检生物体中的血液的血流速度有关的图像显示时，在前处理部(差值算出部)(41)中，算出任意关注点的数据(D33)与该关注点在空间上前后的点的数据(D32、D34)的差值。并且，在滤波部(42)中，对这些差值进行了滤波处理后，在后处理部(加法处理部)(43)中，对滤波处理后的数据(D39)和任意关注点的数据(D33)进行加法运算。由此，可进行假定了比发生混叠现象的速度差小的速度差的滤波处理，从而可不受混叠影响，进行超声波的声线方向的血流速度值的滤波处理。



1. 一种超声波多普勒血流测定装置，具有血流速度滤波单元，该血流速度滤波单元进行用于从发送到被检生物体中的超声波脉冲的回波信号算出上述被检生物体内的血液的血流速度值的滤波处理，其特征在于，

上述血流速度滤波单元由以下单元构成：

差值算出单元，从提供给上述血流速度滤波单元的血流速度值减去任意关注点的关注点血流速度值，算出其差值；

滤波单元，对上述差值进行滤波处理；以及

加法处理单元，在由上述滤波单元得到的滤波处理结果上，加上上述关注点血流速度值。

2. 根据权利要求1所述的超声波多普勒血流测定装置，其特征在于，

以算出与上述任意关注点空间连续的点的连续点血流速度值和上述任意关注点血流速度值之间的差值的方式构成上述差值算出单元。

3. 根据权利要求1所述的超声波多普勒血流测定装置，其特征在于，

以算出上述任意关注点中的时间连续的血流速度值和上述任意关注点血流速度值之间的差值的方式构成上述差值算出单元。

超声波多普勒血流测定装置

技术领域

本发明涉及一种医用领域中利用超声波的多普勒现象测定生物体内的血流并对该测定结果进行图像显示的超声波多普勒血流测定装置，特别涉及彩色显示与发生混叠现象（aliasing）的血流速度数据有关的图像用的超声波多普勒血流测定装置。

背景技术

以往，已知有如下的超声波多普勒血流测定装置（彩色流量装置）：利用超声波的多普勒现象，测定生物体内的血流分布及血流速度，使血流速度对应于预定的颜色，与黑白二维断层图像重叠进行显示。

图5是表示现有技术的超声波多普勒血流测定装置的结构的一例的框图。超声波多普勒血流测定装置具有向生物体进行超声波的发送接收的探针2。通过该探针2，从发送部1向在生物体内流动的血液照射超声波脉冲，再由探针2接收被血液反射的超声波脉冲的回波。超声波脉冲的回波通过探针2变换成电信号并供给接收部3，再由接收部3进行数字化及波束成形后，由相位检波部4进行相位检波，成为包含血流引起的多普勒频移信息的多普勒频移信号。

将多普勒频移信号从相位检波部4提供给壁滤波器5，在壁滤波器5中，除去作为低频信号成分的不需要的来自体组织的信号，并且，根据壁滤波器5的处理后的信号，在速度运算部6算出包含血流速度数据、血流回波强度数据、血流速度分散数据等的血流信息。该血流信息，由滤波器7进行平滑处理，提供给数字扫描转换器（DSC: Digital Scan Converter）8，在DSC8中座标变换成与超声波扫描对应的形状。

另外，对于从包络检波部9到DSSC8，同样也提供与B模式图像（超声波断层图像）有关的信号，DSC8将所提供的图像数据座标变换成与超声波扫描对应的形状，并且，混合B模式信号和血流信

息，在监视器10上显示出二维血流图像。

包含在血流信息中的血流速度数据是具有基于奈奎斯特定理可发生混叠现象的数据。对于具有该混叠现象的血流速度数据的测量，例如在下述专利文献1中，作为滤波器7的滤波处理方法，提出如下的方法：进行混叠现象的判定校正后，进行任意次数的滤波处理的方法。

