



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103445809 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 19

(21) 申请号 201310308285. 0

G01S 7/52(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 06. 02

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2010-129409 2010. 06. 04 JP

CN 1317293 A, 2001. 10. 17, 全文.

US 5188113 A, 1993. 02. 23, 全文.

US 2008242982 A1, 2008. 10. 02, 全文.

US 2008242982 A1, 2008. 10. 02, 全文.

CN 101264023 A, 2008. 09. 17, 全文.

(62) 分案原申请数据

201110147428. 5 2011. 06. 02

(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

审查员 谢楠

(72) 发明人 佐藤武史 柴田千寻

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王成坤 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 8/13(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

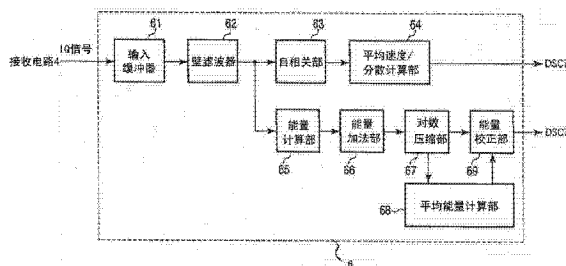
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,将在流体的能量显示中原本不必要的运动伪影作为有用信息来运用。其包括:超声波探头;扫描部,通过所述超声波探头,利用超声波对被检测体的内部区域进行反复扫描;图像生成部,从通过所述扫描得到的反射信号中提取出由多普勒效应产生的流体信号,生成流体图像,该流体图像表示与所述流体信号的能量有关的空间分布;平均值计算部,以所述流体图像为对象,计算与帧或局部区域有关的能量平均值;以及图像校正部,以所述能量平均值超过阈值的帧或局部区域内的像素为对象,对能量值实施实质地降低能量值的处理。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头;

扫描部,通过所述超声波探头,利用超声波对被检测体的内部区域进行反复扫描;

图像生成部,从通过所述扫描得到的反射信号中提取出由多普勒效应产生的流体信号,生成流体图像,该流体图像表示与所述流体信号的能量有关的空间分布;

所述超声波诊断装置的特征在于,还具备:

平均值计算部,以所述流体图像为对象,计算与帧或局部区域有关的能量平均值;以及

图像校正部,以所述能量平均值超过阈值的帧或局部区域内的像素为对象,对能量值实施降低能量值的处理。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像校正部还以所述能量平均值在阈值以下的帧或局部区域内的像素为对象,对能量值实施维持能量值的处理。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备显示部,该显示部以颜色显示所述流体图像,该颜色与进行了校正的流体图像的能量值、所述能量平均值与所述阈值之差、与所述流体信号对应的流体速度、和/或与所述流体信号对应的流体分散相对应。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描部反复进行如下扫描,即,在每发送接收 1 次所述超声波时,改变超声波扫描线,并对所述内部区域进行全体扫描。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描部反复进行如下单位扫描,即,在每发送接收 1 次所述超声波时,改变超声波扫描线,并对所述内部区域进行全体扫描,在反复进行所述单位扫描的期间,以每隔预定次数进行 1 次的频率,从多普勒模式用的发送接收条件切换到 B 模式用的发送接收条件。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备内插处理部,根据在所述多普勒模式用的发送接收条件下收集到的流体图像,通过最小二乘法,推测因切换到所述 B 模式用的发送接收条件而缺失的流体图像,并进行内插。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描部通过三维扫描程序对所述内部区域进行扫描。

8. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

扫描部,通过所述超声波探头,利用超声波对被检测体的内部区域进行反复扫描;

图像生成部,从通过所述扫描得到的反射信号中提取出由多普勒效应产生的流体信号,生成流体图像,该流体图像表示与所述流体信号的能量有关的空间分布;

所述超声波诊断装置的特征在于,还具备:

压缩部,对所述流体图像的各个像素的能量值进行对数压缩;

平均值计算部,以所述进行了压缩的流体图像为对象,计算与帧或局部区域有关的能量平均值;以及

图像校正部,以所述能量平均值超过阈值的帧或局部区域内的像素为对象,对能量值

进行降低能量值的处理。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像校正部还以所述能量平均值在阈值以下的帧或局部区域内的像素为对象,对能量值实施维持能量值的处理。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备显示部,该显示部以颜色显示所述流体图像,该颜色与进行了校正的流体图像的能量值、所述能量平均值与所述阈值之差、与所述流体信号对应的流体速度、和 / 或与所述流体信号对应的流体分散相对应。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描部反复进行如下扫描,即,在每发送接收 1 次所述超声波时,改变超声波扫描线,并对所述内部区域进行全体扫描。

12. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描部反复进行如下单位扫描,即,在每发送接收 1 次所述超声波时,改变超声波扫描线,并对所述内部区域进行全体扫描,在反复进行所述单位扫描的期间,以每隔预定次数进行 1 次的频率,从多普勒模式用的发送接收条件切换到 B 模式用的发送接收条件。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备内插处理部,根据在所述多普勒模式用的发送接收条件下收集到的流体图像,通过最小二乘法,推测因切换到所述 B 模式用的发送接收条件而缺失的流体图像,并进行内插。

14. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述扫描部通过三维扫描程序对所述内部区域进行扫描。

## 超声波诊断装置

[0001] 本发明是本申请人的申请日为 2010 年 6 月 4 日、中国专利申请号为 201110147428.5、发明名称为“超声波诊断装置”的专利申请的分案申请。

[0002] 本申请基于并要求于 2010 年 6 月 4 日向日本专利局提出的 JP2010-129409 申请的优先权,并通过引用包含其全部内容。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及一种超声波诊断装置。

### 背景技术

[0004] 超声波诊断中的彩色多普勒法是对生物体朝向同一方向发送多次超声波。通过多普勒效应,从多个回波中提取出血流的速度、能量、分散等血流信息。将与向同一方向照射多次超声波而得到的数据的同一地点(同一超声波试映图上的同一深度的点)相关的回波数据串称为数据包。数据包尺寸为 5 ~ 16 左右,也就是说通过向同一方向照射 5 ~ 16 次来形成数据包。对该数据包施加用于对来自组织的信号、即杂波信号进行抑制的壁滤波器,以提取血流信号,显示速度、分散、能量等血流信息。因此,会发生如下问题。

