



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101347343 B

(45) 授权公告日 2010.12.22

(21) 申请号 200810128685.2

(22) 申请日 2008.06.23

(30) 优先权数据

2007-185882 2007.07.17 JP

(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

(72) 发明人 马场达朗 泻口宗基 赤木和哉

河崎修一

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 曲瑞

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1650188 A, 2005.08.03, 全文.

JP 特开 2005-185731 A, 2005.07.14, 全文.

US 5735281 A, 1998.04.07, 全文.

CN 1589742 A, 2005.03.09, 全文.

CN 1870942 A, 2006.11.29, 全文.

审查员 毕亚琼

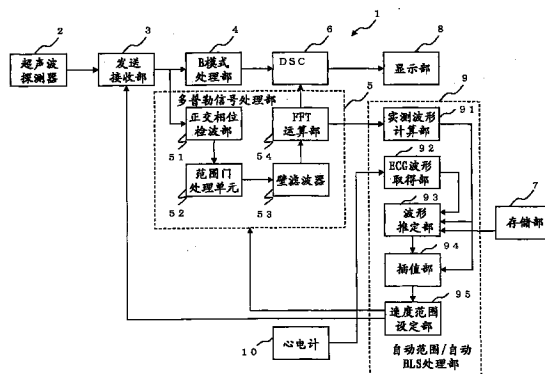
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波图像取得装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置,其中,发送接收部向诊断部位发送接收具有与速度范围对应的重复频率的超声波。多普勒信号处理部根据通过超声波的发送接收而得到的信号,生成表示运动流体的速度的多普勒频谱图像。存储部预先存储有基于使基准的血流速度波形与 ECG 波形相关联的模型的模型化后的值。实测波形计算部根据特定患者的频谱图像来求出实测的血流速度波形。ECG 波形取得部取得与实测的血流速度波形对应的定时的 ECG 波形。波形推定部根据实测的血流速度波形、ECG 波形、以及模型化后的值来推定患者的血流速度波形。插值部对实测的血流速度波形和推定的血流速度波形进行比较,从实测的血流速度波形中除去其差超过阈值的部分,对该部分进行插值。



1. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,具有:

发送接收部,向包含被检体内的运动流体的诊断部位发送接收具有与表示可测定的速度的速度范围对应的重复频率的超声波;

多普勒信号处理部,根据通过上述超声波的发送接收而得到的信号,生成表示上述运动流体的速度的多普勒频谱图像;

存储部,预先存储有基于使基准的血流速度波形与 ECG 波形相关联的模型的模型化后的值,其中,上述基准的血流速度波形是没有阀信号的影响的血流速度波形,该阀信号是存在于上述诊断部位中的阀动作时的信号;

实测波形计算部,根据特定的患者的上述频谱图像来求出实测的血流速度波形;

ECG 波形取得部,取得与上述实测的血流速度波形对应的定时的 ECG 波形;

波形推定部,根据上述实测的血流速度波形、上述 ECG 波形、以及上述模型化后的值来推定上述患者的血流速度波形;以及

插值部,对上述实测的血流速度波形和上述推定的血流速度波形进行比较,从上述实测的血流速度波形中除去上述推定的血流速度波形与上述实测的血流速度波形之差超过阈值的部分,对上述实测的血流速度波形的该除去的部分进行插值。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述基准的血流速度波形的模型是使用了系统识别中的参数模型的模型,上述模型化后的值是进行基于上述系统识别中的参数模型的系统识别而求出的系数。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述插值部使用直线插值、样条插值、和利用线性预测的插值中的任意一个来进行上述插值,该线性预测是根据上述实测的血流速度波形的峰值进行的。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述插值部利用上述推定的血流速度波形来置换上述推定的血流速度波形与上述实测的血流速度波形之差超过阈值的上述实测的血流速度波形的部分。

5. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,具有:

发送接收部,向包含被检体内的运动流体的诊断部位发送接收具有与表示可测定的速度的速度范围对应的重复频率的超声波;

多普勒信号处理部,根据通过上述超声波的发送接收而得到的信号,生成表示上述运动流体的速度的多普勒频谱图像;

存储部,预先存储有基于使基准的血流速度波形与 ECG 波形相关联的模型的模型化后的值,其中,上述基准的血流速度波形是没有阀信号的影响的血流速度波形,该阀信号是存在于上述诊断部位中的阀动作时的信号;

实测波形计算部,根据特定的患者的上述频谱图像来求出实测的血流速度波形;

ECG 波形取得部,取得与上述实测的血流速度波形对应的定时的 ECG 波形;

波形推定部,根据上述实测的血流速度波形、上述 ECG 波形、以及上述模型化后的值来推定上述患者的血流速度波形;以及

速度范围设定部,对上述实测的血流速度波形和上述推定的血流速度波形进行比较,根据除去了上述推定的血流速度波形与上述实测的血流速度波形之差超过阈值的部分后的上述实测的血流速度波形来求出上述速度范围。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述基准的血流速度波形的模型是使用了系统识别中的参数模型的模型,上述模型化后的值是进行基于上述系统识别中的参数模型的系统识别而求出的系数。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述速度范围设定部针对每个预定观测时间,根据对除去了上述超过阈值的部分后的上述实测的血流速度的最大流速以及平均流速中的至少一方的分布的统计值,求出速度范围。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述速度范围设定部还具备速度偏差调整部,该速度偏差调整部根据除去了上述超过阈值的部分后的上述实测的血流速度波形的最大流速的正侧最大值以及负侧最大值,求出多普勒频谱图像显示中的速度方向的基准位置的移动量,来调整速度偏差。

9. 根据权利要求 5 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,还具备插值部,该插值部从上述实测的血流速度波形中除去上述推定的血流速度波形与上述实测的血流速度波形之差超过阈值的部分,并对上述实测的血流速度波形的该除去的部分进行插值。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述插值部使用直线插值、样条插值、和利用线性预测的插值中的任意一个来进行上述插值,该线性预测是根据上述实测的血流速度波形的峰值进行的。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,上述插值部利用上述推定的血流速度波形来置换上述推定的血流速度波形与上述实测的血流速度波形之差超过阈值的上述实测的血流速度波形的部分。

12. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,具有:

发送接收部,向包含被检体内的运动流体的诊断部位发送接收具有基于表示可测定的速度的速度范围的重复频率的超声波;

多普勒信号处理部,根据通过上述超声波的发送接收而得到的信号,生成表示上述运动流体的速度的多普勒频谱图像;

存储部,预先存储有根据个别的 ECG 波形以及与该 ECG 波形对应的个别的基准血流速度波形的统计数据而模型化成基准血流速度波形模型后的值,其中,上述基准血流速度波形是没有阀信号的影响的血流速度波形,该阀信号是存在于上述诊断部位中的阀动作时的信号;以及

异常判定部,根据上述个别的基准血流速度波形的统计数据,来生成作为包含可视为正常状态的血流速度波形的区域的状态空间,当来自该状态空间的实测的血流信息的马哈拉诺比斯距离超过预定的阈值时,判定为血流速度异常。

超声波图像取得装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生成多普勒频谱图像的超声波图像取得装置。更具体地说涉及一种自动地调整多普勒频谱图像的速度范围的超声波图像取得装置。