专利文献1：日本专利特开平4-161146号公报（图1、图2）

但是，专利文献1中提出的血流速度数据的滤波处理方法存在如下问题：混叠判定方法及混叠校正方法复杂，为实现该滤波处理方法，需要复杂的混叠校正结构。

发明内容

本发明鉴于上述问题，目的在于提供一种超声波多普勒血流测定装置，通过小规模简单的算法实现具有混叠的血流速度数据的滤波，进行空间或时间平滑变化的血流速度的图像显示。

为完成上述目的，本发明的超声波多普勒血流测定装置具有血流速度滤波单元，该血流速度滤波单元进行用于从发送到被检生物体中的超声波脉冲的回波信号算出上述被检生物体内的血液的血流速度值的滤波处理，

上述血流速度滤波单元由以下单元构成：

差值算出单元，从提供给上述血流速度滤波单元的血流速度值减去任意关注点的关注点血流速度值，算出其差值；

滤波单元，对该差值进行滤波处理；

加法处理单元，在由上述滤波单元得到的滤波处理结果上，加上上述关注点血流速度值。

根据该结构，仅通过普通的滤波单元及普通的加减法运算单元，可进行具有混叠的血流速度数据的滤波处理，从而实现平滑的血流速度的图像显示。

进而，对本发明的超声波多普勒血流测定装置来说，上述差值算出单元构成为算出与上述任意关注点空间连续的点的连续点血流速度值和上述任意关注点血流速度值之间的差值。

根据该结构，在进行被检生物体内流动的血液的血流速度的

图像显示时，可降低1图像帧内的空间随机噪声，从而可实现平滑的血流速度的图像显示。

进而，对本发明的超声波多普勒血流测定装置来说，上述差值算出单元构成为算出上述任意关注点中的时间连续的血流速度值和上述任意关注点血流速度值之间的差值。

根据该结构，在进行被检生物体内流动的血液的血流速度的图像显示时，可降低多个图像帧之间的时间性随机噪声，从而可实现平滑的血流速度的图像显示。

因为，本发明的超声波多普勒血流测定装置具有血流速度滤波单元，该血流速度滤波单元进行用于从发送到被检生物体中的超声波脉冲的回波信号算出上述被检生物体内的血液的血流速度值，上述血流速度滤波单元由以下单元构成：差值算出单元，从提供给上述血流速度滤波单元的血流速度值减去任意关注点的关注点血流速度值，算出其差值；滤波单元，对该差值进行滤波处理；加法处理单元，在由上述滤波器单元得到的滤波处理结果上加上上述关注点血流速度值，所以实行了如下技术效果：仅通过普通的滤波单元及普通的加减法运算单元可进行具有混叠的血流速度数据的滤波处理，从而实现平滑的血流速度的图像显示。

附图说明

图1是表示本发明的第1实施方式中的超声波多普勒血流测定装置的结构框图。

图2是表示本发明的第1实施方式中的超声波多普勒血流测定装置的空间滤波器的详细结构的框图。

图3是表示本发明的第2实施方式中的超声波多普勒血流测定装置的结构框图。

图4是表示本发明的第2实施方式中的超声波多普勒血流测定装置的框式滤波器的框图。

图5是表示现有技术的超声波多普勒血流测定装置的结构的一例的框图。

具体实施方式

下面参照附图详细说明本发明的第1及第2实施方式的多普勒血流测定装置。

(第1实施方式)

首先,说明本发明的第1实施方式。图1是表示本发明的第1实施方式的超声波多普勒血流测定装置的结构框图。图1所示的超声波多普勒血流测定装置具有:发送部1;探针2;接收部3;相位检波部4;壁滤波器5;速度运算部6;数字扫描转换器(DSC: Digital Scan Converter)8;包络检波部9;监视器10。图1所示的超声波多普勒血流测定装置具有与图5所示的超声波多普勒血流测定装置大致相同的结构,但取代滤波器7而设置了空间滤波器20。此外,在图1所示的超声波多普勒血流测定装置中,除了空间滤波器20以外的结构要素与图5所示的现有超声波多普勒血流测定装置的结构要素相同,因此引用相同的符号并省略其动作的说明。

图2是表示本发明的第1实施方式的超声波多普勒血流测定装置的空间滤波器的详细结构框图。图2所示的空间滤波器20具有:可保持数据的锁存器21、22、23;可进行2个数据加法运算或者减法运算的加法器24、25、28、29;可进行2个数据乘法运算的乘法器26、27。此外,加法器24、25构成前处理部(差值算出部)41,乘法器26、27以及加法器28构成了滤波部42,加法器29构成了后处理部(加法处理部)43。

