

1. 一种超声波多普勒测量装置，包括：
 - 具有对被检测体的规定方向进行超声波发送接收的超声波振子的超声波探头；
 - 驱动上述超声波振子来进行超声波发送的发送组件；
 - 接收通过上述超声波的发送接收得到的来自上述被检测体的接收信号的接收组件；
 - 从上述接收信号中检测多普勒信号的多普勒信号检测组件；
 - 对于通过对上述规定方向重复超声波的发送接收而按照时间序列得到的规定部位的上述多普勒信号设定规定的窗函数，来按照时间序列生成多普勒波谱数据的波谱数据生成组件；
 - 根据由该波谱数据生成组件生成的多个上述多普勒波谱数据来测量多普勒灵敏度的多普勒灵敏度测量组件；
 - 根据上述窗函数来制作波谱形状模型的波谱形状模型制作组件；
 - 根据上述波谱形状模型和上述多普勒灵敏度，来设定轨迹波形数据相对频率轴方向进行规定量变位的阈值范围，并在该阈值范围中设定多个阈值的阈值设定组件；
 - 把与从上述多个阈值中选择出的阈值对应的上述多普勒波谱数据的多普勒频率的经时性变化作为上述轨迹波形数据生成的轨迹数据生成组件；和
 - 显示上述轨迹波形数据的显示组件。
2. 如权利要求 1 所述的超声波多普勒测量装置，上述阈值设定组件以根据相邻的各阈值而生成的轨迹波形数据在频率轴方向为大致等间隔的形式，来设定在上述阈值范围中的阈值的间隔。
3. 如权利要求 1 所述的超声波多普勒测量装置，
 - 包括：输入用于从由上述阈值设定组件设定的上述多个阈值中选择或者更新规定阈值的指示信号的输入组件，
 - 上述轨迹数据生成组件根据由上述输入组件选择或更新的上述

阈值来生成轨迹波形数据。

4. 如权利要求 1 所述的超声波多普勒测量装置, 上述阈值设定组件根据上述波谱形状模型和上述多普勒灵敏度的至少一方, 来设定轨迹波形数据相对频率轴方向以规定量变位的阈值范围。

5. 如权利要求 4 所述的超声波多普勒测量装置, 上述多普勒灵敏度测量组件根据在按照时间序列得到的多个多普勒波谱数据中得到的平均信号电平和平均噪声电平来测量上述多普勒灵敏度。

6. 如权利要求 4 所述的超声波多普勒测量装置, 上述多普勒灵敏度测量组件从按照时间序列得到的在多个多普勒波谱数据的各自中的最大信号成分的时间轴方向的平均值中, 测量平均信号电平, 并从噪声成分的频率轴方向以及时间轴方向的平均值中测量平均噪声电平。

7. 如权利要求 4 所述的超声波多普勒测量装置, 上述波谱形状模型制作组件对上述窗函数进行傅立叶变换来制作上述波谱形状模型。

8. 如权利要求 4 所述的超声波多普勒测量装置, 上述波谱形状模型制作组件包括模型补正组件, 上述模型补正组件根据轨迹波形数据的测量部位、超声波发送接收条件以及被检测体信息中的至少一个来补正上述波谱形状模型。

9. 如权利要求 4 所述的超声波多普勒测量装置, 上述阈值设定组件根据上述多普勒灵敏度对上述波谱形状模型设定相对噪声电平, 并把该相对噪声电平作为基准来设定上述阈值范围。

10. 如权利要求 4 所述的超声波多普勒测量装置, 上述波谱数据生成组件对用上述窗函数进行了加权处理的规定区间的多普勒信号进行傅立叶变换, 来生成上述多普勒波谱数据。

11. 如权利要求 10 所述的超声波多普勒测量装置, 上述波谱数据生成组件根据矩形窗形状、汉宁窗形状、汉明窗形状和高斯窗形状中的任意一种来进行加权处理。

12. 一种超声波多普勒测量装置控制方法, 包括以下步骤:

驱动对被检测体的规定方向进行超声波发送接收的超声波振子来发送超声波;

接收通过上述超声波的发送接收而得到的来自上述被检测体的接收信号;

对上述接收信号检测多普勒信号;

对于通过对上述规定方向重复超声波的发送接收而按照时间序列得到的规定部位的上述多普勒信号设定规定的窗函数,来生成按照时间序列生成多普勒波谱数据的波谱数据;

根据所生成的多个上述多普勒波谱数据来测量多普勒灵敏度;

制作根据上述窗函数来制作波谱形状模型的波谱形状模型;

根据上述波谱形状模型和上述多普勒灵敏度,来设定轨迹波形数据相对频率轴方向以规定量变位的阈值范围,并在该阈值范围中设定多个阈值;

把与从上述多个阈值中选择出的阈值对应的上述多普勒波谱数据的多普勒频率的经时性变化作为上述轨迹波形数据生成;

显示上述轨迹波形数据。

13. 如权利要求 12 所述的超声波多普勒测量装置控制方法,在上述阈值设定中,以根据相邻的各阈值而生成的轨迹波形数据在频率轴方向上为大致等间隔的形式,来设定在上述阈值范围中的阈值的间隔。

14. 如权利要求 12 所述的超声波多普勒测量装置控制方法,

输入用于从所设定的上述多个阈值中选择或更新规定的阈值的指示信号,

在上述轨迹波形数据生成中,根据选择或更新的上述阈值生成轨迹波形数据。

15. 如权利要求 12 所述的超声波多普勒测量装置控制方法,

在上述阈值设定中,根据上述波谱形状模型和上述多普勒灵敏度中的至少一方,来设定轨迹波形数据相对频率轴方向以规定量变位的阈值范围。

16. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述多普勒灵敏度测量中，根据在按照时间序列得到的多个多普勒波谱数据中得到的平均信号电平和平均噪声电平来测量上述多普勒灵敏度。

17. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述多普勒灵敏度测量中，根据按照时间序列得到的在多个多普勒波谱数据的各自中的最大信号成分的时间轴方向的平均值来测量平均信号电平，并从噪声成分的频率轴方向以及时间轴方向的平均值中测量平均噪声电平。

18. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述波谱形状模型制作中，对上述窗函数进行傅立叶变换来制作上述波谱形状模型。

19. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述波谱形状模型制作中，根据轨迹波形数据的测量部位、超声波发送接收条件以及被检测体信息中的至少任意一方来补正上述波谱形状模型。

20. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述阈值设定中，根据上述多普勒灵敏度对上述波谱形状模型设定相对噪声电平，并把该相对噪声电平作为基准来设定上述阈值范围。

21. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述波谱数据生成中，对于用上述窗函数进行了加权处理的规定区间的多普勒信号进行傅立叶变换，来生成上述多普勒波谱数据。

22. 如权利要求 15 所述的超声波多普勒测量装置控制方法，在上述波谱数据生成中，根据矩形窗形状、汉宁窗形状、汉明窗形状和高斯窗形状中的任意一种来进行加权处理。

超声波多普勒测量装置及其控制方法

技术领域

本发明涉及利用超声波多普勒效应来进行生物体内的血流流速信息或组织移动信息等的测量的超声波多普勒测量装置及其控制方法。

背景技术

超声波诊断装置把从内置于超声波探头中的超声波振子发生的超声波脉冲发射到被检测体内，用上述超声波振子接受因被检测体组织的声阻抗的差异产生的超声波反射波显示在监视器上。该诊断方法由于只通过把超声波探头与体表接触的简单的操作就能够容易观察实时的2维图像，所以广泛用于生物体的各种脏器的功能诊断或形态诊断。用来自生物体内的组织或血球的反射波得到生物体信息的超声波诊断法，由于超声波脉冲反射法和超声波多普勒法这2大技术的开发而得到快速进步，使用这些技术得到的B模式图像和彩色多普勒图像在当今的超声波图像诊断中已成为必不可少。

另一方面，作为定量并且高精度地得到在被检测体的任意的观测部位上的血流信息的方法有多普勒波谱法。在该多普勒波谱法中，对被检测体的同一部位以一定间隔进行多次超声波发送接收，对于在血球等的移动反射体上反射的超声波反射波，采用使用了和在超声波发送接收中使用的超声波振子的共振频率大致相等的频率的基准信号的正交相位检波检测多普勒信号。然后，从该多普勒信号中用距离选通脉冲抽出在所希望部位上的多普勒信号，进而，通过FFT分析已抽出的多普勒信号生成多普勒波谱数据。

通过这样的步骤，对从被检测体的所希望部位得到的多普勒信号连续生成多普勒波谱数据，通过顺序排列已得到的多个多普勒波谱数

据，生成多普勒波谱图像数据。然后，为了正确地在被检测体中的所希望的观测部位上设定距离选通脉冲，距离系统脉冲的设定在 B 模式图像观测下进行，此时，距离选通脉冲位置用 B 模式图像监测。

在用该超声波多普勒测量装置得到的多普勒波谱数据中，一般纵轴表示频率 (f)，横轴表示时间 (t)，各频率成分的功率 (强度) 作为亮度 (灰度) 表示。根据该多普勒波谱数据进行各种诊断参数的测量，作为其有代表性的例子，有检测与频率轴方向的最大频率成分 f_p 对应的最高血流速度 V_p ，根据表示该最高血流速度 V_p 的时间变化的轨迹 (trace) 波形数据测量诊断参数的方法。

在最高血流速度 V_p 的轨迹波形数据的生成中，进行从未被埋入噪声的波谱中的多普勒波谱成分的最大值中测量最高血流速度 V_p 的方法，以前基本上是把突然停止 (静止显示) 的多普勒波谱数据作为对象的手工追迹操作。

对此，近年来例如如美国专利第 6528321 号记载的那样，开发了根据被设定在实时得到的多普勒波谱数据上的规定阈值自动追迹最高血流速度 V_p 的方法，进而，提出了根据多普勒波谱数据的平均信号电平以及平均噪声电平自动设定上述阈值的方法。另外，如特开平 7-303641 号公报所记载的那样，还提出了预先设定多个阈值，从根据这些阈值生成的许多轨迹波形数据中把最佳的轨迹波形数据作为最高血流速度 V_p 的轨迹波形数据选择的方法。

但是，如果采用记述在上述美国专利第 6528321 号中的方法，则随着平均信号电平或平均噪声电平的时间性变动，有出现最高血流速度 V_p 受到噪声的影响不能检测出现象。因此，医生或检验技师 (以下，称为操作者) 依次更新上述阈值，通过观测此时生成的轨迹波形数据设定得到所希望的轨迹波形数据的阈值的步骤是不可缺少的。