背景技术

[0002] 以往,如下的超声波图像取得装置是已知的:并用超声波脉冲反射法和超声波多普勒法,通过使用了一个超声波探测器的超声波操作来取得诊断部位的断层像和其血流信息,并且实时地至少显示该血流信息。在该超声波图像取得装置中,由于对体内的有血液等的流的诊断部位发送接收的超声波的多普勒效应,接收频率相对于发送频率稍微偏移,根据该偏移频率(多普勒偏移频率)与血流速度成比例的超声波多普勒法的原理,来进行多普勒偏移频率的频率解析,根据其结果取得血流信息。

[0003] 在上述的超声波图像取得装置中,将多普勒频率的频谱图像作为对象来进行在诊断中使用的项目(参数)的计测处理,该多普勒频率的频谱图像是以频率 f 为纵轴、以时间 t 为横轴、将角频率分量的功率(强度)作为亮度(灰度),将对所取得的多普勒信号的快速傅立叶变换(FFT)的频率分析的结果进行频谱显示而得到的。

[0004] 按顺序对该计测处理的流程进行说明。(1) 在多普勒频率的频谱图像上,求出与该频率 f 轴方向的频率分布内的最大频率对应的最大流速 V_p (V_{peak}) 以及与平均频率对应的平均速度 V_m (V_{mean}) 的位置。(2) 在该时间轴 t 方向上描绘出该最大流速 V_p 、平均流速 V_m 的 1 个时间变化。(3) 在示出该 V_p 、 V_m 的时间性位置变化曲线的描绘波形上,在每个心周期(1 次心跳)进行心脏收缩期的波形峰值 PS(Peak of Systolic,心脏收缩峰值)以及心脏舒张期的波形峰值 ED(End of Diastolic,舒张期末)的同步检测。(4) 根据该 PS • ED 的信息,执行如下处理:计测血管内的血流量、脉动流的 HR(HeartRate;心率)、PI(Pulsatility Index,脉动指数)、以及 RI(ResistanceIndex,阻力指数)等与诊断相关的各种参数(指标),并显示其计测值(参数计测处理)。

[0005] 上述的 V_p 、 V_m 的描绘波形检测处理、PS • ED 的峰值检测处理、以及 PI、RI 等参数计测处理是以凝固图像为对象基本进行人工操作。而且,近年来,以实时图像为对象并以自动操作进行的超声波图像取得装置也得到了普及。

[0006] 但是,在脉冲多普勒(PW)法中,发送具有预定的重复频率的脉冲,利用预定的采样频率来进行所接收到的信号的频率解析。在用于该频率解析的采样频率 f_s 低于多普勒偏移频率的情况下,引起混迭(Aliasing)现象(折叠)。因此,为了防止该现象,需要提高脉冲的重复频率(RPF:Pulse Repetition Frequency),缩短每次的观测时间间隔。在该情况下,如果指定了所希望测定的位置,则必然地决定了最大的 PRF,如果决定了 PRF,则也决定了可以计测的最高血流速度。将该可以计测的最高血流速度称为速度范围。

[0007] 例如,在希望对 30cm 左右的血流速度进行测量时,如果设为 10cm 左右的速度范围,则发生混迭,而无法对血流进行测量。因此,在该情况下,需要将速度范围设定为 50cm 左右。

[0008] 在进行了多普勒频谱显示的情况下,如果速度范围过小,则如上述产生折叠部分。在这样的情况下,通过操作者手动地将多普勒速度范围设定得较大,而使折叠部分落于奈奎斯特频率(Nyquist rate)(PRF的一半)内,从而得到在显示上连接良好的多普勒频谱图像。

[0009] 相反,如果速度范围过大,则频谱的波形变小而难以观测。在这样的情况下,操作者通过将速度范围设定得较小,可以有效地使用了显示画面的上下的易于观测的多普勒频谱图像。

[0010] 另外,在超声波多普勒法中,对血流的方向流向超声波探测器的血流附加正的符号。另外,对远离超声波探测器的血流附加负的符号。如果向某血管施加超声波探测器,则在该血管为动脉的情况下血流的速度随着脉动而变动,但跨越正负的变化少,而通常偏向正负的某一侧。

[0011] 例如,在进行多普勒频谱显示时产生了折叠部分的情况下,操作者有时对基线移位开关进行操作来使多普勒频谱图像的基线($BL = 0$)移位。将其称为速度偏差的调整。通过使该基线移位 -0.25 (基线移位量 $= -0.25$),折叠部分超过奈奎斯特频率地移动,从而得到在显示上连接良好的多普勒频谱。

[0012] 此处,参照图1来对超声波图像取得装置取得的多普勒频谱图像进行说明。图1是示出由超声波图像取得装置取得的断层像和多普勒频谱图像的图。此处,对将颈动脉作为诊断部位而取得并显示断层像和多普勒频谱图像的情况进行说明。

[0013] 例如,在画面110中,如果利用用于指定取得多普勒频谱图像的位置的范围门(range gate)102来指定了重叠有B模式断层像100和彩色多普勒图像101的图像上所显示出的血管,则可以得到表示该位置处的血流速度分布的时间变化的多普勒频谱图像并显示在画面上。在画面111中,显示出决定速度范围(可以测定的最高血流速度)的PRF为 7.1 (kHz)、速度偏差(BLS:Baseline Shift,基线移位)为 0 (Hz)时的多普勒频谱图像103(画面110的用虚线表示的部分)。

[0014] 进而,操作者为了根据多普勒频谱图像103的自动描绘的峰值形状来进行血流状态的计测,以在速度范围(纵轴)的中心以一定的比率显示的方式,在画面120中调整脉冲重复频率(PRF)和速度偏差(BLS)。例如,通过将PRF变更成 5 (kHz),并将BLS移位到负侧,来如画面121所示放大多普勒频谱图像103来进行显示(画面120的用虚线表示的部分)。

[0015] 在使用超声波图像取得装置来对血流速度等进行测定时,由于被检者的疾病和身体状况、探测器的施加方式(角度)、利用PW多普勒时血管内的范围门位置和宽度、诊断部位的不同,要测定的血流速度较大地变化。因此,以往操作者每次都进行调整装置的速度范围或者使基线移位那样的最优化,根据放大后的波形,来进行HR、PI、RI的计测。但是,象这样每当要诊断的血流的状态变化时,都调整与速度范围对应的PRF和速度偏差(BLS)的作法很麻烦。

[0016] 因此,提出了如下的超声波图像取得装置:使多普勒频谱图像的速度范围以及速度偏差的调整操作自动化,从而使血流计测的操作性提高,操作者无需注意装置设定就可以进行诊断(例如,日本特开2005-185731号公报)。在以往技术的方法中,通过根据在预定时间(例如1次心跳)内取得的多普勒波形计算出角速度(频率)的频度来生成表示速度的频度分布的直方图,根据该直方图,决定速度范围来进行反馈,以在显示区域的纵向的

α % (例如 70%) 以内显示出多普勒波形。

[0017] 这里存在的课题是,当自动地调整多普勒频谱图像的速度范围时,多普勒频谱的计测的稳定性和可靠性变得重要。但是,在循环器(心脏)中存在用于使血流等循环的阀,产生该阀动作时的信号(以下称为“阀信号”)。因此,在以往的超声波图像取得装置中,特别在循环器(心脏)的多普勒血流诊断中,除了血流信号以外还混入高功率的阀信号,从而难以进行仅以血流成分为对象的自动的速度范围调整。