[0005] 由于数据包被封闭在超声波扫描帧内,所以若增大数据包尺寸,则帧速率有所下降。壁滤波器大多使用 IIR 滤波器,但是由于在数据包尺寸较小时会对 IIR 滤波器产生瞬态响应(transient response),所以 IIR 滤波器的特性变差。

[0006] 于是,也可以想到不将数据包封闭在帧内来使用,而是将帧间的同一位置的信号作为数据包使用的方法。该方法由于脉冲重复频率(PRF)与帧速率相同,所以折返速度较低,具有在低流速下仍能进行观测的优点。但在另一方面,存在如下问题,即,来自组织的杂波信号容易通过壁滤波器,容易产生运动伪影。尤其,当操作者所把持的探头移动时,整个画面显示为杂波。该问题不仅在上述扫描方法中会发生,即使在通常的彩色多普勒扫描中,在降低了折返速度的情况下,也同样会发生。

### 发明内容

[0007] 本发明的目的在于,将在血流的能量显示中原本不必要的运动伪影作为有用信息进行运用。

[0008] 本实施方式的超声波诊断装置,包括:超声波探头;扫描部,通过所述超声波探头,利用超声波对被检测体的内部区域进行反复扫描;图像生成部,从通过所述扫描得到的反射信号中提取出由多普勒效应产生的流体信号,生成流体图像,该流体图像表示与所述流体信号的能量有关的空间分布;平均值计算部,以所述流体图像为对象,计算与帧或局部区域有关的能量平均值;以及图像校正部,以所述能量平均值超过阈值的帧或局部区域内的像素为对象,对能量值实施实质地降低能量值的处理。

[0009] 发明效果

[0010] 在血流的能量显示中,能够将本来不需要的运动伪影作为有用的信息来运用。

## 附图说明

[0011] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的结构图。

[0012] 图 2 是表示图 1 的彩色多普勒处理部的结构图。

[0013] 图 3 是图 2 的能量校正部的校正系数的说明图。

[0014] 图 4 是图 2 的壁滤波器的处理说明图。

[0015] 图 5 是图 1 的发送电路和接收电路的其他扫描程序的图。

[0016] 图 6 是由图 1 的平均能量计算部进行的血流图像内插处理的图。

[0017] 图 7 是表示没有运动伪影时的本实施方式的能量校正产生的效果的图。

[0018] 图 8 是表示存在运动伪影时的本实施方式的能量校正产生的效果的图。

[0019] 附图标记说明

[0020] 1…控制部、2…发送电路、3…超声波探头、4…接收电路、5…B 模式处理部、6…彩色多普勒处理部、7…坐标转换部、8…图像合成处理部、9…监视器、61…输入缓冲器、62…壁滤波器、63…自相关部、64…平均速度 / 分散计算部、65…能量计算部、66…能量加法部、67…对数压缩部、68…平均能量计算部、69…能量校正部。

## 具体实施方式

[0021] 超声波诊断装置具有：超声波探头；扫描部，通过探头，利用超声波以预定的帧速率对被检测体的内部区域反复进行扫描；以及图像生成部，从通过扫描得到的反射信号提取出由多普勒效应产生的血流信号，以上述帧速率反复生成表示与血流信号的能量有关的空间分布的血流图像。在本实施方式中，进一步地以血流图像为对象，计算与帧或局部区域有关的能量平均值，以能量平均值超过阈值的帧或局部区域内的像素为对象，根据能量平均值和阈值，对能量值实施实质性地降低增益的处理，以能量平均值在阈值以下的帧或局部区域内的像素为对象，维持能量值，以此校正血流图像。通过该校正，当没有运动伪影时，显示血流的能量。当产生运动伪影时，增益降低处理发挥作用，使得能够看到组织结构。

[0022] 更具体地说，在本实施方式中，对通过壁滤波器后的多普勒信号（血流信号）的能量进行对数压缩，对每个得到的血流图像的整个帧或局部区域计算能量平均值。在该能量平均值超过某一阈值时，从各个像素的能量值减去与能量平均值和阈值之差对应的值。在能量平均值在某一阈值以下时，不对各个像素的对数压缩后的能量值进行上述减法运算，使对数压缩后的能量值保持不变。将该处理称为能量校正。

[0023] 在通过壁滤波器后的多普勒信号（血流信号）中残留有较多的不是血流成分的低频成分（主要为杂波成分）时，该残留成分作为运动伪影，导致在能量的灰度显示中，图像显示画面显示为最大显示灰度的全白（图 8 的左图像）。通过进行本实施方式的上述处理，即在对数压缩后进行减法运算的处理、即与在线性轴上降低增益的处理等价的处理，使得残留成分上附有阴影，能够作为组织图像进行目视确认（图 8 的右图像）。即，如图 7 所示，在没有运动伪影的状态下，无论有无进行能量校正，均显示血流的能量，但是若产生运动伪影，则这回能看到组织图像。

[0024] 像这样，在本实施方式中，在没有运动伪影的状态下，显示血流的能量，但是在产生了运动伪影时，能够看到组织图像。由此，虽然以往若移动探头，则运动伪影导致画面变

成全白,不能继续进行扫描,但是在本实施方式中,能够一边目视确认组织图像,一边继续进行扫描。

[0025] 图 1 示出本实施方式的超声波诊断装置的结构。控制部 1 作为整个装置的控制中枢发挥作用,尤其承担扫描控制。超声波探头 3 具有作为电气 / 机械转换器的多个压电元件。为了能够电子地进行三维扫描,例如将多个压电元件排列成二维状。电子三维扫描是指,不仅是方位方向,在与扫描面大致垂直的面方向上,也改变延迟控制,以改变超声波束的指向性,从而用超声波对被检测体内部的三维区域进行全体扫描。另外,在此将对被检测体的内部区域进行全体扫描的操作作为扫描的一个单位。扫描不限于按照该排列依次移动超声波扫描线的顺序扫描,也可以是与该排列无关系地离散移动超声波扫描线的离散扫描。