可是，当一边以规定间隔更新相对多普勒波谱数据的阈值一边进行轨迹波形数据的生成的情况下，相对阈值的变化量的轨迹波形数据的变位量依赖于在多普勒波谱数据中的平均信号电平以及平均噪声电平。例如，如从总颈动脉的血流中得到的多普勒波谱数据那样当，平

均信号电平和平均噪声电平的差（以下，称为多普勒灵敏度）大的情况下，即使使阈值有一些变化对轨迹波形数据也不会有大的影响，而如中大脑动脉或椎骨动脉的多普勒波谱数据那样，当多普勒灵敏度差的情况下，相对同样的阈值的变位置，轨迹波形数据在频率轴方向上显著变位。另外，已知多普勒灵敏度不仅依赖于测量部位还依赖于被检测体的性别和体质（例如，肥胖度）等，在对这样的被检测体得到的轨迹波形数据中也发生和上述一样的现象。

图 1(a) 是相对从多普勒灵敏度良好的总颈动脉得到的多普勒波谱数据以规定间隔设定了 3 个阈值时的轨迹波形数据，纵轴表示血流速度（频率），横轴表示时间。另一方面，图 1(b) 是相对灵敏度差的，例如，中大脑动脉的多普勒波谱数据在和图 1(a) 的情况一样的间隔下设定 3 个阈值得到的轨迹波形数据，纵轴以及横轴和图 1(a) 的情况一样。

因此，为了从预先设定的许多阈值中高效率地选择生成所希望的轨迹波形数据时的阈值，虽然希望比较观测相对多普勒灵敏度差的多普勒波谱数据以比较小的间隔更新阈值，相对多普勒灵敏度好的多普勒波谱数据以比较大的间隔更新阈值得到的轨迹波形数据，但在上述美国专利第 6528321 号或特开平 7-303641 号公报的方法中对于伴随多普勒灵敏度差异的阈值间隔的设定方法没有做任何记载。

发明内容

鉴于上述问题的存在，本发明的目的在于：提供一种超声波多普勒测量装置及其控制方法，它在对于按照时间系列得到的多普勒波谱数据设定阈值生成所希望的轨迹波形数据时，根据波谱形状模型和多普勒灵敏度设定相对上述多普勒波谱数据的阈值范围，通过依次更新被设定在该阈值范围中的规定数的阈值，能够高效率并且高精度地生成上述所希望的轨迹波形数据。

为了实现上述目的，本申请发明采取以下方法。

依照本发明的一个方面，本发明的超声波多普勒测量装置，包括：

具有对被检测体的规定方向进行超声波发送接收的超声波振子的超声波探头；驱动上述超声波振子来进行超声波发送的发送组件；接收通过上述超声波的发送接收得到的来自上述被检测体的接收信号的接收组件；对上述接收信号检测多普勒信号的多普勒信号检测组件；通过对上述规定方向重复超声波发送接收，按照时间序列生成多普勒波谱数据的多普勒数据生成组件；对于设定用于从多普勒波谱数据中生成轨迹波形数据的条件的规定参数而设定阈值范围，在该阈值范围中设定多个阈值的阈值设定组件；把与从上述多个阈值中选择出的阈值对应的上述波谱数据的多普勒频率的经时变化作为上述轨迹波形数据生成的轨迹数据生成组件；显示上述轨迹波形数据的显示组件，上述阈值设定组件根据上述所生成的多普勒波谱数据的波形，设定上述阈值范围或上述阈值。

另外，依照本发明的另一方面，本发明的超声波多普勒测量装置，包括：具有对被检测体的规定方向进行超声波发送接收的超声波振子的超声波探头；驱动上述超声波振子来进行超声波发送的发送组件；接收通过上述超声波的发送接收得到的来自上述被检测体的接收信号的接收组件；从上述接收信号中检测多普勒信号的多普勒信号检测组件；通过对上述规定方向重复超声波发送接收，对于按照时间序列得到的规定部位的上述多普勒信号设定规定的窗函数，来按照时间序列生成多普勒广播数据的波谱数据生成组件；根据用该波谱数据生成组件生成的许多上述多普勒波谱数据测量多普勒灵敏度的多普勒灵敏度测量组件；根据上述窗函数来制作波谱形状模型的波谱形状模型制作组件；根据上述多普勒形状模型和上述多普勒灵敏度，设定轨迹波形数据相对频率轴方向以规定量变位的阈值范围，在该阈值范围中设定多个阈值的阈值设定组件；把与从上述多个阈值中选择出的阈值对应的上述波谱数据的多普勒频率的经时变化作为上述轨迹波形数据生成的轨迹数据生成组件；显示上述轨迹波形数据的显示组件。

另外，依照本发明的又一方面，本发明的超声波多普勒测量装置控制方法，具备以下功能，驱动对被检测体的规定方向进行超声波发

送接收的超声波振子而发送超声波，接收通过上述超声波的发送接收得到的来自上述被检测体的接收信号，对上述接收信号检测多普勒信号，通过对上述规定方向重复超声波发送接收而按照时间序列生成多普勒波谱数据，对设定用于根据多普勒波谱数据生成轨迹波形数据的条件的规定参数设定阈值范围，并且在该阈值范围中设定多个阈值，把与从上述多个阈值中选择出的阈值对应的上述波谱数据的多普勒频率的经时性变化作为上述轨迹波形数据生成，显示上述轨迹波形数据的功能，在上述功能中在上述阈值设定中，根据上述所生成的多普勒波谱数据的波形，设定上述阈值范围或上述阈值。

另外，依照本发明的又一方面，本发明的超声波多普勒测量装置控制方法，包括以下步骤：驱动对被检测体的规定方向进行超声波发送接收的超声波振子而发送超声波，接收通过上述超声波的发送接收得到的来自上述被检测体的接收信号，对上述接收信号检测多普勒信号，对于通过对上述规定方向重复超声波发送接收而按照时间序列得到的规定部位的上述多普勒信号设定规定的窗函数，生成按照时间序列生成多普勒波谱数据的波谱数据，根据生成的多个上述多普勒波谱数据测量多普勒灵敏度，制作根据上述窗函数来制作波谱形状模型的波谱形状模型，根据波谱形状模型和上述多普勒灵敏度设定轨迹波形数据相对频率轴方向以规定量变位的阈值范围，在该阈值范围上设定多个阈值，把与从上述多个阈值中选择出的阈值对应的上述多普勒波谱数据的多普勒频率的经时变化作为上述轨迹波形数据生成，显示上述轨迹波形数据。

附图说明

图 1 是用于说明在现有的轨迹波形数据生成中的问题的图。

图 2A 是展示在本发明的实施方式 1 中的超声波多普勒测量装置的整体结构的方框图。

图 2B 是展示在同一实施方式中的发送接收单元以及数据生成单元的结构方框图。

图3是展示在同一实施方式中的多普勒信号检测单元和波谱数据生成单元的基本动作的时间图。

图4是表示在同一实施方式中的多普勒波谱数据的生成方法的图。

图5是用于说明在同一实施方式的多普勒波谱数据中的平均信号电平、平均噪声电平以及多普勒灵敏度的图。

图6是表示在同一实施方式中的窗形状和波谱形状模式的具体例子的图。

图7是表示同一实施方式中的阈值设定方法的原理的图。

图8是表示在同一实施方式中的多普勒波谱数据的最大频率的检测方法的图。

图9是表示在同一实施方式中的轨迹波形数据的生成和显示的步骤的流程图。

图10是表示在同一实施方式中的波谱形状模型的变形例子的图。

图11是表示在每个时相曲线化频率轴上的期望值和本装置中得到的实测值的相关图。

图12是实施方式2的超声波多普勒测量装置的方框图。

图13是用于说明实施方式2的误轨迹波形发生率的计算方法的概念图。

具体实施方式

以下，根据附图说明本发明的实施方式1以及2。而且，在以下的说明中，对于具有大致相同的功能以及构成的构成要素附加同一符号，并且只在必要的情况下进行重复说明。

(实施方式1)

(装置的结构)

在以下所述的本发明的实施方式中，从通过对于被检测体的规定部位的超声波发送接收得到的多普勒波谱数据的平均信号电平和平均噪声电平中测量多普勒灵敏度。以下，根据生成上述多普勒波谱数据

时的窗函数制作的波谱形状模型和根据上述多普勒灵敏度设定轨迹波形数据在频率轴方向上规定量变化的阈值范围，在该阈值范围中以大致等间隔设定规定数的阈值。然后，从所设定的多个阈值中选择得到所希望的轨迹波形数据的阈值，使用选择出的阈值继续进行轨迹波形数据的生成和显示。

以下，用附图说明本发明的实施方式中的超声波多普勒测量装置的结构和各组件的基本动作。而且，图 2A 是表示本实施方式中的超声波多普勒测量装置的全体结构的方框图，图 2B 是表示构成该超声波多普勒测量装置的发送接收单元以及数据生成单元的方框图。

图 2A 表示的超声波多普勒测量装置 100 包括：对被检测体进行超声波的发送接收的超声波探头 3；对超声波探头 3 进行发送接收的发送接收单元 2；从由发送接收单元 2 得到的接收信号中进行得到 B 模式数据和彩色多普勒数据，进而用于得到多普勒波谱数据的信号处理的数据生成单元 4，还包括：根据在数据生成单元 4 中生成的多普勒波谱数据生成最高血流速度 V_p 的轨迹波形数据的轨迹波形生成单元 5；根据在数据生成单元 4 中按照时间序列得到的上述各数据进行 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据以及多普勒波谱图像数据的生成和保存，进一步保存在轨迹波形生成单元 5 中生成的轨迹波形数据的数据存储单元 6。

超声波多普勒测量装置 100 还包括：对发送接收单元 2，或数据生成单元 4，例如发生和超声波脉冲的中心频率大致相等的频率的连续波或矩形波的基准信号发生单元 1；显示在被保存在数据存储单元 6 中的图像数据或轨迹波形数据等的显示单元 7；由操作员进行患者信息的输入、图像显示模式的设定、在各种图像数据和轨迹波形数据的生成中的条件设定、还进行各种指令信号的输入等的输入单元 8；总体控制超声波多普勒测量装置 100 中的上述各组件的系统控制单元 10。

