

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/13 (2006.01)

A61B 8/14 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510099471.3

[43] 公开日 2006年3月15日

[11] 公开号 CN 1745716A

[22] 申请日 2005.9.6

[21] 申请号 200510099471.3

[30] 优先权

[32] 2004.9.6 [33] JP [31] 2004-258468

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 赤木和哉

[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
代理人 王以平

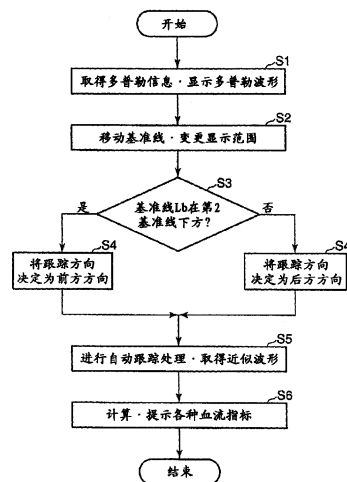
权利要求书 6 页 说明书 16 页 附图 12 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和超声波信号分析方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置和超声波信号分析方法，它在利用血流的速度测量等进行定量分析的过程中，根据用于控制多普勒波形的显示范围的基准线、操作者能够任意设置的基准线的位置关系，判断选择前方方向和后方方向中的哪一个。在进行自动跟踪处理的跟踪方向选择、作为分析对象的多普勒近似波形的选择、作为显示对象的分析结果的选择的任意一个阶段中，执行判断。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

5 根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向中的至少一个有关的血流多普勒信息的多普勒信息生成单元；

根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的判断单元；

10 生成与上述判断出的方向有关的上述血流多普勒信息的上述近似信息的近似信息生成单元；

使用上述近似信息执行分析，取得分析结果的分析单元；

显示上述分析结果的显示单元。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

15 上述判断单元根据设置在上述血流多普勒信息的显示区域中的第2基准线和上述基准线的位置关系，进行上述判断。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

近似信息生成单元在将上述第1方向设置为接近上述发送超声波的发送源的方向，将上述第2方向设置为从上述发送源远离的方向的情况下，

20 在判断出上述基准线存在于第2基准线下方的情况下，生成与上述第1方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息，

在判断出上述基准线存在于第2基准线上方的情况下，生成与上述第2方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

25 用于将上述第2基准线变更到希望的位置的变更单元，

上述判断单元使用上述变更单元变更后的上述第2基准线，进行上述判断。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述判断单元根据上述基准线是否存在于设置在上述血流多普

勒信息的显示区域中的第1范围内，而判断将上述第1方向或上述第2方向的哪一个作为对象。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：
用于变更上述第1范围的变更单元，其中
5 上述判断单元使用上述变更单元变更后的上述第1范围，进行上述判断。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：
在上述血流多普勒信息的显示区域中设置禁止上述基准线的移动和设置、上述血流多普勒信息的近似信息生成的禁止区域的设置单
10 元，其中
上述判断单元根据设置在上述禁止区域外的上述基准线的位置，
执行上述判断。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述显示单元以规定的形式显示上述基准线。

9. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：
15 根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的多普勒信息生成单元；

生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的近似信息生成单元；

20 根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的判断单元；

使用与上述判断出的方向有关的上述近似信息执行分析，取得分析结果的分析单元；

25 显示上述分析结果的显示单元。

10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述判断单元根据设置在上述血流多普勒信息的显示区域中的第2基准线和上述基准线的位置关系，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪一个作为对象。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述近似信息生成单元在将上述第 1 方向设置为接近上述发送超声波的发送源的方向, 将上述第 2 方向设置为从上述发送源远离的方向的情况下,

5 在上述基准线存在于上述第 2 基准线下方的情况下, 生成与上述第 1 方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息,

在上述基准线存在于上述第 2 基准线上方的情况下, 生成与上述第 2 方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:

10 用于将上述第 2 基准线变更到希望的位置的变更单元, 其中上述判断单元使用上述变更单元变更后的上述第 2 基准线, 进行上述判断。

13. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

15 上述判断单元根据上述基准线是否存在于设置在上述血流多普勒信息的显示区域中的第 1 范围内, 而判断将上述第 1 方向或上述第 2 方向的哪一个作为对象。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:

20 用于变更上述第 1 范围的变更单元, 其中上述判断单元使用上述变更单元变更后的上述第 1 范围, 进行上述判断。

15. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:

25 在上述血流多普勒信息的显示区域中设置禁止上述基准线的移动和设置、上述血流多普勒信息的近似信息生成的禁止区域的设置单元, 其中

上述判断单元根据设置在上述禁止区域外的上述基准线的位置, 执行上述判断。

16. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述显示单元以规定的形式显示上述基准线。

17. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的多普勒信息生成单元；

生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的近似信息生成单元；

使用与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的上述近似信息执行分析，取得与上述双方有关的上述分析结果的分析单元；

10 根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的判断单元；

显示上述判断出的上述第1方向或上述第2方向的上述分析结果的显示单元。

18. 根据权利要求17所述的超声波诊断装置，其特征在于：

15 上述判断单元根据设置在上述血流多普勒信息的显示区域中的第2基准线和上述基准线的位置关系，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪一个作为对象。

19. 根据权利要求18所述的超声波诊断装置，其特征在于：

20 上述近似信息生成单元在将上述第1方向设置为接近上述发送超声波的发送源的方向，将上述第2方向设置为从上述发送源远离的方向的情况下，

在上述基准线存在于上述第2基准线下方的情况下，生成与上述第1方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息，

25 在上述基准线存在于上述第2基准线上方的情况下，生成与上述第2方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息。

20. 根据权利要求18所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

用于将上述第2基准线变更到希望的位置的变更单元，其中上述判断单元使用上述变更单元变更后的上述第2基准线，进行

上述判断。

21. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述判断单元根据上述基准线是否存在于设置在上述血流多普勒信息的显示区域中的第 1 范围内，而判断将上述第 1 方向或上述第 2 方向的哪一个作为对象。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

用于变更上述第 1 范围的变更单元，其中

上述判断单元使用上述变更单元变更后的上述第 1 范围，进行上述判断。

23. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

在上述血流多普勒信息的显示区域中设置禁止上述基准线的移动和设置、上述血流多普勒信息的近似信息生成的禁止区域的设置单元，其中

上述判断单元根据设置在上述禁止区域外的上述基准线的位置，执行上述判断。

24. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元以规定的形式显示上述基准线。

25. 一种超声波信号分析方法，其特征在于包括：

根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第 1 方向和第 2 方向中的至少一个有关的血流多普勒信息的步骤；

根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第 1 方向或上述第 2 方向的哪个作为对象的步骤；

生成与上述判断出的方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息的步骤；

使用上述近似信息执行分析，取得分析结果的步骤；

显示上述分析结果的步骤。

26. 一种超声波信号分析方法，其特征在于包括：

根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的步骤；

5 生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的步骤；

根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的步骤；

10 使用与上述判断出的方向有关的上述近似信息执行分析，取得分析结果的步骤；

显示上述分析结果的步骤。

27. 一种超声波信号分析方法，其特征在于包括：

15 根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的步骤；

生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的步骤；

使用与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的上述近似信息执行分析，取得与上述双方有关的上述分析结果的步骤；

20 根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的步骤；

显示上述判断出的上述第1方向或上述第2方向的上述分析结果的步骤。

超声波诊断装置和超声波信号分析方法

5 技术领域

本发明涉及用于进行血流等的速度测量并提供对医学诊断有效的信息的超声波诊断装置和超声波信号分析方法。

背景技术

10 超声波诊断装置是通过超声波脉冲反射法，无损害地从体表得到身体内的软组织的断层像的医疗用图像设备。该超声波诊断装置与其他医疗用图像设备相比，具有小型、廉价、没有 X 射线等的辐射、安全性高、能够进行血流成像等特长，被广泛用于心脏、腹部、泌尿系统和妇产科等中。

15 在该超声波图像诊断装置中，除了能够提供根据所取得的回波信号生成的超声波图像以外，还能够提供使用回波信号进行定量分析而得到的临床学信息。定量分析有与形态学信息有关的分析和与血流信息有关的分析。特别是后者，有代表性的是使用多普勒 (dopper) 波形计算出的 PI (Pulsatility Index: 脉动索引)、RI (Resistance Index: 20 阻抗索引)、S/D (Systelic Velocity/Diastoric Velocity) 等血流指标。例如如下这样取得这些血流指标。

首先，例如如图 1 那样显示通过多普勒模式收集到的多普勒波形。操作者手动地操作表示速度 0 的基准线 (baseline) L，使其移动到任意的位置，决定多普勒波形的显示范围 (scale)。如果决定了显示范 25 围，则执行自动跟踪处理而在规定的方向 (在图 2 中为速度的正方向) 上针对多普勒波形的近似形状抽出波形，使用由此抽出的图 2 所示那样的近似波形 Wa，计算出 PI、RI、S/D 那样的血流的定量指标。

但是，在现有的超声波诊断装置中，在自动跟踪处理中抽出近似波形的方向 (跟踪方向) 必须在自动跟踪前人为地设置。因此，在操

作者忘记了设置跟踪方向的情况下，会执行前次设置或初始设置的跟踪方向的自动跟踪处理。

但是，前次设置或初始设置的跟踪方向并不一定适合于现在要执行的自动跟踪处理。更具体地说，例如通过多普勒模式收集的多普勒
5 波形根据血流方向有如图 3 所示主要成分出现于基准线 Lb 下侧的情况。在该情况下，在操作者忘记了设置跟踪方向，执行了前次的跟踪方向设置（例如设置图 2 的跟踪方向）的情况下，会抽出图 4 所示那样的近似波形 Wa。因此，操作者每次进行自动跟踪处理时，都必须
10 确认跟踪方向的设置，操作性不好。另外，在执行了错误的跟踪方向的自动跟踪处理的情况下，由于要求重新进行自动跟踪处理，所以作业全体的效率降低，对操作者和被操作者的精神、身体上的负担增大。