发明内容

[0018] 本发明的目的在于提供一种超声波图像取得装置,推定与期望的心时相相当、且没有受到阀信号的波形的影响的波形,根据该推定的波形从实测的血流速度波形中自动地除去心时相中的阀信号混入区域,通过对该除去后的部分进行插值来生成除去了阀信号的影响的实测的血流波形。

[0019] 另外,本发明的目的在于提供一种超声波图像取得装置,根据所推定的波形从实测的血流速度波形中自动地除去心时相中的阀信号混入区域,根据除去了该阀信号后的实测的血流速度波形来进行自动的速度范围调整。

[0020] 本发明的第 1 方式的超声波图像取得装置具有发送接收部、多普勒信号处理部、存储部、实测波形计算部、ECG 波形取得部、波形推定部、以及插值部。而且,发送接收部向包含被检体内的运动流体的诊断部位发送接收具有与表示可测定的速度的速度范围对应的重复频率的超声波。多普勒信号处理部根据通过上述超声波的发送接收而得到的信号,生成表示上述运动流体的速度的多普勒频谱图像。存储部预先存储有基于使基准的血流速度波形与 ECG 波形相关联的模型的模型化后的值。实测波形计算部根据特定的患者的上述频谱图像来求出实测的血流速度波形。ECG 波形取得部取得与上述实测的血流速度波形对应的定时的 ECG 波形。波形推定部根据上述实测的血流速度波形、上述 ECG 波形、以及上述模型化后的值来推定上述患者的血流速度波形。插值部对上述实测的血流速度波形和上述推定的血流速度波形进行比较,从上述实测的血流速度波形中除去其差超过阈值的部分,对上述实测的血流速度波形的该除去的部分进行插值。

[0021] 根据该第 1 方式,可以自动地生成除去了阀信号的影响的血流速度波形。由此,可以生成不受阀信号影响的易于描绘的多普勒频谱图像,可以使血流量等的计测精度提高。

[0022] 另外,本发明的第 2 方式的超声波图像取得装置具有发送接收部、多普勒信号处理部、存储部、实测波形计算部、ECG 波形取得部、波形推定部、以及速度范围设定部。而且,发送接收部向包含被检体内的运动流体的诊断部位发送接收具有与表示可测定的速度的速度范围对应的重复频率的超声波。多普勒信号处理部根据通过上述超声波的发送接收而得到的信号,生成表示上述运动流体的速度的多普勒频谱图像。存储部预先存储有基于使基准的血流速度波形与 ECG 波形相关联的模型的模型化后的值。实测波形计算部根据特定的患者的上述频谱图像来求出实测的血流速度波形。ECG 波形取得部取得与上述实测的血流速度波形对应的定时的 ECG 波形。波形推定部根据上述实测的血流速度波形、上述 ECG 波形、以及上述模型化后的值来推定上述患者的血流速度波形。速度范围设定部对上述实测的血流速度波形和上述推定的血流速度波形进行比较,根据除去了其差超过阈值的部分后的上述实测的血流速度波形来求出上述速度范围。

[0023] 根据该第 2 方式,可以自动地求出与除去了阀信号的影响的血流速度波形对应的最佳的速度范围。由此,可以生成对于操作者而言易于观察的多普勒频谱图像。

[0024] 本发明的第 3 方式的超声波图像取得装置具有发送接收部、多普勒信号处理部、存储部、以及异常判定部。而且,发送接收部向包含被检体内的运动流体的诊断部位发送接收具有基于表示可测定的速度的速度范围的重复频率的超声波。多普勒信号处理部根据通过上述超声波的发送接收而得到的信号,生成表示上述运动流体的速度的多普勒频谱图像。存储部预先存储有根据个别的 ECG 波形以及与该 ECG 波形对应的基准的血流速度波形的统计数据而模型化成一般的基准的血流速度波形的模型后的值。异常判定部根据上述个别的理想的血流速度波形的统计数据,来生成作为包含可视为正常状态的血流速度波形的区域的状态空间,当来自该状态空间的上述实测的血流信息的马哈拉诺比斯距离超过预定的阈值时,判定为血流速度异常。

[0025] 根据该第 3 方式,可以自动地判定血流速度的异常。由此,可以减少血流速度的异常的遗漏,并且,可以早期地发现异常。

附图说明

[0026] 图 1 是示出由超声波图像取得装置取得的断层像和多普勒频谱图像的图。

[0027] 图 2 是第 1 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

[0028] 图 3 是用于说明第 1 实施方式的超声波图像取得装置的一系列动作的流程图。

[0029] 图 4A 是用于使用本发明的超声波图像取得装置来求出血流速度波形的曲线图。

[0030] 图 4B 是在以往的超声波图像取得装置中以手动操作设定了血流速度波形的速度范围时的曲线图。

[0031] 图 4C 是示出实施例中的血流速度波形的理想的速度范围的曲线图。

[0032] 图 4D 是使用第 1 实施方式的超声波图像取得装置来设定了血流速度波形的速度范围时的曲线图。

[0033] 图 5 是用于说明系统识别中的参数模型的图。

[0034] 图 6 是第 2 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

具体实施方式

[0035] (第 1 实施方式)

[0036] 以下对本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置进行说明。图 2 是示出本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的概略结构的框图。

[0037] 第 1 实施方式的超声波图像取得装置 1 可以按照显示超声波断层像(B 模式断层像)的 B 模式、显示血流信息的多普勒模式(脉冲多普勒(PW)或连续波多普勒(CW))、二维地显示血流信息的 CFM(Color Flow Mapping,彩色血流成像)模式等已知的模式来动作。

[0038] 在超声波探测器 2 中,使用多个超声波振子沿着预定方向(扫描方向)排列成一列的一维超声波探测器、矩阵状地配置超声波振子的二维超声波探测器。

[0039] 发送接收部 3 构成为具备:发送部(未图示),向超声波探测器 2 供给电信号而发生超声波;以及接收部(未图示),接收来自超声波探测器 2 的信号。

[0040] 发送接收部 3 的发送部具备未图示的时钟发生电路、发送延迟电路、以及脉冲发

生器电路。时钟发生电路是发生决定超声波信号的发送定时、发送频率的时钟信号的电路。发送延迟电路是在超声波的发送时施加延迟来实施发送聚焦 (focus) 的电路。脉冲发生器电路内置有与各超声波振子对应的各个路径数量的脉冲发生器,在被施加了延迟的发送定时发生驱动脉冲,供给到超声波探测器 2 的各超声波振子。

[0041] 另外,发送接收部 3 的接收部具备未图示的前置放大器电路、A/D 转换电路、以及接收延迟·加法电路。前置放大器电路针对每个接收通道对从超声波探测器 2 的各超声波振子输出的回波信号进行放大。A/D 转换电路对放大后的回波信号进行 A/D 转换。接收延迟·加法电路向 A/D 转换后的回波信号提供决定接收指向性所必要的延迟时间并相加。通过该相加,来自与接收指向性对应的方向的反射成分被强调。另外,将由该发送接收部 3 进行加法处理后的信号称为“RF 信号”。从发送接收部 3 输出的 RF 信号输入到 B 模式处理部 4 或多普勒处理部 5。