超声波探头 3 是使其前面与被检测体的表面接触进行超声波的发送接收的部件，在其前端部分具有排列成 1 维的多个（N 个）微小的

超声波振子。该超声波振子是电声音变换元件，具有在发送时把电脉冲变换为超声波脉冲（发送超声波），另外，在接收时把超声波反射波（接收超声波）变换为电信号（接收信号）的功能。然后，上述多个超声波振子的各自经由未图示的电缆与发送接收单元 2 连接。在超声波探头 3 中由与扇形扫描对应、线性扫描对应、凸面扫描对应等，可以根据诊断部位任意选择。以下说明使用了扇形扫描用的超声波探头 3 的情况，但并不限于该方法，可以是线性扫描对应，或凸面扫描对应。

以下，图 2 所示的发送接收单元 2 包括：生成用于从超声波探头 3 发射发送超声波的驱动信号的发送单元 21；对来自超声波探头 3 的接收信号进行整相加算的接收单元 22。

发送单元 21 具备速率脉冲发生器 211；发送延迟电路 212；驱动电路 213，速率脉冲发生器 211 通过分频从基准信号发生单元 1 提供的连续波或矩形波，生成确定发送超声波的重复周期的速率脉冲，把该速率脉冲提供给发送延迟电路 212。

发送延迟电路 212 由在和发送中使用的超声波振子同数量（N 信道）的独立的延迟电路构成，为了在发送中得到细的波束宽度，把用于收敛到规定深度的发送超声波的延迟时间和用于在规定的方向上发射发送超声波的延迟时间给予速率脉冲，把该速率脉冲提供给驱动电路 213。驱动电路 213 具有 N 通道的独立的驱动电路，根据上述速率脉冲生成用于驱动内置于超声波探头 3 中的超声波振子的驱动脉冲。

另一方面，接收单元 22 具备由 N 通道构成的 A/D 变换器 221 以及接收延迟电路 222、加法器 223。从超声波探头 3 提供的 N 通道的接收信号在 A/D 变换器 221 中被变换为数字信号，发送到接收延迟电路 222。接收延迟电路 222 把用于聚焦来自规定深度的超声波反射波的聚焦用延迟时间，用于对规定方向设定接收指向性的偏向用延迟时间，给予从 A/D 变换器 221 输出的 N 通道的接收信号的各自，加法器 223 整相加算（一并加算从规定的方向得到的接收信号）来自这些接收延迟电路 222 的接收信号。

以下，数据生成单元 4 包括：用于对从接收单元 22 的加法器 223 输出的接收信号生成 B 模式数据的 B 模式数据生成单元 41；对上述接收信号进行正交检波而进行多普勒信号的检测的多普勒信号检测单元 42；根据被检测出的多普勒信号进行彩色多普勒数据的生成的彩色多普勒数据生成单元 43；通过上述多普勒信号的频率分析生成波谱数据的波谱数据生成单元 44。

B 模式数据生成单元 41 具备包络线检波器 411 和对数变换器 412，包络线检波器 411 包络线检波从接收单元 22 的加法器 223 提供的整相加算后的接收信号，该包络线检波信号在对数变换器 412 中对数变换其振幅。而且，包络线检波器 411 以及对数变换器 412 也可以更换顺序构成。

另一方面，多普勒信号检测单元 42 具备 $\Pi/2$ 移相器 421；混频器 422-1 以及 422-2、LPF（低通滤波器）423-1 以及 423-2，采用后述的动作对从接收单元 22 的加法器 223 提供的接收信号进行正交相位检波而检测多普勒信号。

另外，彩色多普勒数据生成单元 43 具备未图示的多普勒信号存储电路 431；MTI 滤波器 432；自相关计算器 433 等，根据用多普勒信号检测单元 42 检测出的多普勒信号加算血流的平均流速值或分散值等。但是在本实施方式中，本组件由于不是必须的构成元件，所以省略详细的说明。

以下，波谱数据生成单元 44 具备 SH（采样保持电路）441；LPF（低通滤波器）442；窗函数设定单元 443；FFT（Fast-Fourier-Transform：快速傅立叶变换）分析器 444，对于在多普勒信号检测单元 42 中得到的多普勒信号进行 FFT 分析。而且，SH441 以及 LPF442 都用 2 通道构成，向各个通道提供从多普勒信号检测单元 42 输出的多普勒信号的复成分，即实成分（I 成分）和虚成分（Q 成分）。

以下，参照图 3 的时间图进一步详细说明在本发明的多普勒波谱数据的生成中成为重要构成元件的多普勒信号检测单元 42 和波谱数

据生成单元 44 的基本动作。然后，在图 3 中，为了容易说明表示对模拟接收信号检测多普勒成分的情况，但实际的处理是对从接收单元 22 输出的数字接收信号进行。

在图 3 中，图 3(a) 表示从基准信号发生单元 1 输出的基准信号，图 3(b) 表示从发送接收单元 2 的速率脉冲发生器 211 输出的多普勒波谱用的速率脉冲，图 3(c) 表示从接收单元 22 的加法器 223 得到的整相加法后的接收信号。另外，图 3(d) 表示从多普勒信号检测单元 42 的 LPF423 输出的正交相位检波输出，图 3(e) 表示为了设定在波谱数据生成单元 44 中的 SH441 的采样（距离选通脉冲）的位置而从系统控制单元 10 提供的采样脉冲，图 3(f) 表示用 SH441 采样保持的多普勒信号，然后，图 3(g) 表示用 LPF442 平滑化后的距离选通脉冲中的多普勒信号。

即，从图 2 的接收单元 22 输出的接收信号（图 3(c)）被输入到多普勒信号检测单元 42 的混频器 422-1 以及 422-2 的第 1 输入端子。另一方面，具有和该接收信号的中心频率大致相等的重复频率的基准信号发生单元 1 的基准信号（图 3(a)）被直接提供给混频器 422-1 的第 2 输入端子，在 $\Pi/2$ 移相器 421 中 90 度相位偏移的基准信号被送到混频器 422-2 的第 2 输入端子。然后，混频器 422-1 以及 422-2 的输出被送到 LPF423-1 以及 423-2，除去从接收单元 22 提供的上述接收信号的频率和从基准信号发生单元 1 提供的基准信号的重复频率的成的成分，只把差的成分作为多普勒信号抽出（图 3(d)）。

以下，向波谱数据生成单元 44 的 SH441 提供从 LPF423-1 以及 423-2 输出的多普勒信号，和系统控制单元 10 分频基准信号发生单元 1 的基准信号生成的采样脉冲（距离选通脉冲）（图 3(e)），用该采样脉冲采样保持来自所希望的距离的多普勒信号（图 3(f)）。而且，该采样保持脉冲在从确定发送超声波被发射的时刻的速率脉冲（图 3(b)）开始在延迟时间 T_s 后发生，该延迟时间 T_s 在输入单元 8 中可以任意设定。

即，操作者通过变更采样脉冲的延迟时间 T_s 可以从超声波探头

3 中抽出在所希望的距离 L_g 中的多普勒信号。进而，延迟时间 T_s 和所希望距离 L_g 如果把被检测体的声音速度设置为 C ，则存在 $2L_g/C=T_s$ 的关系。

以下，重叠在从 SH441 输出的所希望距离 L_g 的多普勒信号上的阶梯状的噪声成分被 LPF442 除去（图 3（g）），进而对于被平滑化的多普勒信号，窗函数设定单元 443 设定在多普勒波谱数据的生成中的多普勒信号的数据长度，而且对该多普勒信号进行规定的加权处理。而后 FFT 分析器 444 对在窗函数设定单元 443 中被加权处理后的多普勒信号进行高速傅立叶变换生成多普勒波谱数据。

窗函数设定单元 443 包括：预先保管与矩形、汉宁（ハニング）、汉明（ハミング）等窗形状对应的系数数据的存储电路；进行从 LPF442 提供的多普勒信号和上述系数数据的乘算的计算电路。然后，计算电路对于根据预先设定的窗函数的数据长度（观测时间宽度）抽出的规定区间的多普勒信号，进行基于上述窗形状的加权处理。另一方面，FFT 分析器 444 具备未图示的计算电路和存储电路，在上述存储电路中暂时保存从函数设定单元 443 输出的经加权处理的多普勒信号。然后，上述计算电路对被保存在该存储电路中的规定区间的多普勒信号进行 FFT 分析生成多普勒波谱数据。

图 4 是表示采用窗函数设定单元 443 以及 FFT 分析器 444 的多普勒波谱数据的生成方法的图，图 4（a）是被输入到窗函数设定单元 443 的多普勒信号 A_x ，图 4（b）是表示被设定在多普勒信号 A_x 上的相对数据长度 m 的多普勒信号成分 q_1 至 q_m 的汉明窗形状。

另一方面，图 4（c）表示在加权函数设定单元 443 中 FFT 分析设定了窗函数（即，数据长度 m 和汉明窗形状）的多普勒信号得到的多普勒波谱数据 B_1 、 B_2 、 B_3 、……。即，在从波谱数据生成单元 44 的 LPF442 提供的离散性的多普勒信号（图 4（a））中，例如，对 q_1 至 q_m 的 m 个多普勒信号成分进行加权处理和 FFT 分析，生成相对波谱成分 f_1 至 f_m 的最初的多普勒波谱数据 B_1 。以下，对 ΔT 后的 m 个多普勒信号成分 $q_1 + j$ 至 $q_m + j$ 进行加权处理和 FFT 分析，生成新

的多普勒波谱数据 B2。

以下，同样，对 $2\Delta T$ 后的 $q_1 + 2j$ 至 $q_m + 2j$ 、 $3\Delta T$ 后的 $q_1 + 3j$ 至 $q_m + 3j$的 m 个多普勒信号成分也顺序进行加权处理和 FFT 分析，生成相对波谱成分 f_1 至 f_m 的多普勒波谱数据 B3、B4.....(图 4(c))。然后，在图 4(a) 中表示 $j=3$ 的情况。

返回图 2A，轨迹波形生成单元 5 具备多普勒灵敏度测量单元 51 和波谱形状模型制作单元 52 和阈值设定单元 53 和轨迹数据生成单元 54。

多普勒灵敏度测量单元 51 具备未图示的计算电路和存储电路，进行在从数据生成单元 4 的波谱数据生成单元 44 中按时间序列提供的多个多普勒波谱数据的各自中的最大功率的时间轴方向平均值（平均信号电平） S_a (dB) 和噪声成分的频率轴方向以及时间轴方向平均值（平均噪声电平） N_a (dB) 的测量，而且，从平均信号电平 S_a 和平均噪声电平 N_a 的差中测量多普勒灵敏度 D_s (dB)。