[0026] 在探头 3 上连接有发送电路 2 和接收电路 4。发送电路 2 具有脉冲生成器、发送延迟电路、调制器(pulsar)等。脉冲生成器例如以 6KHz 的速率频率(rate frequency)生成速率脉冲(rate pulse)。该速率脉冲被分配成信道数份,发送给发送延迟电路。发送延迟电路将超声波会聚成束状,并且将决定发送指向性所需的延迟时间赋予给各个速率脉冲。调制器在从发送延迟电路接收到速率脉冲的时刻向探头 3 施加电压脉冲。由此,从探头 3 向被检测体内发送超声波脉冲。在被检测体内的声阻抗的不连续面上反射的反射波被探头 3 接收。接收电路 4 取得来自探头 3 的接收信号。接收电路 4 具有前置放大器、接收延迟电路、加法器、正交检波电路以及低通滤波器。接收信号在每个信道被前置放大器放大,被接收延迟电路赋予决定接收指向性所需的延迟时间,然后在加法器中进行加法运算。由此,得到对反射波进行了加强的反射信号,该反射波是从与接收指向性对应的方向发来的。

[0027] 在 B 模式中,反射信号保持原样地被发送给 B 模式处理部 5。B 模式处理部 5 对反射信号进行对数放大,并进行检波,从而生成表示组织形态的组织图像(B 模式图像)。B 模式图像在被称为数字扫描转换器(DSC)的坐标转换部 7 改排成监视器 9 的扫描方式,显示到监视器 9 上。

[0028] 在多普勒模式中,反射信号经由正交检波电路和低通滤波器,作为由与多普勒频移成分相关的实部和虚部构成的多个信号(IQ 信号)发送给彩色多普勒处理部 6。彩色多普勒处理部 6 利用具有高通特性的壁滤波器从与多普勒频移有关的 IQ 信号除去低频杂波成分,提取出高频血流信号,计算血流的平均速度、分散、能量。这些平均速度、分散、能量被分别作为血流图像经由坐标转换部 7 显示到监视器 9 上,或者任意组合而作为血流图像经由坐标转换部 7 显示到监视器 9 上。血流图像能够通过图像合成处理部 8 任意地与 B 模式图像合成。

[0029] 图 2 示出图 1 的彩色多普勒处理部 6 的结构。输入缓冲器 61 中存储 IQ 信号,按照超声波扫描线和深度重新排列数据串,以称为预定长数据包的数据单位输出。在本实施方式的多普勒模式中,采用与 B 模式扫描相同的方式反复进行单位扫描。单位扫描是指,在每发送接收 1 次超声波时,改变超声波扫描线(方位),对内部区域进行全体扫描。将对内部区域进行全体扫描所需的时间称为扫描周期,将其倒数称为帧速率。即,帧速率是指在 1 秒钟内对内部区域进行扫描的次数。在多普勒模式中,根据朝向同一方向照射多次超声波而得到的数据在同一地点(同一方位且同一深度的点)相关的回波数据串(包数据),计算血流信息。与该包数据相关的脉冲重复频率(pulse repetition frequency;PRF)与帧速率等

价。在该扫描法中,理论上能够得到无限长的包数据。但是,实际上,数据包尺寸为在 5 ~ 16 的范围内选择任意尺寸。通过反复进行追加新回波数据并除去旧回波数据的处理,以扫描周期连续生成包数据。

[0030] 壁滤波器 62 具有高通特性,该高通特性用于,从包数据中除去来自心肌等运动速度较慢的反射体的低频杂波成分,提取出频率较高的血流成分。从壁滤波器 62 输出的与血流有关的 IQ 数据被发送给自相关器 63 和能量计算部 65。自相关器 63 通过使当前帧的血流的 IQ 数据和前一个帧的血流的 IQ 数据复共轭,从而得到自相关值。由该相关数据,计算出由实数部和虚数部构成的角度,得到平均速度。

[0031] 能量计算部 65 将从壁滤波器 62 输出的与血流有关的 IQ 数据的实数部的绝对值的二次方和虚数部的绝对值的二次方相加,在多个点计算表示比超声波的波长小的反射体(血球)产生的散射强度的能量。能量加法部 66 在数据包内将各个点的能量相加。对数压缩部(logarithmic compression unit)67 对能量相加值进行对数压缩。平均能量计算部 68 由被压缩的能量相加值,计算 1 个帧或局部区域内的平均能量值。能量校正部 69 进行如下校正,对于平均能量值超过阈值的像素,从该像素的能量值减去对平均能量值与阈值之差乘以系数得到的值。当通过壁滤波器后的多普勒信号(血流信号)中残留有不是血流成分的以杂波等为主的低频成分时,杂波成分表现出比血流成分高的能量,所以平均能量值比阈值高。通过从计算了平均能量值的各个像素的能量值减去对与平均能量值与阈值之差乘以系数得到的值,从而能够避免以杂波为主的残留成分作为运动伪影,导致在能量的灰度显示中,将图像显示画面显示为最大显示灰度的全白的情况,能够抑制显示的灰度范围内的变化。因此,当移动探头时大多都会产生的残留成分本身具有的组织形态能够作为浓淡变化显示。

[0032] 下面,详细说明该能量校正。如上所述,在此,以灰度显示血流能量。并且,作为超声波的发送条件和接收条件,不是通常的彩色多普勒的条件,而是优选接近 B 模式的条件。存储于输入缓冲器 61 的 IQ 信号重新排列成来自同一位置的信号串,然后输出到壁滤波器 62。壁滤波器 62 通过其高通特性,除去固定信号和运动较慢的杂波信号。通过能量加法部 65 对壁滤波器 62 的输出信号取其绝对值的二次方之后,由能量加法部 65 将数据包内的数据相加,然后由对数压缩部 67 进行对数压缩。接着,通过平均能量计算部 68 在帧内或局部区域内计算出该进行了压缩的能量信号的平均能量。能量校正部 69 进行下面的校正处理。首先,设定为

