



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1886094 B

(45) 授权公告日 2010.12.01

(21) 申请号 200480034998.1

代理人 朱丹

(22) 申请日 2004.07.09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/06 (2006.01)

397074/2003 2003.11.27 JP

G01S 15/58 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2006.05.26

JP 平 4-84953 A, 1992.03.18, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

JP 平 2-297350 A, 1990.12.07, 全文.

PCT/JP2004/010157 2004.07.09

Hans Torp. Clutter Rejection Filters
in Color Flow Imaging: A Theoretical
Approach. IEEE TRANSACTIONS ON

(87) PCT申请的公布数据

W02005/051203 JA 2005.06.09

ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY
CONTROL 44 2. 1997, 44(2), 418-420.

(73) 专利权人 株式会社日立医药

审查员 李林霞

地址 日本东京都

(72) 发明人 梅村晋一郎 东隆 林哲矢

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

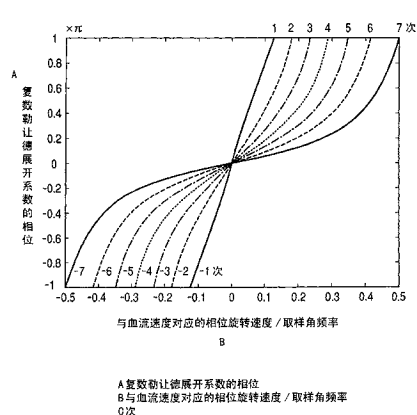
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 31 页

(54) 发明名称

多普勒速度检测装置以及使用该装置的超声
波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种多普勒速度检测装置,其特征在于,具备:对受检体多次收发脉冲波的机构、以接收回波信号为基础分析与所述受检体内的运动反射物有关的速度的速度分析机构,所述速度分析机构以下述方式构成,即以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从 0 开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,从各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到与所述受检体内的运动反射物有关的带符号的速度信号。由此,本发明实现在很好地对杂波信号进行严加区别的同时可以进行已抑制了误差的速度检测/分析的多普勒速度检测技术,另外,还提供使用了该技术的超声波诊断装置。



1. 一种多普勒速度检测装置,是对速度测量对象物多次收发脉冲波、以接收回波信号为基础进行与所述速度测量对象物有关的速度分析的多普勒速度检测装置,

以下述方式构成:将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为勒让德多项式的各成分进行展开,根据各展开系数中次数比按照相位旋转最大值决定的次数高的展开系数,得到与所述速度测量对象物有关的速度信号,

以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将所述接收回波时间序列信号作为从0次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差1个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到带符号的速度信号。

2. 一种多普勒速度检测装置,具备对受检体多次收发脉冲波的机构、以接收回波信号为基础进行与所述受检体内的运动反射物有关的速度分析的速度分析机构,

所述速度分析机构以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从0次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差1个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到与所述受检体内的运动反射物有关的带符号的速度信号。

3. 如权利要求2所述的多普勒速度检测装置,其特征在于,

设置显示机构,其对有关所述运动反射物的速度信号连同来自所述受检体内的静止反射物的回波信号一起进行二维或三维显示。

4. 一种超声波诊断装置,具备超声波探头、从所述超声波探头对受检体多次收发超声波脉冲的机构、以来自所述受检体的接收回波信号为基础进行所述受检体内的运动反射物的速度分析的速度分析机构,

所述速度分析机构以下述方式构成:将以发送时刻的次序排列始自所述超声波脉冲各发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为勒让德多项式的各成分进行展开,根据各展开系数中次数比按照相位旋转最大值决定的次数高的展开系数,得到与所述受检体内的运动反射物有关的速度信号,

所述速度分析机构以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将所述接收回波时间序列信号作为从0次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差1个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到带符号的速度信号。

5. 一种超声波诊断装置,具备超声波探头、从所述超声波探头对受检体多次收发超声波脉冲的机构、以来自所述受检体的接收回波信号为基础进行血流的速度分析的速度分析机构,所述的血流在所述受检体内的运动的脏器中流动,

所述速度分析机构以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自所述超声波脉冲各发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从0次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差1个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各

复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比,得到与所述受检体内的血流有关的带符号的速度信号。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

设置显示机构,其对所述脏器的运动速度或其空间变化的分布图像和同时取得的血流分布图像进行重叠或并列显示。

7. 如权利要求 5 或者 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

以下述方式构成:在所述脏器向所述超声波探头的方向的运动速度以 1mm/ 秒变化当中,检测并显示向所述超声波探头的方向的速度成分为 3mm/ 秒以上的血流。

8. 一种超声波诊断装置,具备:从多个超声波探头对受检体多次收发超声波脉冲的超声波收发机构;对所述受检体内的超声波脉冲的发送焦点位置进行控制的发送射波束形成装置;对所述受检体内的接收焦点位置进行控制的接收射波束形成装置;对所述超声波收发机构、所述发送射波束形成装置和所述接收射波束形成装置进行控制的控制系统;和以来自所述受检体的接收回波信号为基础进行所述受检体内的运动反射物的速度分析的速度分析机构,

而且,所述速度分析机构以下述方式构成,即,以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从 0 次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比,得到与所述受检体内的运动反射物有关的带符号的速度信号。

多普勒速度检测装置以及使用该装置的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及通过对生物体收发超声波检测出生物体内部的血流等运动的反射物来显示速度的分布或速度的空间分布的医疗诊断用的超声波多普勒血流计或血流描绘装置等超声波诊断技术。

背景技术

[0002] 在脉冲 / 多普勒装置中, 向对象物多次收发脉冲状的超声波或电磁波等波, 对于已接收的图 1 那样的多个回波信号, 将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的着眼时刻的信号而成时间序列信号, 通过对该时间序列信号进行分析, 得到与运动的物体有关的速度等信息。作为最普通的信号处理方法, 是对这些接收信号进行正交检波, 作为复数时间序列信号而进行分析。这样的脉冲 / 多普勒装置被广泛用作对生物体内部的血流等进行检测 / 描绘的超声波诊断装置、对雨云等进行检测 / 描绘的气象雷达、对飞行物体进行检测的航空雷达等。

[0003] 在反射物只存在一个的情况下, 可以从上述的时间序列信号的相位旋转速度 $\lambda \Delta \Phi / \Delta t$ 即带符号的角频率, 按照下式容易地求出反射物接近或远离收发两用机的运送速度 v 。

$$[0004] \quad v = \lambda \Delta \Phi / \Delta t / 2\pi \quad (1)$$

[0005] 在这里, λ 是波长, Δt 是脉冲发送的时间间隔, $\Delta \Phi$ 是相位旋转角。在接近的情况下, v 的符号为正, 在远离的情况下, v 的符号为负。

[0006] 然而, 在如上所述的实际的脉冲 / 多普勒装置的接收回波中, 基于静止反射物的回波信号或所谓杂波信号的强度比基于目标运动反射物的回波信号的强度通常大几个数量级以上。为此, 只通过单纯将 (1) 式的处理应用于上述的时间序列信号, 无法检测出运动反射物。因此, 实际的脉冲 / 多普勒装置抑制基于静止反射物的回波信号, 在进行相对强调基于运动反射物的回波信号的被称之为 MTI (Moving Target Indicator) 处理的信号处理之后, 进行速度的检测或分析。

[0007] 另外, 在 IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 42, 927-937 页 (1995 年) 中, 提出有多项回归滤波器 (Polynomial Regression Filter)。

[0008] 这是通过在时间序列信号上顺次最小二乘拟合 0 次式 (常数)、1 次式、……、M 次式, 并消除拟合成分, 除去原来的时间序列信号所具有的漂移 (drift) 成分的处理。

[0009] 作为 MTI 处理, 最了解的处理是使用时域以卷积和表现的通常的低频截止滤波器的处理。该处理有下述的缺点。

[0010] 1) 当使用输入 N_1 个时间序列数据点的低频截止滤波器时, 输入到后段的速度检测 / 分析处理部的数据点损耗 (N_1-1) 个。

[0011] 2) 难以获得锐截止特性的滤波器

[0012] 实际上, 基于静止反射物的回波信号在时间轴上也并不是完全静止的, 当中途的

介质摇动或是医疗用超声波诊断装置时,因为血流以外的静止脏器的缓慢运动,进行漂移。因此,基于静止反射物的回波信号的频率成分不只是相位旋转速度为零的直流成分,还具有相位旋转速度不为零的低频成分,在保持基于运动反射物的回波信号的同时,需要将其除去的截止特性,上述 2) 成为问题。当从通过 N 次的收发信号得到的 N 点的时间序列信号进行速度检测 / 分析处理时,上述 1) 是指,如果使用该种类的滤波器,实际能用于速度检测 / 分析运算的数据点减小至 $(N-N_1+1)$ 。这在像医疗诊断用超声波血流描绘装置那样实时性非常重要的应用中,并不优选。

[0013] 作为解决该问题的处理,提出有上述的 Polynomial Regression Filter(多项回归滤波器)。该处理是通过 N 点的输入时间序列信号乘以 $N \times N$ 的矩阵来表示。因此,作为输出信号,得到相同 N 点的时间序列信号,

[0014] 1) 没有数据点的损耗。

[0015] 另外,其低频截止特性基于拟合的最大次数 M 的大小,

[0016] 2) 与具有同等的截止频率的上述以往型滤波器相比,具有相当大的锐截止特性。

[0017] 不过,在通过多项式拟合 / 滤波器的处理的后段,当通过用上述 (1) 式表示的种类的以往方式,进行运动物体的速度的检测 / 分析时,问题是在截止频率的附近,速度运算误差比以往型滤波器大。为此,当对作为检测 / 分析结果的速度的精度有某种程度的要求时,通过多项式拟合 / 滤波器的锐截止特性,结果无法使用位于已延伸至低通的部分的频带的运动物体的信号。即,此时无法充分发挥上述 2) 的优势。

发明内容

[0018] 因此,本发明鉴于现有的脉冲 / 多普勒装置具有的如上所述问题,实现在很好地对杂波信号进行严加区别的同时可以进行已抑制了误差的速度检测 / 分析的多普勒速度检测技术,另外,还提供使用了该技术的超声波诊断装置。

[0019] 本发明的目的在于从本质上解决上述课题,首先,关于截止杂波信号的 MTI 滤波器的功能和其必要性,试着进行深入考察。作为具体例子,考虑从 N 点的时间序列复数信号进行速度分析的情况。这样的作为脉冲 / 多普勒速度分析而使用的典型的时间序列复数信号,接收的回波信号乘以 90° 相位的不同的 2 个输送频率信号而得到一组信号,以虚数单位为系数线性结合上述得到的一组信号并作为复数信号,按照发送时刻的顺序排列该信号的以各脉冲发送时刻为基准的时相相等的部分而得到。

[0020] 在这样的离散时间序列信号所具有的频率或相位的分析中的常用方法是离散性傅立叶展开。具体而言,用表示频率的指数 $k = -N/2, \dots, 0, \dots, N/2$ 的复数正弦波系展开为排列成 $N = 1, \dots, N$ 的时间序列信号。

[0021] $C_s(n, k) = \cos[k \pi (2n-N-1)/N] + j \sin[k \pi (2n-N-1)/N]$

[0022] (2)

[0023] j 是虚数单位。负的 k 对应于远离方向上的速度,正的 k 对应于接近方向上的速度。 $K = \pm N/2$ 是乃奎斯特极限,因此,没有正负区别,所以由 (2) 表示的 $(N+1)$ 个复数正弦波函数中独立的函数为 N 个,它们形成了正交函数。

[0024] 假设反射物只存在 1 个且其在乃奎斯特极限范围的一定速度内运动的情况,作为运动速度的函数,计算通过上述展开得到的离散傅立叶展开系数,关于 $N = 8$ 的情况,对

其绝对值绘图如图 2 所示。横轴是以脉冲发送的时间间隔的倒数 PRF (pulse Repetition Frequency) 的 2π 倍为单位表示与运动速度对应的相位旋转速度。在图 2 中, 重叠表示展开系数的 8 个函数进行图示, 其中, 通过区别线在图 3 和图 4 中表示其中的各 4 个。

[0025] 通过发送时间间隔的 N 倍的时间, 以相位进行整数次旋转那样的运动速度, 不是零的展开系数只有 1 个, 其他的展开系数全都为零, 非常好地进行速度分析。不过, 以除此之外的相位旋转不是整数次的一般运动速度, 各自的展开系数即使在距离横轴上峰值相当远的运动速度中, 也具有峰值的 $1/10$ 左右的大小的绝对值。这意味着作为速度分析计具有 -20dB 左右的远程串扰。当振幅比作为检测 / 分析对向的运动反射物回波更大的杂波信号进行漂移时, 其出现严重问题。