图 5 是表示具有良好的多普勒灵敏度的多普勒波谱数据（图 5(a)），和具有很差的多普勒灵敏度的多普勒波谱数据（图 5(b)）的图，已叙述的总颈动脉的多普勒波谱数据与图 5(a) 对应，另外，中大脑动脉的多普勒波谱数据与图 5(b) 对应。进而，在这些多普勒波谱数据中的纵轴表示功率，横轴表示频率（血流速度）。然后，多普勒灵敏度测量单元 51 对于这样具有不同的多普勒灵敏度的多普勒波谱数据的各自，进行平均信号电平 S_a 以及平均噪声电平 N_a 的测量和多普勒灵敏度 D_s 的测量。

而且，图 5(a) 的多普勒波谱数据的噪声成分由在傅立叶变换用输入单元 8 初始设定的窗函数时产生的频率轴方向的副极大值，和具有相对多普勒信号比较小的值的装置的系统噪声或来自血球以外的反射波成分构成。另一方面，图 5(b) 的多普勒波谱数据的噪声成分用和图 5(a) 一样大的副极大和具有比较大的值的系统噪声或来自血球以外的反射波成分构成。

以下，波谱形状模型制作单元 52 接收从系统控制单元 10 提供的

窗函数的信息，通过傅立叶变换该窗函数制作波谱形状模型。图 6 是展示相对各种窗形状的波谱形状模型的具体例子的图，图 6 (b) 的 b1 至 b3 表示图 6 (a) 所示的矩形窗形状 a1、汉明窗形状 a2，以及在汉明窗形状中的波谱形状模型。

另一方面，阈值设定单元 53 设定许多个从多普勒灵敏度测量单元 51 提供的多普勒灵敏度 D_s ；从波谱形状模型制作单元 52 提供的波谱形状模型；还有用于根据从系统控制单元 10 提供的阈值范围和阈值数的信息中生成所希望的轨迹波形数据的阈值。

用图 7 的模式图说明这种情况下的阈值设定方法的原理。但是，图 7 的横轴与频率对应，纵轴与功率对应。图 7 (a) 表示根据从系统控制单元 10 提供的窗函数的信息由波谱形状模型制作单元 52 制作的波谱形状模型 MD；根据从多普勒灵敏度测量单元 51 提供的多普勒灵敏度 D_s 设定的相对噪音电平 N_r 。但是，在图 7 (a) 中，表示多普勒灵敏度是 D_{s1} (dB) 至 D_{s3} (dB) 的情况，这种情况下的相对噪音电平 N_{r1} 至 N_{r3} 把波谱形状模型的最大值作为基准 (0dB) 只以 D_{s1} 至 D_{s3} 向下方设定。

另外，图 7 (b) 是放大展示在图 7 (a) 的虚线框内表示的波谱形状模型 MD 和相对噪音电平 N_{r1} 至 N_{r3} 的图，进而，以各个相对噪音电平 N_{r1} 至 N_{r3} 为基准设定为了使其只变位规定的频率变位量 Δf 所需要的阈值范围 $\Delta Th1$ 至 $\Delta Th3$ 。但是， $\Delta Th1$ 是把相对噪音电平 N_{r1} 作为基准设定的阈值范围， $\Delta Th2$ 以及 $\Delta Th3$ 是以相对噪音电平 N_{r2} 以及 N_{r3} 为基准设定的阈值范围。然后，一般，这些阈值范围 $\Delta Th1$ 至 $\Delta Th3$ 与多普勒灵敏度 D_{s1} 至 D_{s3} 的大小对应处于 $\Delta Th1 > \Delta Th2 > \Delta Th3$ 的关系。

另一方面，阈值设定单元 53 在根据上述波谱形状模型 MD 和相对噪音电平 N_{r1} 至 N_{r3} 设定的阈值范围 $\Delta Th1$ 至 $\Delta Th3$ 的各自中，以大致等间隔设定预先设定的 K 个阈值 $TL1k$ 、 $TL2k$ 以及 $TL3k$ ($k=1$ 至 K)。但是，在图 7 (b) 中，虽然表示 $K=5$ 的情况，但并不限于此。而且，在以上的说明中，说明了 3 个相对噪音电平 N_{r1} 至 N_{r3} ，

但例如，当从被检测体得到的多普勒波谱数据中的相对噪音电平是 N_{rx} 的情况下，阈值设定单元 53 用和上述同样的步骤设定阈值 TL_{xk} ($k=1$ 至 K)。

以下，轨迹数据生成单元 54 顺序设定相对从数据生成单元 4 的波谱数据生成单元 44 提供的该波谱数据，由阈值设定单元 53 得到的阈值 TL_{xk} ($k=1$ 至 K)，从而生成与最高血流速度 V_p 有关的轨迹波形数据。即，轨迹数据生成单元 54 对于在波谱数据生成单元 44 中以 ΔT 间隔得到的多个多普勒波谱数据 B_1 、 B_2 、 B_3 的各自，检测基于上述阈值 TL_{xk} 的最大频率 f_p ，进而，生成表示与最大频率 f_p 对应的最高血流速度 V_p 的时间性变化的轨迹波形数据。图 8 是展示上述的最大频率 f_p 的检测方法的图，最大频率 f_p 根据由阈值设定单元 53 设定的阈值 TL_{xk} 和从波谱数据生成单元 44 提供的多普勒波谱数据 B_x 的交点检测。

以下，图 2A 的数据存储单元 6 在根据在数据生成单元 4 中按照时间序列得到的 B 模式数据、彩色多普勒数据以及多普勒波谱数据生成 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据以及多普勒波谱图像数据并保存的同时，把在轨迹波形生成单元 5 中生成的轨迹波形数据与上述多普勒波谱图像数据对应地保存。

另一方面，显示单元 7 具备未图示的显示用数据生成电路、变换电路以及监视器。然后，被暂时保存在数据存储单元 6 中的上述 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据、多普勒波谱图像数据，还有轨迹波形数据在上述显示用数据生成电路中被合成后进行规定的扫描变换，以下，在变换电路中进行 D/A 变换和电视格式变换后显示在监视器上。此时，多普勒波谱图像数据和轨迹波形数据重叠地显示。例如，在显示单元 7 的监视器上设定显示 B 模式图像数据或合成显示 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据的图像数据显示区域；显示重叠在多普勒波谱图像数据上的轨迹波形数据的波谱数据显示区域；显示相对这些各数据的数据收集条件和显示条件，或显示被检测体信息等的附带信息的附带信息显示区域。

以下，输入单元 8 是在操作板上具备显示板和键盘、跟踪球、鼠标、选择键等的输入器件的交互式的接口，进行患者信息的输入、图像数据收集条件的设定、图像显示模式的选择、频率变位量 Δf 和阈值数 K 的设定、阈值更新等的各种指令信号的输入。而且，作为上述图像显示模式，有 B 模式图像、彩色多普勒图像以及多普勒波谱图像，进而，在多普勒波谱图像的图像显示模式中有与最高血流速度 V_p 的轨迹波形数据有关的选择。

另外，系统控制单元 10 具备未图示的 CPU 和存储电路，由操作者从输入单元 8 输入的输入信息或设定信息、还有选择信息被保存在上述存储电路中。另一方面，CPU 根据从输入单元 8 输入的上述信息，总体进行超声波多普勒测量装置 100 的各组件的控制和系统整体的控制。

（轨迹波形数据的生成以及显示步骤）

以下，沿着图 9 的流程图说明在本实施方式中的轨迹波形数据的生成以及显示的步骤。

而且在以下叙述，对于根据生成多普勒波谱数据时的窗函数制作的波谱形状模型，设定以上述多普勒波谱数据的相对噪声电平 N_r 为基准的阈值范围 ΔTh ，对该阈值范围 ΔTh 以等间隔设定 K 个阈值 TL_1 至 TL_K 的情况。

在对被检测体进行超声波发送接收前，操作者用输入单元 8 进行患者信息的输入、图像数据生成条件的设定、图像显示模式的选择、还进行多普勒波谱数据生成时的窗函数、轨迹波形数据生成时的频率变位量 Δf 以及阈值数 K 的设定，把这些输入信息、设定信息以及选择信息保存在系统控制单元 10 的存储电路中。而且，在本实施方式中，作为图像显示模式选择 B 模式图像和多普勒波谱图像的显示模式，进而选择最高血流速度 V_p 的轨迹波形数据的显示模式（图 9 的步骤 S1）。

如果这些输入/选择/设定结束，则操作者把超声波探头 3 的前端（超声波发送接收面）固定在被检测体身体表面的规定的位置上，对最初的超声波发送接收方向（扫描方向 θ_1 ）进行用于得到 B 模式数据

以及多普勒波谱数据的超声波发送接收。即，在图 2 的发送接收单元 2 中的速率脉冲发生器 211 利用分频从基准信号发生单元 1 提供的基准信号，生成确定发射到被检测体内的超声波脉冲的重复周期 T_r 的速率脉冲，把该速率，脉冲提供给发送延迟电路 212。

发送延迟电路 212 把用于以规定深度聚焦超声波的聚焦用延迟时间、用于在扫描方向 θ_1 上发送超声波的偏向用延迟时间给予速率脉冲，把该速率脉冲提供给驱动电路 213。然后，驱动电路 213 经由未图示的电缆把用速率脉冲生成的驱动信号提供给超声波探头 3 中的 N 个超声波振子，对被检测体的扫描方向 θ_1 发生超声波脉冲。

被发射到被检测体上的超声波脉冲的一部分在声阻抗不同的脏器间的界面或组织上反射。另外，当该超声波在心脏壁和血球等的运动的反射体上反射的情况下，该超声波频率受到多普勒偏移。

在被检测体的组织和血球上反射的超声波反射波（接收超声波）用超声波探头 3 的超声波振子接收并被变换为电信号（接收信号），该接收信号用在接收单元 22 中的 N 通道的独力的 A/D 变换器 221 变换为数字信号。进而，被变换为数字信号的接收信号在接收延迟电路 222 中被给予了规定的延迟时间后，在加法器 223 中被加算合成后提供给数据生成单元 4 的 B 模式数据生成单元 41。