发明内容

本发明就是鉴于上述事实而提出的，其目的在于：提供一种在超
15 声波诊断装置的定量分析中所利用的自动跟踪处理中，能够适当地自动设置跟踪方向的超声波诊断装置和超声波分析方法。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波诊断装置，其特征在于具备：根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第 1 方向和第 2 方向中的至少一个有
20 关的血流多普勒信息的多普勒信息生成单元；根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第 1 方向或上述第 2 方向的哪个作为对象的判断单元；生成与上述判断出的方向有关的上述血流多普勒信息的上述近似信息的近似信息生成单元；使用上述近似信息执行分析，取得分析结果的分析单元；显示上述分析结果的显示单元。

25 根据本发明的另一个方面，提供一种超声波诊断装置，其特征在于具备：根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第 1 方向和第 2 方向有关的血流多普勒信息的多普勒信息生成单元；生成上述血流多普勒信息的与上述第 1 方向和第 2 方向的双方有关的近似信息的近似信息生成单元；根

据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的判断单元；使用与上述判断出的方向有关的上述近似信息执行分析，取得分析结果的分析单元；显示上述分析结果的显示单元。

5 根据本发明的另一个方面，提供一种超声波诊断装置，其特征在于具备：根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的多普勒信息生成单元；生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的近似信息生成单元；
10 使用与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的上述近似信息执行分析，取得与上述双方有关的上述分析结果的分析单元；根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的判断单元；显示上述判断出的上述第1方向或上述第2方向的上述分析结果的显示单元。

15 根据本发明的另一个方面，提供一种超声波信号分析方法，其特征在于具备：根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向中的至少一个有关的血流多普勒信息的步骤；根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的步
20 骤；生成与上述判断出的方向有关的上述血流多普勒信息的近似信息的步骤；使用上述近似信息执行分析，取得分析结果的步骤；显示上述分析结果的步骤。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波信号分析方法，其特征在于具备：根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过
25 该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的步骤；生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的步骤；根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的步骤；使用与上述判断出的方向有关的上述近似信息执行分析，

取得分析结果的步骤；显示上述分析结果的步骤。

根据本发明的另一个方面，提供一种超声波信号分析方法，其特征在于具备：根据所提供的驱动信号向被检体发送超声波，根据通过该发送超声波得到的回波信号，生成与第1方向和第2方向有关的血流多普勒信息的步骤；生成上述血流多普勒信息的与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的近似信息的步骤；使用与上述第1方向和上述第2方向的双方有关的上述近似信息执行分析，取得与上述双方有关的上述分析结果的步骤；根据上述血流多普勒信息的基准线的位置，判断将上述第1方向或上述第2方向的哪个作为对象的步骤；显示上述判断出的上述第1方向或上述第2方向的上述分析结果的步骤。

附图说明

图1是用于说明现有的自动跟踪处理的图。

图2是用于说明现有的自动跟踪处理的图。

15 图3是用于说明现有的自动跟踪处理的图。

图4是用于说明现有的自动跟踪处理的图。

图5是表示实施例1的超声波诊断装置10的模块结构的图。

图6分别表示在监视器14上显示的多普勒波形W、基准线Lb、第2基准线L2、表示多普勒模式的扫描区域的超声波图像I。

20 图7是表示变更了多普勒波形的显示范围的图2的监视器画面的图。

图8是表示包含实施了自动跟踪处理后的多普勒波形的监视器画面的图。

25 图9是表示将基准线设置在第2基准线上侧的情况下的监视器画面的图。

图10是表示将基准线设置在第2基准线上侧的情况下的自动跟踪处理的图。

图11是表示作为第2基准线选择了位于将多普勒波形显示区域分割为上下各半的直线以下规定量的位置的直线L3的例子的图。

图 12 是表示包含对图 11 的例子实施了自动处理后的多普勒波形的监视器画面的图。

图 13 是表示设置在多普勒波形显示区域内的基准范围 Rs 的一个例子的图。

5 图 14 是用于说明基准线存在于基准范围 Rs 内的情况下的自动跟踪处理的图。

图 15 是用于说明本实施例的跟踪方向自动决定功能的图，是表示在多普勒波形显示区域中设置了屏蔽 (mask) 区域的监视器画面的一个例子的图。

10 图 16 是表示在血流信息测量处理中执行的各处理的流程的流程图。

图 17 是表示实施例 2 的超声波诊断装置的血流信息测量处理的各处理的流程的流程图。

15 图 18 是表示实施例 3 的超声波诊断装置的血流信息测量处理的各处理的流程的流程图。

具体实施方式

以下，依照附图说明本发明的实施例。另外，在以下的说明中，对具有大致相同的功能和结构的构成要素付与相同的符号，并只在必要的情况下进行重复说明。

20 图 5 是表示本实施例的超声波诊断装置 10 的模块结构的图。如该图所示，本超声波诊断装置 10 具备超声波探测器 12、输入装置 13、监视器 14、发送接收单元 21、B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23、数据分析部件 24、图像生成电路 25、图像存储器 26、控制处理器 27、软件存储部件 28、内部存储装置 29、接口部件 30。以下，说明各个构成要素的功能。

25 超声波探测器 12 根据来自超声波发送接收单元 21 的驱动信号产生超声波，具有将来自被检体的反射波转换为电信号的多个压电振子、设置在该压电振子上的匹配层、防止超声波从该压电振子向后方传播

的背衬 (backing) 材料等。如果从该超声波探测器 12 向被检体 P 发送超声波, 则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上不断反射, 并作为回波信号由超声波探测器 12 接收。该回波信号的振幅依存于反射的不连续面的声阻抗差。另外, 对于在发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等的表面上反射的情况下的回波, 由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度成分, 产生频率偏移。

输入装置 13 与装置主体 11 连接, 具有用于向装置主体 11 取得来自操作者的各种参数条件的设置和变更指示、关注区域 (ROI) 的设置指示等的各种开关、按键 13a、跟踪球 13b、鼠标 13c、键盘 13d 等。

监视器 14 根据来自图像生成电路 25 的视频信号, 作为图像显示身体内的形态学信息、血流信息。

发送接收单元 21 具有未图示的触发产生电路、延迟电路和脉冲产生电路等。在脉冲产生电路中, 以规定的速度频率 f Hz (周期为 $1/f$ 秒) 循环产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外, 在延迟电路中, 针对各速率脉冲, 产生在每个信道中将超声波集束为波束状并且决定发送方向性所必需的延迟时间。触发产生电路在基于该速率脉冲的定时下, 向超声波探测器 12 施加驱动脉冲。

另外, 发送接收单元 21 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。在放大器电路中, 在每个信道中对通过超声波探测器 12 取得的回波信号进行放大。在 A/D 转换器中, 向放大后的回波信号付与决定接收方向性所需要的延迟时间, 然后, 在加法器中进行加法运算处理。通过该加法运算, 来强调与回波信号的接收方向性对应的方向的反射成分, 根据接收方向性和发送方向性而形成超声波发送接收的综合波束。

B 模式处理单元 22 从发送接收单元 21 接收回波信号, 实施对数放大、包络线检波处理等, 生成以亮度的明暗表现信号强度的 B 模式信息。该 B 模式信息被发送到图像生成电路 25, 作为以亮度表现反射波的强度的 B 模式图像而显示在监视器 14 上。

多普勒处理单元 23 根据从发送接收单元 21 接收到的回波信号对速度信息进行频率分析，抽出基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波成分，对多点求出平均速度、分散、能量等血流信息。作为多普勒信息将所得到的血流信息发送到图像生成电路 25，并作为平均速度图像、分散图像、能量图像、它们的组合图像而彩色地显示在监视器 14 上。

数据分析部件 24 根据从 B 模式处理单元 22 接收的 B 模式信息、或从多普勒处理单元 23 接收的多普勒信息，执行定量的分析处理。作为定量的分析处理，有以下的处理：使用 B 模式信息对亮度信息的时间变化进行描绘的亮度变化曲线（TIC: Time Intensity Curve）的作成处理；使用多普勒信息求出 PI、RI、S/D 等定量的血流指标的血流信息测量处理。

另外，分别如下式（1）～（3）所示那样定义作为代表性的血流信息的 PI、RI、S/D。

$$PI = (V_{max} - V_{min}) / V_{mean} \quad (1)$$

$$RI = (V_{max} - V_{min}) / V_{max} \quad (2)$$

$$S/D = V_{max} / V_{ed} \quad (3)$$

在此， V_{max} 表示血流速度的最大值， V_{min} 表示血流速度的最小值， V_{mean} 表示血流速度的平均值， V_{ed} 表示扩张末期的血流速度。

使用通过与跟踪方向有关的自动跟踪处理得到的多普勒波形，执行上述血流信息测量。数据分析部件 24 具有自动地决定该自动跟踪处理的跟踪方向的跟踪方向自动决定功能。将在后面详细说明该功能。

图像生成电路 25 具有信号处理电路、扫描转换器、图像格式化单元（都未图示）。首先，信号处理电路以超声波扫描的扫描线信号列的电平进行决定画质那样的滤波。在将信号处理电路的输出发送到扫描转换器的同时，保存到图像存储器 26 中。扫描转换器将超声波扫描的扫描线信号列转换为电视等有代表性的一般视频格式的扫描线信号列。将该输出发送到图像格式化单元，在此将其与亮度或对比度的调整、空间滤波等图像处理、各种设置参数的文字信息、刻度、后述

的第1基准线或第2基准线等一起进行合成，并作为视频信号输出到监视器14。另外，图像格式化单元与来自输入装置13的规定的操作应答，对显示在监视器14上的基准线Lb的位置、多普勒波形的显示范围等进行控制。

5 图像存储器26由存储从图像生成电路25接收到的图像数据的存储器构成。例如可以在诊断后由操作者调用该图像数据，能够作为静止图像、或使用多张而作为动画地进行重放。

控制处理器27具有作为信息处理装置（计算机）的功能，使用存储在软件存储部件28或内部存储装置29中的数据或程序，静止或
10 动态地控制本超声波诊断装置主体的动作。

接口部件30是与输入装置13、网络、新的外部存储装置（未图示）有关的接口。通过接口部件30，能够通过网络将由该装置得到的超声波图像等的数据或分析结果等转送到其他装置。