[0026] 该问题是, 通过应用基于海明 (Hanning) 函数那样缓慢上升下降的窗口函数的权重, 可以很好地进行抑制, 但不能从本质上解决。另外, 该方法与大幅度损耗时间序列信号的数量一样, 是出现不需要的效果、尤其是不适于时间序列信号的数量原本较少的情况下的方法。

[0027] 作为具体例, 有作为以乃奎斯特极限的 $2/3$ 的恒定速度运动的检测 / 分析对向的运动反射物, 考虑具有其 1000 倍的回波信号的振幅的杂波信号以乃奎斯特极限速度的 $1/100$ 进行偏移的情况。在图 5 中, 表示作为此时的上述速度分析计的输出的速度频谱。作为检测 / 分析对象的运动反射物的波谱, 被来自在零速度附近具有峰值的杂波信号的串扰成分所覆盖, 在其输出波谱中不能检测出来。

[0028] 这是需要截止杂波信号的 MTI 滤波器的最本质原因。作为 MTI 而被众所周知的、在时域内以卷积和表示的通常的低频截止滤波器, 在图 6 中用实线表示其低通振幅特性的典型例子。当输入这样的以 $n_1 = 1, \dots, N+M-1$ 排列的时间序列信号 $S_1(n_1)$ 时, 作为输出, 得到以 $n_0 = 1, \dots, N$ 排列的时间序列信号 $S_0(n_0)$ 。

[0029] $S_0(n_0) = \sum F(m) S_1(n_0+m-1)$

[0030] (3)

[0031] 在这里, S 表示 $m = 1, \dots, M$ 的和。在图 6 中, 用实线表示作为低频截止滤波器的最简单的 $M = 3$ 、 $F(1) = -1$ 、 $F(2) = 2$ 、 $F(3) = -1$ 的情况。在与图 5 相同的输入信号通过该低频截止滤波器之后, 与图 5 一样进行速度分析, 此时, 如图 7 中的实线所示。通过低频截止滤波器的偏移将杂波信号的振幅抑制在 $1/2000$ 倍左右, 其结果, 可以看到在乃奎斯特极限的 $0.3 \sim 0.4$ 倍的速度处具有峰值的运动反射物的波谱。

[0032] 作为相同目的的 MTI 滤波器, 在图 6 中用虚线表示设计上述多项式拟合 / 滤波器时的通过振幅特性的典型例子。在该例中, 对 $0 \sim 3$ 次式进行拟合并减去。比上述的卷积滤波器更能看到锐低频截止特性。另外, 在与图 5 相同的输入信号通过该低频截止滤波器之后, 用虚线将与图 5 一样进行速度分析的结果显示于图 7 中。由于低频截止特性的锐度, 可以完全抑制杂波信号。多项式拟合 / 滤波器特有的锐低频截止特性可以理解成如下所示。

[0033] 关于狭义勒让德多项式, 例如, 在“岩波数学公式 III”(特殊函数, 82 ~ 85 页) 中有记述。当对其普遍化时, 偶数次 ($2n$) 勒让德多项式可以定义成与次数比 $2n$ 低的所有勒让德多项式正交的最高次数为 $2n$ 的偶函数, 奇数次 ($2n+1$) 勒让德多项式可以定义成与次数比 $2n+1$ 低的所有勒让德多项式正交的最高次数为 $2n+1$ 的奇函数。作为例子, 关于由一系列的 8 点构成的时间序列信号, 计算 $0 \sim 7$ 次的离散勒让德函数, 将偶数次显示于图 8, 将

奇数次显示于图 9。用实线表示 0 次、1 次,用虚线表示 2 次、3 次,用点划线表示 4 次、5 次,用点线表示 6 次、7 次。对振幅进行归一化并使 RMS(均方根)值为 1。将符号规定成最低次项的符号为正,即对于偶数次多项式,为常数项,对于奇数次多项式,一次项的符号为正。

[0034] 图 10 是其频谱的绘图,用各个勒让德展开系数的最大值对频率成分的振幅的绝对值进行归一化并显示。在图 10 中,重叠 8 个函数并图示,但其中,通过区别线在图 11 和图 12 中表示其中的各 4 个。图中,用实线表示 0 次、7 次的勒让德展开系数 $A(0)$ 、 $A(7)$,用虚线表示 1 次、6 次的勒让德展开系数 $A(1)$ 、 $A(6)$,用点划线表示 2 次、5 次的勒让德展开系数 $A(2)$ 、 $A(5)$,用点线表示 3 次、4 次的勒让德展开系数 $A(3)$ 、 $A(4)$ 。

[0035] 与图 2 ~ 4 一样,图 10 ~ 12 表示针对输入复数正弦波的频率响应。将峰值视为主要响应,将其以外的部分视为次要响应。勒让德函数与图 2 ~ 4 的傅立叶展开系相比,高频侧的次要响应大于主要响应,但在低频侧没有次要响应,次数越大,越在频率原点附近急剧收敛成零。在这里,虽然省略分析证明,但作为频率的函数的 m 次勒让德函数,在频率原点处从 0 次到 $m-1$ 次导数全部成为 0。

[0036] 上述的多项式拟合 / 滤波器是以前述的勒让德函数为基础来展开输入信号,除 $0 \sim M$ 次,将 $M+1$ 次以上的成分的和作为输出信号的滤波器。因此,输出信号以在频率原点附近与频率的 $M+1$ 次方成比例收敛成零。像在图 6 和图 7 中用虚线表示的例子那样,多项式拟合 / 滤波器的低频截止特性出色的信号源自于这样的勒让德函数的本质特性。如果进行如此考虑,其结论是,利用多项式拟合 / 滤波器或勒让德函数展开的方式,在本质上适合于抑制称之为杂波的在频率原点附近具有非常大的振幅的干扰成分的影响而检测目标运动物体,或者进行必须分析其速度的多普勒速度检测。

[0037] 众所周知,在傅立叶展开系中,通过以复数正弦波为基础,可以像图 2 ~ 图 5 或图 7 所示的那样进行带符号的速度分析,这样的分析方法得到广泛使用。然而,勒让德展开系尽管如上所述具有极其适合于多普勒速度检测的性质,但如果直接使用,从图 10 ~ 12 可知,绝对值虽相等,但对符号不同的速度显示出相等的响应,不能进行带符号的速度分析。

[0038] 因此,在本发明中,以虚数单位 j 为系数,线性结合次数只差一个的偶数次和奇数次的勒让德函数,形成复数勒让德函数,由此可以进行带符号的速度分析。注意到偶数次的勒让德函数显示出类似余弦波的变化,奇数次的勒让德函数显示出类似正弦波的变化,通过以虚数单位 j 为系数线性结合余弦函数和正弦函数,可以得到相位角的 j 倍的指数函数、即复数正弦函数,可以与从该相位角的增减得到带符号的速度一样,从复数勒让德函数得到带符号的速度。具体而言,首先,以 0 次 ~ $N-1$ 次的离散勒让德函数为基础,展开由一系列的 N 点构成的时间序列信号,得到 $A(0) \sim A(N-1)$ 的展开系数,以此为基础,如下述式所示计算出一系列的复数勒让德展开系数,

$$[0039] \quad C(\pm(2n-1)) = A(2n-2) \pm jA(2n-1) \quad (1 \leq 2n-1 \leq N-1)$$

$$[0040] \quad C(\pm(2n)) = A(2n) \pm jA(2n-1) \quad (2 \leq 2n \leq N-1; n: \text{自然数}, \pm \text{号选取顺序一致})$$

$$[0041] \quad \dots\dots\dots (4)$$

[0042] 通过该系数的相对大小进行带符号的速度分析。

[0043] 在图 13 中,关于与图 10 ~ 12 相同 $n = 8$ 的情况,表示作为与复数正弦波输入相对的输出的复数勒让德展开系数的绝对值,作为与带符号的速度相对应的相位旋转速度的

函数。复数勒让德系数的绝对值以各自的最大值进行归一化并绘图。在图 13 中,是交叠 14 个函数而进行图示,但通过区别线显示于图 14 ~ 图 17 中。用实线表示 $C(1)$ 、 $C(3)$ 、 $C(5)$ 、 $C(7)$,用虚线表示 $C(2)$ 、 $C(4)$ 、 $C(6)$,用点划线表示 $C(-2)$ 、 $C(-4)$ 、 $C(-6)$,用点线表示 $C(-1)$ 、 $C(-3)$ 、 $C(-5)$ 、 $C(-7)$ 。可知 $2N-2$ 个复数勒让德展开系数相对于速度区分成正负而响应。已确认具有这种响应的复数勒让德系可以在 $N \leq 35$ 的范围内进行构建。

[0044] 在图 18 中,将由构成 $2N-2$ 个复数勒让德展开系数的偶数次和奇数次勒让德系数的绝对值比决定的相位角,作为与带符号的速度相对应的相位旋转速度的函数进行显示。图中,从内侧开始,为 $C(\pm 1)$ 、 $C(\pm 2)$ 、 $C(\pm 3)$ 、 $C(\pm 4)$ 、 $C(\pm 5)$ 、 $C(\pm 6)$ 、 $C(\pm 7)$ 的偶奇相位角。各个复数勒让德展开系数的偶奇相位角作为速度的函数发生单调的变化,所以如果利用这一点,即使使用相对少数的复数勒让德展开系数,也可以进行作为连续函数的速度检测 / 分析。

[0045] 与作为检测 / 分析对象的运动反射物回波相比,存在具有非常大的振幅的杂波信号,当其发生漂移时,可以按照其漂移程度的增大,使用以按顺序除掉 $C(\pm 1)$ 、 $C(\pm 2)$ 、……、和次数小的系数的复数勒让德展开系数系,进行运动反射物的速度检测 / 分析。

[0046] 下面,对本发明的代表性构成例进行描述。

[0047] (1) 本发明是一种多普勒速度检测装置,是对速度测量对象物多次收发脉冲波、以接收回波信号为基础进行与所述速度测量对象物有关的速度分析的多普勒速度检测装置,以下述方式构成:将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为勒让德多项式的各成分进行展开,根据各展开系数中次数比按照相位旋转最大值决定的次数高的展开系数,得到与所述速度测量对象物有关的速度信号,以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将所述接收回波时间序列信号作为从 0 次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到带符号的速度信号。

[0048] (2). 本发明是一种多普勒速度检测装置,具备对受检体多次收发脉冲波的机构、以接收回波信号为基础进行与所述受检体内的运动反射物有关的速度分析的速度分析机构,所述速度分析机构以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从 0 次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到与所述受检体内的运动反射物有关的带符号的速度信号。

[0049] (3). 是在上述 (2) 记载的多普勒速度检测装置中,其特征在于,设置显示机构,其对有关所述运动反射物的速度信号连同来自所述受检体内的静止反射物的回波信号一起进行二维或三维显示。

[0050] (4). 本发明是一种超声波诊断装置,具备超声波探头、从所述超声波探头对受检体多次收发超声波脉冲的机构、以来自所述受检体的接收回波信号为基础进行所述受检体内的运动反射物的速度分析的速度分析机构,所述速度分析机构以下述方式构成:将以发

送时刻的次序排列始自所述超声波脉冲各发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为勒让德多项式的各成分进行展开,根据各展开系数中次数比按照相位旋转最大值决定的次数高的展开系数,得到与所述受检体内的运动反射物有关的速度信号,所述速度分析机构以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将所述接收回波时间序列信号作为从 0 次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到带符号的速度信号。

[0051] (5) 本发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,具备超声波探头、从所述超声波探头对受检体多次收发超声波脉冲的机构、以来自所述受检体的接收回波信号为基础进行血流的速度分析的速度分析机构,所述的血流在所述受检体内的运动的脏器中流动,所述速度分析机构以下述方式构成:以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自所述超声波脉冲各发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从 0 次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比,得到与所述受检体内的血流有关的带符号的速度信号。

[0052] (6) 是在上述 (5) 记载的多普勒速度检测装置中,其特征在于,设置显示机构,其对所述脏器的运动速度或其空间变化的分布图像和同时取得的血流分布图像进行重叠或并列显示。

[0053] (7) 本发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,从多个超声波探头对受检体多次收发超声波脉冲的超声波收发机构;对所述受检体内的超声波脉冲的发送焦点位置进行控制的发送射波束形成装置;对所述受检体内的接收焦点位置进行控制的接收射波束形成装置;对所述超声波收发机构、所述发送射波束形成装置和所述接收射波束形成装置进行控制的控制系统;和以来自所述受检体的接收回波信号为基础进行所述受检体内的运动反射物的速度分析的速度分析机构,