此时，在接收延迟电路 222 中，用于聚焦来自规定深度的超声波反射波的延迟时间，和用于相对超声波反射波在扫描方向 θ_1 上具有强的接收指向性的延迟时间，由来自系统控制单元 10 的控制信号设定。

提供给 B 模式数据生成单元 41 的加法器 223 的输出信号在进行包络线检波和对数变换后，被保存在图 2A 的数据存储单元 6 中的 B 模式图像数据存储区域。

以下，系统控制单元 10 对扫描方向 θ_2 至扫描方向 θ_P 都以同样的步骤进行超声波发送接收，此时得到的 B 模式数据被保持在数据存储单元 6 中的 B 模式图像数据存储区域。即，在数据存储单元 6 的 B 模式图像数据存储区域上顺序保存相对扫描方向 θ_1 至 θ_P 的 B 模式数据，生成 1 帧量的 B 模式图像数据。

另一方面，显示单元 7 的显示数据生成电路按照规定的显示格式扫描变换被保存在数据存储单元 6 中的 1 帧量的 B 模式图像数据，变换电路对操作变换后的图像数据进行 D/A 变换和电视格式变换后显示在监视器上。以下同样对 $\theta 1$ 至 θP 重复进行超声波发送接收，得到的 B 模式图像数据在显示单元 7 中实时显示。

以下，操作者使用输入单元 8 的输入器件，对被显示在显示单元 7 的监视器上的被检测体的 B 模式图像数据，把多普勒指示器设定在 θD 方向上。然后，在该多普勒指向器上的距离 L_g 上移动距离选通脉冲从而设定多普勒波谱数据的测量部位（图 9 的步骤 S2）。

此时，和以重复周期 $2T_r$ 进行的扫描方向 $\theta 1$ 至 θP 的 B 模式用超声波发送接收交替地对扫描方向 θD 以重复周期 $2T_r$ 进行用于得到多普勒波谱数据的超声波发送接收，把从加法器 223 输出的接收信号提供给多普勒信号检测单元 42。

多普勒信号检测单元 42 在混频器 422 - 1、422 - 2 以及 LPF423-1、423 - 2 中进行正交相位检波所提供的接收信号，检测 2 通道的多普勒信号（复信号），提供给波谱数据生成单元 44 的 SH441。然后，SH441 根据从系统控制单元 10 提供的距离选通脉冲位置 L_g 的采样脉冲，在规定期间（例如 $2T_r$ ）的采样保持来自该距离选通脉冲位置的多普勒信号。

进而，利用对扫描方向 θD 以重复周期 $2T_r$ 进行的超声波发送接收而从 SH441 中按照时间序列得到的距离选通脉冲位置的多普勒信号，在 LPF442 中被平滑化后，在窗函数设定单元 443 中进行用于生成多普勒波谱数据的数据长度的设定和相对这些数据的加权处理，而后保存在 FFT 分析器 444 的未图示的存储电路中。

以下，FFT 分析器 444 的未图示的计算电路 FFT 分析窗函数设定单元 443 设定的规定数据长度的多普勒信号而生成多普勒波谱数据。即，FFT 分析器 444 的计算电路使用以数据长度 m 离散式提供的加权处理后的多普勒信号进行 FFT 分析，生成相对频率 f_1 至 f_m 的多普勒波谱数据 B1（参照图 4）。然后，在把生成的多普勒波谱数据

B1 保存在数据存储单元 6 的波谱数据存储区域上的同时, 保存在轨迹波形生成单元 5 的多普勒灵敏度测量单元 51 中的未图示的存储电路中。

同样, 对于在 ΔT 后、 $2\Delta T$ 后、 $3\Delta T$ 后...提供的加权处理后的多普勒信号, 波谱数据生成单元 44 的 FFT 分析器 444 按照时间序列生成多普勒波谱数据 B2、B3、B4...。然后, 在保存于数据存储单元 6 的波谱数据存储区域上并生成多普勒波谱图像数据的同时, 保存在多普勒灵敏度测量单元 51 的存储电路上 (图 9 的步骤 S3)。

另外, 多普勒灵敏度测量单元 51 的计算电路读出被保存在存储电路上的多个多普勒波谱数据测量平均信号电平 S_a 和平均噪声电平 N_a , 根据得到的平均信号电平 S_a 和平均噪声电平 N_a 测量多普勒灵敏度 D_s (图 9 的步骤 S4)。

另一方面, 轨迹波形生成单元 5 的波谱形状模型制作单元 52 接收从系统控制单元 10 提供的用于多普勒波谱数据生成的窗函数信息, 通过傅立叶变换该窗函数制作波谱形状模型 MD (图 9 的步骤 S5)。

以下, 阈值设定单元 53 根据从多普勒灵敏度测量单元 51 提供的多普勒灵敏度 D_s 、从波谱形状模型制作单元 52 提供的波谱形状模型 MD, 还有从系统控制单元 10 提供的频率变位量 Δf 设定阈值范围 ΔTh (图 9 的步骤 S6), 进而, 根据从系统控制单元 10 提供的阈值数 K 在阈值范围 ΔTh 中以大致等间隔设定 K 个阈值 TL1 至 TLK (图 9 的步骤 S7)。

如果设定阈值 TL1 至 TLK, 则轨迹数据生成单元 54 从由阈值设定单元 53 提供的阈值 TL1 至 TLK 中例如自动选择最接近平均噪声电平的阈值 TL1 (图 9 的步骤 S8)。以下, 对从数据生成单元 4 的波谱数据生成单元 44 中按照时间序列提供的该多普勒波谱数据的各自设定阈值 TL1 并检测最大频率 f_p , 进而, 生成表示与最大频率 f_p 对应的最高血流速度 V_p 的时间性变化的轨迹波形数据 (图 9 的步骤 S9)。然后, 把得到的轨迹波形数据提供给数据存储单元 6, 与已保存着的多普勒波谱图像数据对应地保存。

以下，显示单元 7 在合成被暂时保存在数据存储单元 6 中的多普勒波谱图像数据和轨迹波形数据后变换为规定的显示格式，进而，进行 D/A 变换和电视格式变换显示在监视器上（图 9 的步骤 S10）。

另一方面，操作者在显示单元 7 的监视器上观测和多普勒波谱图像数据一同实时显示的上述的轨迹波形数据，当判断为因噪声等未能显示原本的最高血流速度 V_p 的轨迹波形数据的情况下，从输入单元 8 输入用于更新阈值的指令信号。经由系统控制单元 10 接收上述指令信号的轨迹数据生成单元 54 把阈值 TL1 例如更新为 TL2，对于从数据生成单元 4 的波谱数据生成单元 44 新提供的多普勒波谱数据的各自设定阈值 TL2 生成轨迹波形数据。

然后，把已得到的轨迹波形数据，和与该轨迹波形数据并行生成的多普勒波谱图像数据显示在显示单元 7 的监视器上。如此在显示所希望的轨迹波形数据前重复阈值的更新和基于被更新的阈值的轨迹波形数据的生成以及显示（图 9 的步骤 S8 至 S10）。

如果显示所希望的轨迹波形数据，则在固定了阈值的状态下继续轨迹波形数据的生成，把得到的轨迹波形数据和多普勒波谱图像数据一同显示在显示单元 7 上（图 9 的步骤 S11）。此时，希望把和上述的多普勒波谱图像数据以及轨迹波形数据一并生成的 B 模式图像数据显示在显示单元 7 上，采用和该 B 模式图像数据的同时显示，容易确认测量部位。

即，在上述的实施方式中的阈值的设定中，例如，最接近平均噪声电平 N_a 的阈值（在上述的情况下是阈值 TL1）被自动地设定，并进行最初的轨迹波形数据的生成和显示。以下，当更新该轨迹波形数据的情况下，从输入单元 8 在每次输入阈值更新的指令信号时，阈值 TL1 按照阈值 TL2、TL3.....的顺序步一步步地被更新，把根据被更新的阈值生成的轨迹波形数据和多普勒波谱图像数据一同实时显示在显示单元 7 上。

但是，最初被自动设定的阈值并不限定于最接近平均噪声电平 N_a 的阈值，例如，最初自动地设定在阈值设定单元 53 中被设定的 K

个阈值中的中央的阈值，操作者通过观察根据该阈值生成的轨迹波形数据可以指示阈值的增减。

如上所述，如果采用本实施方式，则在根据采用对被检测体的测量部位进行的超声波发送接收而得到的多普勒波谱数据生成所希望波形数据时，根据波谱形状模型和多普勒灵敏度设定阈值范围，通过依次更新在该阈值范围中以规定间隔设定的多个阈值，可以高效率地选择得到所希望的轨迹波形数据的最佳阈值。图 11 表示在每个时相曲线化频率轴上的期望值和在本装置中得到的实测值的相关图。在这样的相关图中，当在倾斜 = 45 度的直线上操作数据的情况下（即，期望值和实测值的比是 1 的情况下），成为理想的包络线追迹处理。如同一图所示，在本装置中得到的结果是期望值和实测值的比大致在 0.9~1.1 之间。因此，如果采用本超声波多普勒测量装置，则不能高效率地选择可以得到最佳的轨迹波形数据的最佳阈值。

另外，在上述实施方式中的最佳阈值的选择中，由于相邻的阈值的间隔以轨迹波形数据的变位量，即频率变位量大致相等的方式设定，所以不管多普勒灵敏度的大小如何，都可以高精度并且短时间设定用于生成所希望的轨迹波形数据的阈值。

因此，不仅诊断精度和诊断效率提高而且能够大幅度减轻操作者的负担。

以上，说明了本发明的实施方式，但本发明并不限于上述的实施方式，可以变形实施。例如，在上述实施方式中的波谱形状模型根据窗函数制作，但除了该窗函数外也可以考虑制作轨迹波形数据的测量部位、被检测体的年龄或患者名、距离选通脉冲宽度等的超声波发送接收条件等。

例如，当距离选通脉冲窄的情况下检测单一频率的多普勒信号，但当距离选通脉冲宽的情况下，检测具有宽频带频率成分的多普勒信号，这种情况下的频带宽度依赖于血流的紊流/层流。因此希望，轨迹波形生成单元 5 的波谱形状模型制作单元 52 首先根据窗函数制作波谱形状模型，以下，用根据上述诸条件预先设定的修正系数修正上述波