[0033] 某一像素(部位)的能量值 : $P_{in}$

[0034] 平均能量值 : $P_m$

[0035] 阈值 : $P_{th}$

[0036] 增益校正系数 : $a$

[0037] 校正后的能量值 : $P_{out}$ ,

[0038] 然后以如下方式进行输出,

[0039]  $P_{out} = P_{in}$  ( $P_m \leq P_{th}$  的情况下)

[0040]  $P_{out} = P_{in} - a \times (P_m - P_{th})$  ( $P_m > P_{th}$  的情况下)。

[0041] 在此,将与显示最大灰度对应的能量值设为  $D_{max}$ ,则优选

[0042]  $P_{th} = D_{max} / 2$

[0043]  $a=0.75 \sim 1.0$

[0044] 左右的值。

[0045] 即,对于平均能量超过阈值的帧或局部区域内的像素的能量值,根据能量平均值和阈值,实质性地降低增益。而对于平均能量在阈值以下的帧或局部区域内的像素的能量值,维持该能量值。

[0046] 该能量值在通过坐标转换部 7 进行了坐标转换之后显示到监视器 9 上。显示优选为灰度显示。

[0047] 这样的能量校正处理能够发挥如下效果。

[0048] 为了便于说明,以  $P_{out}=P_{in}-C$  这种形式表示校正式,  $C$  为增益校正值,  $C$  的值能够以图 3 所示的曲线表示。在没有运动伪影的情况下,来自组织的杂波信号被壁滤波器 62 充分压制,平均能量相比于显示的最大值足够小。因此,  $P_m \leq P_{th}$ ,如上所述,来自能量校正部 69 的输出值与输入值相同。例如,在探头 3 移动而产生了运动伪影的情况下,来自组织的杂波信号不能被充分压制而会通过壁滤波器 62,其范围涉及整个画面。因此,平均能量值成为  $P_m > P_{th}$ ,校正为  $P_{out}=P_{in}-a \times (P_m-P_{th})$  这样的值。该输出值是对进行了对数压缩的信号进行了减法运算的值,所以相当于对原来的线性轴上的能量信号进行实质上与增益降低处理等价的处理。通过了壁滤波器 62 的运动伪影是来自组织的杂波信号,所示实质上与 B 模式信号等价。在显示血流的条件下,增益较高,所以运动伪影基本上为最大显示灰度,显示成全白。但是,通过本实施方式的校正处理,增益实质性地下降,所以在产生了运动伪影的情况下,作为与 B 模式的情况相同的组织形态图像进行显示。由此,在探头 3 停止的情况下,显示血流的能量,在移动探头 3 的情况下,显示组织形态像。

[0049] 另外,在上述说明中,求出了整个帧的平均能量值,但是也可以将帧分割成多个局部区域(区段),求出各个区段的平均能量,对每个区段进行上述校正处理。使区段相互重叠,在重叠的部分使两者的重叠连续改变,从而能够降低区段之间的不连续性。

[0050] 在多普勒模式中,通常在发送接收超声波时,使各个超声波扫描线以一定的周期(1/PRF)反复进行 5 ~ 16 次范围中的预定次数后,使超声波扫描线依次移动。在图 4 所示的本实施方式的扫描程序中,使构成作为扫描对象的被检测体内部区域(帧)的多个超声波扫描线分别发送接收 1 次超声波,并依次移动超声波扫描线。连续反复进行对该帧进行全体扫描的单位扫描。该扫描程序与 B 模式扫描相同。而且,将来自帧间的相同位置的数据串用作数据包。在该扫描程序中,以一定的扫描周期反复持续对各个超声波扫描线进行发送接收。壁滤波器 62 可以采用四阶 IIR 滤波器。输入缓冲器 61 中存储从当前到最低 6 帧前为止的数据。对于来自相同位置的信号,施加以下述式表示的 IIR 滤波器。

[0051]  $y(n)=b_0 \cdot x(n)+b_1 \cdot x(n-1)+b_3 \cdot x(n-3)+b_4 \cdot x(n-4)+a_1 \cdot y(n-1)+a_2 \cdot y(n-2)+a_3 \cdot y(n-3)+a_4 \cdot y(n-4)$

[0052] 在此,  $x(n)$  是指当前帧的 IQ 信号,  $x(n-1)$  是上 1 帧的 IQ 信号。  $y(n)$  是壁滤波器 62 的输出,  $y(n-1)$  是上 1 帧、...、的壁滤波器输出。在上述通常的操作程序中,由于数据包长度限定为发送接收反复次数为 5 ~ 16,所以采用 IIR 滤波器时,发生瞬态响应,因此,最初的 2 ~ 4 数据不能使用。相对于此,在该扫描程序中,数据以无限长连续进入,所以不会发生瞬态响应的问题。并且,可以任意增加 IIR 滤波器的次数。因此,与以往相比,壁滤波器 62 的性能有所改善。



[0053] 接着,利用能量计算部 65 计算能量,利用能量加法部 66 在连续的任意个数的帧之间取移动平均。能够任意设定能量相加次数也是本扫描程序的一个优点。之后进行与上述相同的处理。

[0054] 在这样的扫描程序中,脉冲重复频率(PRF)与帧速率相同,与上述的对各个超声波扫描线反复进行发送接收的通常的扫描程序相比,被抑制得较低。为此,即使为低流速的血流,也能够进行观察。另一方面,仍容易产生由组织的移动引起的运动伪影。若运动伪影被显示,则由于能量值较大,所以整个画面显示为全白。在本扫描程序中,若产生运动伪影,则平均能量值  $P_m$  大于  $P_{th}$ ,所以从原来的能量值减去取决于平均能量值  $P_m$  的值。由于是在对数压缩后进行减法运算,所以在线性轴上实质与除法运算处理等价,能够自动地得到降低增益的效果。运动伪影是来自组织的回波信号,所以降低了增益的图像为与组织的图像、即与 B 模式同等的图像,能够在不感到异样的情况下继续进行扫描。