以下,对图2所示的空间滤波器20内的各结构要素的连接方式以及数据流向进行说明。锁存器21、22、23配置成用于在超声波的声线方向上保持与空间连续的多个关注点有关的数据(血流速度值)。将与来自速度运算部6的血流信息有关的输入信号(血流速度值)D31供给锁存器21。该输入信号D31包含与任意关注点有关的数据,即,测定时连续供给与超声波的声线方向上空间连续的关注点有关的输入信号(连续点血流速度值)D31,将来自速度运算部6的输入信号D31连续供给锁存器21。当从速度运算部6提供输入信号D31时,锁存器21保持输入信号D31,并且,将所保持的数据(例如,与前一个关注点有关的数据)D32提供给锁存器22及加法器24。

在锁存器22也被提供从锁存器21供给的数据D32的情况下，保持该数据D32，同时，将所保持的数据D33提供给锁存器23及加法器24、25、29。进而，在锁存器23也被提供从锁存器22供给的数据D33的情况下，保持该数据D33，同时，将所保持的数据D34提供给加法器25。由此，从各锁存器21、22、23向前处理部41按相同的时序输出与空间上连续的关注点有关的数据D32、D33、D34。

另外，在锁存器21、22、23和加法器24、25之间，锁存器21的输出与加法器24的加法侧的输入连接，锁存器22的输出与加法器24、25的各减法侧的输入连接，锁存器23的输出与加法器25的加法侧的输入连接。由此，加法器24分别从加法侧接受数据D32、从减法侧接受数据D33，进行运算，将从数据D32减去数据D33后的结果作为数据D35输出到乘法器35。另外，加法器25分别从加法侧接受数据D34、从减法侧接受数据D33，进行运算，将从数据D34减去数据D33后的结果作为数据D36输出到乘法器37。

乘法器26、27分别对所提供的数据乘以所设定的滤波系数并进行输出。因此，乘法器26对从加法器24提供的数据D35乘以滤波系数 k_1 并输出数据D37，乘法器27对从加法器25提供的数据D36乘以滤波系数 k_3 并输出数据D38。加法器28从乘法器26、27接受数据D37、D38，对这些数据进行加法运算，将该加法运算结果作为数据D39输出到加法器29。并且，加法器29分别从锁存器22接受数据D33、从加法器28接受数据D39，并对这些数据进行加法运算，将该加法运算结果作为数据D40输出到DSC8。

本实施方式中的空间滤波器20是一维滤波器、次数为二阶滤波器（具有2个滤波系数的滤波器）。即，在本实施方式中，将关注点设为从锁存器22输出的数据（关注采样数据或者关注点血流速度值）D33，由加法器24、25构成的前处理部41，用与该关注点连续的前后连续点血流速度值（数据D32、D34）减去关注点的关注采样数据D33，生成以关注采样数据D33为基准（即零）的数据D35、36。

通过前处理部41、滤波器部42、后处理部43的组合，作为二

阶FIR (Finite duration Impulse-Response: 有限长脉冲响应) 滤波器而动作。

用公式说明本实施方式的滤波器动作。

用图2的各数据表示输出数据D40时, 成为

[公式1]

$$D40 = D39 + D33$$

$$D40 = D37 + D38 + D33$$

$$D40 = k1 * D35 + k3 * D36 + D33$$

$$D40 = k1 * (D32 - D33) + k3 * (D34 - D33) + D33$$

$$D40 = k1 * D32 + (1 - k1 - k3) * D33 + k3 * D34$$

· · · 公式1

由式1, 图2可以看作是具有以下传递函数 $H(z)$ 的二阶FIR滤波器。

[公式2]

$$H(z) = k1 + (1 - k1 - k3) z^{-1} + k3 z^{-2}$$

· · · 公式2

在此, z^{-n} 是表示 n 级的延迟要素的运算符。

该FIR滤波器由于除去具有高频成分的随机噪声, 因此具有低通滤波器的特性。所以, 作为二阶FIR滤波器, 最好是全部系数为正数。

最好设定为

[公式3]