[0042] 进而,发送接收部 3 从速度范围设定部 94 接收到重复频率 (PRF) 后,按照重复频率使超声波探测器 2 发送接收超声波。

[0043] B 模式处理部 4 进行回波的振幅信息的影像化,根据回波信号生成 B 模式超声波光栅数据。具体而言,B 模式处理电路对 RF 信号进行带通滤波处理,之后,对输出信号的包络线进行检波,并对检波后的数据实施基于对数变换的压缩处理。由 B 模式处理部 4 生成的 B 模式超声波光栅数据输出到 DSC 6。

[0044] 多普勒处理部 5 构成为具备正交相位检波部 51、范围门 (RangeGate :RG) 处理部 52、壁滤波器 53 以及 FFT 运算部 54。

[0045] 正交相位检波部 51 将来自基准发送器的基准信号及其具有 90 度相位差的基准信号、与从发送接收部 3 输出的 RF 信号混合。范围门 (RG) 处理部 52 除去混合信号中的高频分量而取得仅由多普勒偏移频率分量构成的多普勒信号,并从其中提取出被检体内的期望深度的多普勒信号。壁滤波器 53 从来自范围门处理部 52 的、由范围门指定的被检体内的预定位置的多普勒信号中,除去动作比较慢的血管壁、心脏壁等不需要的低频多普勒信号,提取出应检测的血流的多普勒信号。FFT 运算部 54 对由壁滤波器 53 提取出的多普勒信号进行频率解析而取得作为其解析结果的多普勒频谱信号,并输出到 DSC (Digital Scan Converter, 数字扫描转换器) 6。由此,在显示部 8 上,例如与 B 模式断层像一起显示出多普勒频谱图像。

[0046] 另外,FFT 运算部 54 从速度范围设定部 94 接收到速度偏差 (BLS) 后,使 FFT 处理的读出地址变化该移动量来调整速度的偏差。

[0047] 为了取得以正交坐标系表示的图像,DSC 6 将超声波光栅数据转换成以正交坐标系表示的图像数据 (扫描转换处理)。从 DSC 6 向显示部 8 输出图像数据,在显示部 8 上显示基于该图像数据的图像。例如,DSC 6 根据 B 模式超声波光栅数据生成作为二维信息的断层像数据,并向显示部 8 输出该断层像数据。显示部 8 显示基于该断层像数据的断层像。

[0048] 自动范围 / 自动 BLS 处理部 9 接收从 FFT 运算部 54 输出的多普勒频谱信号,计算出最适合于该多普勒频谱信号的速度范围。自动范围 / 自动 BLS 处理部 9 由实测波形计算部 91、ECG 波形取得部 92、波形推定部 93、插值部 94 以及速度范围设定部 95 构成。以下,对自动范围 / 自动 BLS 处理部 9 进行详细说明。

[0049] 实测波形计算部 91 通过对从 FFT 运算部 54 输出的多普勒频谱信号的最大速度 V_p

进行检测并在时间方向上连线（例如，可以是检波，也可以是伪滤波）（以下称为“描绘”），而检测出 V_p 的实测的血流速度波形。由此，最大速度 V_p 的实测的血流速度波形成为描绘了多普勒频谱图像的最大速度 V_p 后得到的波形。然后，实测波形计算部 91 根据所检测出的实测的血流速度波形计算出表示实测的血流速度波形的函数 $V_p(t)$ （以下简称为“实测的血流速度波形 $V_p(t)$ ”）。进而，实测波形计算部 91 向波形推定部 93 以及插值部 94 发送实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 。

[0050] ECG 波形取得部 91 从心电图 10 接收信号，使其与实测波形计算部 91 求出的实测的血流速度波形同步，进而在时间方向上描绘最大振幅来生成 ECG 波形。进而，ECG 波形取得部 91 根据所生成的 ECG 波形来生成表示该 ECG 波形的函数 $u(t)$ （以下简称为“ECG 波形 $u(t)$ ”）。然后，ECG 波形取得部 91 向波形推定部 93 发送所生成的 ECG 波形 $u(t)$ 。

[0051] 存储部 7 根据事先针对每个年龄以及疾病收集的个别患者的 ECG 波形以及与该 ECG 波形对应的没有阀信号影响的个别患者的理想的血流速度波形的统计数据，使用 ARX 模型 (Auto-Regressive exogenous model, 外生自回归模型) 来进行系统识别，模型化成一般的理想血流速度波形的模型，并预先存储该模型的系数序列。该没有阀信号影响的理想的血流速度波形相当于本发明中的“基准的血流速度波形”。此处，ARX 模型是指使用于系统识别的线性时变的参数模型，是将当前的输出 $y(t)$ 与有限个过去的输出数据 $y(t-k)$ 和输入数据 $u(t-k)$ 关联起来的模型（例如，参照“基于 MATLAB 的系统识别”足立修一著东京电机大学出版社）。

[0052] 此处，说明上述的系数序列的求法。首先对年龄以及所具有的疾病进行分组，针对每个组收集几百个病历的 ECG (Electrocardiogram, 心电图) 波形以及没有阀信号影响的理想的血流速度波形。此处，作为理想的血流速度波形的求法，有如下的方法：通过在循环器中的不存在相互阀的部分进行血流速度的测定而求出没有阀信号影响的血流速度波形，或者由经验丰富的医师根据经验从实测的血流速度波形手动地除去阀信号的影响而求出没有阀信号影响的血流速度波形。

[0053] 接下来，根据所收集到的 ECG 波形以及理想的血流速度波形来进行基于 ARX 模型的系统识别。设表示 ECG 波形的函数为 $u(t)$ 、表示一般的理想的血流速度波形的函数为 $y_i(t)$ ，则

$$[0054] \quad A(q) * y_i(t) = B(q) * u(t-nk) + e(t)$$

[0055] $e(t)$ ：残差，即期待值与实测值之差

[0056] nk ：与和 ECG 波形对应的一般的理想的血流速度波形的时间延迟

$$[0057] \quad A(q) = 1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_{na} q^{-na}$$

$$[0058] \quad B(q) = b_1 + b_2 q^{-1} + \dots + b_{nb} q^{-nb+1}$$

[0059] $A(q)$ 、 $B(q)$ 为不可约的移位算子 q 的多项式)

[0060] na 、 nb 、 nk ：整数自变量。

[0061] 因此，在存储部 7 中，针对每个被分类的组，预先存储一般的理想的血流速度波形的模型中的系数，即 $a_i = (a_1, a_2, \dots, a_{na})$ 、 $b_j = (b_1, b_2, \dots, b_{nb})$ 。

[0062] 波形推定部 93 根据从实测波形计算部 91 接收到的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 、从 ECG 波形取得部 92 接收到的 ECG 波形 $u(t)$ 、以及存储在存储部 7 中的系数 $a_i = (a_1, a_2, \dots, a_{na})$ 、 $b_j = (b_1, b_2, \dots, b_{nb})$ ，推定当前正在计测血流速度的患者的理想的血流速度波形。在