[0055] 并且,还可以如下所述并用多普勒扫描和 B 模式扫描。在上述 2 种扫描程序中,以仅显示血流的能量为前提,单独进行了多普勒扫描。在图 5 所示的扫描程序中,在每发送接收 1 次超声波时改变超声波扫描线,在对内部区域进行全体扫描的多普勒模式用的发送接收条件下反复进行单位扫描,在该单位扫描的反复中,每隔预定次数进行 1 次,在图 5 的例子中,以每 5 次进行 1 次的频率,从多普勒模式用的发送接收条件切换到 B 模式用的发送接收条件,在 B 模式用的发送接收条件下,只插入 1 次到 2 次单位扫描。B 模式用的发送接收条件与多普勒模式用的发送接收条件相比,发送的中心频率较低,且超声波扫描线条数较多,视场角度宽广,而且视场深度较深。

[0056] 在该扫描程序中,能够在显示血流的能量的同时显示通常的 B 模式图像。作为其具体方法有如下两种。

[0057] 作为第一个方法,在 B 模式图像处理和血流的能量显示处理中共用相同的反射信号。显示可以是重叠显示,也可以用 2 个画面分别进行显示。该方法由于无需将多普勒模式用的发送接收条件切换到 B 模式用的发送接收条件,能够固定在多普勒模式用的发送接收条件下反复进行单位扫描,所以在 B 模式图像的 S/N、视场角度、视场深度方面不利。

[0058] 作为第二个方法,如上所述, B 模式图像和血流像不共用相同的反射信号,而是在各自的发送接收条件下进行发送接收,使用对各自来说最佳的信号。对于扫描程序,如图 5 所示,在多普勒模式的单位扫描中,以每 5 次进行 1 次的频率,在 B 模式用的发送接收条件下进行 B 模式扫描。虽然该 B 模式扫描期间的血流用数据当然会缺失,但如图 6 所示,该期间的血流数据可以根据在 B 模式扫描期间前后相邻的多普勒扫描所收集到的血流数据进行推测而内插。作为推测方法,以最小二乘法进行。根据两侧各 4 个数据、共计 8 个数据,进行多项式近似(例如 4 次多项式近似),通过最小二乘法推测系数,从而推测中央的数据。通过推测,将缺失的数据补充,从而能够作为连续的数据使用。另外,使用该方法, B 模式用帧的扫描时间与血流用帧的扫描时间相同,或为整数倍关系。

[0059] 另外,当扫描时间不是整数倍时,虽然无法使用能够以简单的结构使用无限长数据的 IIR 式壁滤波器,但是能够使用采用了最小二乘法的壁滤波器。

[0060] 像这样,分别获得 B 模式用信号和血流用信号并进行处理,采用与第一个方法相同的方法,以 2 个画面进行显示,或者进行重叠显示。

[0061] 在上述中,说明了显示采用灰度显示,但是也可以使用能量校正部 69 的输出和平

均速度 / 分散计算部 64 的输出这两个信息进行彩色显示。例如,若在速度为正的情况下,显示为红色,在速度为负的情况下,显示为蓝色,并且用亮度表示能量值来进行显示,则血流方向的信息以颜色进行显色,能够以亮度变化观察到血球运动的情况。此外,若与进行了能量校正的量对应地将色相设为白色,则进行了能量校正的组织成分以灰度显示,未进行能量校正的血流成分以红色或蓝色的色相显示。并且,也可以采用能量值和速度值和 / 或分散值连续变化的二维或三维色相图进行彩色显示。

[0062] 以上记载了本发明的几种实施例,这些实施例仅用于表述本发明,并不用于限定本发明的范围。实际上,在此记载的实施例可以采用很多其他方式实现,并且,在不脱离本发明的宗旨的情况下,可对在此记载的实施例进行省略、替换、和变更。本发明的权利要求书及其等价物的范围也应包括这些修改和变更。