[0054] 而且,所述速度分析机构以下述方式构成,即,以虚数单位为系数,当将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号,作为从 0 次开始的勒让德多项式的各成分进行展开时,对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差 1 个的奇数次项的展开系数进行线性结合,得到复数展开系数,根据各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比,得到与所述受检体内的运动反射物有关的带符号的速度信号。

[0055] 图 1 是并列表示由 N 次脉冲发送所产生的接收信号的图。

[0056] 图 2 是将离散傅立叶展开系数的绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数进行显示的图。

[0057] 图 3 是将图 2 中的其他 4 个离散傅立叶展开系数的绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数进行显示的图。

[0058] 图 4 是将图 2 中的其他 4 个离散傅立叶展开系数的绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数进行显示的图。

[0059] 图 5 是表示通过使用了离散傅立叶展开的速度分析的速度频谱系数的例子。

[0060] 附图说明

[0061] 图 6 是表示以往的低频截止型 MTI 滤波器（实线）和多项式拟合 / 滤波器（虚线）所具有的通过振幅特性的典型例子的图。

[0062] 图 7 是表示分别通过以往的低频截止型 MTI 滤波器（实线）和多项式拟合 / 滤波器（虚线）之后,进行使用了离散傅立叶展开的速度分析时得到的速度频谱系数的例子的图。

[0063] 图 8 是表示与由一系列的 8 点构成的信号有关的离散勒让德函数的偶数次的图。

[0064] 图 9 是表示与由一系列的 8 点构成的信号有关的离散勒让德函数的奇数次的图。

[0065] 图 10 表示将勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0066] 图 11 是表示将图 10 中的 4 个勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0067] 图 12 是表示将图 10 中的其他 4 个勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0068] 图 13 表示将复数勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0069] 图 14 是表示将图 13 中的 ± 6 次、 ± 7 次的复数勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0070] 图 15 是表示将图 13 中的 ± 4 次、 ± 5 次的复数勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0071] 图 16 是表示将图 13 中的 ± 2 次、 ± 3 次的复数勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0072] 图 17 是表示将图 13 中的 ± 1 次的复数勒让德展开系数的归一化绝对值作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0073] 图 18 是表示将复数勒让德展开系数的偶奇相位角作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0074] 图 19 是表示成为本发明的实施例的带血流检测 / 描绘功能的超声波诊断装置的构成的框图。

[0075] 图 20 是表示将使用多个复数勒让德系数绝对值之间的比而形成的速度校正曲线作为与速度对应的带符号频率的函数的图。

[0076] 图 21 是表示已对原点附近进行修正的复数勒让德展开系数的相位和速度之间的校正曲线的图。

[0077] 图 22 是表示本发明的多普勒速度检测算法的例子的图。

[0078] 图 23 是表示基于本发明的方式的速度检测结果例子 (1) 的图。

[0079] 图 24 是表示基于以往方式的速度检测结果例子 (1) 的图。

[0080] 图 25 是表示基于多项式拟合 / 滤波方式的速度检测结果例子 (1) 的图。

[0081] 图 26 是表示基于本发明的方式的速度检测结果例子 (2) 的图。

[0082] 图 27 是表示基于以往方式的速度检测结果例子 (2) 的图。

[0083] 图 28 是表示基于多项式拟合 / 滤波方式的速度检测结果例子 (2) 的图。

[0084] 图 29 是表示基于本发明的方式的速度检测结果例子 (3) 的图。

[0085] 图 30 是表示基于以往方式的速度检测结果例子 (3) 的图。

[0086] 图 31 是表示基于多项式拟合 / 滤波方式的速度检测结果例子 (3) 的图。

具体实施方式

[0087] 下面, 关于本发明的实施例, 参照附图进行详述。

[0088] 图 19 是用于实施本发明而构成的带有血流描绘功能的超声波诊断装置框图的典型例子。构成超声波探头 1 的各元件, 通过切换开关组 2 与发送射波束形成装置 3 和接收射波束形成装置 10 连接。在发送射波束形成装置 3 中, 按照基于收发顺序控制部 6 的控制, 使用通过发送波形选择部 4 从发送波形存储器 5 选择并读出的波形, 通过各元件发送, 此时生成具有指向性的超声波脉冲那样的信号。该信号通过超声波探头 1 的各元件变换成超声波脉冲并被发送给生物体, 在生物体中反射或散射并返回至超声波探头 1 的超声波回波信号, 由各元件接收并变换成电信号。在接收射波束形成装置 10 中, 按照收发顺序控制部 6 的控制, 为了生成具有指向性的接收灵敏度, 付与各接收信号延迟时间并相互相加。通过延迟相加得到的时间序列信号, 仍然按照收发顺序控制部 6 的控制, 临时写入到利用接收存储选择部 11 选择的接收信号存储器 12 中的一个存储体 (bank), 在用于进行多普勒信号分析的 N 个时间序列信号齐备之后, 读出, 在 13-16 中进行用于检测 / 分析速度的信号处理。

[0089] 读出的 N 个时间序列接收信号, 在按照发送时刻的次序排列将为了获得各信号而进行的脉冲发送的时刻作为基准的时相相等的部分。首先, 在相位旋转检测器 13 中, 从含有杂波信号状态下的时间序列信号求出相位旋转。检测出相位旋转量 P_n 的最典型方法, 基于以 $n = 1, \dots, N$ 排列的复数时间序列信号 $S(n)$ 进行计算,

$$[0090] \quad P(n) = S(n+1)S(n)^*/||S(n+1)||/||S(n)|| \quad (n = 1, \dots, N-1)$$

$$[0091] \quad \dots\dots\dots (5)$$

[0092] 从 $P(n)$ 的均值 P_a 的相位求出平均相位旋转速度。在这里, S^* 是 S 的复共轭, $||S||$ 是 S 的绝对值。通常, 杂波 / 回波信号与血流回波信号相比, 其信号振幅非常大, 所以 P_a 可以认为大致是杂波 / 回波信号的相位旋转平均值。在下行混频器 14 (down mixer) 中, 使用在这里求得的 P_a 或 P_a 的周边区域的空间均值, 进行使回波信号的相位旋转均值成为零、换言之使杂波信号的中心频率大致成为零那样的混频处理。即, 通过 $S(n)$ 和 P_a 得到下述式。

$$[0093] \quad S_d(n) = S(n)P_a^* \quad (n = 1, \dots, N)$$

$$[0094] \quad \dots\dots\dots (6)$$

[0095] 在这里, P_a^* 是 P_a 的复共轭。

[0096] 通过进行该下行混频处理, 可以更有效地进行抑制杂波信号的后段处理。以得到的复数时间序列信号 $S_d(n)$ 为基础, 在相位旋转检测器 15 中, 与 13 一样按照下述式计算下行混频处理后的相位旋转量 $P_d(n)$, 求出该相位的绝对值的最大值。

$$[0097] \quad P_d(n) = S_d(n+1)S_d(n)^*/||S_d(n+1)||/||S_d(n)|| \quad (n = 1, \dots, N-1)$$

$$[0098] \quad \dots\dots\dots (7)$$

[0099] 按照该相位旋转最大值的大小, 控制血流信号检测 / 分析部 16 的截止特性。即, 当相位旋转最大值较大时, 与较小时相比, 通过进行更高设定勒让德系数的截止次数 M 的控制, 有效抑制杂波成分。

[0100] 在这里,关于相当于本发明的核心的血流信号检测 / 分析部 16 的运行,稍加详细描述。输入的时间序列信号 $S_d(1), \dots, S_d(N)$, 首先从图 9 和图 9 的例子那样的 0 开始展开成 $N-1$ 次的勒让德函数, 求出其展开系数 $A(0), \dots, A(N-1)$ 。该计算可以通过如下所示的阵列运算容易地进行。用行向量 $L(n)$ 表示 n 次勒让德函数, 将其从 $n = 0$ 排列至 $N-1$, 生成 $N \times N$ 阵列 LL , 此时, 用于从以 $S_d(1), \dots, S_d(N)$ 为元素 (element) 的列向量 S_d 得到以 $A(0), \dots, A(N-1)$ 为元素的列向量 A 的阵列, 可以以下述式求出。

$$[0101] \quad FF = (LL \cdot {}^tLL)^{-1}LL$$

$$[0102] \quad \dots\dots\dots (8)$$

[0103] 在这里, tLL 表示 LL 的转置矩阵, LL^{-1} 表示 LL 的逆矩阵。如果预先准备该矩阵, 可以通过下式表示的矩阵运算迅速地求出勒让德展开系数。

$$[0104] \quad A = FF \cdot S_d$$

$$[0105] \quad \dots\dots\dots (9)$$

[0106] 按照式 (4), 从其展开系数 $A(0), \dots, A(N-1)$ 得到复数勒让德展开系数 $C(\pm 1), \dots, C(\pm (N-1))$, 其中, 按照相位旋转最大值决定截止次数 M , 放弃自 $C(\pm 1)$ 至 $C(\pm (M+1))$ 的低次数复数勒让德系数。接着, 求得各复数勒让德系数的绝对值, 对其进行校正, 然后选择最大系数的复数勒让德展开系数。如在图 13-17 中例示的那样, 首先, 关于作为输入一定振幅的复数正弦波时的输出的复数勒让德系数绝对值, 求出对与带符号的速度对应的频率进行扫描时的最大值, 使其该值校正系数的绝对值。从所选择的复数勒让德系数的偶奇相位角求得与血流速度对应频率。关于偶奇相位角, 如在图 18 中例示的那样, 首先, 关于作为输入一定振幅的复数正弦波时的输出的复数勒让德系数的偶奇相位角, 对与带符号的速度对应的相位旋转速度进行扫描, 求出速度校正曲线。

[0107] 作为用于速度校正的曲线, 除了使用图 18 那样的各复数勒让德展开系数的偶奇相位角之外, 还可以使用多个复数勒让德展开系数绝对值之间的比。将其例子显示于图 20。这是用于在复数勒让德展开系数的绝对值当中, 当 $||C(n)||$ 为最大时, 使用 $||C(n+1)/C(n-1)||$ 或者 $||C(n-1)/C(n+1)||$ 的反正切函数作为校正曲线的例子。当 $||C(\pm 7)||$ 为最大时, 与图 18 一样, 分别使用 $C(\pm 7)$ 的偶奇相位角。另外, 当 $||C(\pm 1)||$ 为最大时, 使用 $||C(\pm 2)/C(\pm 1)||$ (± 号选取顺序一致) 的反正切函数。

[0108] 得到的血流信号连同通过回波振幅检测器 17 和回波振幅压缩器 18 得到的来自静止脏器的回波信号被输入到扫描变换器 19。在扫描变换器 19 中, 适当重叠所输入的多个信号并用显示部进行 2 ~ 3 维显示, 进行信号的生成 / 控制。如上所示, 放弃 $C(\pm 1) \sim C(\pm (M+1))$ 的低次数复数勒让德展开系数, 通过 $C(\pm (M+1)) \sim C(\pm (N-1))$ 的复数勒让德展开系数进行速度分析, 此时, 对于绝对值比最大值为勒让德系数 $A(M)$ 的速度大的速度, 难以进行正确的速度分析, 所以需要采取一些对策。

[0109] 接着, 将本发明的多普勒速度检测 / 分析装置的运行例子与以往方式进行比较并显示。杂波回波信号的振幅为血流回波信号的振幅的 300 倍, 关于杂波速度, 假定初期值为零且以一定的加速度上升的情况。关于时间序列信号数 $N = 8$ 的情况, 进行数值计算模拟并比较。作为以往的方式, 使用图 6 的情况下的低频截止滤波器作为 MTI 滤波器, 在其后段, 采用与使用式 (5) 得到相位旋转量均值 P_a 的方法相同的方法, 选择在血流信号检测 / 分析部 16 进行计算速度的处理的例子。进而, 还与将 MTI 滤波器置换成如图 5 例示那样的多项