（跟踪方向自动决定功能）

15 接着，说明在数据分析部件24中执行的跟踪方向自动决定功能的详细。本跟踪方向自动决定功能与用于控制多普勒波形的显示范围的第1基准线、操作者能够任意设置位置的第2基准线的位置关系对应地，自动判断跟踪方向。以下，为了简化说明，将第1基准线作为多普勒波形显示的基准线Lb（表示血流速度=0的线），将第2基准
20 线作为将多普勒波形显示区域分别分割为上下（纵轴方向）一半的直线（中央线）。

图6分别表示在监视器14上显示的多普勒波形W₀、基准线Lb、第2基准线L2、表示多普勒模式的扫描区域的超声波图像I。另外，在该图中表示了显示出第2基准线L2的例子，但根据需要也可以通过设置将其隐藏。
25

图6的例子所示的多普勒波形W₀大多出现在第2基准线L2上侧的区域中。在该情况下，操作者为了更容易地观察多普勒波形W₀，通过手动操作或自动操作将基准线Lb向下移动，如图7所示那样变更多普勒波形W₀的显示范围。

如果决定了基准线 Lb 的位置（即决定了多普勒波形 W₀ 的显示范围），则数据分析部件 24 检测出基准线 Lb 的位置存在于第 2 基准线 L₂ 的下侧，如图 8 所示那样，将从基准线 Lb 向上的方向（前方方向：即，接近作为发送超声波的发送源的探测器的方向）作为跟踪方向，执行自动跟踪处理。这样在基准线 Lb 的位置位于第 2 基准线 L₂ 下侧的情况下将跟踪方向设置为前方方向的理由可以认为是：决定显示范围使得基准线 Lb 上侧的显示区域更广，并在基准线 Lb 上侧（前方方向）上显示多普勒波形 W₀ 的更多部分。

另一方面，如图 9 所示，在将基准线 Lb 的位置设置在第 2 基准线 L₂ 的上侧的情况下，数据分析部件 24 根据基准线 Lb 和第 2 基准线 L₂ 的位置关系，如图 10 所示，将从基准线 Lb 向下的方向（后方方向：即，从作为发送超声波的发送源的探测器远离的方向）作为跟踪方向，执行自动跟踪处理。这样在基准线 Lb 的位置位于第 2 基准线 L₂ 的下侧的情况下将跟踪方向设置为后方方向的理由可以认为是：在该情况下，决定显示范围使得基准线 Lb 下侧的显示区域更广，并在基准线 Lb 下侧（后方方向）上显示多普勒波形 W₀ 的更多部分。

在上述的例子中，将第 1 基准线设置为基准线 Lb，将第 2 基准线 L₂ 设置为将多普勒波形 W₀ 显示区域分割为上下一半的直线。但是，并不必须限定于此，也可以将与多普勒波形显示区域的横轴平行的希望的直线选择为各基准线。

图 11 是表示作为第 2 基准线 L₂ 选择了位于将多普勒波形显示区域分割为上下各半的直线以下规定量的位置的直线 L₃ 的例子的图。在该情况下，数据分析部件 24 通过根据基准线 Lb 和第 2 基准线 L₂ 的位置关系进行上述判断来决定跟踪方向，并如图 12 所示执行与所决定的方向有关的自动跟踪处理。

（变形例子 1）

接着，说明本跟踪方向自动决定功能的变形例子。本变形例子的跟踪方向自动决定功能根据基准线 Lb 是否存在于预先设置于多普勒波形显示座标的上侧区域的范围内（基准范围），自动地决定跟踪方

向。

图 13 是表示设置在多普勒波形显示区域内的基准范围 R_s 的一个例子的图。另外，根据需要也可以通过设置以规定的形式显示基准范围 R_s 或将其隐藏。

5 如该图所示，作为第 1 基准线的基准线 L_b 存在于基准范围 R_s 内。数据分析部件 24 如果检测到基准线 L_b 存在于基准范围 R_s 内，则判断为在基准线 L_b 的下侧（后方方向）显示出多普勒波形 W_o 的更多部分，如图 14 所示那样将跟踪方向决定为后方方向，执行自动跟踪处理。

10 另一方面，在基准线 L_b 存在于基准范围 R_s 外的情况下，数据分析部件 24 判断为在基准线 L_b 上侧（前方方向）显示出多普勒波形 W_o 的更多部分，将跟踪方向决定为前方方向，执行自动跟踪处理。

15 另外，基准范围 R_s 的设置位置是任意的。例如，也可以与图 13、图 14 的例子相反地，将基准范围 R_s 设置在多普勒波形显示座标的下侧区域中。

另外，本变形例子也可以使用以下方法，即将基准范围 R_s 的 2 个边界线设置为已经说明了的第 2 基准线 L_2 ，根据它们与基准线 L_b 的位置关系决定跟踪方向。

（变形例子 2）

20 接着，说明本跟踪方向自动决定功能的其他变形例子。其他变形例子的跟踪方向自动决定功能是以下的处理：在将屏蔽区域（作为自动跟踪处理的对象以外的区域）设置在多普勒波形显示区域中的情况下，在除了该屏蔽区域以外的多普勒波形显示区域（自动跟踪处理对象区域）中，执行上述实施例或变形例子 1 的跟踪方向自动决定。本
25 例子的功能例如在以下的情况等下有益：在如脐带血流那样复杂地配置有相互相反方向的血流的部位的定量分析等中，只抽出一方的血流，并希望除去另一方的血流信息。

图 15 是用于说明本实施例的跟踪方向自动决定功能的图，是表示在多普勒波形显示区域中设置了屏蔽区域的监视器画面的一个例子

的图。在该图中，例如在自动跟踪处理对象区域内更改设置第2基准线 L2 的位置，进而决定基准线 Lb 的位置。数据分析部件 24 根据该自动跟踪处理对象区域中的第2基准线 L2 和基准线 Lb 的位置关系，决定跟踪方向，执行与该决定的跟踪方向有关的自动跟踪处理。

5 另外，从操作性的观点看，理想的是构成为不能在屏蔽区域中设置第2基准线 L2、基准线 Lb。

(动作)

接着，一边参照图 16，一边说明本超声波诊断装置 10 的血流信息测量处理的动作。图 16 是表示在血流信息测量处理中执行的各处理的流程的流程图。

10 如该图所示，首先，通过依照规定的时序进行摄影而取得多普勒信息，并以规定的范围将多普勒波形 W_0 显示在监视器 14 上（步骤 S1）。图像生成电路 25 与显示在监视器上的多普勒波形 W_0 的基准线 Lb 的移动指示应答地，变更显示在监视器 14 上的多普勒波形 W_0 的范围（步骤 S2）。

接着，数据分析部件 24 判断在步骤 S2 中设置的基准线 Lb 和预先设置的第2基准线 L2 的位置关系（步骤 S3），在判断出基准线 Lb 位于第2基准线 L2 的下方的情况下，将跟踪方向决定为前方方向（步骤 S4）。另一方面，在判断出基准线 Lb 位于第2基准线 L2 的上方的情况下，将跟踪方向决定为后方方向（步骤 S4'）。

接着，数据分析部件 24 针对在步骤 S4 或步骤 S4' 中决定的跟踪方向，执行自动跟踪处理，取得多普勒波形 W_0 的近似值（步骤 S5），并使用该近似值计算各种定量值。以规定的形式将计算出的各种定量值显示在监视器 14 上，向操作者提示（步骤 S6）。

25 根据以上结构，能够得到以下的效果。

根据本超声波诊断装置，与用于决定多普勒波形 W_0 的显示范围的第1基准线（baseline）Lb 和预先设置在希望的位置上的第2基准线 L2 的位置关系对应地，或与第1基准线 Lb 是否存在于预先设置在希望的位置上的基准范围内对应地，能够自动地决定自动跟踪处理的

跟踪方向。因此，在血流信息测量处理中，不用人为地决定跟踪方向，就能够执行适当的跟踪方向的自动跟踪处理。因此，能够提高作业整体的效率，能够减轻操作者和被操作者的精神、身体上的负担。

另外，根据本超声波诊断装置，在将屏蔽区域设置在多普勒波形显示区域中的情况下，也能够与从多普勒波形显示区域中除去了屏蔽区域的自动跟踪处理对象区域中的第1基准线Lb和第2基准线L2的位置关系等对应地，自动地决定自动跟踪处理中的跟踪方向。因此，在只关注于特定的血流速度进行血流信息测量的情况下，也能够得到同样的效果。

（实施例2）

接着，说明本发明的实施例2。本实施例的超声波诊断装置具有分析对象的自动判断功能。即，在实施例1中，在进行自动跟踪处理前自动地决定跟踪方向（跟踪方向自动决定功能），在所决定的跟踪方向上，进行自动跟踪处理、定量分析。与此相对，在本实施例中，在对前方方向和后方方向的双方向进行了自动跟踪处理后，根据基准线Lb的位置，将分析对象判断为是与前方方向有关的多普勒信息、还是与后方方向有关的多普勒信息。然后，只将与判断出的方向对应的多普勒波形W₀的近似值作为对象，进行定量分析，并显示其结果。

另外，在基于基准线Lb的位置的分析对象判断中，可以适用在实施例1中说明了的全部方法。例如在适用实施例1中说明了的变形例子1或变形例子2的情况下，在图17的步骤S14的判断中，可以执行与在各变形例子中说明了的方法一样的判断。在以下，为了具体进行说明，而将根据基准线Lb和中央线的位置关系判断分析对象的情况作为例子。

图17是表示本实施例的装置的血流信息测量处理的各处理的流程的流程图。如该图所示，首先，通过依照规定的时序进行摄影，来取得多普勒信息，并以规定的范围将多普勒波形W₀显示在监视器14上（步骤S11）。图像生成电路25与显示在监视器上的多普勒波形W₀的基准线Lb的移动指示应答地，变更显示在监视器14上的多普

勒波形 W_0 的范围 (步骤 S12)。

接着, 数据分析部件 24 对前方方向和后方方向的双方向, 执行自动跟踪处理, 并取得各方向的多普勒波形 W_0 的近似值 (步骤 S13)。

接着, 数据分析部件 24 判断在步骤 S2 中设置的基准线 Lb 和预先设置的第 2 基准线 L2 的位置关系, 在判断出基准线 Lb 在第 2 基准线 L2 的下方的情况下, 将与前方方向有关的多普勒波形 W_0 的近似值作为分析对象, 另一方面, 在判断出基准线 Lb 在第 2 基准线 L2 的上方的情况下, 将与后方方向有关的多普勒波形 W_0 的近似值决定为分析对象 (步骤 S14)。