$$0 < k1 \text{ 且 } 0 < k3 \text{ 且 } k1 + k3 < 1$$

· · · 公式3

另外, 加法器24、25例如进行固定小数点运算, 输出的数据格式与输入数据的数据格式相同, 加法运算结果的进位位舍去(忽略)。例如, 当输入为8位2的补码格式的情况下, 输出也为8位2的补码格式。由此, 数据间的速度差是比引起混叠的速度差小速度差的条件下的、作为数据D32和关注采样数据D33的差值, 算出数据D35。同样, 数据间的速度差是比引起混叠的速度差小速度差的条件下的、作为数据D34和关注采样数据D33的差值, 算出数据D36。

通过上述处理, 对于供给二阶FIR滤波器的连续点血流速度

值（3个数据D32、D33、D34），将其中的1个数据作为关注采样数据（例如数据D33），可进行假定与关注点采样数据有关的血流速度值和与除此之外的数据有关的血流速度值的速度差是比引起混叠的速度差小的速度差的滤波运算。因此，在同一时间（同一图像内）内，对相对任意中心像素的差值进行滤波处理后，可再次对与任意中心像素有关的数据进行加法运算，取得与所希望的血流速度值有关的数据，从而可降低空间随机噪声。此外，上述第1实施方式是实现一维的二阶滤波器的例子，但也可以同样地进行向一维及二维的高次滤波器的扩展。

如以上说明，根据本发明的第1实施方式的超声波多普勒血流测定装置，设置了空间滤波器20，该空间滤波器20具有：前处理部41，对于所提供的全部数据进行以关注采样数据D33为基准的减法运算；滤波部42，进行滤波处理；后处理部43，在根据滤波部42的滤波处理后的输出数据D39上加上关注采样数据D33，由此，可以不受混叠影响，在进行超声波的声线方向上空间连续的血流速度数据（连续点血流速度值）的滤波处理，可提供空间地平滑的血流速度图像。

（第2实施方式）

其次，说明本发明的第2实施方式。图3是表示本发明的第2实施方式的超声波多普勒血流测定装置的结构框图。该图3所示的本发明第2实施方式的超声波多普勒血流测定装置，不同之处在于：取代本发明的第1实施方式的超声波多普勒血流测定装置具有的空间滤波器20，设置框式滤波器50。此外，图3所示的超声波血流测定装置中，除框式滤波器50以外的结构要素外，与图1、图5所示的现有超声波多普勒血流测定装置的结构要素相同，因此引用相同符号并省略其动作说明。

图4是表示本发明的第2实施方式的超声波多普勒血流测定装置的框式滤波器的详细结构的框图。图4所示的框式滤波器50与图2所示的空间滤波器20相比，不同之处在于：取代锁存器22、23，设置帧存储器52、53。此外，图4所示的框式滤波器50，除框式滤波器52、53以外的结构要素，与图2所示的空间滤波器20的结构要素相同，引用相同的符号并省略其动作说明。

说明图4所示的框式滤波器50内的各结构要素的连接方式及数据的流向。将与来自速度运算部6的血流信息有关的输入信号D61供给锁存器21。该输入信号D61包含与任意关注点有关的数据，即，测定时，连续供给与超声波的声线方向上空间连续的关注点有关的输入信号（血流速度值）D61，将来自速度运算部6的输入信号D61连续供给锁存器21。当从速度运算部6提供输入信号D61时，锁存器21保持输入信号D61，并且，将所保持的数据（例如，与前一个关注点有关的数据）D62提供给框式滤波器52及加法器24。

将与来自速度运算部6的血流信息有关的输入信号D61供给锁存器21后，进而作为数据D62供给帧存储器52。帧存储器52保持从锁存器21供给的该数据D62，并且，输出相同部位的前1帧的数据D63。另外，帧存储器53也同样地保持从帧存储器52输出的数据D63，并且，输出相同部位的前1帧的数据D64（从数据D62开始为前2帧）。由此，分别从锁存器21、框式滤波器52、53向前处理部41按相同的时序输出时间连续的帧中相同部位的数据D62、D63、D64（即，任意关注点的时间连续的血流速度值）。此时，数据63作为关注采样数据（关注点血流速度）而被利用，在前处理部41、滤波部42、后处理部43中进行与上述第1实施方式相同的处理。