式拟合 / 滤波器的情况进行比较。此时,截止次数 M 与本发明的方法一样,昭相位旋转检测器 15 的输出信号进行控制。

[0110] 对于绝对值比最大值为 $A(M)$ 的速度小的速度范围内的上述问题,对图 20 例示的速度校正曲线的原点附近进行修正,以使该范围的速度输出全部为零,使用该校正曲线进行速度检测 / 分析。在图 21 中,作为例子,显示 $M = 3$ 的情况下的已被修正的校正曲线。因为放弃 $C(\pm 3)$,在 $||C(\pm 4)||$ 为最大时使用的校正曲线不是 $||C(\pm 5)/C(\pm 3)||$,被改写成 $||C(\pm 5)/C(\pm 4)||$ 的反正切函数。在这里,当从 $C(\pm (M+2))$ 到 $C(\pm (N-1))$ 的绝对值的最大值不到基于假定的血流回波信号的绝对值的 $1/100$ 时,控制成速度输出为零。在以往方式和多项式拟合 / 滤波器的情况下,作为各自的 MTI 滤波器的输出的信号振幅,在不到假定的血流回波信号的绝对值的 $1/100$ 时,控制成速度输出为零。

[0111] 将以上说明的速度检测相加汇总于图 22。在该图中,记录了使用绝对值最大的复数勒让德系数的相位检测速度的相加,但为了进一步进行稳定的速度检测,还有不仅使用绝对值最大系数的相位、还使用在从多个系数的相位求得的速度上加权系数绝对值的权重而得到的均值的方法。例如,当 $n_m(>0)$ 次的复数勒让德系数的绝对值为最大时,使用在从 n_m-1 次至 $N-1$ 次的系数的相位求得的速度上加权系数绝对值的权重而得到的均值,当 $-n_m(<0)$ 次的复数勒让德系数的绝对值为最大时,使用在从 $-n_m+1$ 次至 $-N+1$ 次的系数的相位求得的速度上加权系数绝对值的权重而得到的均值。

[0112] 在图 23、24、25 中,关于杂波的最终到达速度为乃奎斯特极限速度的 0.8% 的情况,分别表示基于本发明的方式、以往方式、多项式拟合 / 滤波方式的速度检测结果。横轴是作为输入的血流速度,纵轴是作为输出而检测的速度,用实线对有效速度检测范围进行绘图,用点线对范围外进行绘图。另外,用点划线表示理想的情况。如此,当杂波速度较低时,任何方式都能给以大致准确的速度分析结果,但基于本发明的方式的误差最小。

[0113] 在图 26、27、28 中,同样地,关于杂波的最终到达速度为乃奎斯特极限速度的 3% 的情况,分别表示基于本发明的方式、以往方式、多项式拟合 / 滤波方式的速度检测结果。在该杂波速度域中,基于以往方式的速度检测大致都有问题。另外,多项式拟合 / 滤波方式尽管其有效速度检测范围内的误差不大,但在血流速度比其小的情况下的误差较大,只要不采取对策就无法使用。对此,本发明的方式不仅在有效速度检测范围内能给出准确的速度检测结果,而且在血流速度比其小的情况下,直接输出检测速度为零。

[0114] 如此,在有效速度检测范围内输出准确的速度检测结果,而且,在血流速度比其小的情况下,直接显示输出检测速度为零或者不能进行速度检测,这可以说是已实施本发明的多普勒速度检测装置的特征。

[0115] 在图 29、30、31 中,进而,关于杂波的最终到达速度为乃奎斯特极限速度的 20% 的情况,分别表示基于本发明的方式、以往方式、多项式拟合 / 滤波方式的速度检测结果。迄今为止,当杂波速度增大时,基于以往方式的速度检测都有问题。另外,多项式拟合 / 滤波方式,其有效速度检测范围内的误差增大,同时在血流速度比其小的情况下的误差也显著增大。对此,本发明的方式尽管其有效速度检测范围变得稍窄,当血流速度为乃奎斯特极限速度的 60% 以上的范围时,不仅能给出大致准确的速度检测结果,而且在血流速度比其小的情况下的运行也仍然比较自然。

[0116] 当对描绘如下所述的低速血流的情况进行具体描述时,通过本发明,在脏器向超

声波探头的方向的运动速度以 1mm/s 改变的情况下,可以实时地描绘向超声波探头的方向的速度成分为 3mm/s 以上的血流,其中,所述的低速血流在通过呼吸等有软组织运动的肝脏和肾脏中流过。这在以往的方式中是根本无法实现的血流速度检测性能。

[0117] 如此通过本发明,可以将血流和脏器的运动严加区别并描绘。为了进一步发挥该优势,在图 20 的诊断装置中,将通过相位旋转检测器 13 检测出来的杂波信号即脏器回波的相位旋转速度的信号输入到扫描变换器 19 中,可以将表示脏器的运动速度和其空间微分的分布的图像与血流图像重叠或者并列显示。以肝癌的情况为例说明该构成的有用性。在肝癌的边缘部,新生血管发达,血流动态与周边的正常肝不同。另外,因为与周围的正常肝的硬度不同,所以组织的运动也与周边不同。因此,除了血流图像之外,表示由脏器的运动速度的场所导致的变化,可以提供对肝癌的诊断极其有用的图像。

[0118] 如上所述,通过本发明,就生物体内部的血流等运动的反射物的速度而言,除掉与其回波信号相比振幅非常大的杂波回波信号的影响,可以对其进行准确检测。具体而言,在脏器向超声波探头的方向的运动速度以 1mm/s 改变的情况下,可以实时地描绘向超声波探头的方向的速度成分为 3mm/s 以上的血流。

[0119] 如此,根据本发明,通过可以区别正负速度的复数勒让德展开系,提供抑制由振幅比血流大 2~3 数量级的体动引起的杂波而可以检测血流速度的新方式,另外,可以提供能进行准确医疗诊断的带血流检测 / 描绘功能的超声波诊断装置。即,已实施本发明的装置在医用诊断上的有用性极大,因此,本发明在支持医用诊断的工业中的意义也非常大。

[0120] 进而,本发明的方法可以飞跃性地提高通过收发电磁波检测雨云等运动的反射物并进行描绘的气象雷达、对飞行物体进行检测的航空雷达、或者、对接近的对象进行检测的碰撞防止雷达等脉冲 / 多普勒 / 雷达装置等其他脉冲 / 多普勒装置的运动反射体检测能力,本发明的工业和社会意义在这一层面也非常大。