接着, 数据分析部件 24 使用在步骤 S14 中决定为分析对象的多普勒波形 W_0 的近似值, 计算出各种定量值 (步骤 S15)。以规定的形式将计算出的各种定量值显示在监视器 14 上, 提示给操作者 (步骤 S16)。

根据以上说明的结构, 能够与用于决定多普勒波形 W_0 的显示范围的第 1 基准线 (baseline) Lb 和预先设置在希望的位置上的第 2 基准线 L2 的位置关系对应地, 或与第 1 基准线 Lb 是否存在于预先设置在希望的位置上的基准范围内对应地, 决定应该成为分析对象的多普勒波形 W_0 的近似值。因此, 在血流信息测量处理中, 不用人为地决定成为分析对象的多普勒波形 W_0 的近似值, 就能够自动地选择对诊断有益的分析结果。因此, 能够提高作业全体的效率, 能够减轻操作者和被操作者的精神、身体上的负担。

(实施例 3)

接着, 说明本发明的实施例 3。本实施例的超声波诊断装置具有显示对象的自动判别功能。即, 在本实施例中, 在对前方方向和后方方向的双方向进行了自动跟踪处理后, 使用与各方向有关的近似波形进行定量的分析。然后, 根据基准线 Lb 的位置, 判别是将显示对象设置为与前方方向有关的分析结果、还是与后方方向有关的分析结果。只显示与判断出的方向对应的分析结果。

另外, 在基于基准线 Lb 的位置的分析对象的判断中, 可以适用

在实施例 1 中说明了的全部方法。例如，在适用实施例 1 中说明了的变形例 1 或变形例 2 的情况下，在图 18 的步骤 S25 的判断中，可以执行与在各变形例子中说明了的方法一样的判断。在以下，为了具体进行说明，而将根据基准线 Lb 和中央线的位置关系判断分析对象的情况作为例子。

图 18 是表示本实施例的装置的血流信息测量处理的各处理的流程的流程图。如该图所示，首先，通过依照规定的时序进行摄影而取得多普勒信息，并以规定的范围将多普勒波形 W_0 显示在监视器 14 上（步骤 S21）。图像生成电路 25 与显示在监视器上的多普勒波形 W_0 的基准线 Lb 的移动指示应答地，变更显示在监视器 14 上的多普勒波形 W_0 的范围（步骤 S22）。

接着，数据分析部件 24 针对前方方向和后方方向的双方向，执行自动跟踪处理，取得各方向的多普勒波形 W_0 的近似值（步骤 S23）。

接着，数据分析部件 24 使用所取得的多普勒波形 W_0 的近似值，计算与各个方向有关的各种定量值（步骤 S24）。

接着，数据分析部件 24 判断在步骤 S2 中设置的基准线 Lb 和预先设置的第 2 基准线 L2 的位置关系，在判断出基准线 Lb 在第 2 基准线 L2 下方的情况下，将与前方方向有关的定量值作为显示对象，另一方面，在判断出基准线 Lb 在第 2 基准线 L2 的上方的情况下，将与后方方向有关的定量值决定为显示对象（步骤 S25）。以规定的形式将成为显示对象的定量值显示在监视器 14 上，提示给操作者（步骤 S26）。

根据以上所述的结构，与用于决定多普勒波形 W_0 的显示范围的第 1 基准线（baseline）Lb 和预先设置在希望的位置上的第 2 基准线 L2 的位置关系对应地，或与第 1 基准线 Lb 是否存在于预先设置在希望的位置上的基准范围内对应地，能够决定应该成为显示对象的分析结果。因此，在血流信息测量处理中，不用人为地决定成为显示对象的分析结果，就能够自动地选择对诊断有益的分析结果。因此，能够提高作业全体的效率，能够减轻操作者和被操作者的精神、身体上的

负担。

另外，本发明并不只限于上述实施例，在实施阶段，在不脱离其宗旨的范围内可以将构成要素变形进行具体化。

5 (1) 例如，可以通过将用于使计算机执行各处理的程序展开到工作站等图像处理装置或超声波诊断装置，来实现上述跟踪方向自动决定处理、包含它的血流信息测量处理。

10 (2) 在上述各实施例中，说明了在多普勒波形的座标区域中设置一个第2基准线或一个基准范围，将它与第1基准线(baseline)的位置关系作为基准来决定跟踪方向。但是，并不必须将能够在座标区域中设置的第2基准线和基准范围限定为一个，也可以构成为能够设置多个第2基准线和基准范围。在该情况下，可以对于各个第2基准线(或各个基准范围)和第1基准线，执行在上述实施例中说明了的跟踪方向的决定处理。

15 (3) 在上述实施例1中，说明了自动决定自动跟踪处理的跟踪方向。但是，波形抽出并不是必需的要素。例如，在图16的步骤S5中，在对规定的方向近似地抽出波形中未被限定的多普勒信息(例如不只是波形，还有以规定的时间间隔收集的速度值等)的情况下，也可以通过在上述实施例中说明了的方法自动地决定该近似的方向。

20 (4) 在上述实施例中，表示了显示通过自动跟踪处理抽出的近似波形的例子。但是，该近似波形的显示并不是必需的，也可以构成为显示最终的分析结果。

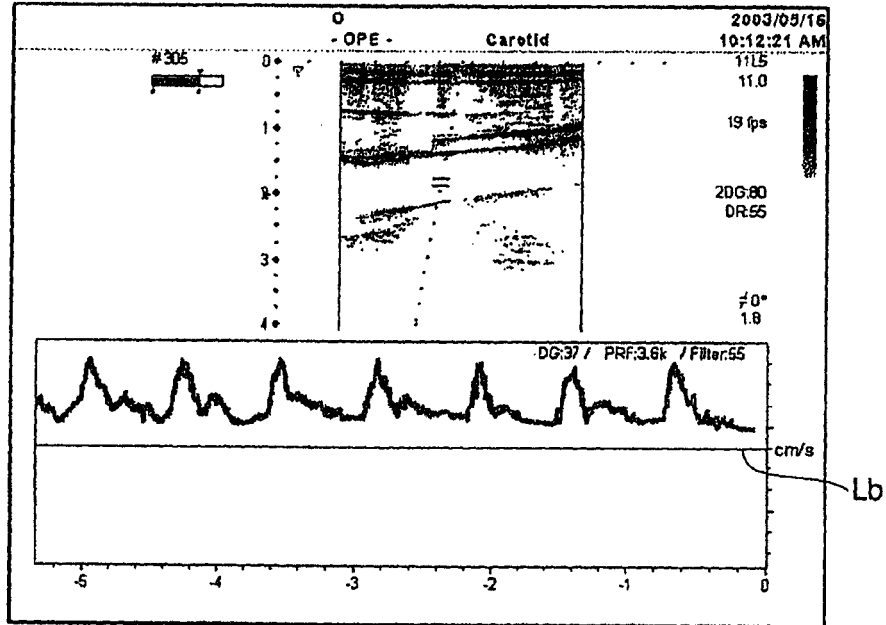
25 (5) 在上述各实施例中，表示了最终显示与由装置侧选择出方向有关的结果的例子。但是，并不只限于此，也可以通过设置变更，而同时或顺序地显示与前方方向和后方方向的双方有关的结果。

(6) 在上述各实施例中，也可以用能够判断出所显示的分析结果是前方方向的结果、还是后方方向的结果的形式进行显示。作为具体例子，可以列举与多普勒波形一起进行显示、显示“前方”、“后方”等文字信息、用青色显示前方方向、用红色显示后方方向等彩色地进

行显示等。

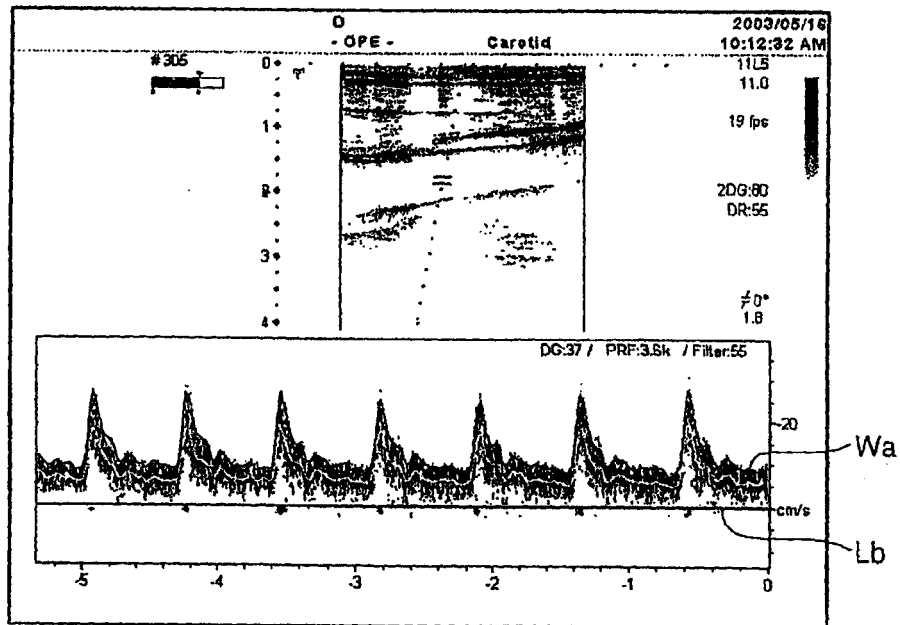
另外，通过适当地组合上述实施例所揭示的多个结构要素，可以形成各种发明。例如，可以从实施例所示的全部结构要素中删除几个构成要素。进而，也可以适当地组合不同实施例的构成要素。