此,对于在该推定中使用的系数,判断患者属于上述的哪个组来使用与该组对应的系数。以下,将该推定出的波形称为推定波形 $y_e(t)$ 。

[0063] 该推定波形 $y_e(t)$ 可以表示成

[0064] $y_e(t) = -\sum \{a_i * V_p(t-i)\} + \sum \{b_j * u(t-j)\}$ 。

[0065] 波形推定部 95 向插值部 94 发送推定波形 $y_e(t)$ 。

[0066] 插值部 94 存储有实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 与推定波形 $y_e(t)$ 之差的阈值。此处,该阈值是用于在实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 与推定波形 $y_e(t)$ 之差超过了该值的情况下,判断为在该时间实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 受到了阀信号的影响的值。这样,该阈值的目的在于除去非常高速的阀信号的影响,相反,如果较强地要求与推定波形的近似,则会除去大部分的值。因此,优选按照必须留下多大范围来作为希望除去影响的阀信号的影响范围、以及除去了阀信号的影响后的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 的范围的要求,来设定该阈值。然后,插值部 94 求出所接收到的当前正在计测血流速度的患者的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 与推定波形 $y_e(t)$ 之差,来判定超过了阈值的部分。

[0067] 在本实施方式中,阈值被提供给正、负这两方。但是,该阈值的设定方法也可以有其他方法。例如,存在阀的影响的部分与推定波形相比值更大,所以在从实测的血流速度波形中减去推定波形的情况下,可以仅对正侧设定阈值的值。另外,在从推定波形中减去实测的血流速度波形的情况下,可以仅对负侧设定阈值的值。进而,也可以取实测的血流速度波形与推定波形之差的绝对值,针对该绝对值设定阈值。

[0068] 插值部 94 从当前正在计测血流速度的患者的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 中除去了超过了阈值的部分。

[0069] 进而,插值部 94 对实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 的所除去的部分适用推定波形 $y_e(t)$ 。然后,插值部 94 对该推定波形 $y_e(t)$ 和实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 的差距进行插值。该插值方法没有特别限定,例如可以是直线插值、样条插值、或根据实测的血流速度波形的峰值进行线性预测来进行插值的方法等任意方法。另外,在本实施方式中,在对所除去的部分适用了推定波形 $y_e(t)$ 后进行插值,但也可以不适用推定波形 $y_e(t)$ 而直接对实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 的所除去的部分进行插值。该插值方法也没有特别限定,例如可以是直线插值、样条插值、或根据实测的血流速度波形的峰值进行线性预测来进行插值的方法等。此处,直线插值由于处理简单,所以对插值部 94 的负荷较少即可。而在样条插值、根据实测的血流速度波形的峰值进行线性预测来进行插值的方法的情况下,处理烦杂,但可以使用平滑的曲线来进行插值,从而可以生成更接近于实际波形的波形。进而,样条插值虽然对要插值的区间短的情况有效,但根据实测的血流速度波形的峰值进行线性预测来进行插值的方法可以在要插值的区间长的情况下进行插值。以下,将该插值部 94 所生成的血流速度波形称为“范围设定用波形”。

[0070] 插值部 94 向速度范围设定部 95 发送范围设定用波形。

[0071] 速度范围设定部 95 进行统计计算处理来计算出速度范围的上限以及下限。此处,在统计计算处理中存在正则分布模型和平滑化后阈值处理模型等,其中正则分布模型从范围设定用波形生成直方图,求出速度分布,根据进行了基于该速度分布的加权后的范围设定用波形的分布计算出平均和方差,将平均 $\pm$ 系数 $\times \sigma$ 设为速度范围的上限以及下限的推定值,而平滑化后阈值处理模型根据加权后的范围设定用波形的分布,将相当于峰值的

系数%的值设为速度范围的上限以及下限。该速度范围的计算方法详细记载于日本特开 2005-185731 号公报。

[0072] 然后,速度范围设定部 95 求出与所设定的速度范围对应的重复频率 (PRF)。

[0073] 另外,速度范围设定部 95 使用范围设定用波形,根据现行的基准位置(基线)上侧(正侧)的最大值求出最大速度范围,根据下侧(负侧)的最大值求出最小速度范围,进行最大速度范围和最小速度范围的比较,求出基线(基准位置)的移动量。例如,使最大速度范围和最小速度范围的平均值置于画面中央,通过求出其平均值与基线=0 的距离,来求出移位量。进行作为基准位置(基线)的移动量的速度偏差(BLS)的计算。该速度偏差(BLS)的计算方法详细记载于日本特开 2005-185731 号公报。

[0074] 如上所述决定了重复频率 (PRF) 以及速度偏差 (BLS) 后,速度范围设定部 95 向发送接收部 3 输出重复频率 (PRF)。同时,速度范围设定部 95 向多普勒信号处理部 5 的 FFT 运算部 54 输出速度偏差 (BLS)。

[0075] 另外,在本实施方式中,自动范围/自动 BLS 处理部 9 可以由硬件构成,也可以构成成为软件。例如,可以由 CPU 构成自动范围/自动 BLS 处理部 9,从存储区域(未图示)读入程序并执行该程序,由此来执行实测波形计算部 91、ECG 波形取得部 92、波形推定部 93、插值部 94 以及速度范围设定部 95 的功能。

[0076] 此处,虽然在本实施方式中一同进行了速度偏差的调整以及速度范围的调整,但本发明的超声波图像取得装置也可以仅通过速度范围的调整来动作。在该情况下,偏差不移动而总是以 0Hz 为基准,但进行速度范围的调整而得到减轻了折叠的多普勒频谱图像。

[0077] (动作)

[0078] 接下来,参照图 3 来对本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的一系列动作进行说明。图 3 是示出本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的一系列动作的流程图。

[0079] (步骤 S001)

[0080] 首先,对被检体发送超声波,根据来自被检体的反射波来生成 B 模式断层像和多普勒频谱图像。由 FFT 运算部 54 生成的多普勒波形数据从 FFT 运算部 54 经由 DSC 6 输出到显示部 8,与 B 模式断层像一起显示在显示部 8 上。进而,多普勒波形数据从 FFT 运算部 54 输出到自动描绘部 7。

[0081] (步骤 S002)

[0082] 在步骤 S001 取得了多普勒波形后,实测波形计算部 91 在时间方向上描绘多普勒频谱图像的边缘部(最大速度 V_p),对最大速度 V_p 的血流速度波形进行检测。进而,实测波形计算部 91 求出作为表示最大速度 V_p 的血流速度波形的函数的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 。然后,实测波形计算部 91 向波形推定部 93 以及插值部 94 输出该实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 。

[0083] (步骤 S003)

[0084] 在步骤 S003 中,ECG 波形取得部 92 描绘出从心电计 10 接收到的信号的最大振幅,求出作为表示该描绘出的波形的函数的 ECG 波形 $u(t)$ 。然后,ECG 波形取得部 92 向波形推定部 93 输出该 ECG 波形 $u(t)$ 。

[0085] (步骤 S004)

[0086] 在步骤 S004 中,波形推定部 93 根据实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 、ECG 波形 $u(t)$ 、以及预先存储在存储部 7 中的一般的理想的血流速度波形的模型的系数来推定当前正在进行血流速度的测定的患者的理想的血流速度波形(推定波形 $y_e(t)$)。然后,波形推定部 93 向插值部 94 输出推定波形 $y_e(t)$ 。

[0087] (步骤 S005)

[0088] 插值部 94 求出实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 以及推定波形 $y_e(t)$ 之差,从实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 中除去该差超过了所存储阈值的部分,进而通过进行该除去的部分的插值,从而求出范围设定用波形。

[0089] (步骤 S006)

[0090] 速度范围设定部 95 根据范围设定用波形进行统计值计算处理来求出重复频率 (PRF) 以及速度偏差 (BLS)。

[0091] (步骤 S007)