[0121] 工业上的可利用性

[0122] 通过本发明,就生物体内部的血流等运动的反射物的速度而言,可以抑制与其回波信号相比振幅非常大的杂波回波信号的影响,而准确检测出反射物的速度。

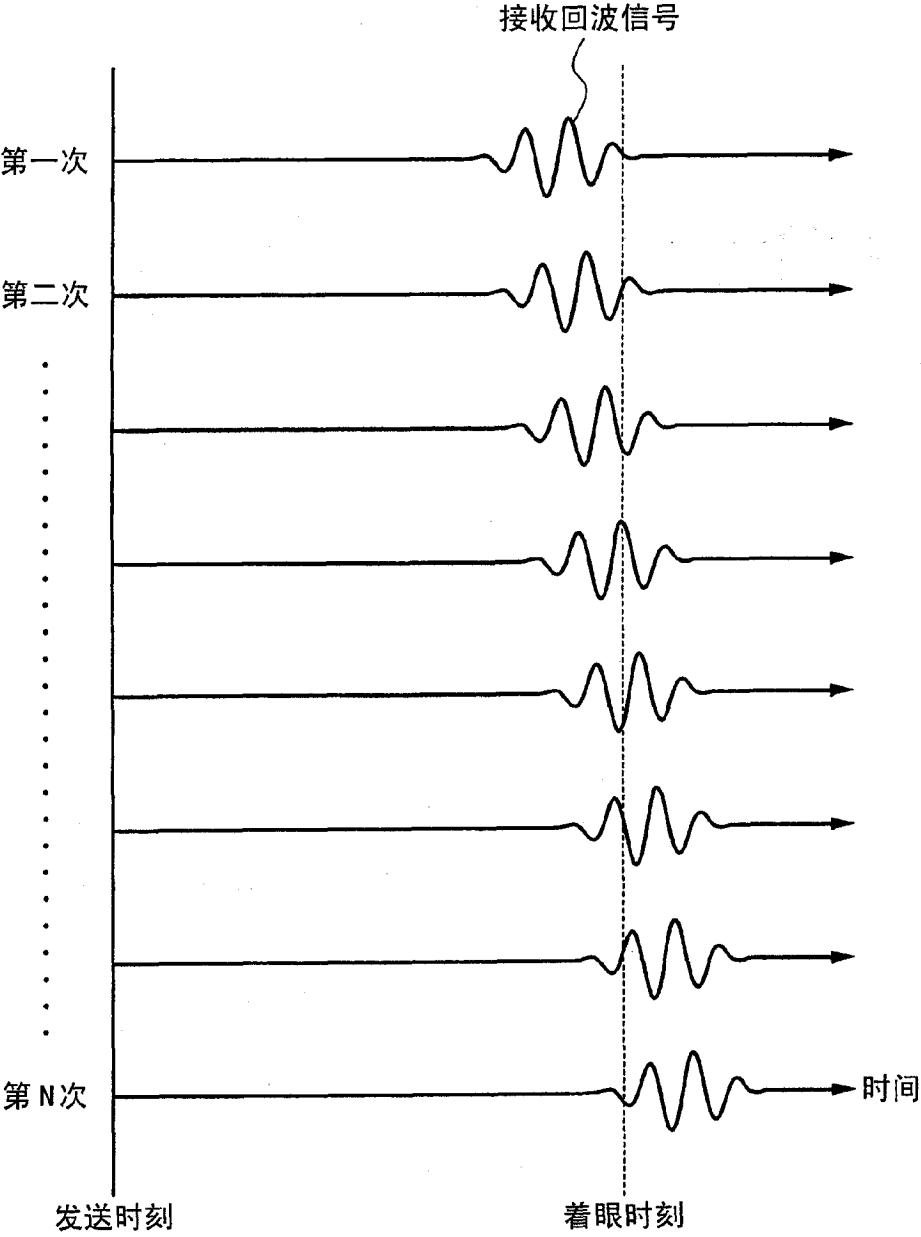


图 1

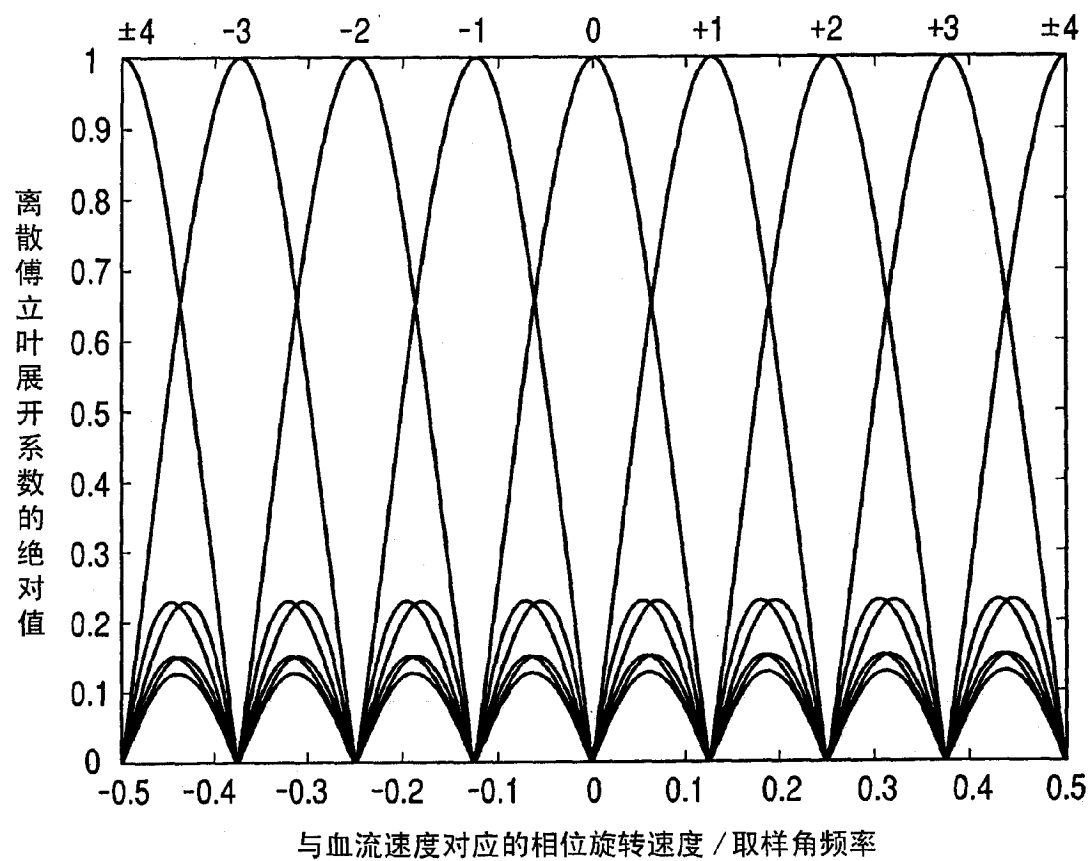


图 2

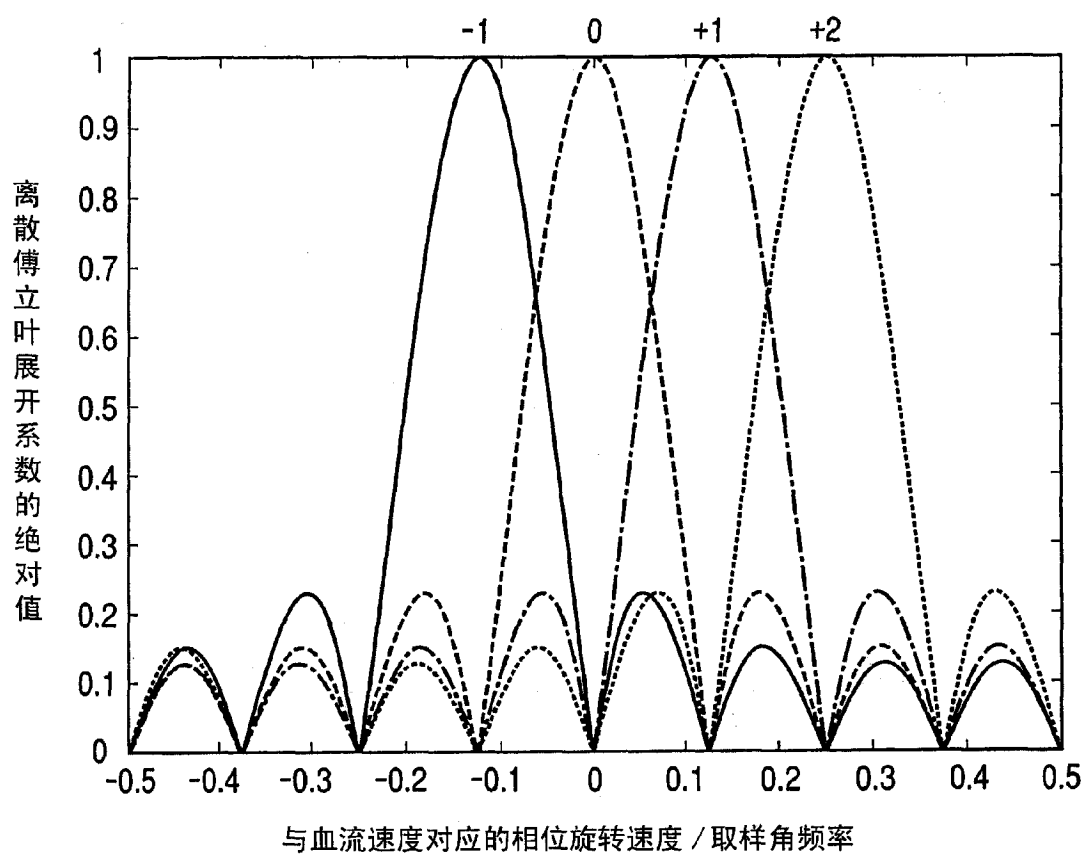