谱形状模型。

图 10 是表示根据距离选通脉冲宽度的紊流/层流补正的波谱形状模型的具体例子的图，图 10 (a) 是使用极其窄的距离选通脉冲时的波谱形状模型。与此相反图 10 (b) 表示用比较宽的距离选通脉冲测量紊流时的波谱形状模型，另外，图 10 (c) 表示以比较宽的距离选通脉冲测量层流时的波谱形状模型。

另一方面，在上述的实施方式中，根据具有汉宁窗形状的窗函数制作波谱形状模型，但具有矩形窗形状、汉明窗形状、高斯窗形状等其他窗形状的窗函数也可以。

另外，虽然说明了在阈值范围 ΔTh 中以等间隔设定多个阈值的情况，但阈值间隔可以是不等间隔的，例如，也可以以轨迹波形数据在频率轴方向上以大致等间隔变位的形式设定上述阈值间隔。

(实施方式 2)

以下，说明本申请发明的实施方式 2。在本实施方式中，是以误轨迹波形的发生率为基准，适应地设定阈值范围，以及该阈值范围内的多个阈值。

图 12 是本实施方式的超声波多普勒测量装置的方框图。本超声波多普勒测量装置除了图 2A 所示的结构外，还具备误轨迹波形发生率计算单元 60。

数据存储单元 5 存储在 B 模式生成单元 41 中生成的图像数据、在波谱数据生成单元 44 中生成的波谱数据、通过追迹处理得到的轨迹波形的每个阈值的期望值数据。

误轨迹波形发生率计算单元 60 如图 13 所示，根据在数据存储单元 6 中存储的图像数据、波谱数据、期望值数据评价追迹处理的误差，另外，根据得到的追迹处理的误差，计算在初始设定等中的每个阈值的误轨迹波形的发生率。进而，用于该追迹处理的误差评价的方法也可以是任何方法。系统控制单元 10 计算通过追迹处理得到的轨迹波形的每个阈值的期望值数据。另外，系统控制单元 10 根据计算出的误轨迹发生率，判定是否变更现在设定的阈值。当判定为设定阈值的情况

下，系统控制单元 10 以误轨迹发生率在一定值以下（例如 5% 以下）那样，控制在阈值设定单元 53 中的阈值设定。该控制在误轨迹波形相对波谱显示的包络线波形的期望值波形出现在内侧的情况下，以阈值增高的形式，另一方面，当相对期望值波形出现在外侧的情况下，以阈值降低的形式，例如根据被存储在数据存储单元 5 中的表执行。

阈值设定单元 53 根据来自系统控制单元 10 的指示，以误轨迹发生率在一定位置以下的形式，变更、设定阈值范围以及该阈值范围内的多个阈值。

如果采用以上所述的构成，则在根据通过相对被检测体的测量部位进行超声波发送接收得到的多普勒波谱数据生成所希望的轨迹波形数据时，以误轨迹波形的发生率作为基准设定阈值范围，在该阈值范围中通过依次更新以规定间隔设定的多个阈值，能够高效率选择可以得到所希望的轨迹波形数据的最佳阈值。

进而，本发明并不限于上述实施方式自身，在实施阶段，在不脱离其主旨的范围中可以变形构成元件并具体化。

例如，在上述各实施方式中，为了得到最佳的轨迹波形，展示根据规定的基准控制在轨迹波形中的阈值的结构。但是，并不拘泥于此，例如，阈值通过在固定状态下调整在超声波扫描中的增益来控制噪声电平，也可以通过调整动态范围控制 S/N 比来最佳化轨迹波形。另外，也可以设置成组合在超声波扫描中的增益以及动态调整、在各实施方式中说明的轨迹波形中的阈值控制的结构。

另外，通过公开在上述实施方式中的多个构成元件的适宜的组合，可以形成各种发明。例如，可以从实施方式所示的全体结构元件中去除几个构成元件。还可以适宜组合在不同的实施方式中的构成要素。