[0092] 如上所述决定了重复频率 (PRF) 和速度偏差 (BLS) 后,速度范围设定部 95 向发送接收部 3 输出该重复频率 (PRF)。同时,速度范围设定部 95 向多普勒信号处理部 5 内的 FFT 运算部 54 输出速度偏差 (BLS)。发送接收部 3 按照由速度范围设定部 95 求出的重复频率 (PRF) 来使超声波探测器 2 发送接收超声波。另外,FFT 运算部 54 按照由速度范围设定部 95 求出的速度偏差 (BLS),使 FFT 处理的读出地址变化该移位量,来调整速度的偏差。由此,速度范围和速度偏差 (BLS) 被更新。

[0093] 如上所述,本实施方式的超声波图像取得装置 1 根据通过扫描取得的多普勒频谱图像来自动地求出除去了阀信号的影响的血流速度波形的速度范围以及速度偏差。然后,可以使用该速度范围和速度偏差,追踪血流的状态偏移来改变多普勒速度范围等。

[0094] (实施例)

[0095] 以下,参照图 4A ~ D,利用通过使用本实施方式的超声波图像取得装置来除去了阀信号的影响的血流速度波形的实施例、和不使用本实施方式的超声波图像取得装置而使用以往方法的血流速度波形的比较例,来对血流速度波形的显示进行说明。图 4A 是用于使用本发明的超声波图像取得装置来求出血流速度波形的曲线图。图 4B 是在以往的超声波图像取得装置中以手动操作设定了血流速度波形的速度范围时的曲线图。图 4C 是示出本实施例中的血流速度波形的理想的速度范围的曲线图。图 4D 是使用本实施方式的超声波图像取得装置设定了血流速度波形的速度范围时的曲线图。在图 4 的各曲线中,纵轴表示速度范围 (kHz),横轴表示时间 (sec)。

[0096] 图 4A 所示的曲线 501 是示出除去阀的影响之前的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 的曲线,曲线 502 是示出推定波形 $y_e(t)$ 的曲线,曲线 503 是示出与曲线 501 的血流速度波形对应的 ECG 波形 $ECG(t)$ 的曲线,曲线 504 是使用本实施方式的超声波图像取得装置除去了阀的影响后的血流速度波形的曲线。

[0097] 在本实施例中,首先,通过对所实测的多普勒信号进行多普勒自动描绘而生成曲线 501 示出的实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 。然后,根据曲线 503 示出的 ECG 波形 $ECG(t)$ 和统计求出的理想的血流速度波形,生成曲线 502 示出的推定波形 $y_e(t)$ 。然后,通过从实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 除去与该推定波形 $y_e(t)$ 的差超过了阈值的部分并对该部分进行插值,来生成曲线 504 示出的除去了阀的影响的血流速度波形。

[0098] 此处,在不从实测波形 $V_p(t)$ 除去阀的影响而显示血流速度波形的情况下,速度范围需要是 5.6 (kHz)。而在利用以往技术并通过手动操作从实测波形 $V_p(t)$ 除去了阀的影响的情况下,可以如图 4B 所示抑制成 3.9 (kHz) 的速度范围。但是,如果根据考虑要极力抑制阀的影响的情况而统计学地计算出的理想的波形来求出速度范围,则在本实施例中的血流速度波形中,理想的是将速度范围抑制成 3.2 (kHz)。因此,使用本实施方式的超声波图像取得装置,在使用了曲线 504 示出的除去了阀的影响的血流速度波形的情况下,可以如图 4D 所示将速度范围抑制成 3.2 (kHz)。

[0099] 如上所述,难以通过手动操作接近于理想的速度范围,但可以通过利用本实施方式的超声波图像取得装置除去阀的影响,来使该速度范围大致近似于理想的速度范围。

[0100] 此处,在本实施方式中在进行系统识别时使用 ARX 模型,但只要是系统识别中的参数模型(例如参照“用于控制的上级系统识别”足立修一著东京电机大学),则也可以使用其他数学模型。作为该参数模型,除了 ARX 模型以外,例如还有 FIR(Finite Impulse Response,有限脉冲响应)模型、ARMAX(Auto Regressive Moving AverageXogenous,自回归移动平均外生)模型、OE(Output Error,输出误差)模型、BJ(Box and Jenkins,博克斯和詹金斯)模型等。系统识别中的参数模型如图 5 所示。图 5 是用于说明系统识别中的参数模型的图。此处,在图 5 中, $A(z) * y(k) = \{B(z)/F(z)\} * u(k) + \{C(z)/D(z)\} * w(k)$

$$[0101] \quad A(z) = 1 + a_1 * z_{-1} + \dots + a_n * z_{-n}$$

$$[0102] \quad B(z) = b_1 * z_{-1} + b_2 * z_{-2} + \dots + b_m * z_{-m}$$

$$[0103] \quad C(z) = c_1 * z_{-1} + c_2 * z_{-2} + \dots + c_p * z_{-p}$$

$$[0104] \quad D(z) = 1 + d_1 * z_{-1} + d_2 * z_{-2} + \dots + d_q * z_{-q}$$

$$[0105] \quad F(z) = 1 + f_1 * z_{-1} + f_2 * z_{-2} + \dots + f_r * z_{-r}$$

[0106] 于是,该系统识别中的参数模型表示为:

$$[0107] \quad e(k) + d_1 * e(k-1) + \dots + d_q * e(k-q) = c_1 * w(k-1) + c_2 * w(k-2) + \dots + c_p * w(k-p)$$

$$[0108] \quad x(k) + f_1 * x(k-1) + \dots + f_q * x(k-q) = b_1 * u(k-1) + b_2 * u(k-2) + \dots + b_m * u(k-m)$$

$$[0109] \quad y(k) + a_1 * y(k-1) + \dots + a_q * y(k-q) = e(k) + x(k)$$

[0110] 另外,在本实施方式中在进行了插值后进行速度范围的调整,但也可以仅生成进行插值并除去了阀的影响的血流速度波形。利用该结构可以取得除去了阀的影响的血流速度波形,从而可以易于进行血流的流量的计测等而使计测精度提高。

[0111] 进而,也可以使用不进行插值而仅除去了阀的影响的血流速度波形来进行速度范围的调整。在该情况下,速度范围设定部 95 存储阈值。而且,速度范围设定部 95 进行推定波形和实测的血流速度波形的比较来求出超过阈值的部分。利用该结构,速度范围调整的精度虽然降低几%,但由于计算简单,所以可以使速度范围的计算速度提高。

[0112] (第 2 实施方式)

[0113] 接下来对本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置进行说明。第 2 实施方式的超声波图像取得装置 1A 构成为在第 1 实施方式的超声波图像取得装置 1 中还具备异常判定部 11。图 6 是示出第 2 实施方式的超声波图像取得装置的功能的框图。以下对超声波图像取得装置 1A 中的异常的判定进行说明。

[0114] 异常判定部 11 根据作为统计数据而存储在存储部 7 中的每个年龄以及疾病的、没有阀信号的影响的个别的理想的血流速度波形来生成状态空间。此处,状态空间是指,可视