图 3

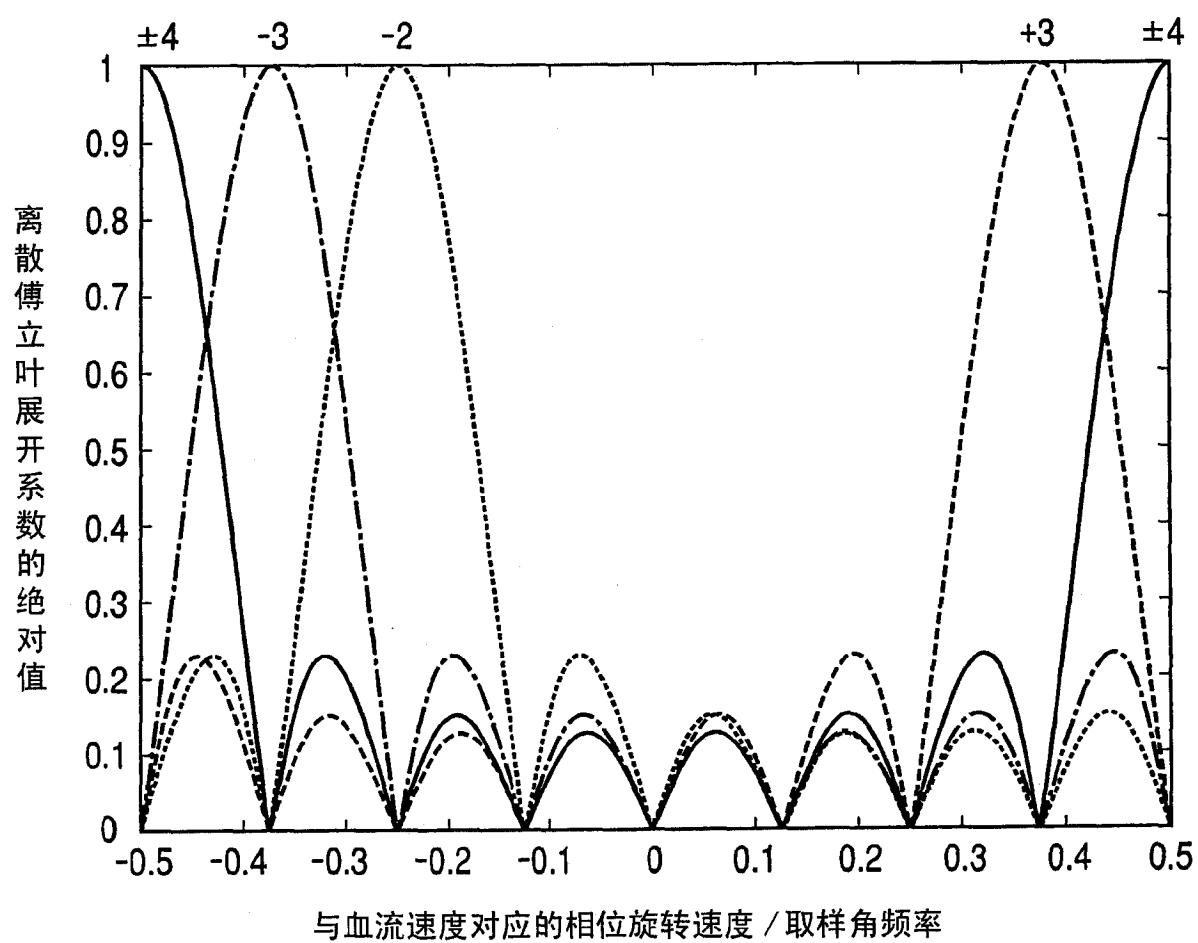


图 4

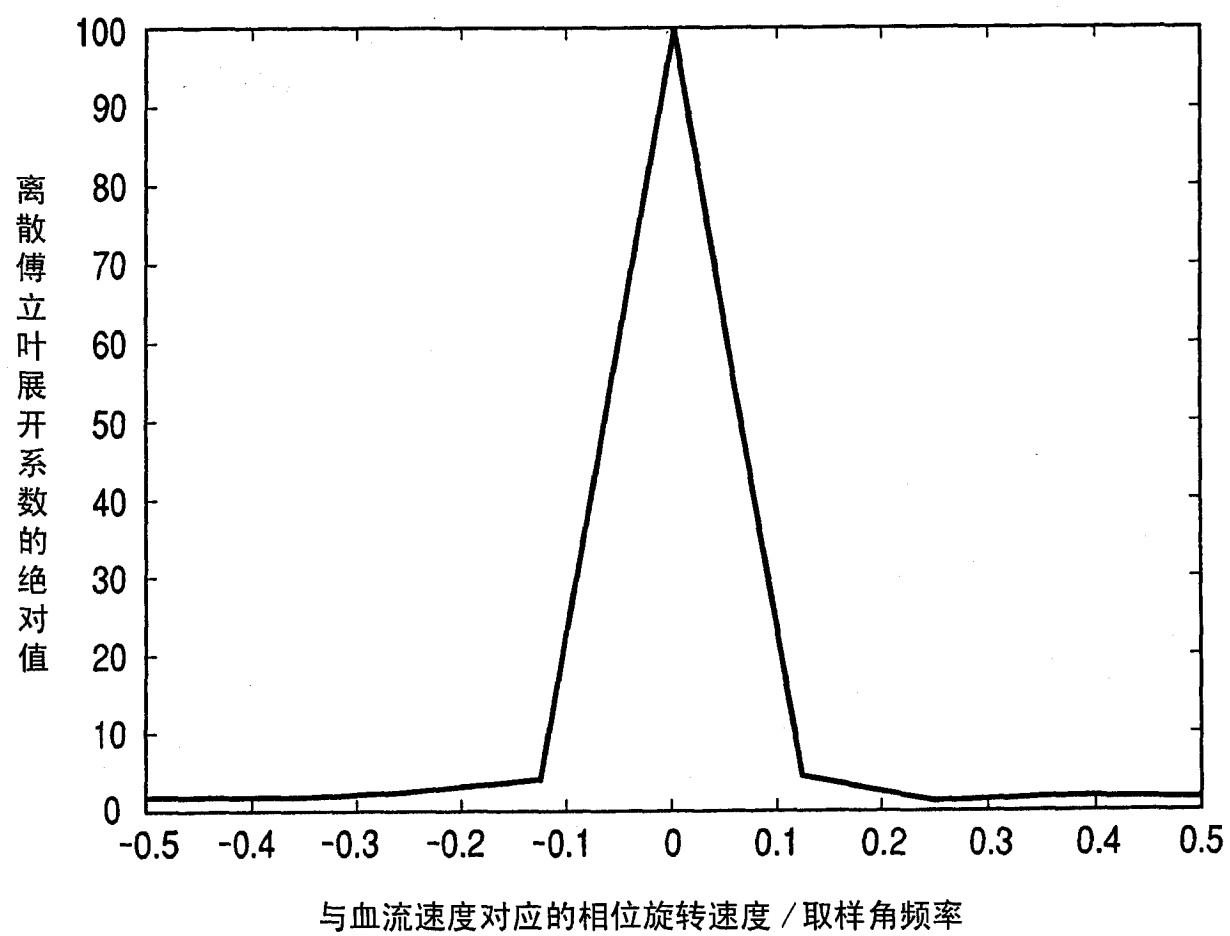


图 5

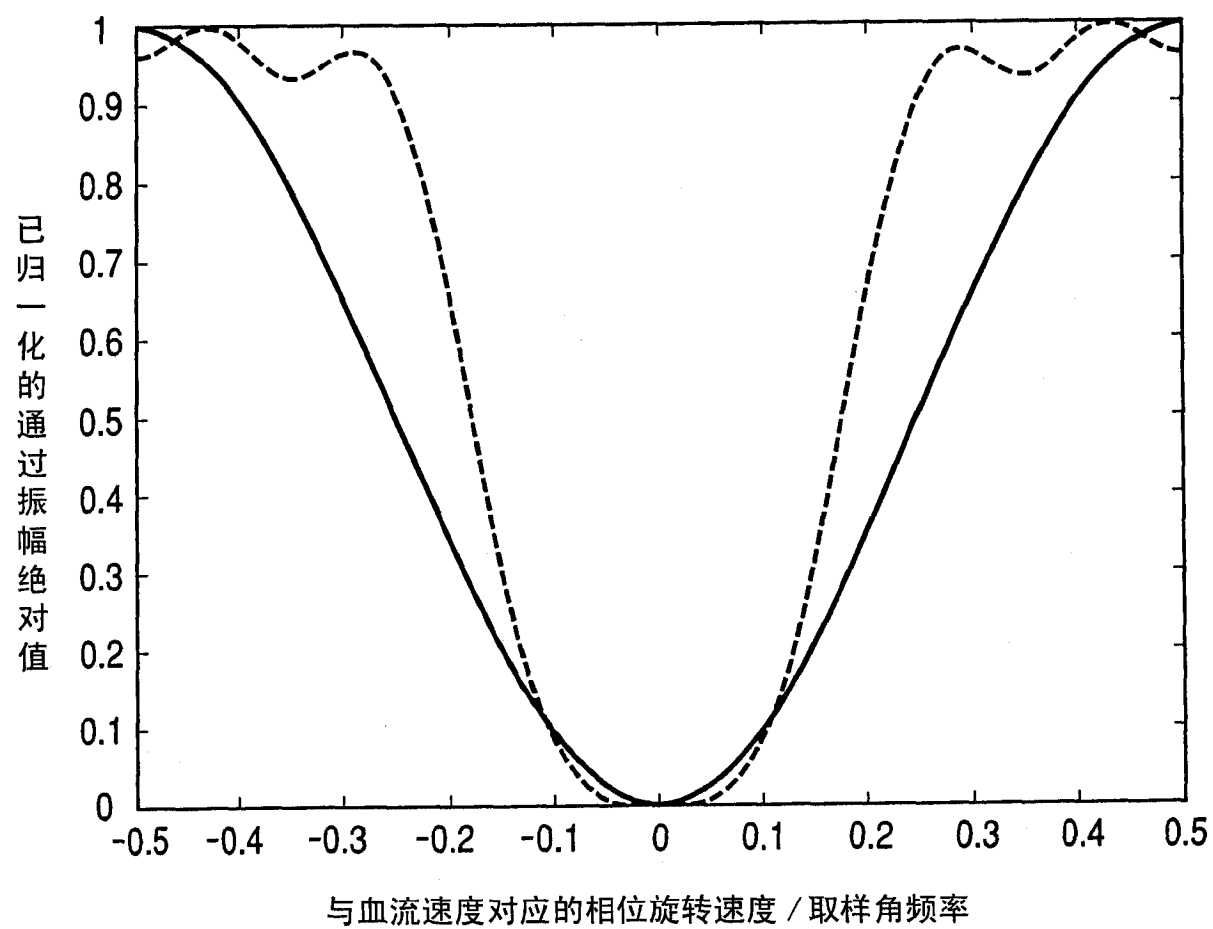


图 6

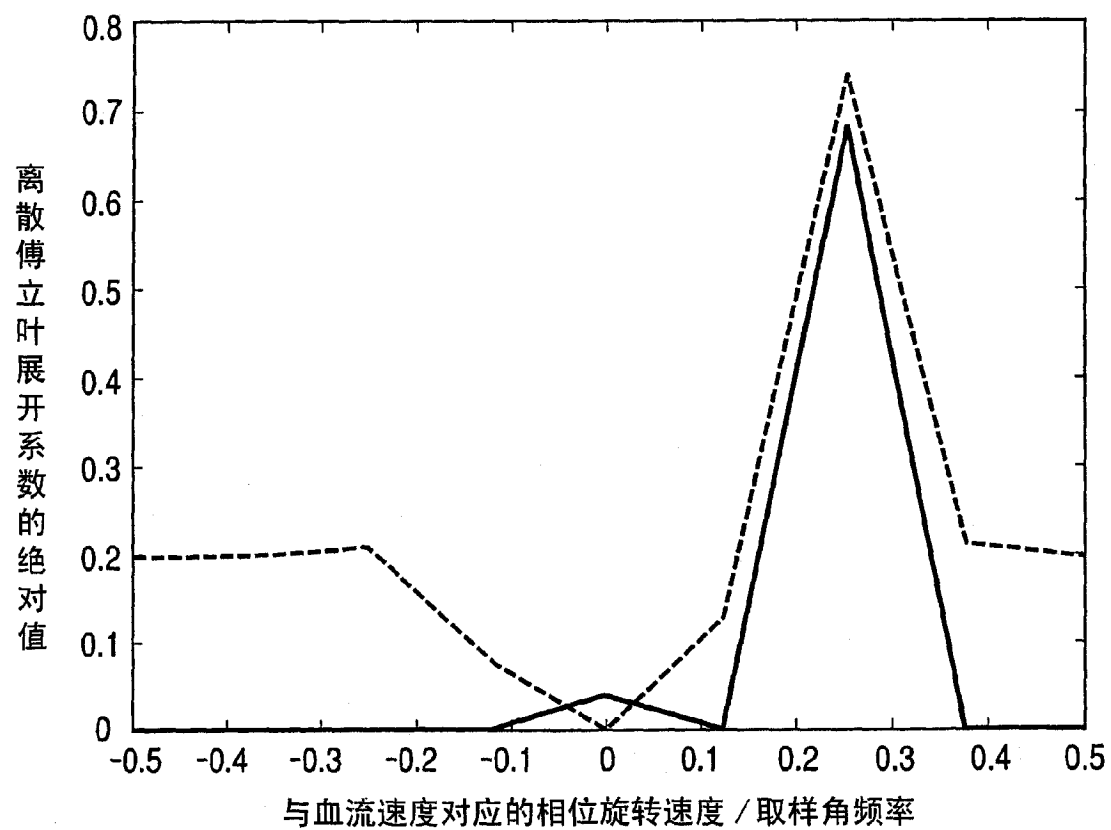


图 7

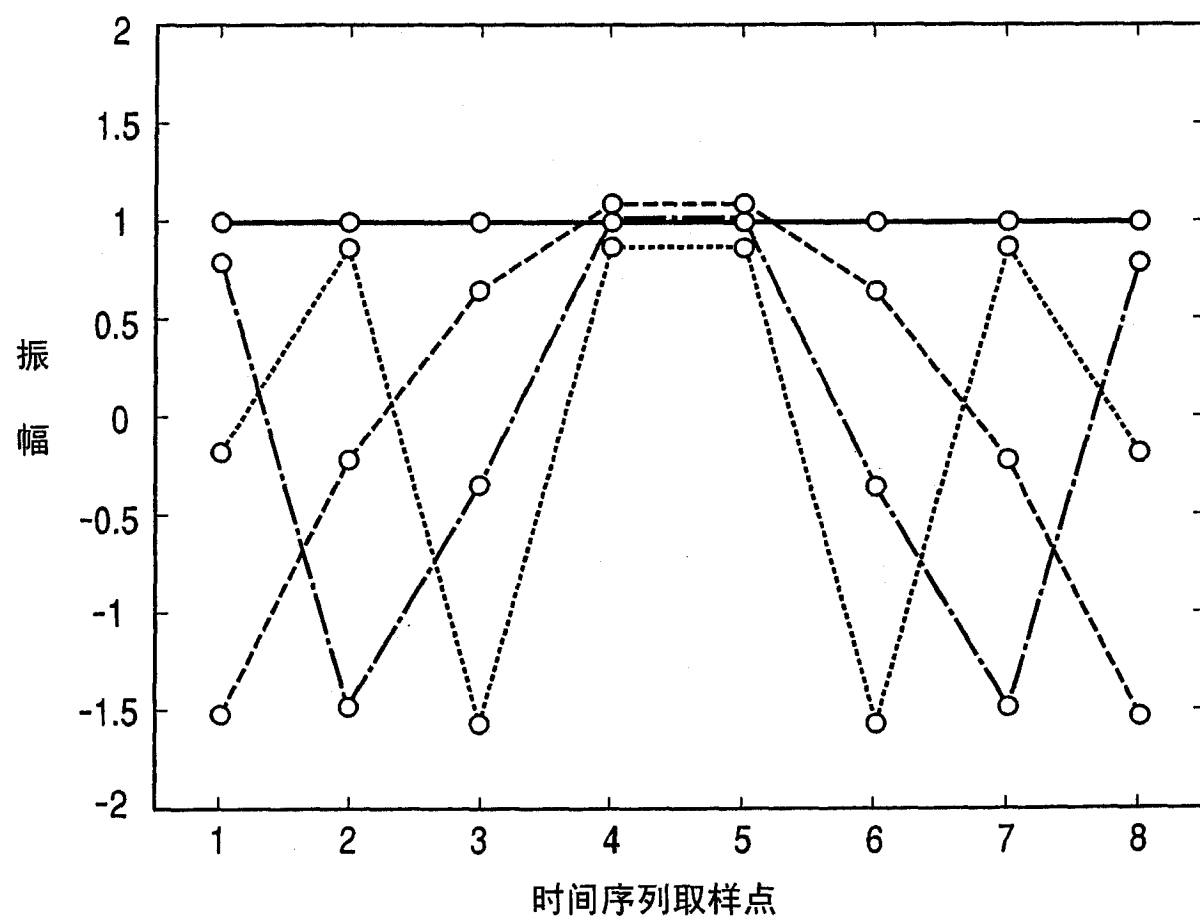