通过上述处理，对于供给二阶FIR滤波器的3个数据D62、D63、D64，将其中的1个数据作为关注采样数据（例如数据D63），可进行假定与关注采样数据有关的血流速度值和与除此之外的数据有关的血流速度值的速度差是比引起混叠的速度差小的速度差的滤波运算。因此，在相同部位，对与任意时刻的血流速度值有关的数据、和与时间上前后的血流速度有关的数据的差值进行滤波处理后，可再次对与预定时刻的血流速度有关的数据进行加法运算，取得与所希望的血流速度值有关的数据，从而可降低时间连续的多个图像间的时间性随机噪声。

如以上说明，根据本发明的第2实施方式的超声波多普勒血流测定装置，设置了框式滤波器50，该框式滤波器50具有：前处理部41，对于所提供的全部数据进行以关注采样数据D63为基

准的减法运算；滤波部42，进行滤波处理；后处理部43，在滤波部42的滤波处理后的输出数据上加上关注采样数据D63，由此，可以不受混叠影响，在超声波的声线方向上进行相同部位的时间连续的血流速度数据（任意点的时间连续的血流速度值）的滤波处理，从而可提供随时间平滑地变化的血流速度图像。此外，上述第2实施方式是实现了二阶框式滤波器的例子，也可以进行向更高次框式滤波器的扩展。

此外，在上述第2实施方式中，框式滤波器50设置在速度运算部6和DSC8之间，但也可以设置在DSC8和监视器10之间。另外，分别独立说明了在上述第1实施方式中具有空间滤波器20的超声波多普勒血流测定装置，在第2实施方式中具有框式滤波器50的超声波多普勒血流测定装置，但也可以在超声波多普勒血流测定装置内设置空间滤波器20和框式滤波器50这两个。另外，在上述第1及第2实施方式中，空间滤波器20及框式滤波器50由硬件构成，也可以在软件上通过程序实现这些滤波处理。

工业上的可利用性

本发明的超声波多普勒血流测定装置可通过小规模简单的算法，实现具有混叠现象的血流速度数据的滤波，从而可进行空间或时间平滑变化的血流速度的图像显示，在医用领域，可适用于利用超声波多普勒现象测定生物体内的血流并根据该测定结果显示图像的技术。另外，特别是可适用于彩色显示与发生混叠现象的血流速度数据用的技术。