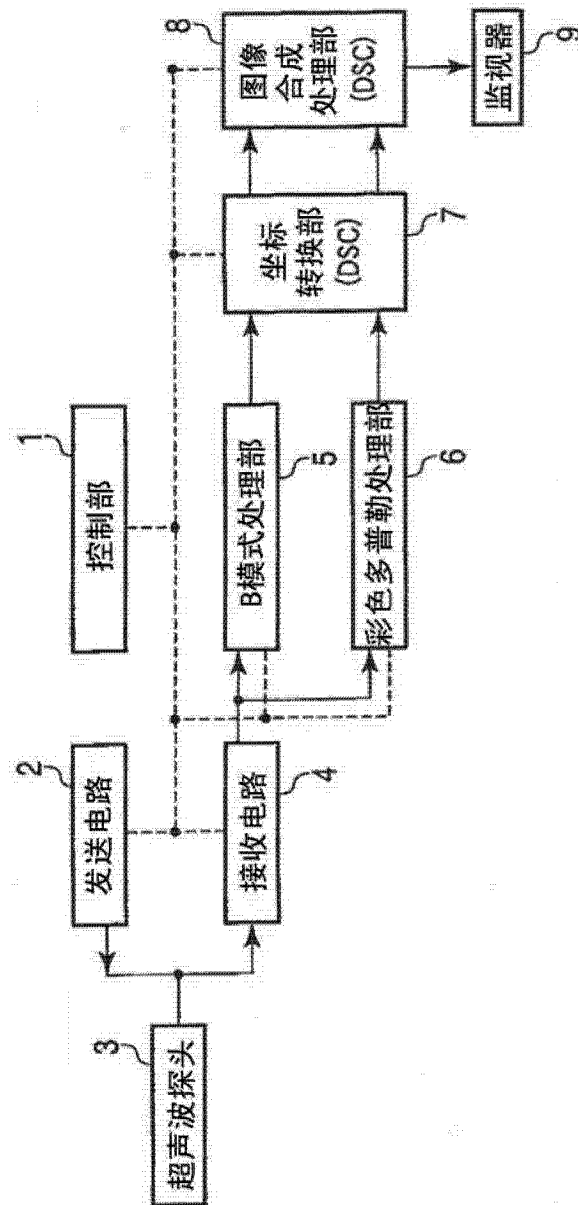


图 1

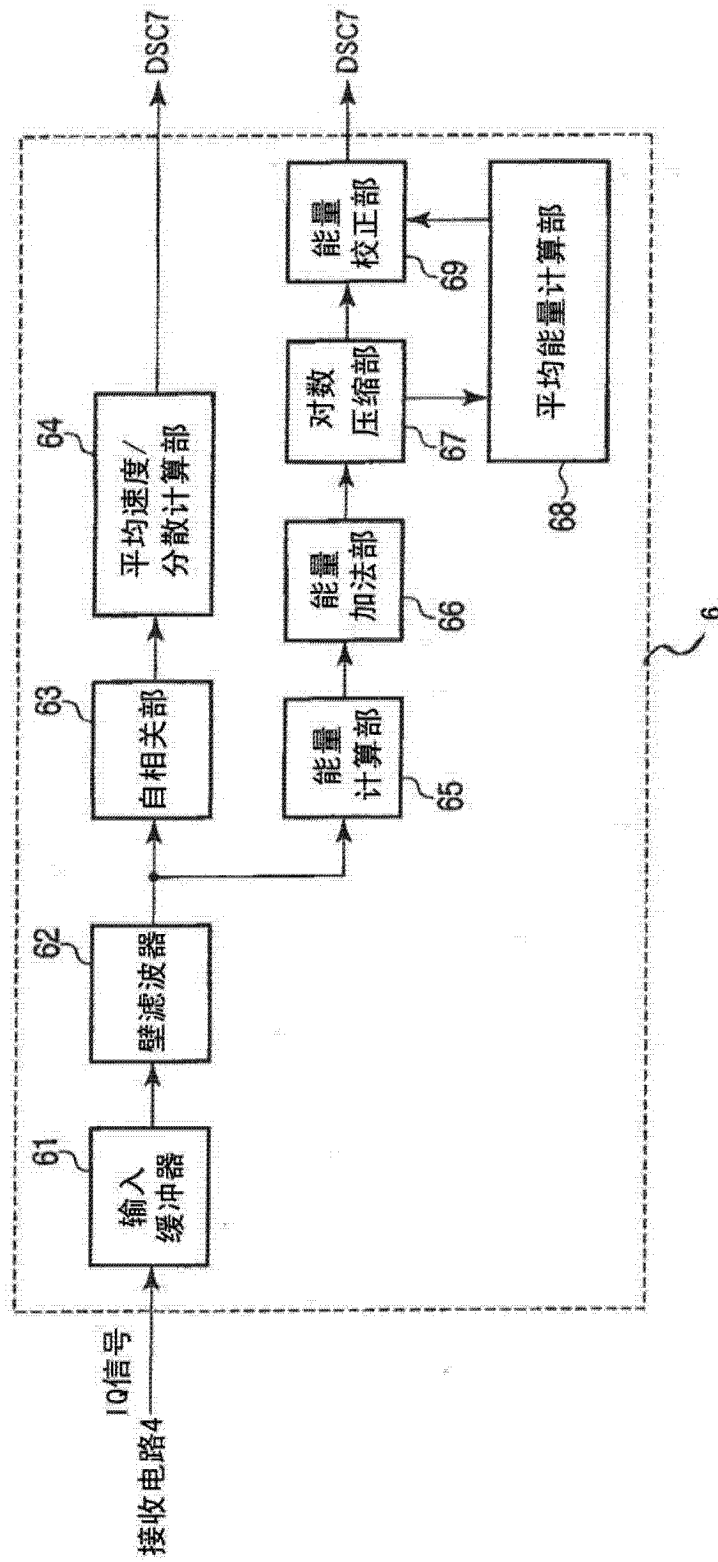


图 2

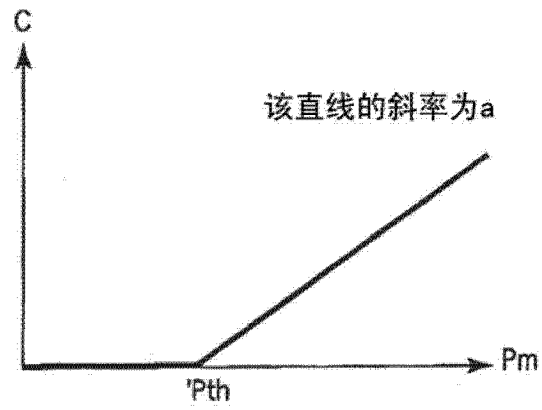


图 3

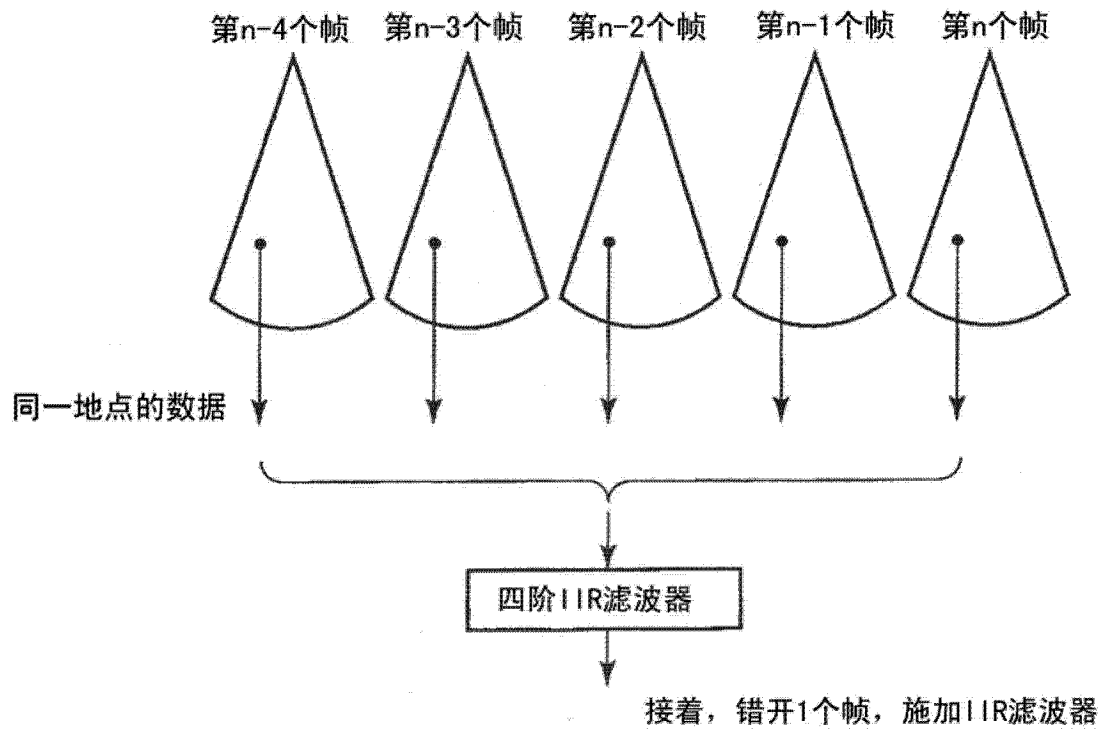


图 4

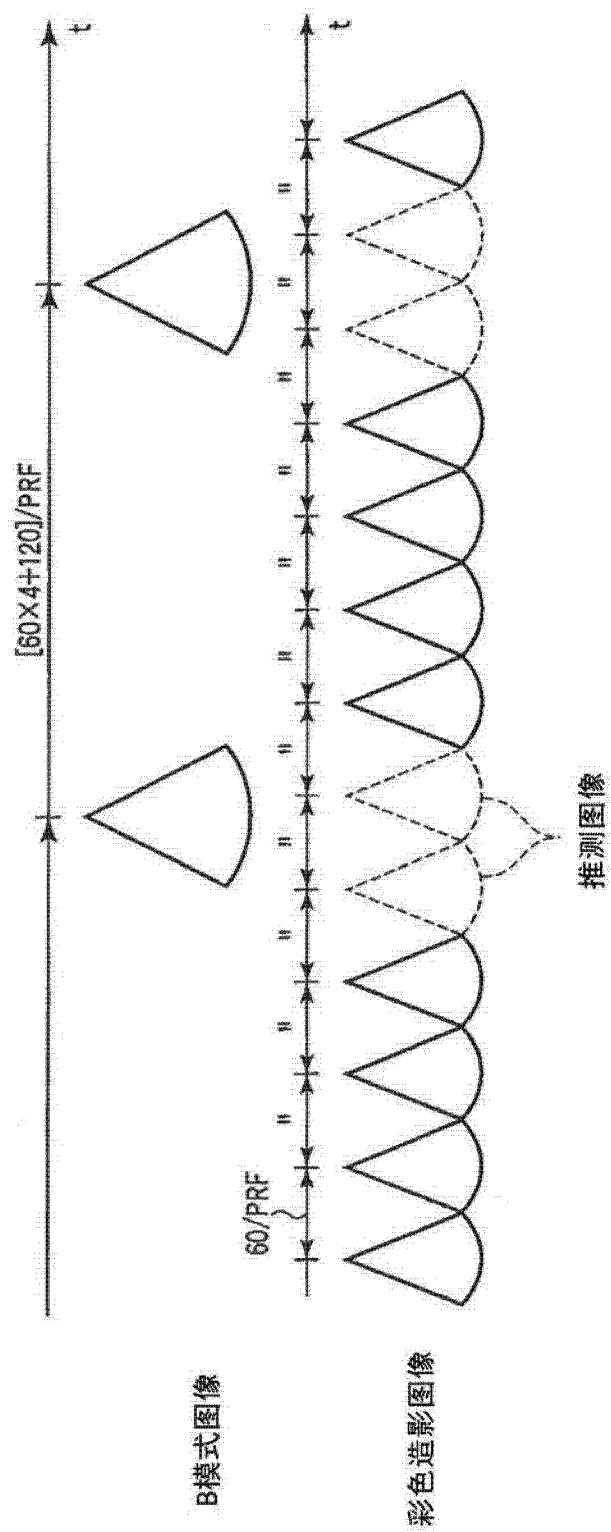


图 5

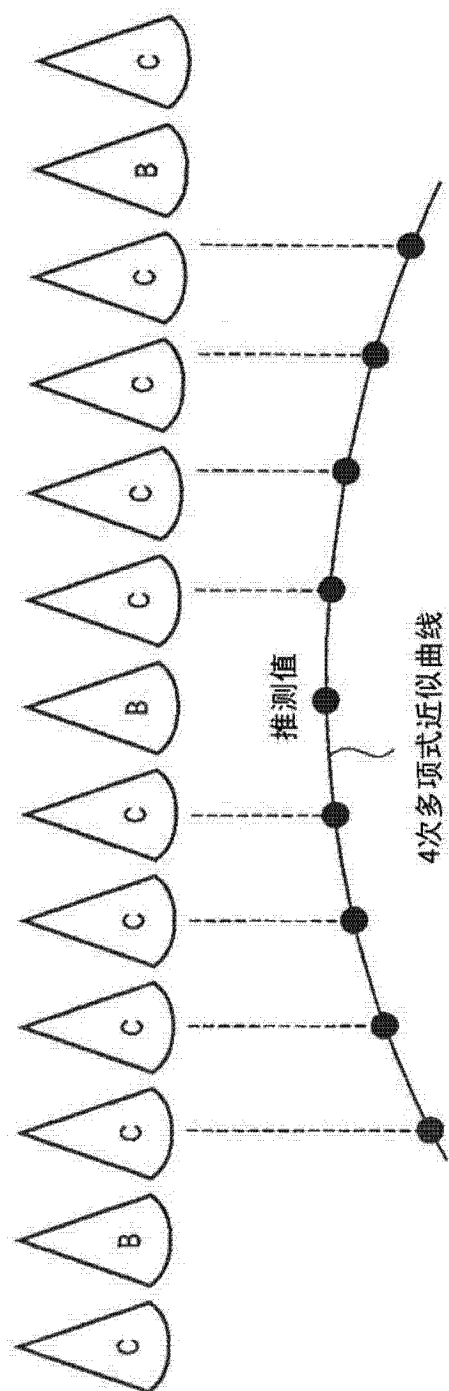


图 6

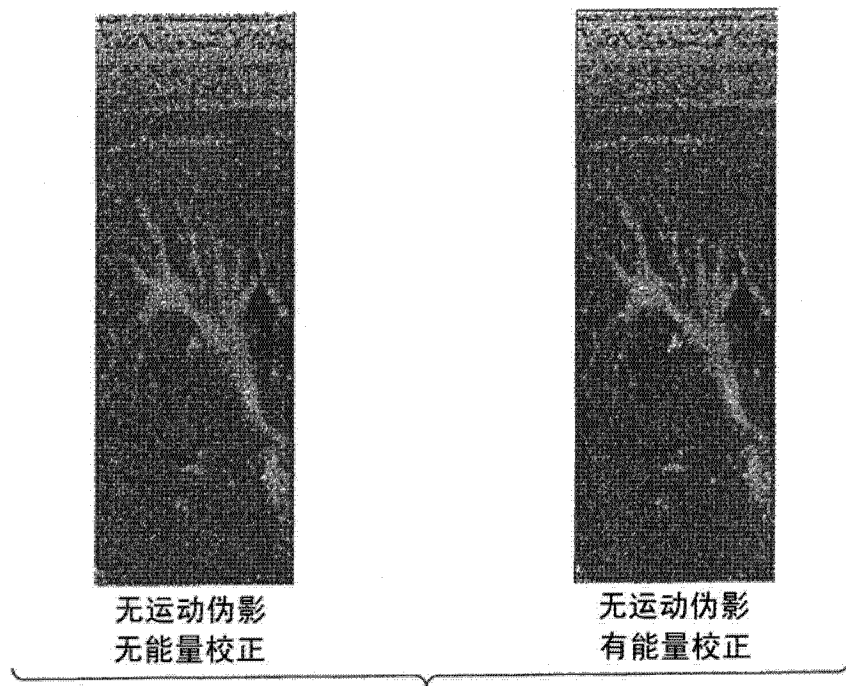


图 7

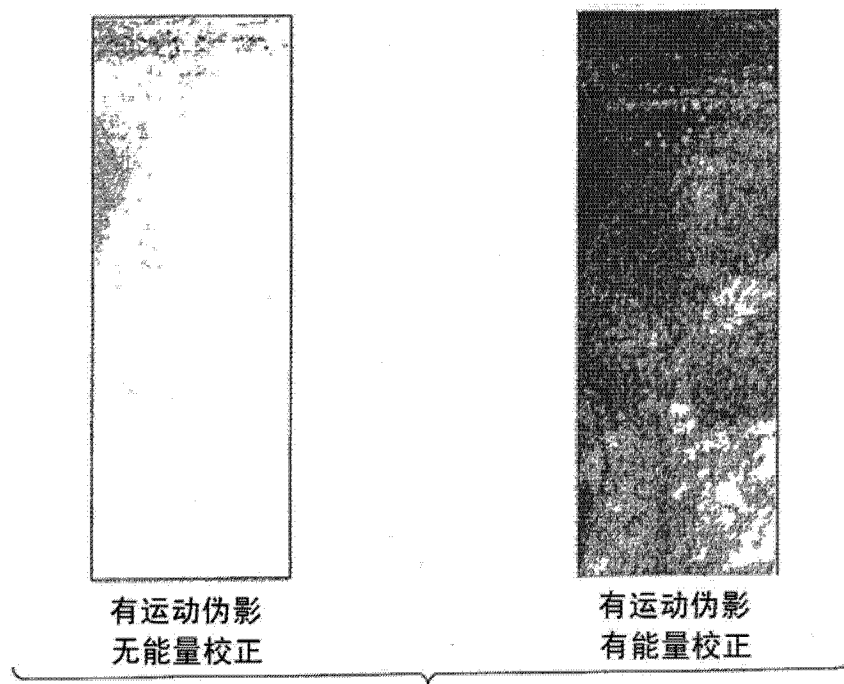


图 8

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN103445809B</a>                   | 公开(公告)日 | 2015-08-19 |