图1



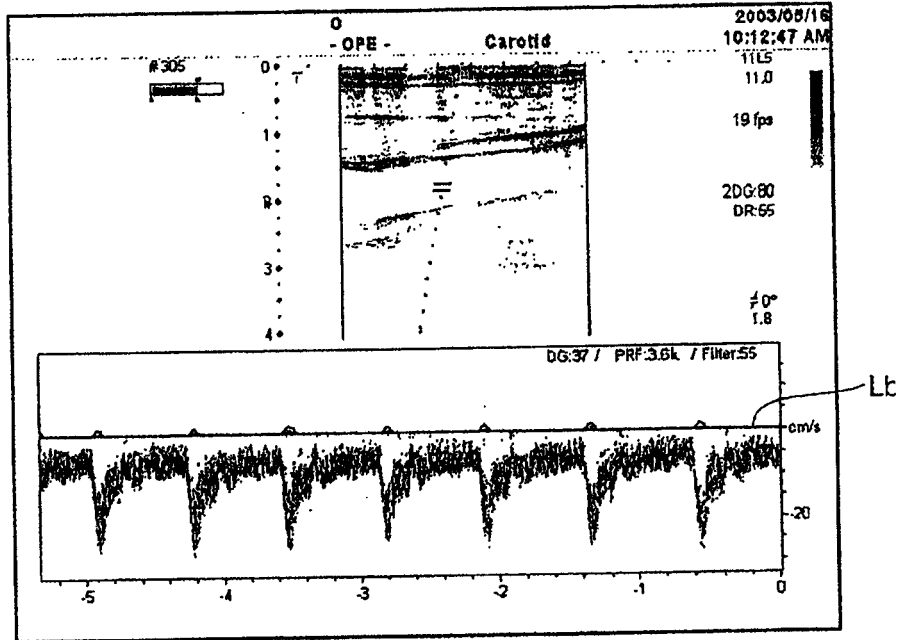
现有技术

图2



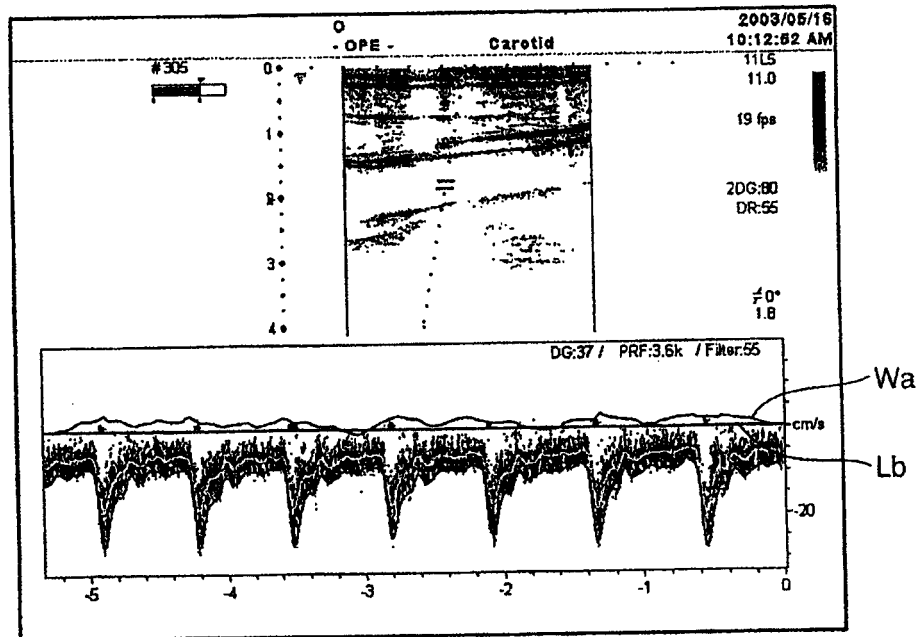
现有技术

图3



现有技术

图4



现有技术

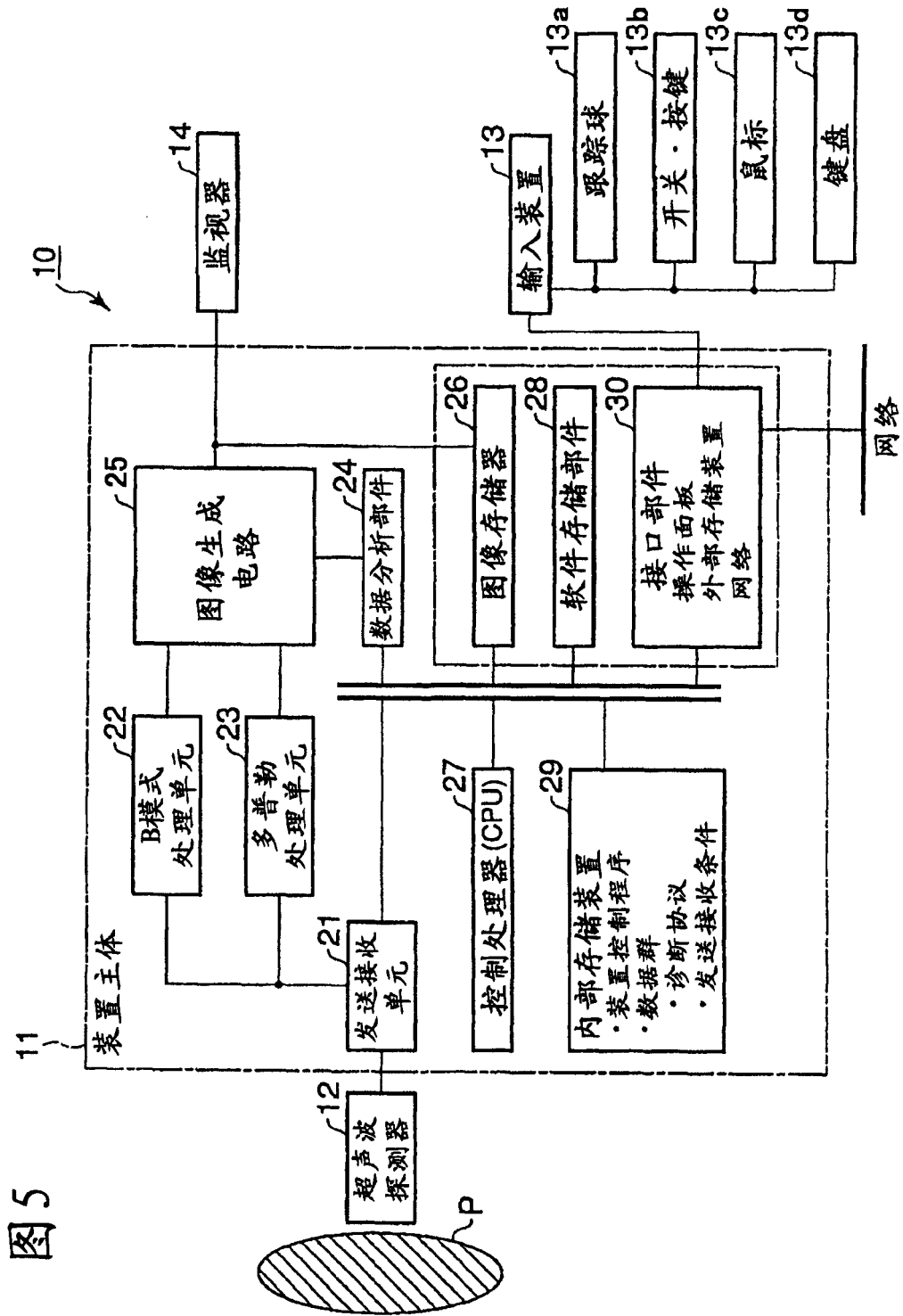


图5

图6

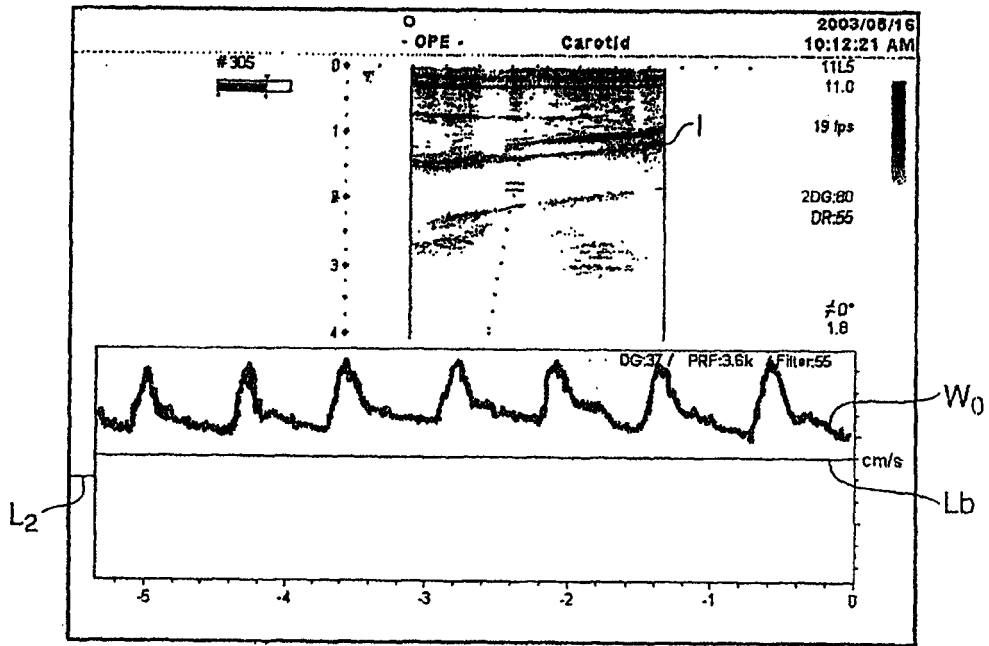


图7

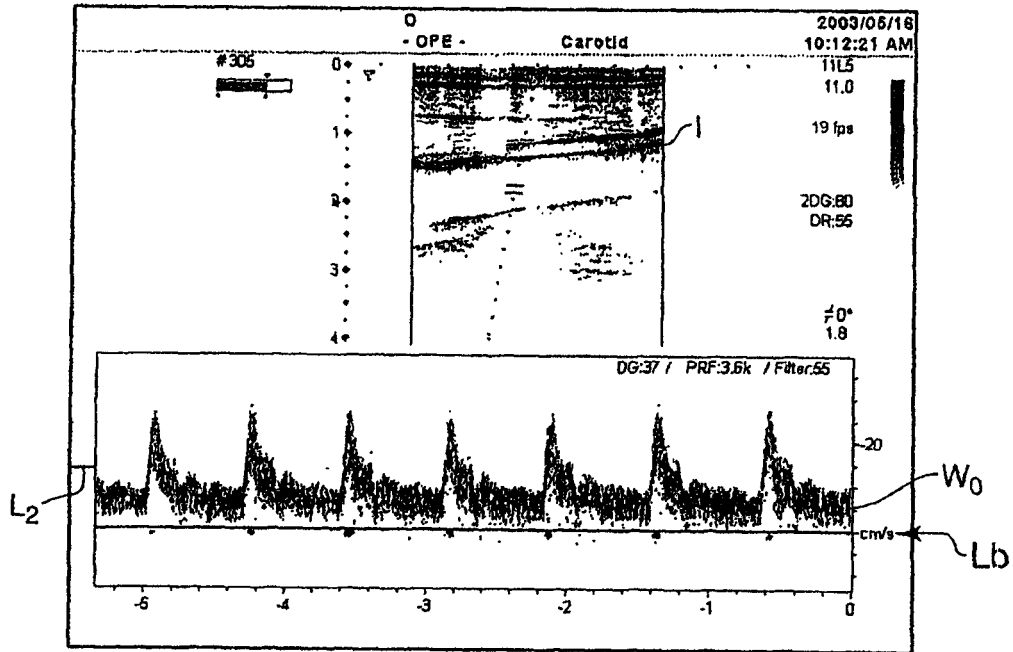


图8

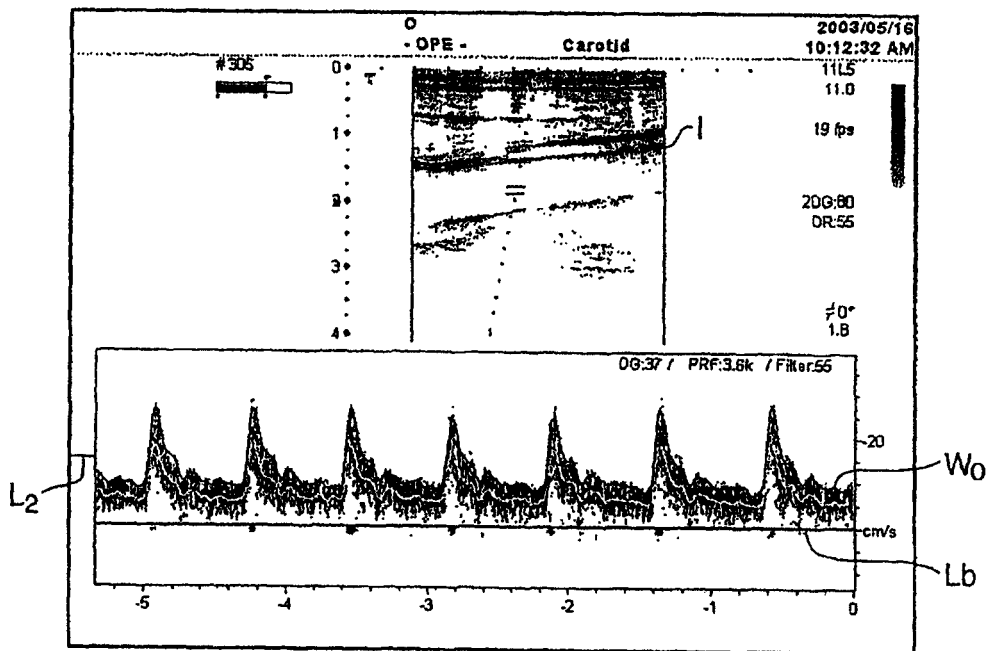


图9