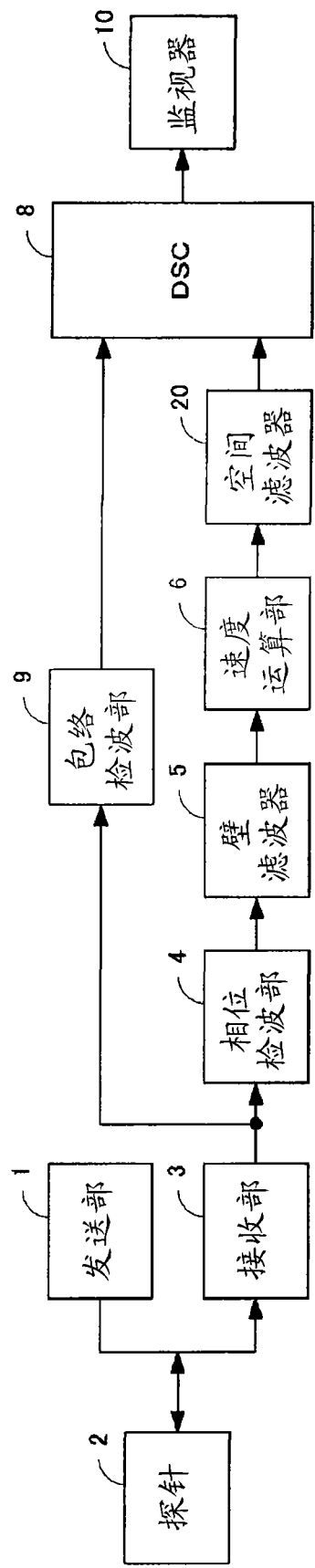


图 1

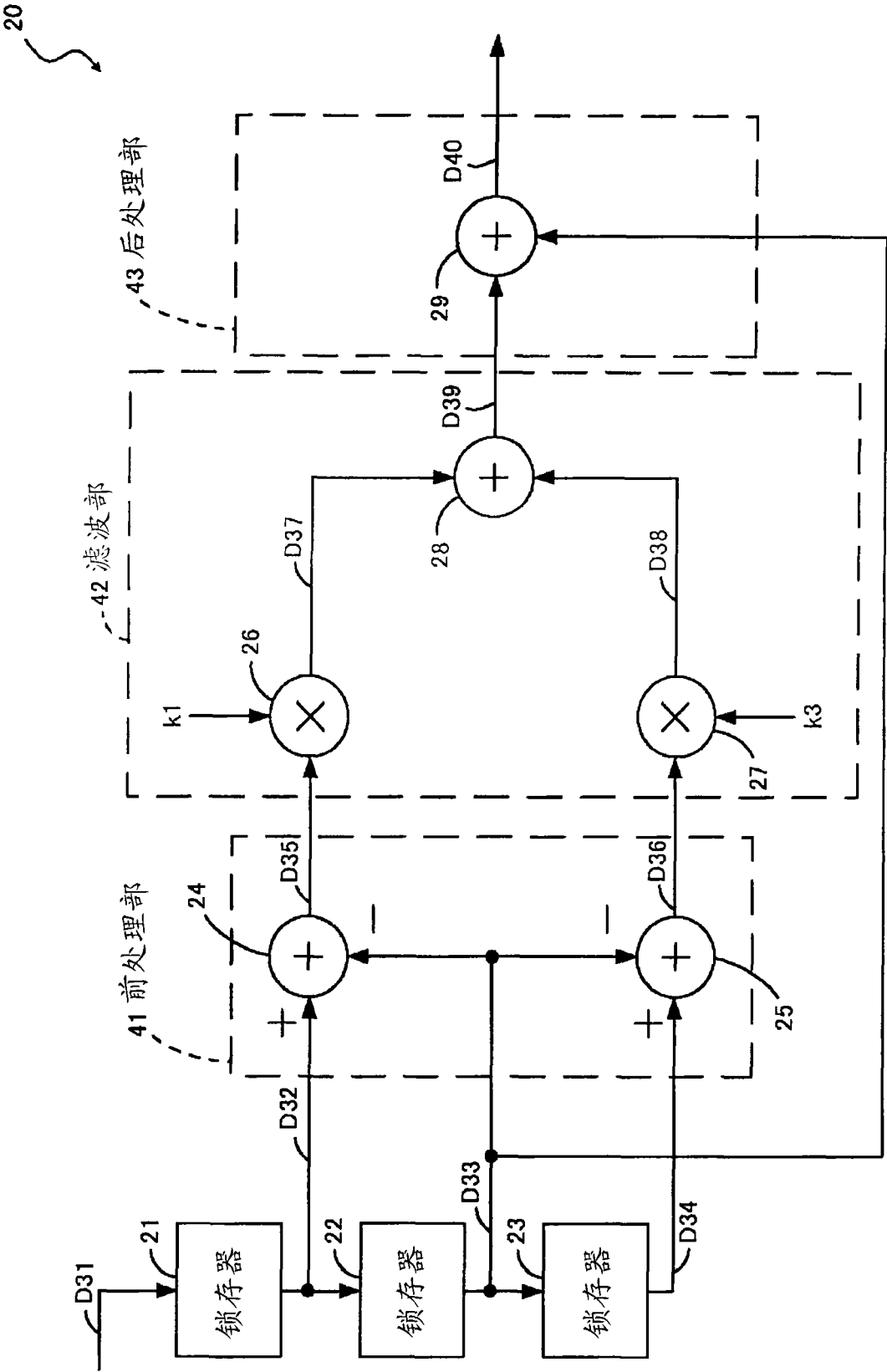


图 2

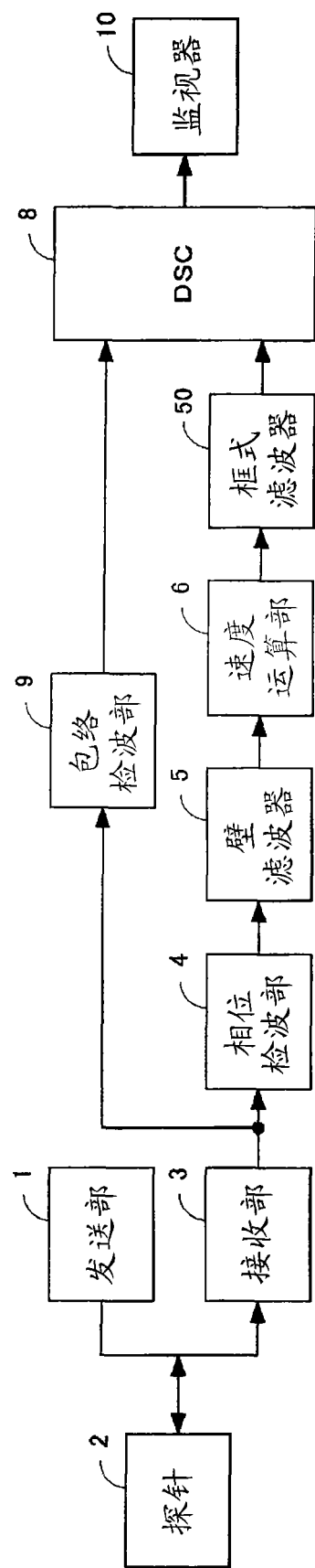


图 3

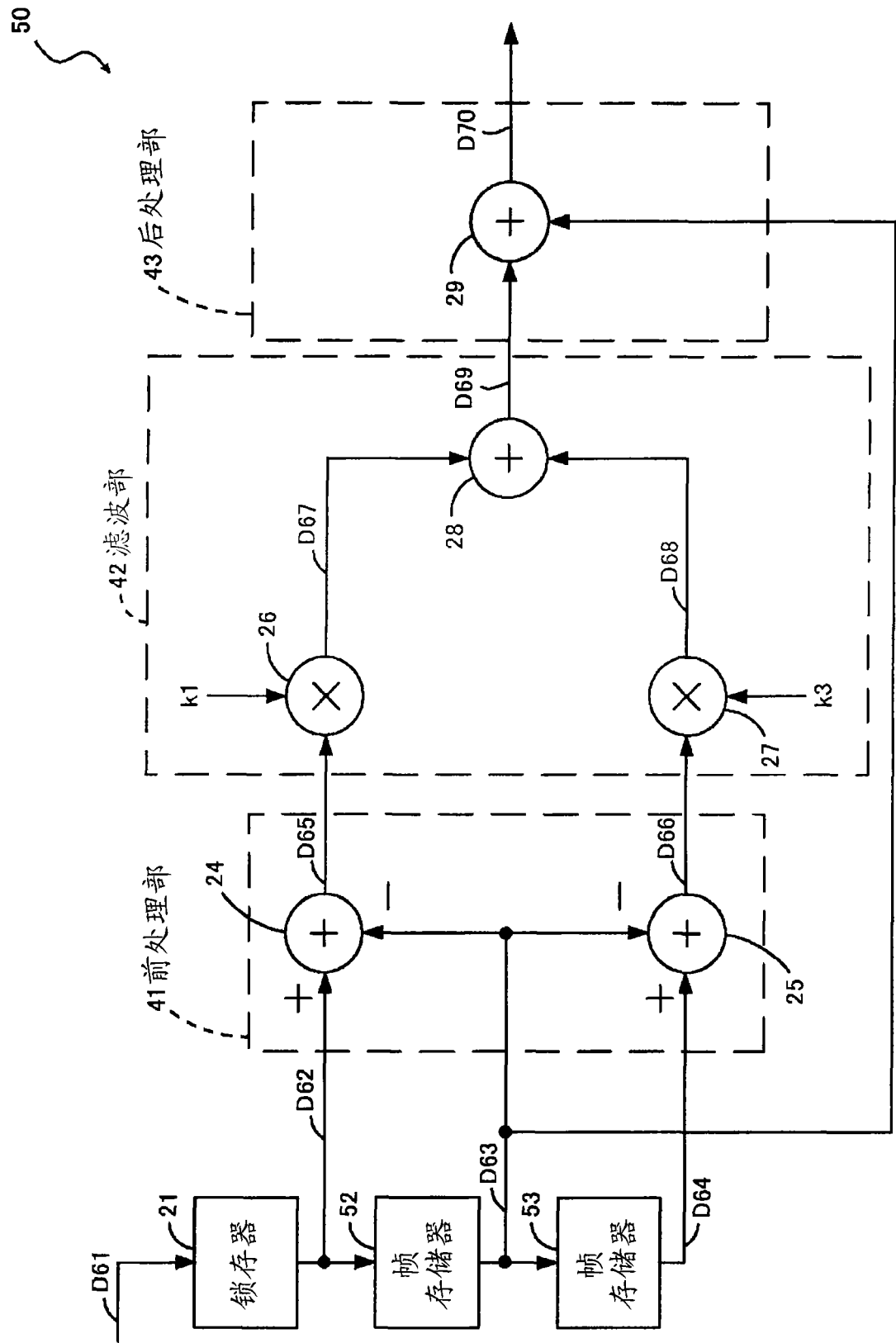
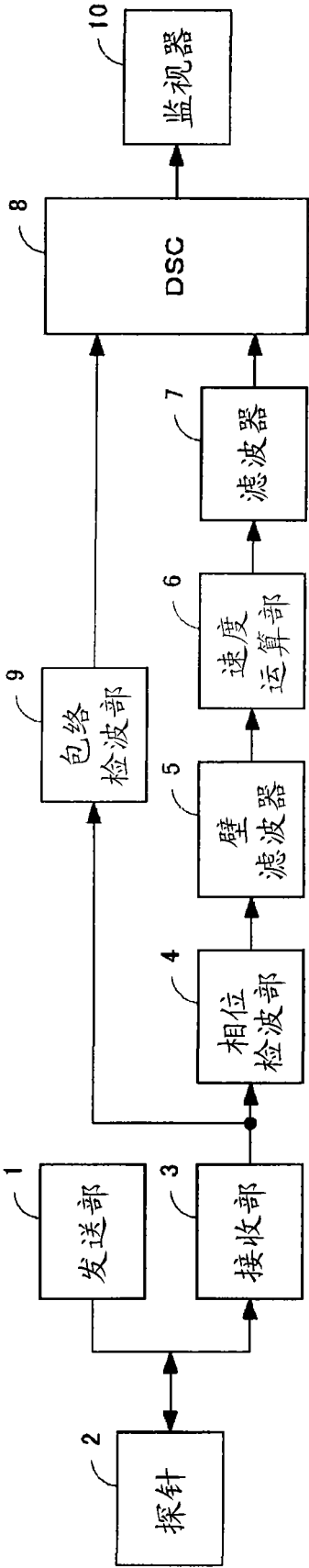


图 4



现有技术

图 5

专利名称(译)	超声波多普勒血流测定装置		
公开(公告)号	CN1867295A	公开(公告)日	2006-11-22
申请号	CN200480030535.8	申请日	2004-10-15
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	萩原尚		
发明人	萩原尚		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 G01S15/8981		
代理人(译)	刘宗杰		
优先权	2003358059 2003-10-17 JP		
其他公开文献	CN100443056C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提出了一种技术，仅通过普通的滤波单元及普通的加减法运算单元进行具有混叠的血流速度数据的滤波处理，实现平滑的血流速度的图像显示，根据该技术，利用超声波多普勒法进行与被检生物体中的血液的血流速度有关的图像显示时，在前处理部(差值算出部)(41)中，算出任意关注点的数据(D33)与该关注点在空间上前后的点的数据(D32、D34)的差值。并且，在滤波部(42)中，对这些差值进行了滤波处理后，在后处理部(加法处理部)(43)中，对滤波处理后的数据(D39)和任意关注点的数据(D33)进行加法运算。由此，可进行假定了比发生混叠现象的速度差小的速度差的滤波处理，从而可不受混叠影响，进行超声波的声线方向的血流速度值的滤波处理。