图 8

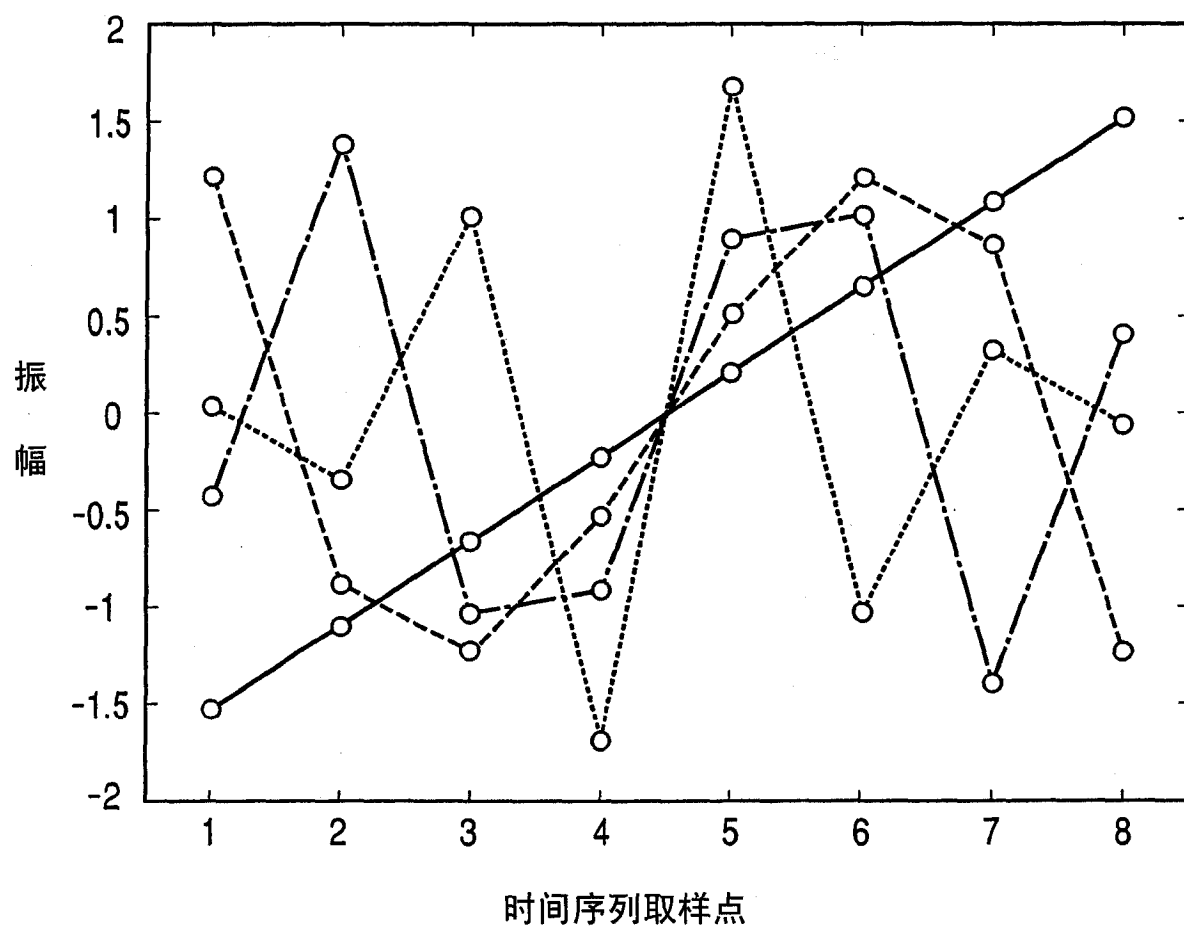


图 9

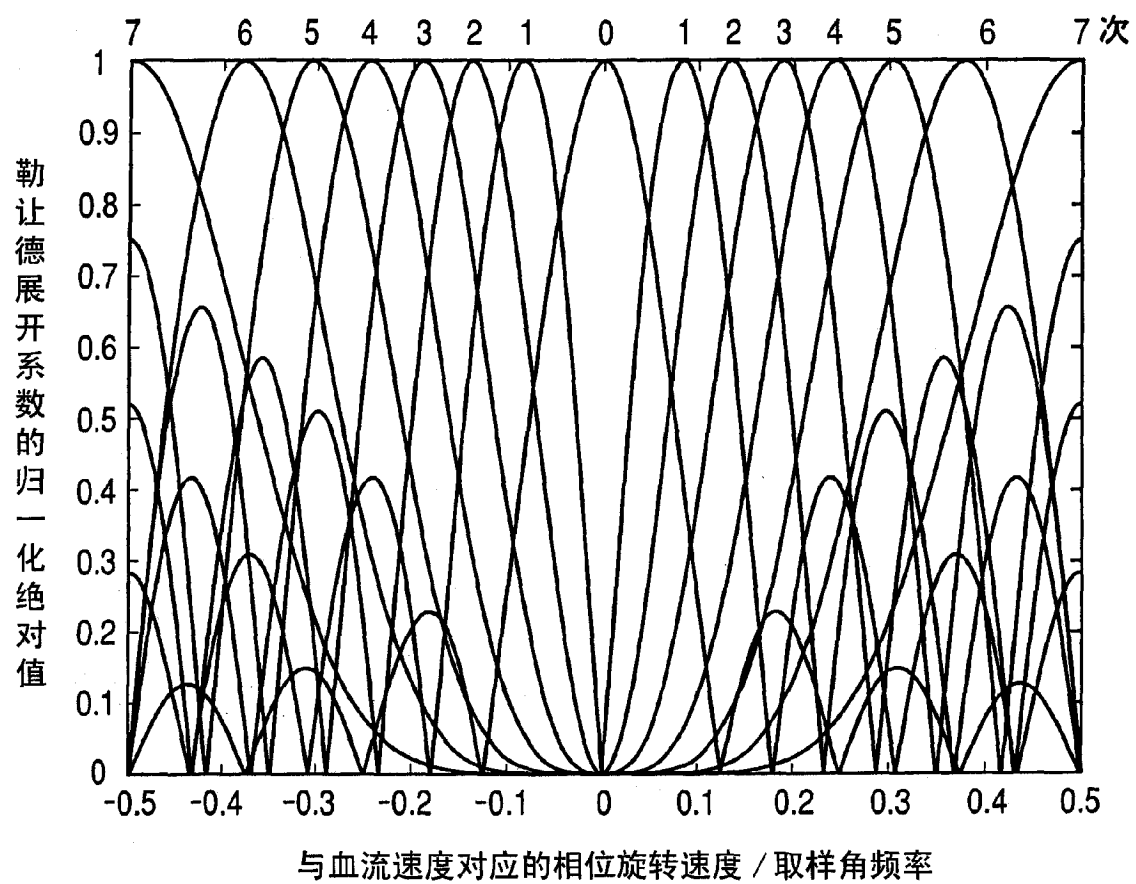


图 10

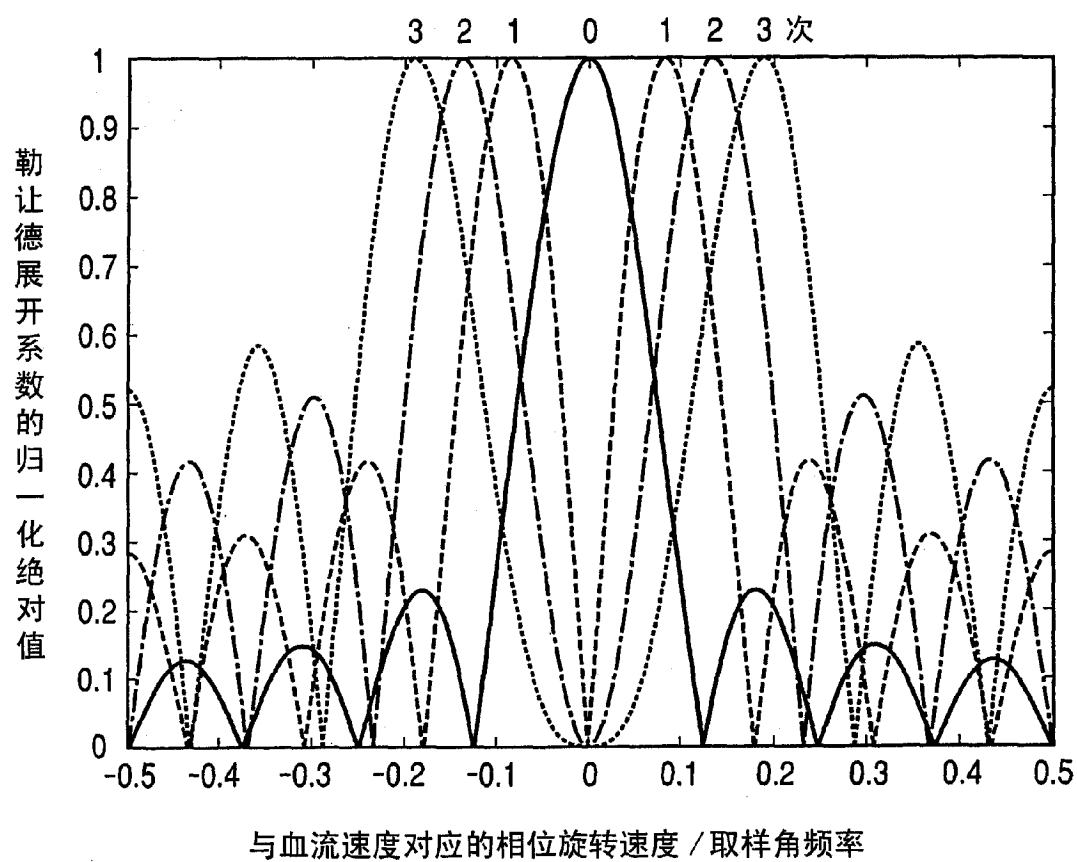


图 11

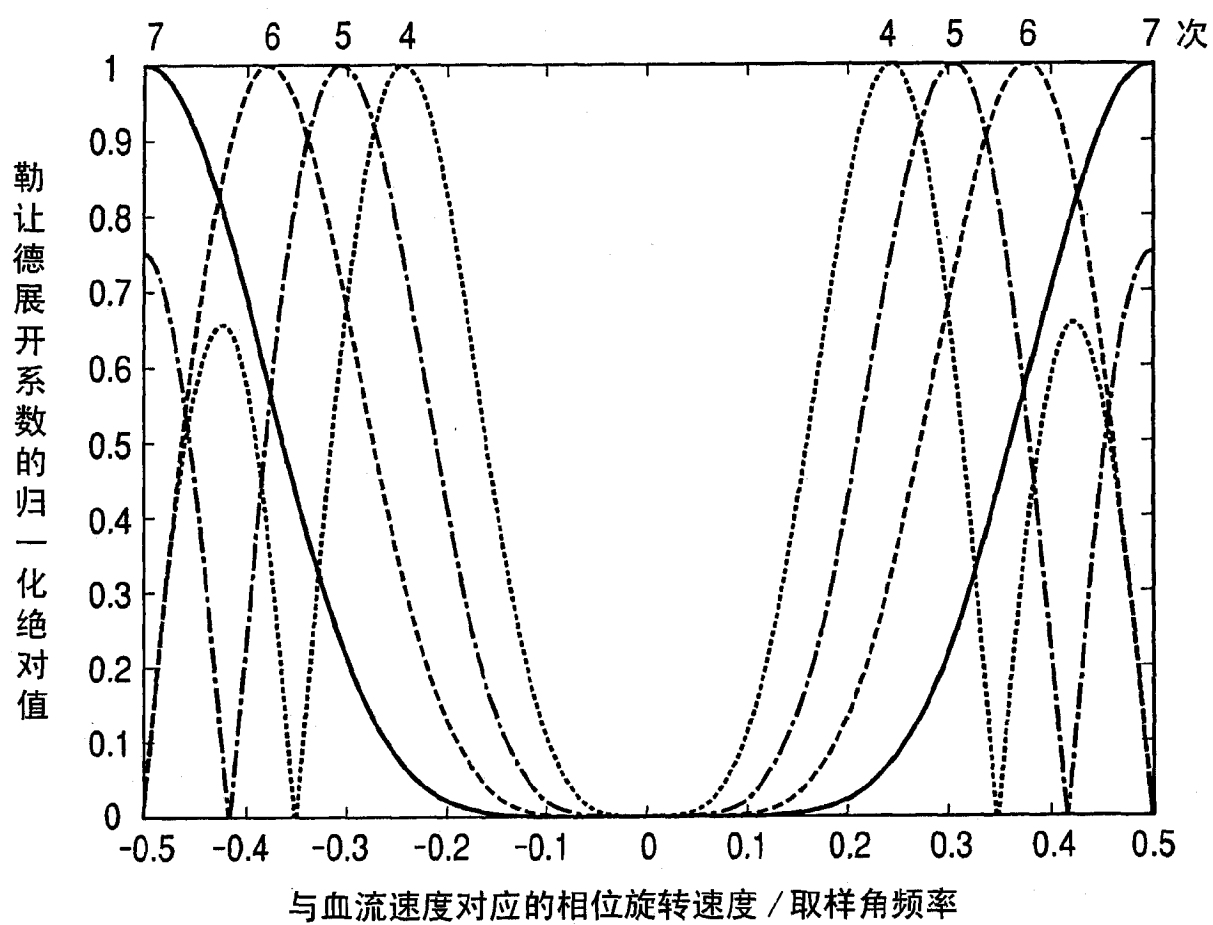


图 12