图1

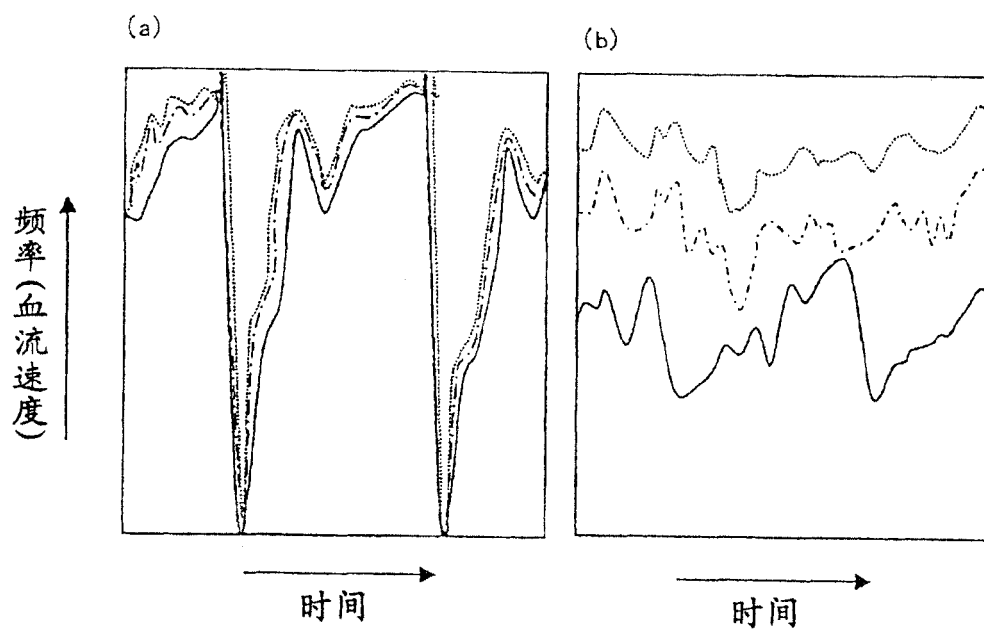


图2A

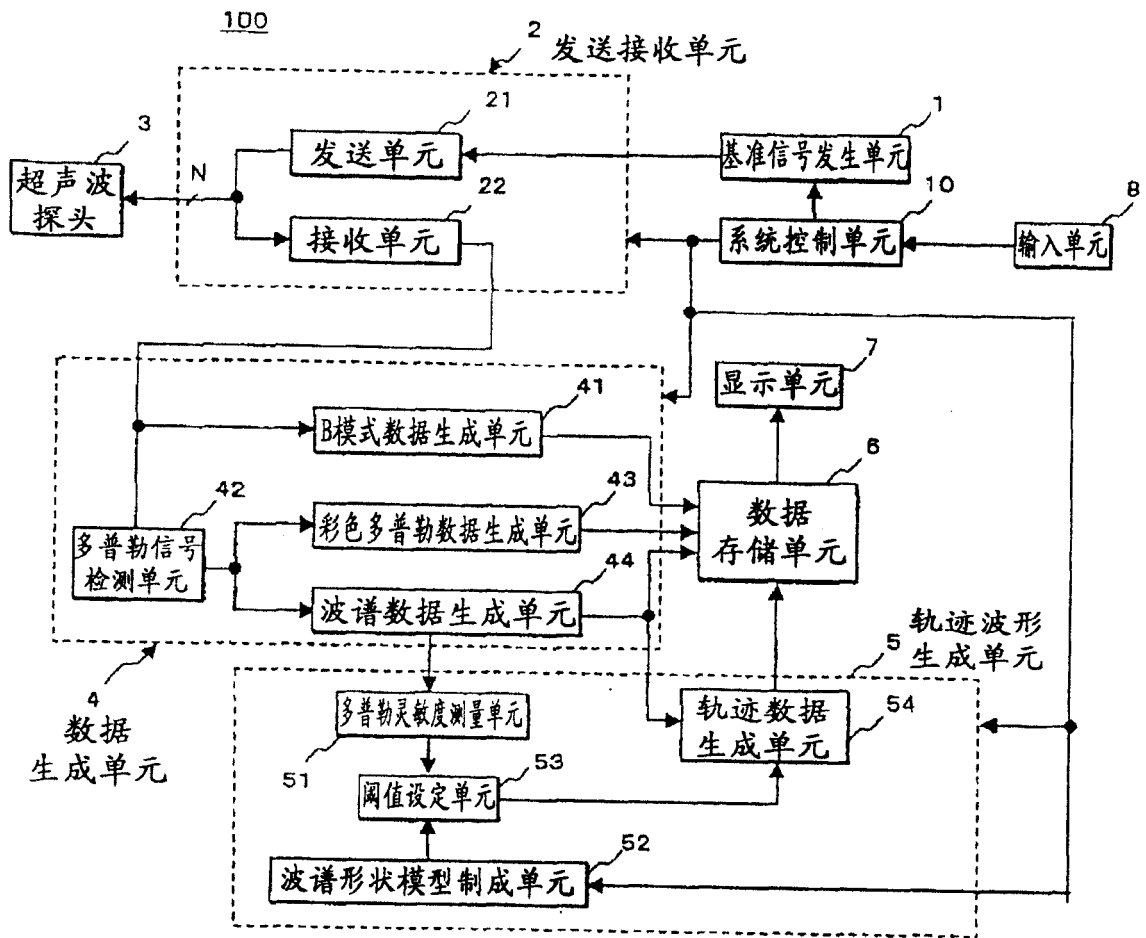


图 2B

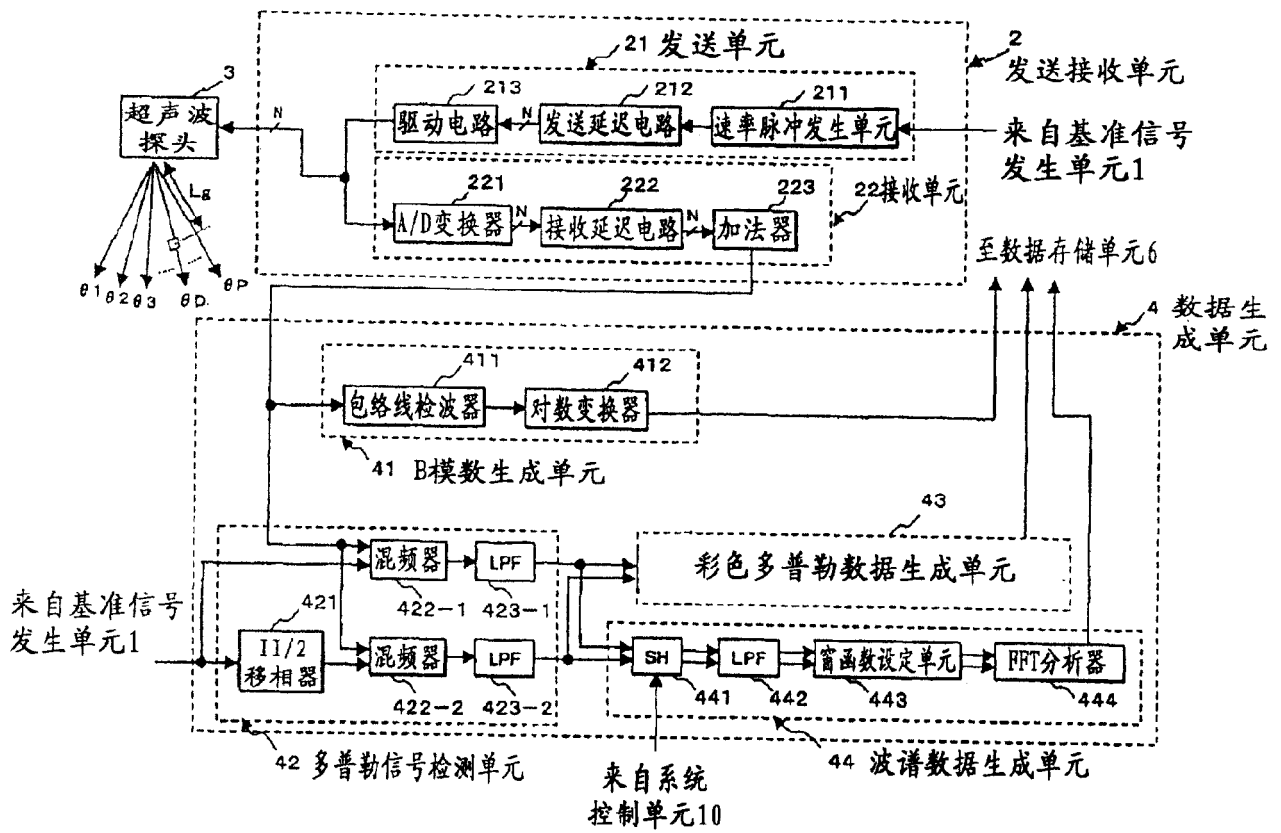


图 3

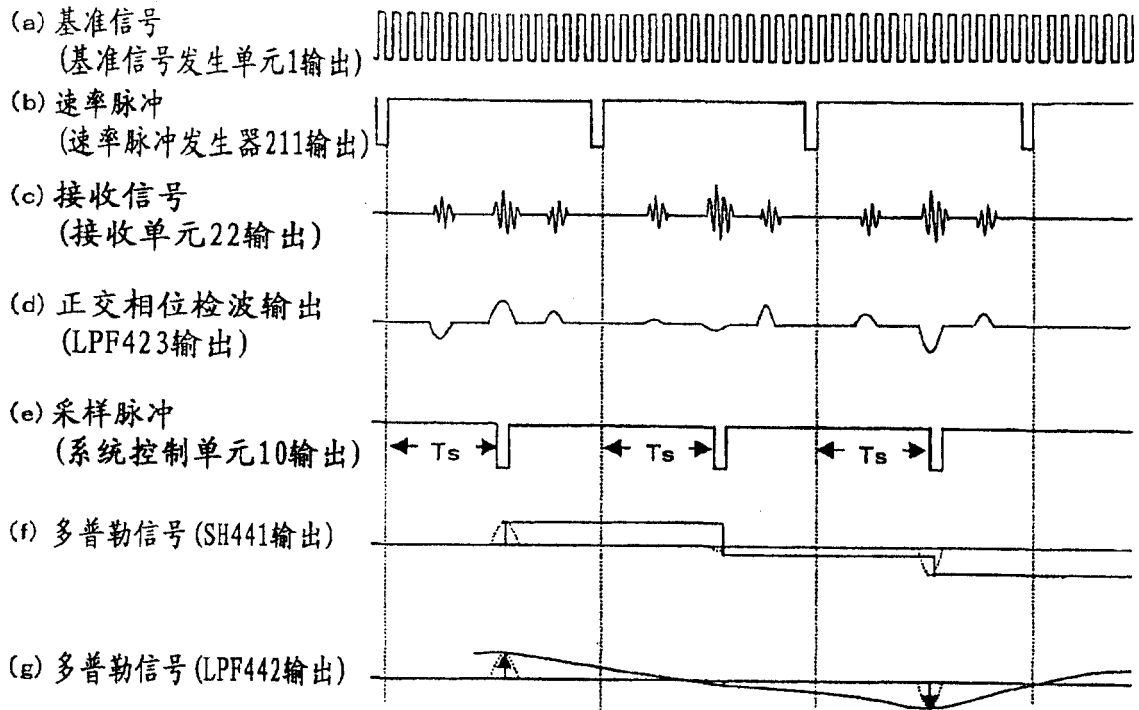


图 4

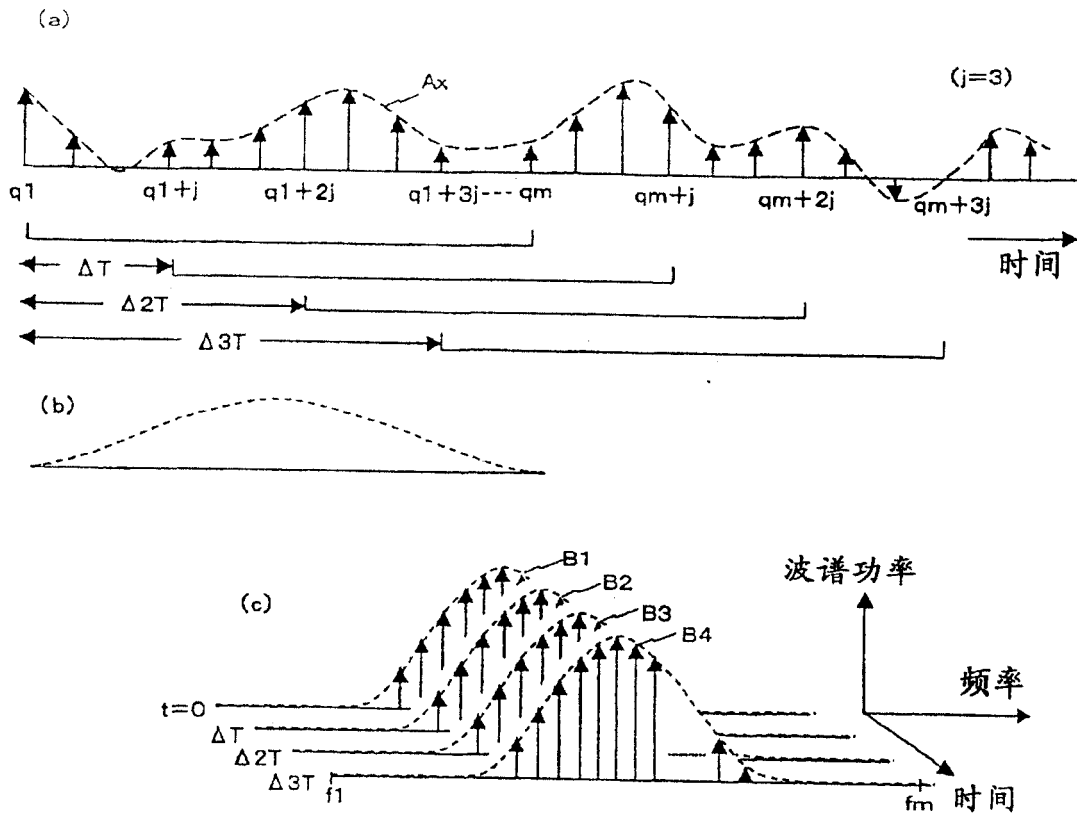


图5

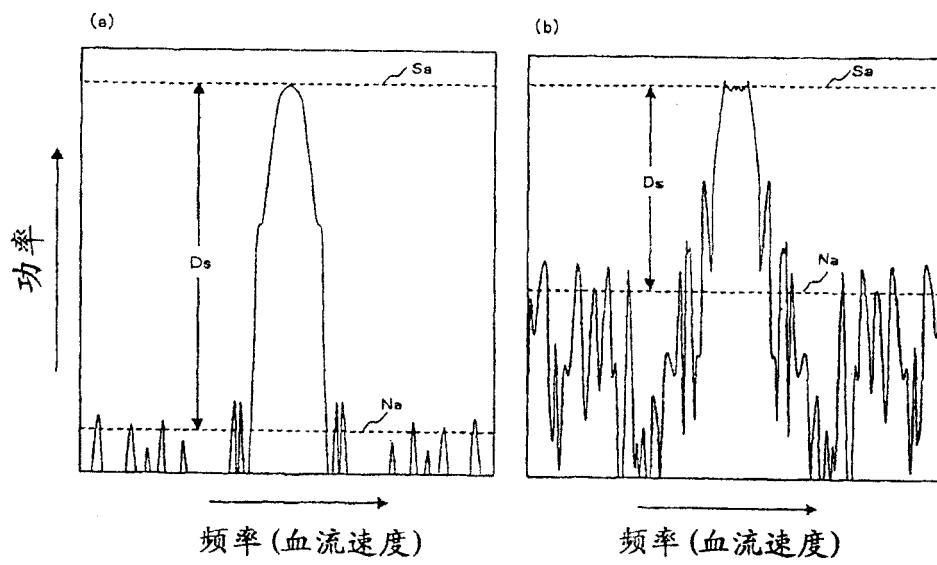


图6

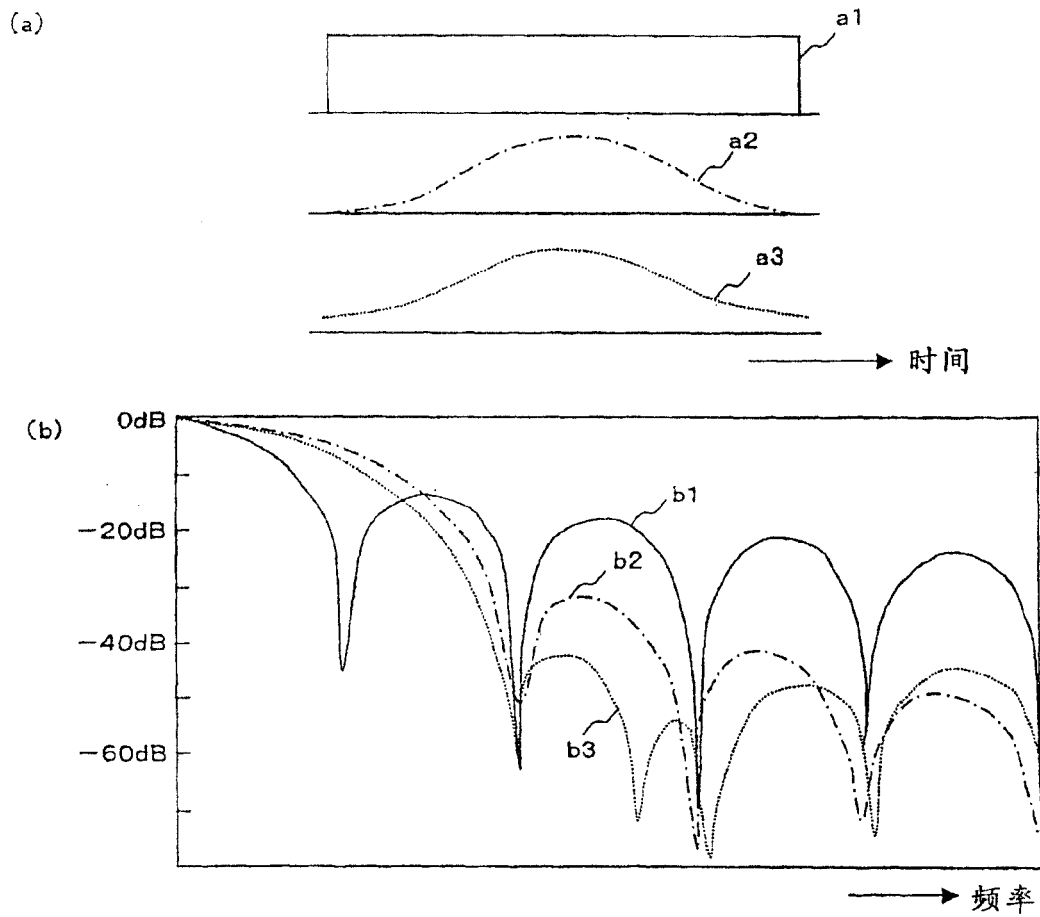


图7

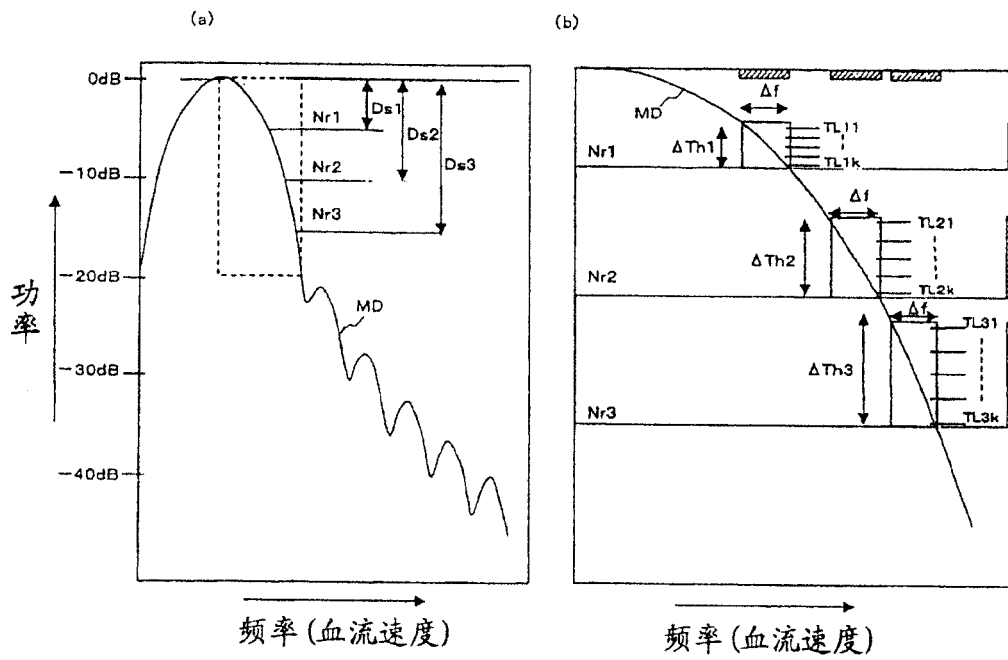


图 8

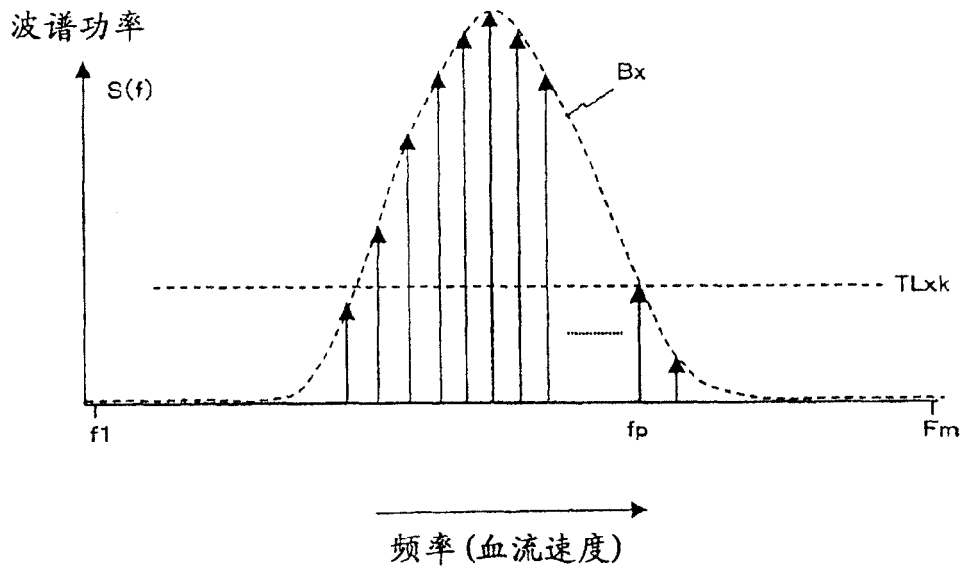


图10

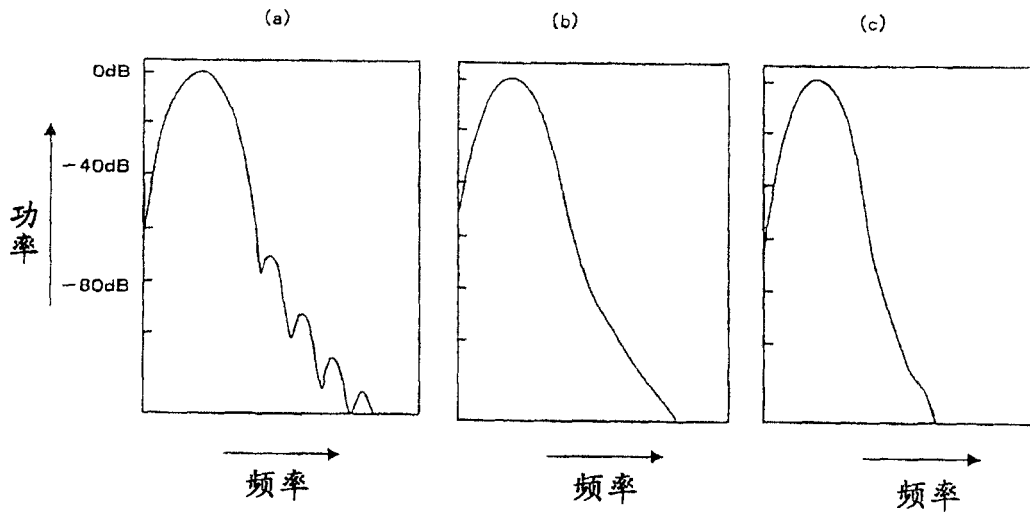
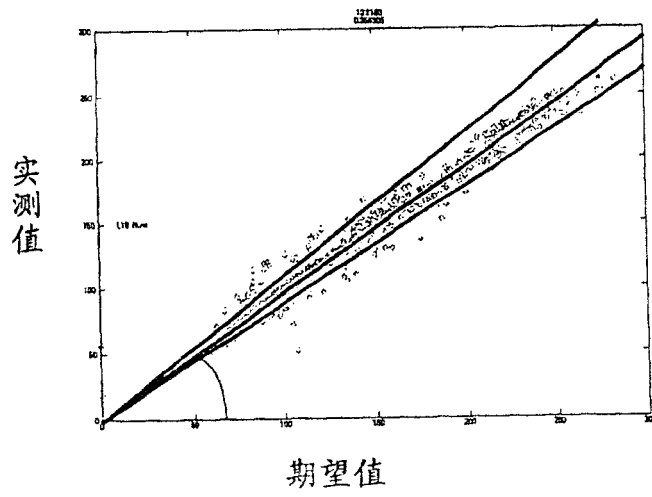


图 11



专利名称(译)	超声波多普勒测量装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN100471456C	公开(公告)日	2009-03-25
申请号	CN200510108689.0	申请日	2005-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 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 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	马场达朗 高桥正美 泷本雅夫 泻口宗基 佐佐木琢也 宫岛泰夫 内堀孝信 生田目富夫 鲤沼利幸		
发明人	马场达朗 高桥正美 泷本雅夫 泻口宗基 佐佐木琢也 宫岛泰夫 内堀孝信 生田目富夫 鲤沼利幸		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/488		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	李林霞		
优先权	2004303440 2004-10-18 JP		
其他公开文献	CN1768709A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

多普勒灵敏度测量单元(51)测量用对被检测体的规定部位进行超声波发送接收得到的多普勒波谱数据的多普勒灵敏度。而波谱形状模型制作单元(52)根据生成上述多普勒波谱数据时的窗函数制作波谱形状模型，阈值设定单元(53)根据上述波谱形状模型和上述多普勒灵敏度，设定轨迹波形数据在频率轴方向上规定量变位的阈值范围，在该阈值范围中以大致相等间隔设定规定数的阈值。然后，轨迹数据生成单元(54)一边依次更新所设定的多个阈值一边生成轨迹波形数据，选择可以得到所希望的轨迹波形数据的阈值。