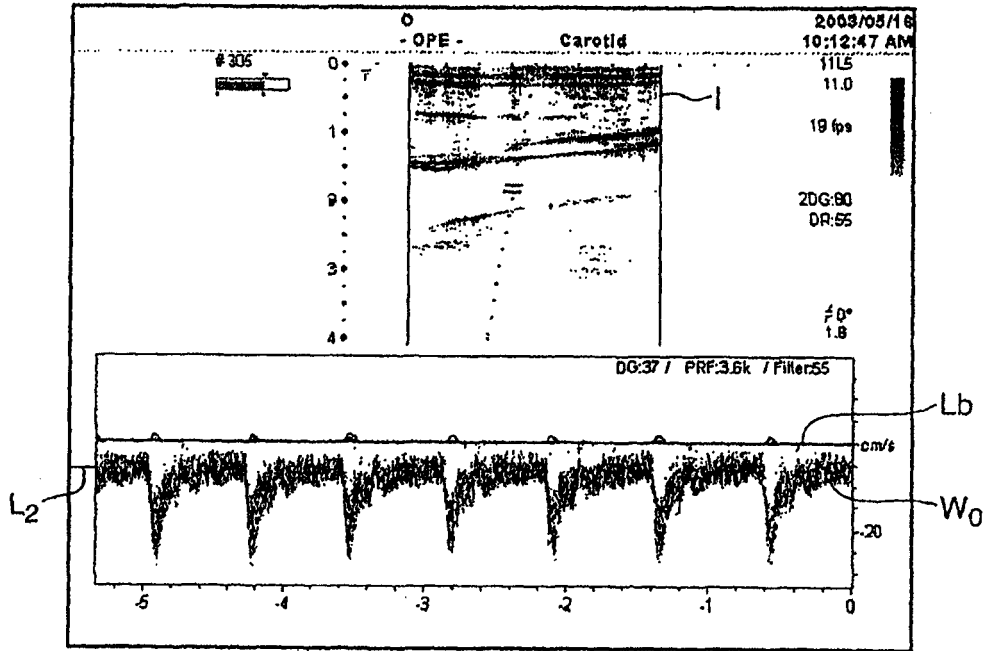


图10

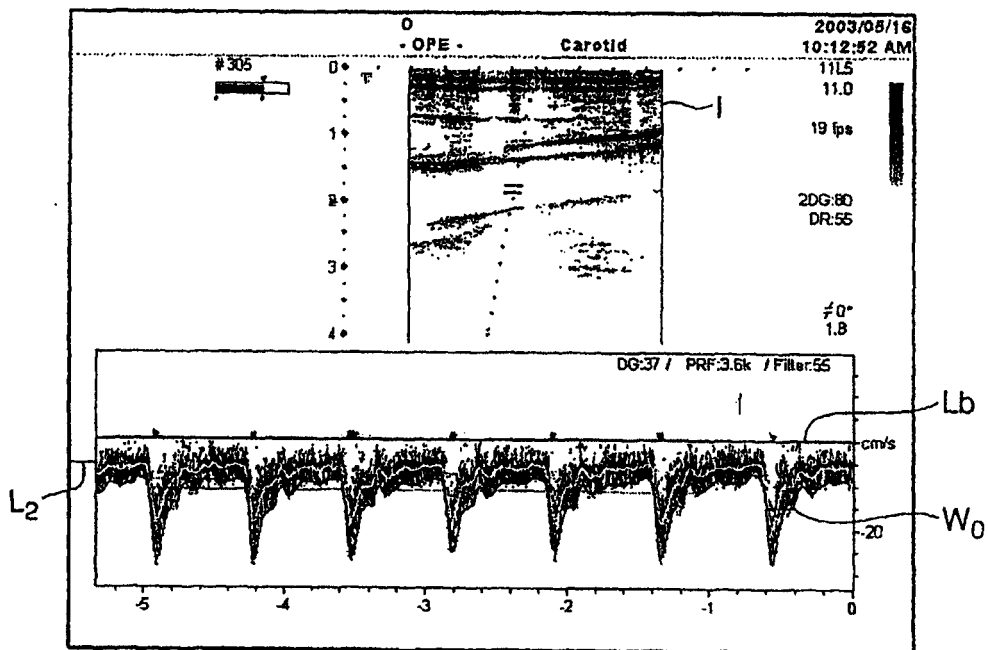


图 11

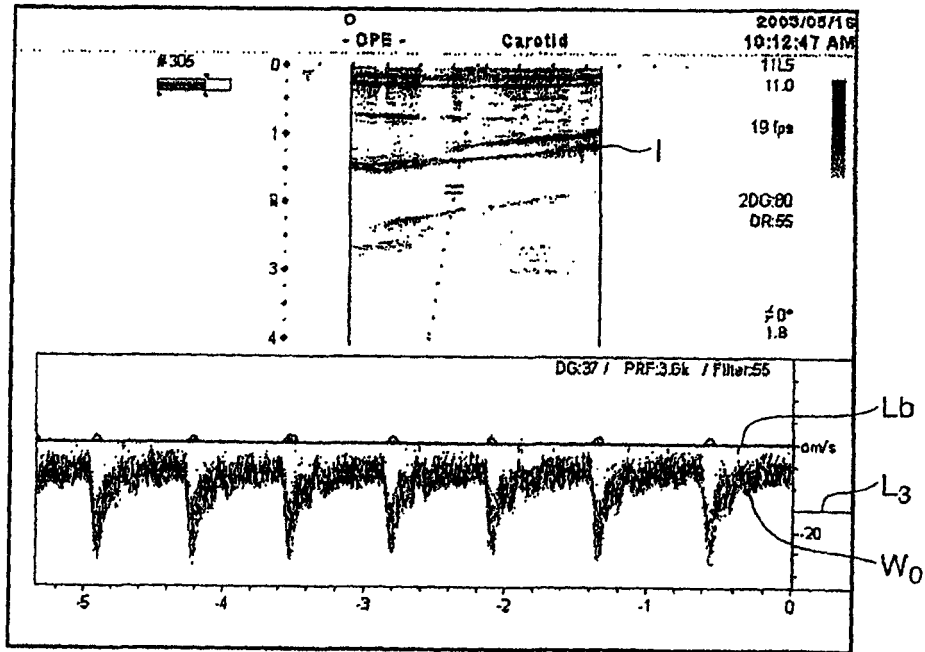


图 12

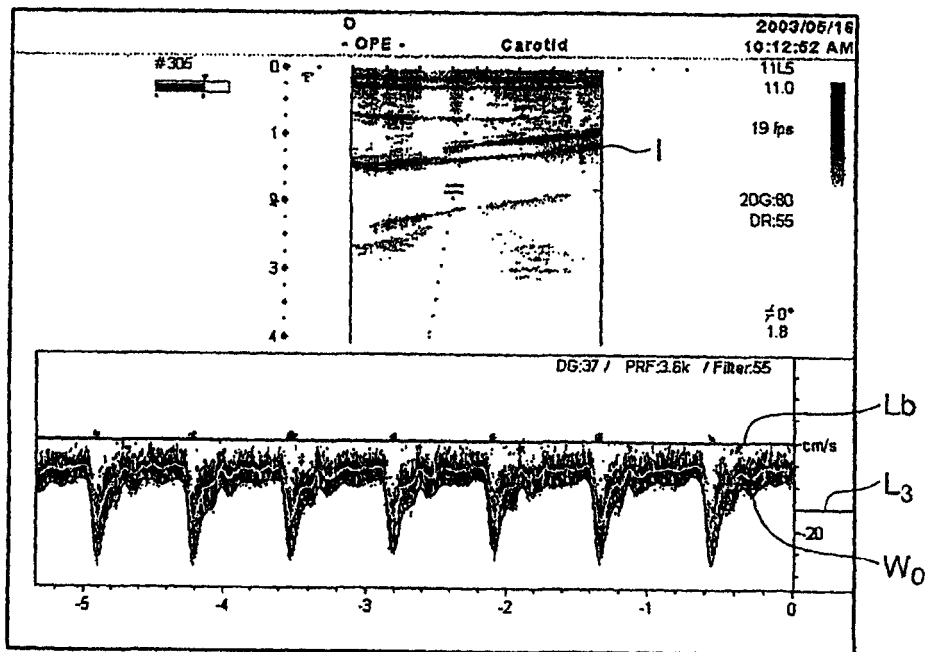


图13

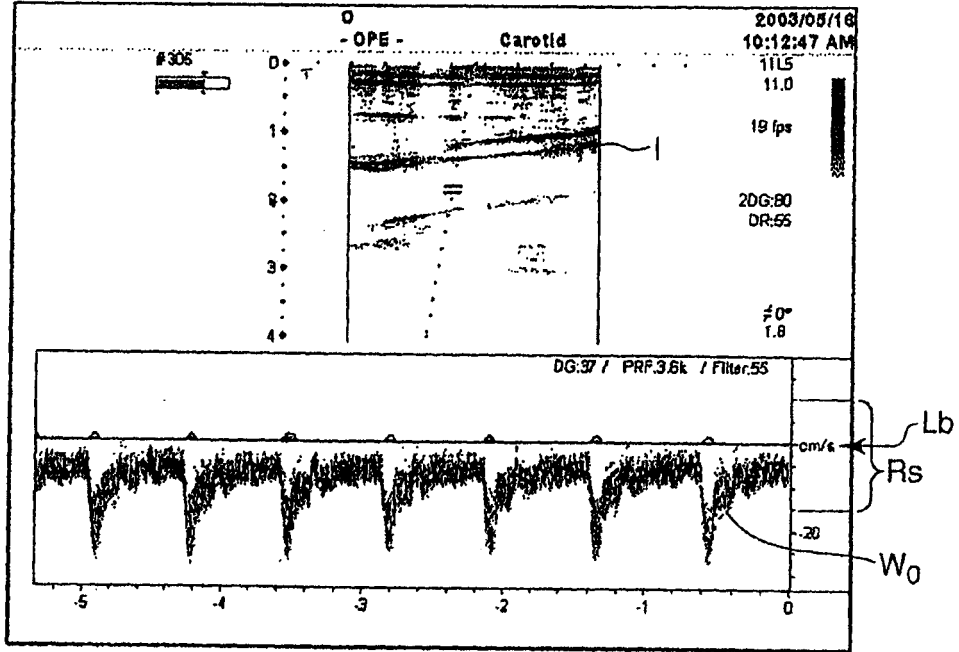


图14

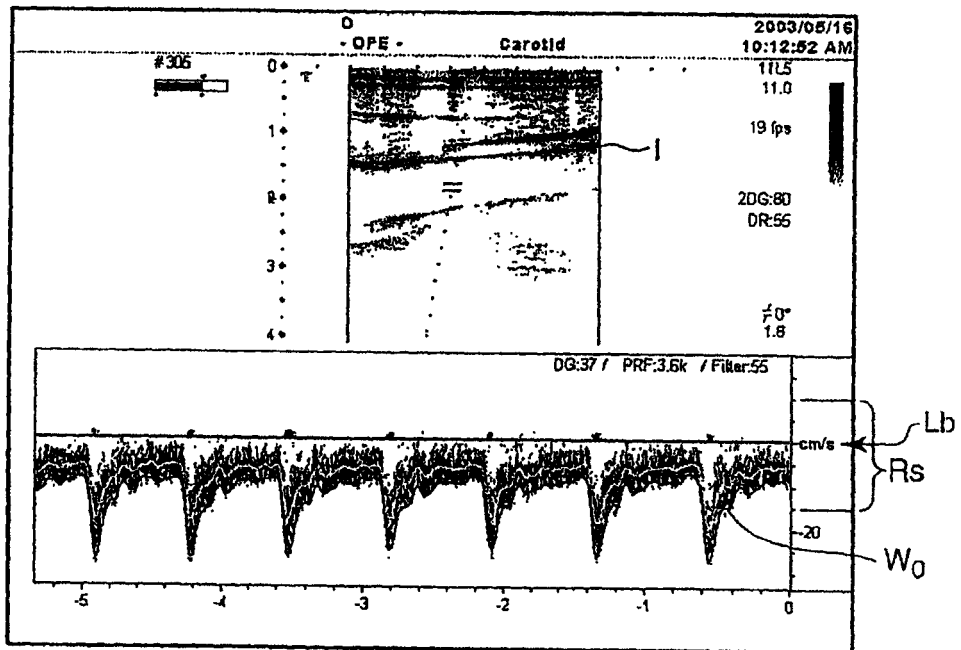


图15

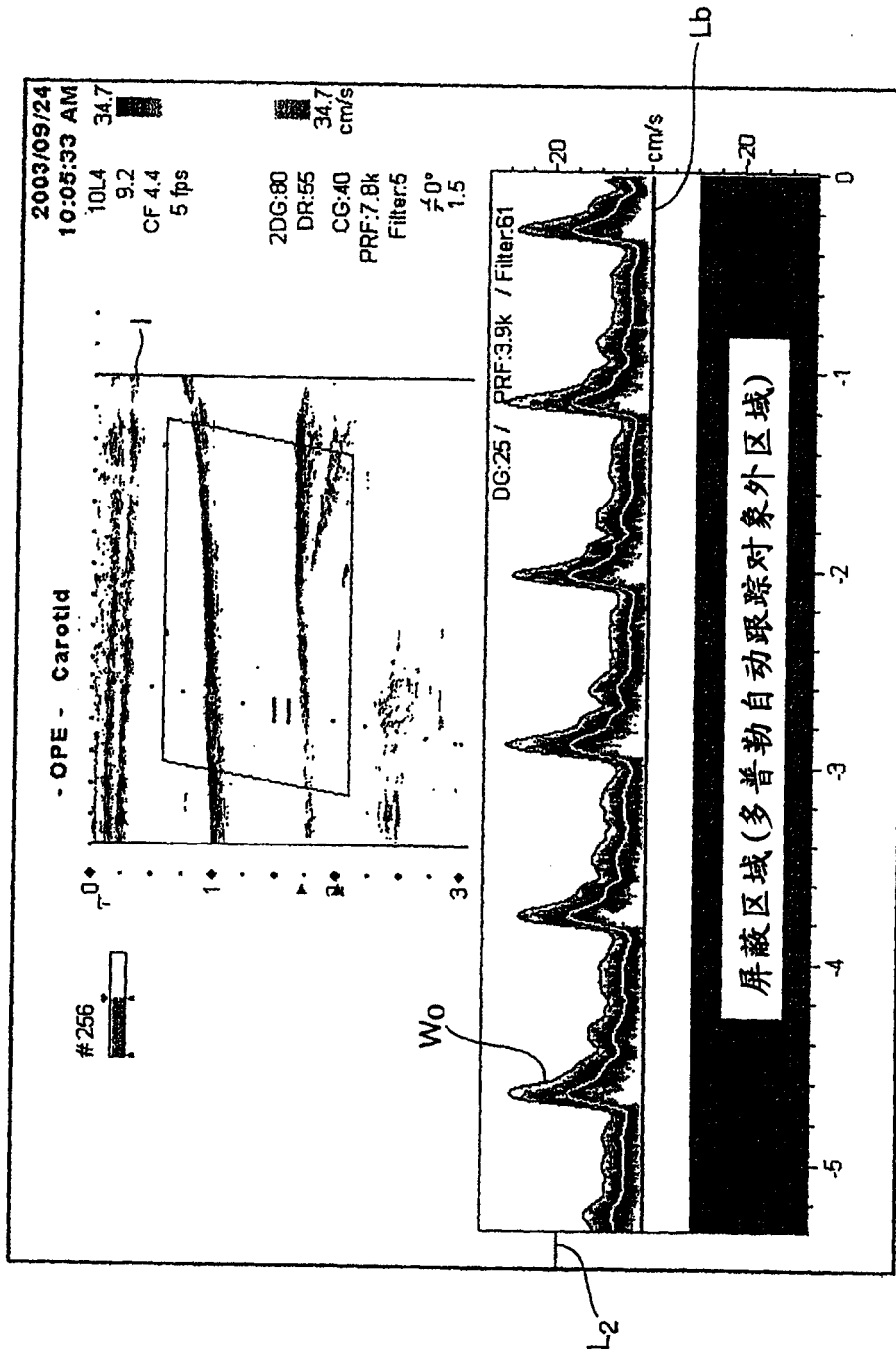


图 16