为正常状态的血流速度波形包含在其中的空间。

[0115] 异常判定部 11 从实测波形计算部 91 取得实测的血流速度波形 $V_p(t)$ 。

[0116] 异常判定部 11 根据具有该血流速度波形 $V_p(t)$ 的患者的年龄以及疾病来选择所对应的状态空间, 求出该状态空间与血流速度波形 $V_p(t)$ 的马哈拉诺比斯 (Mahalanobis) 距离。此处, 马哈拉诺比斯距离是使用了变量间的相关的指标, 是表示离开作为对象的基准空间的距离的距离尺度。

[0117] 异常判定部 11 在所计算出的马哈拉诺比斯距离超过了预先存储的针对马哈拉诺比斯距离的阈值的情况下判断为血流速度异常。然后, 异常判定部 11 例如使用显示部 8 等向操作者通知血流速度异常的信息。

[0118] 由此, 在发生了超过阈值那样的血流速度异常的情况下。自动地向操作者通知, 所以可以减少血流速度的异常的遗漏, 从而可以向患者提供更迅速且正确的诊断。

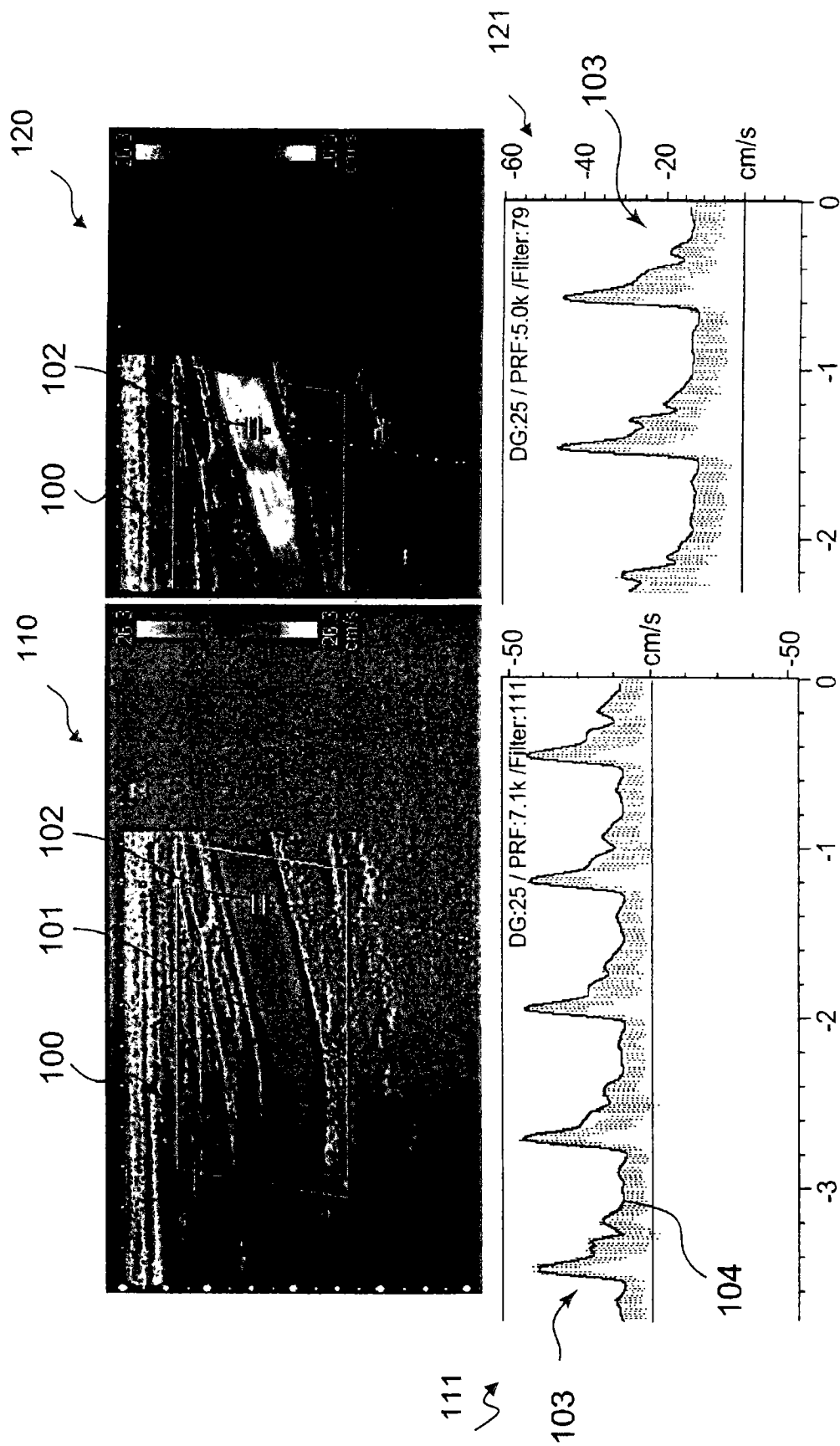


图1

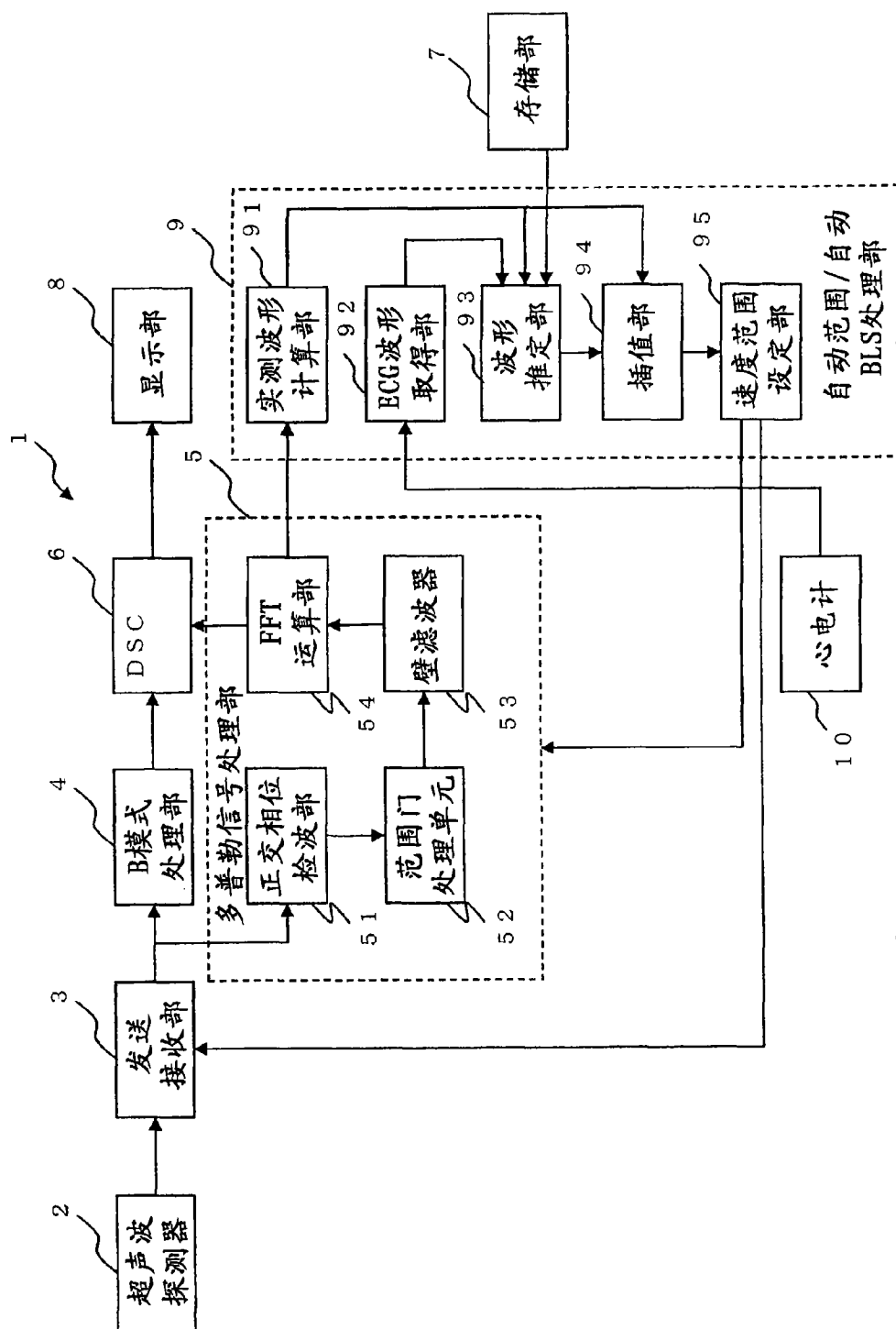


图2

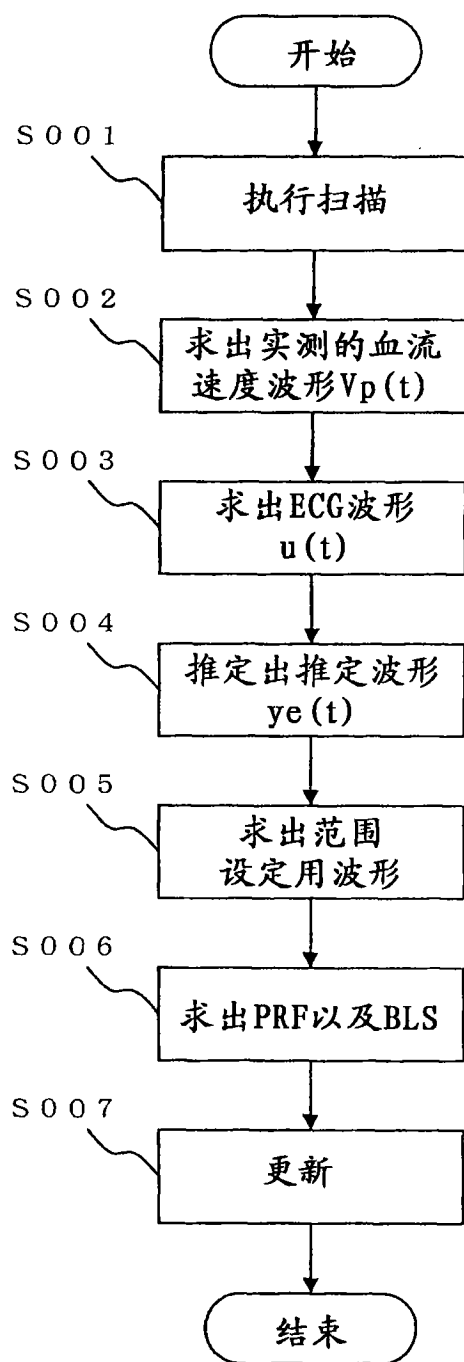


图 3

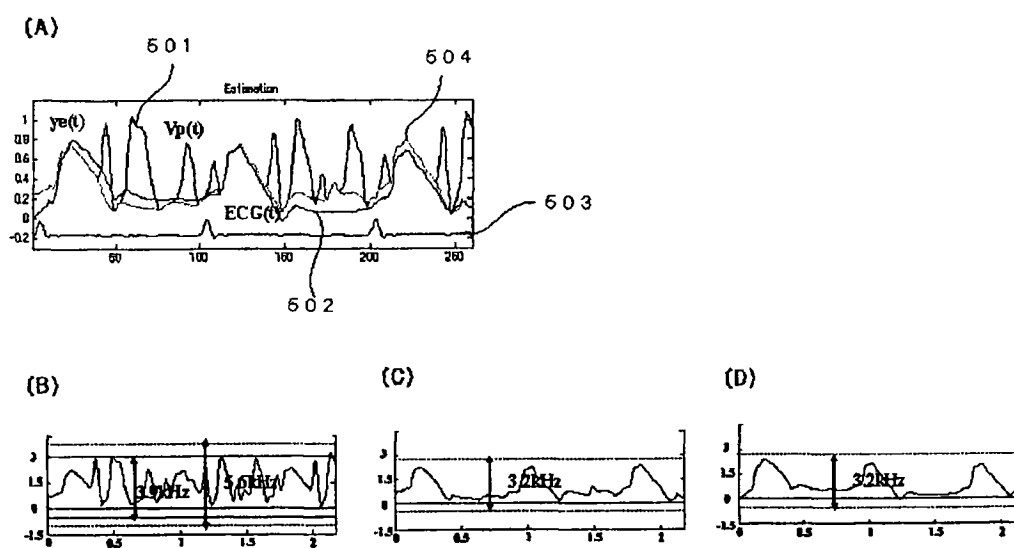


图 4

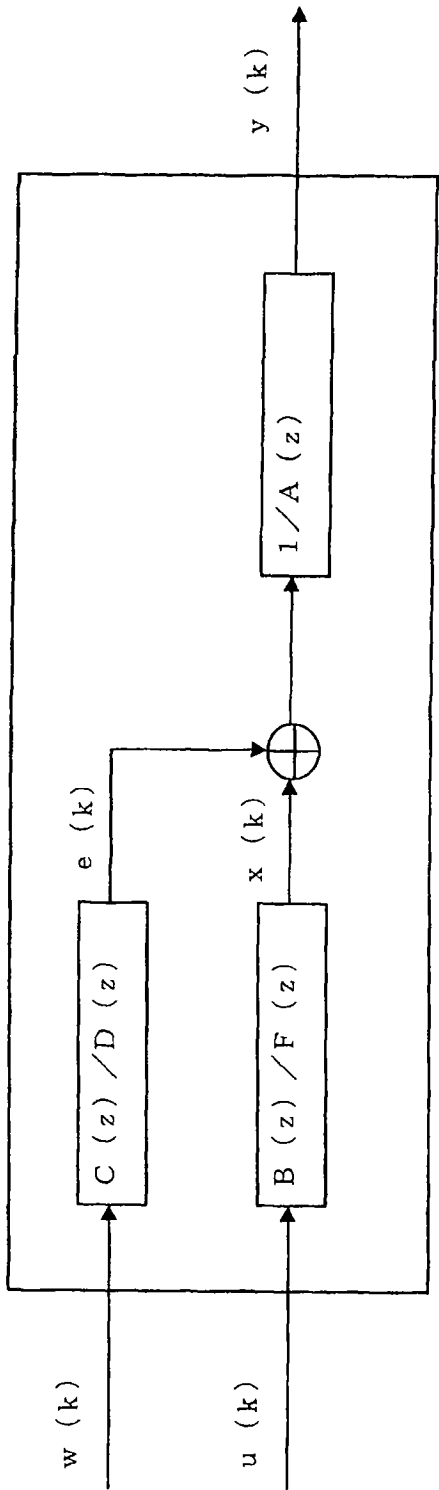


图5