| 申请号            | CN201310308285.0                               | 申请日     | 2011-06-02 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 株式会社东芝<br>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<br>东芝医疗系统株式会社                           |         |            |
| [标]发明人         | 佐藤武史<br>柴田千寻                                   |         |            |
| 发明人            | 佐藤武史<br>柴田千寻                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06 A61B8/13 G01S15/89 G01S7/52           |         |            |
| CPC分类号         | G01S15/8981 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52085      |         |            |
| 代理人(译)         | 王成坤<br>胡建新                                     |         |            |
| 审查员(译)         | 谢楠   |         |            |
| 优先权            | 2010129409 2010-06-04 JP                       |         |            |
| 其他公开文献         | CN103445809A                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

一种超声波诊断装置，将在流体的能量显示中原本不必要的运动伪影作为有用信息来运用。其包括：超声波探头；扫描部，通过所述超声波探头，利用超声波对被检测体的内部区域进行反复扫描；图像生成部，从通过所述扫描得到的反射信号中提取出由多普勒效应产生的流体信号，生成流体图像，该流体图像表示与所述流体信号的能量有关的空间分布；平均值计算部，以所述流体图像为对象，计算与帧或局部区域有关的能量平均值；以及图像校正部，以所述能量平均值超过阈值的帧或局部区域内的像素为对象，对能量值实施实质地降低能量值的处理。