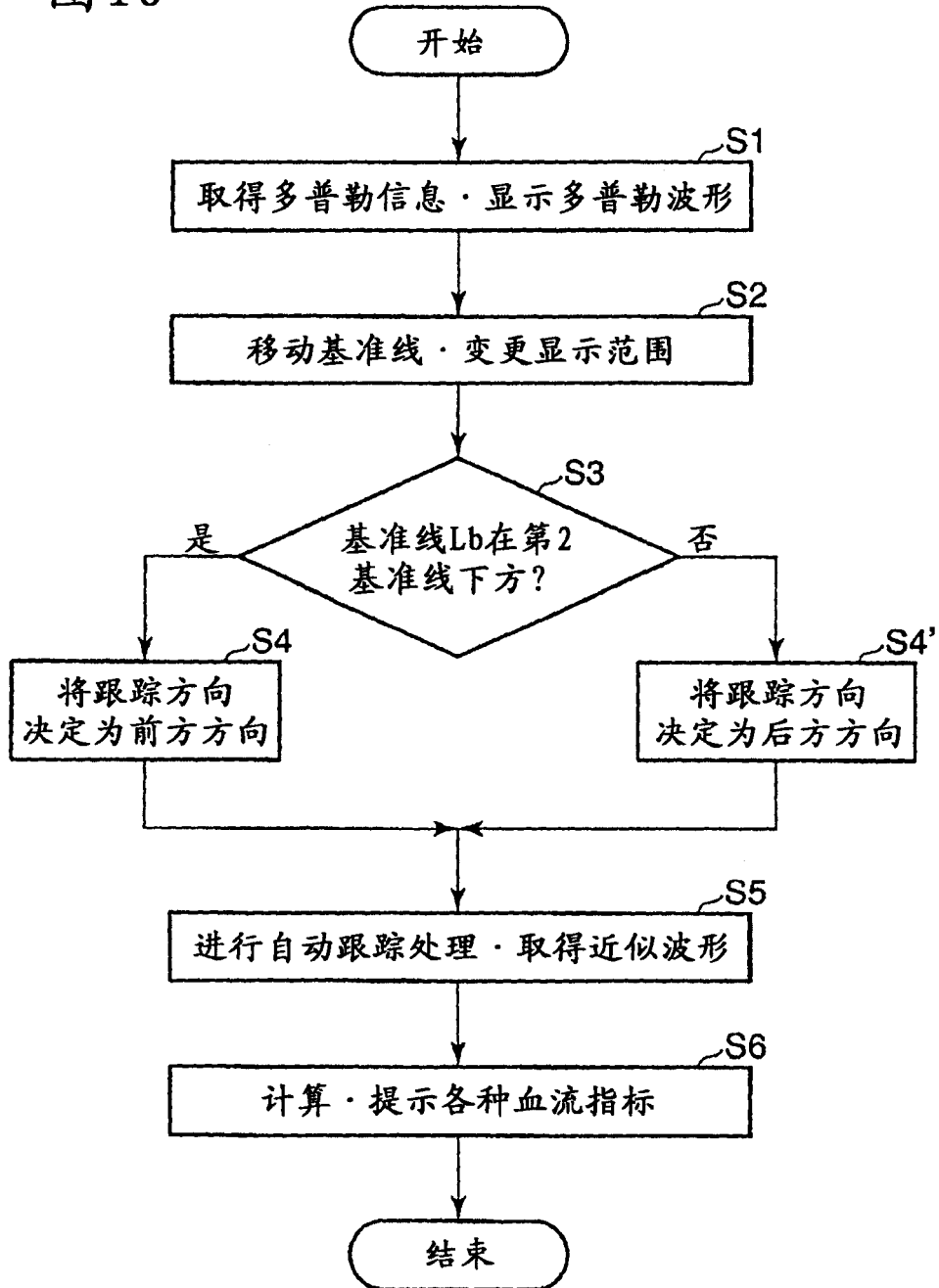


图 17

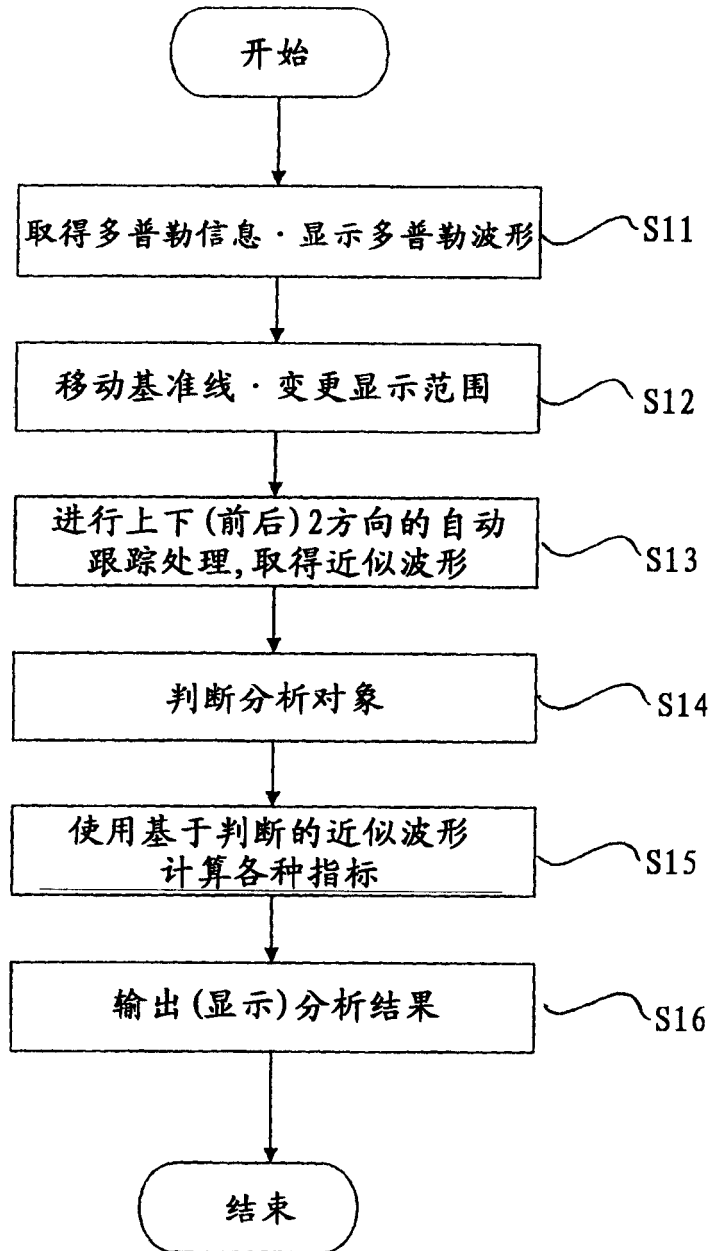
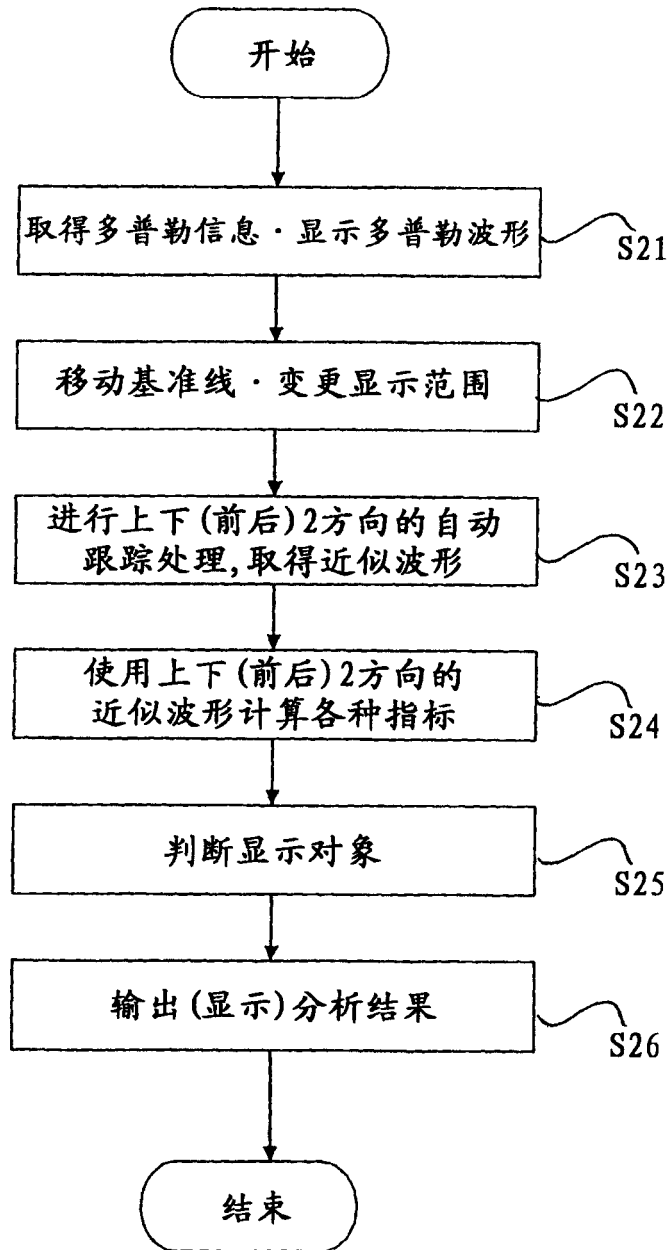


图18



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波信号分析方法		
公开(公告)号	CN1745716A	公开(公告)日	2006-03-15
申请号	CN200510099471.3	申请日	2005-09-06
[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	赤木和哉		
发明人	赤木和哉		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/488		
优先权	2004258468 2004-09-06 JP		
其他公开文献	CN100453049C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置和超声波信号分析方法，它在利用血流的速度测量等进行定量分析的过程中，根据用于控制多普勒波形的显示范围的基准线、操作者能够任意设置的基准线的位置关系，判断选择前方方向和后方方向中的哪一个。在进行自动跟踪处理的跟踪方向选择、作为分析对象的多普勒近似波形的选择、作为显示对象的分析结果的选择的任意一个阶段中，执行判断。