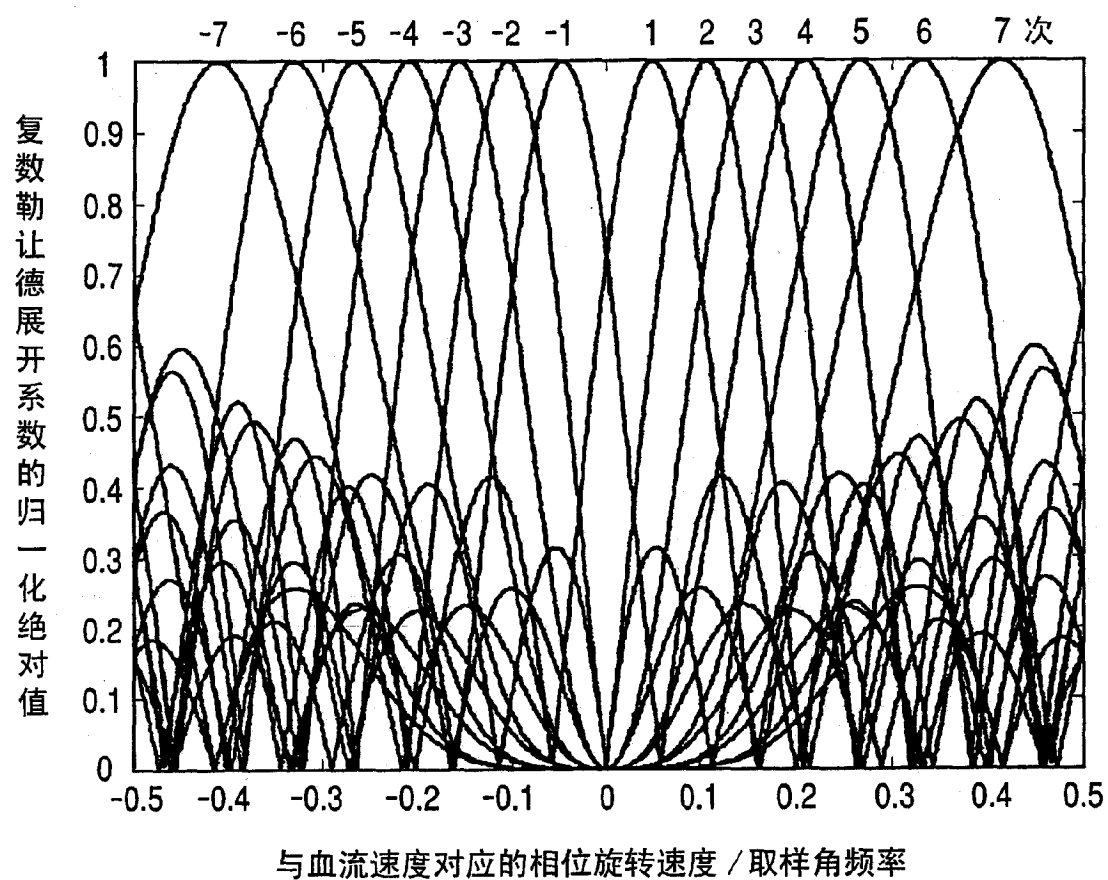


图 13

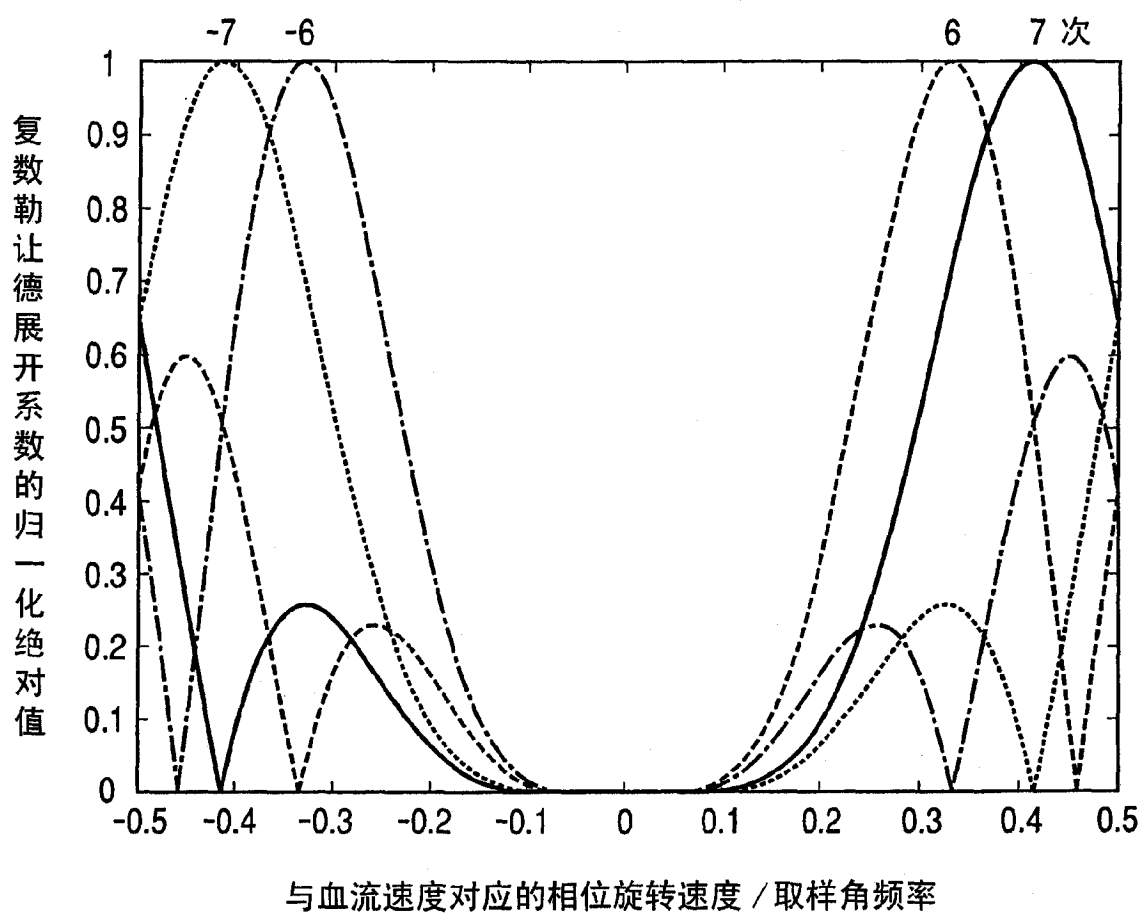


图 14

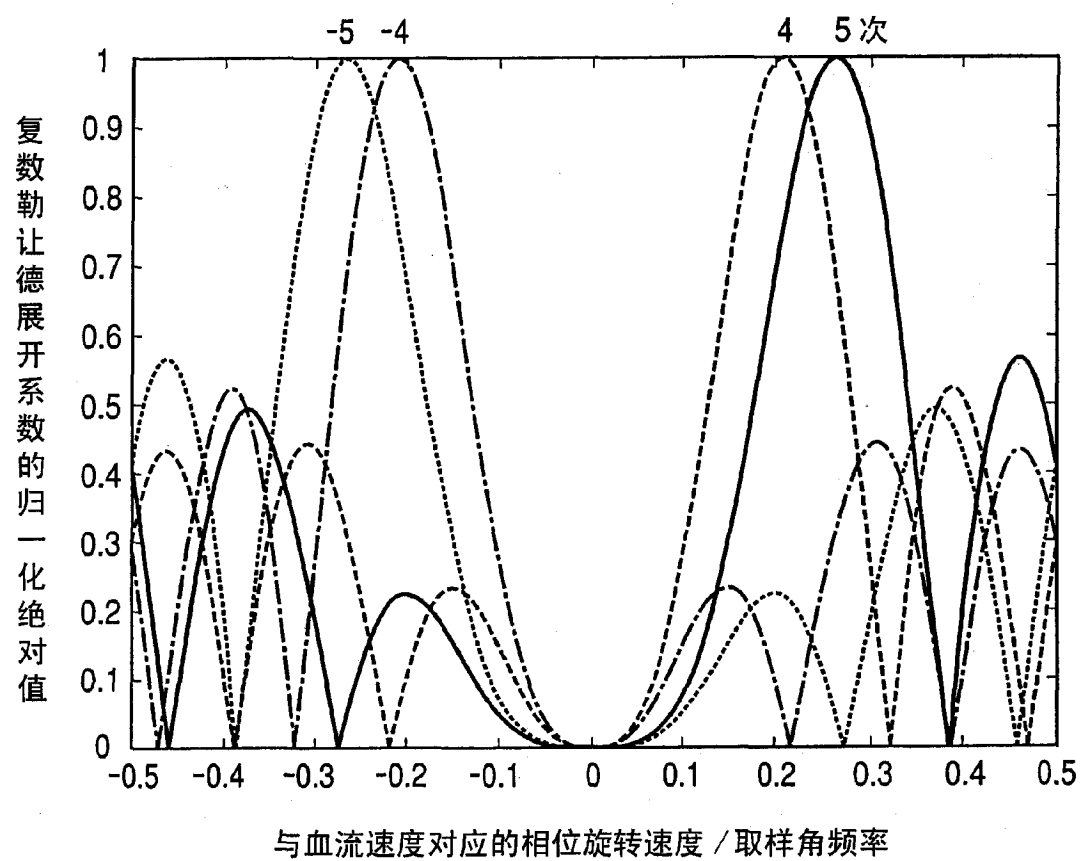


图 15

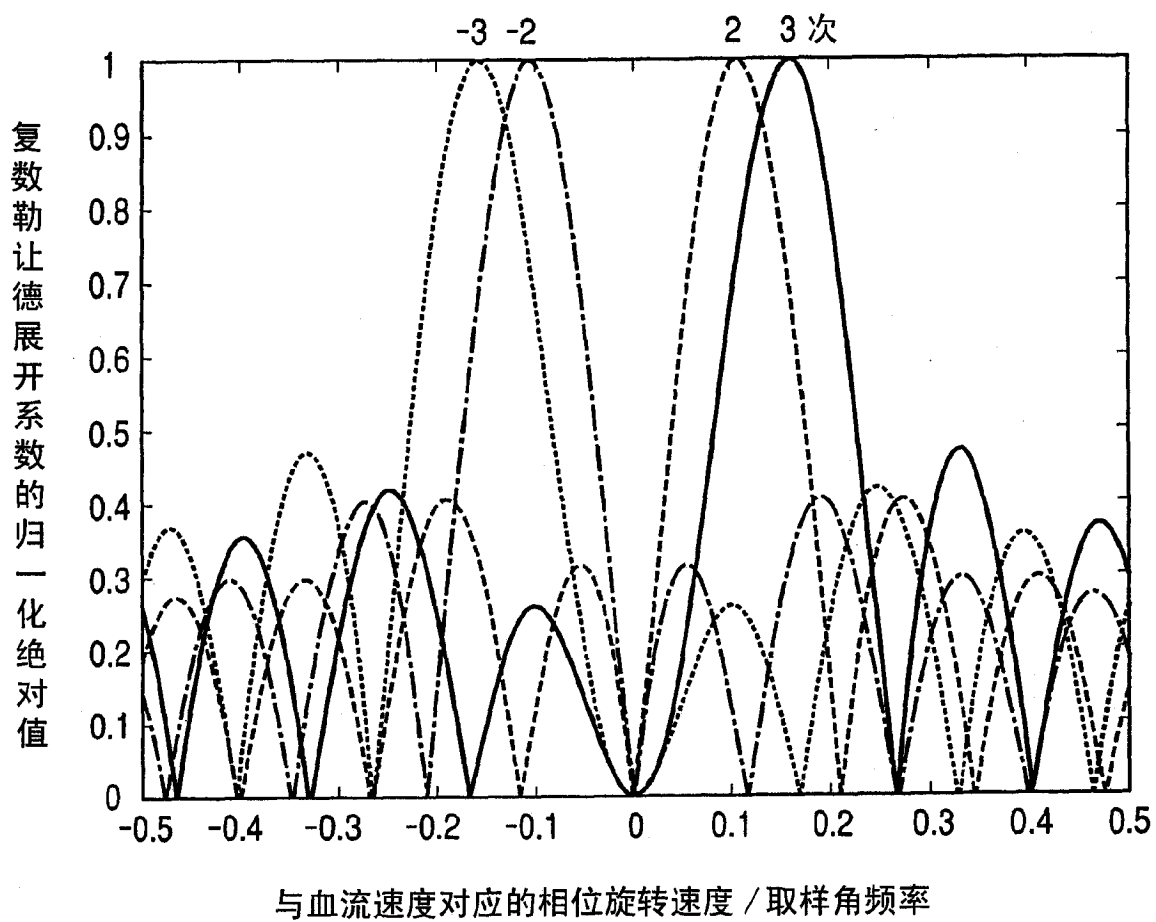


图 16

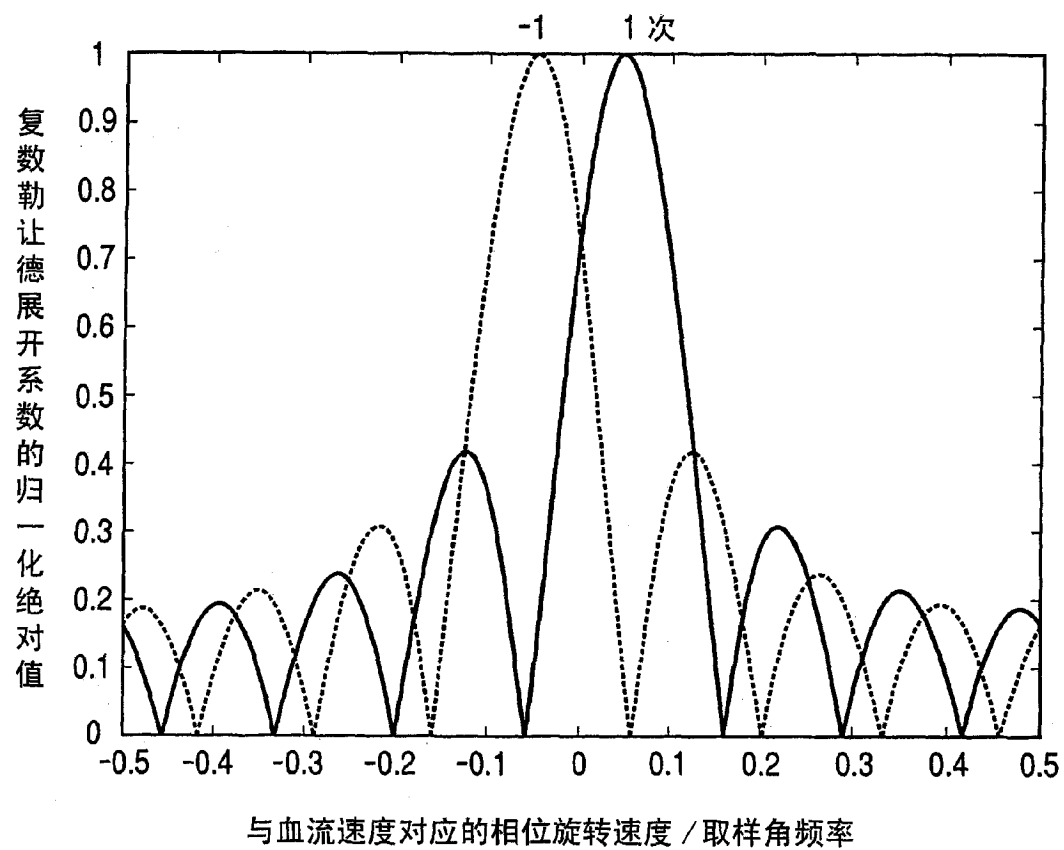


图 17

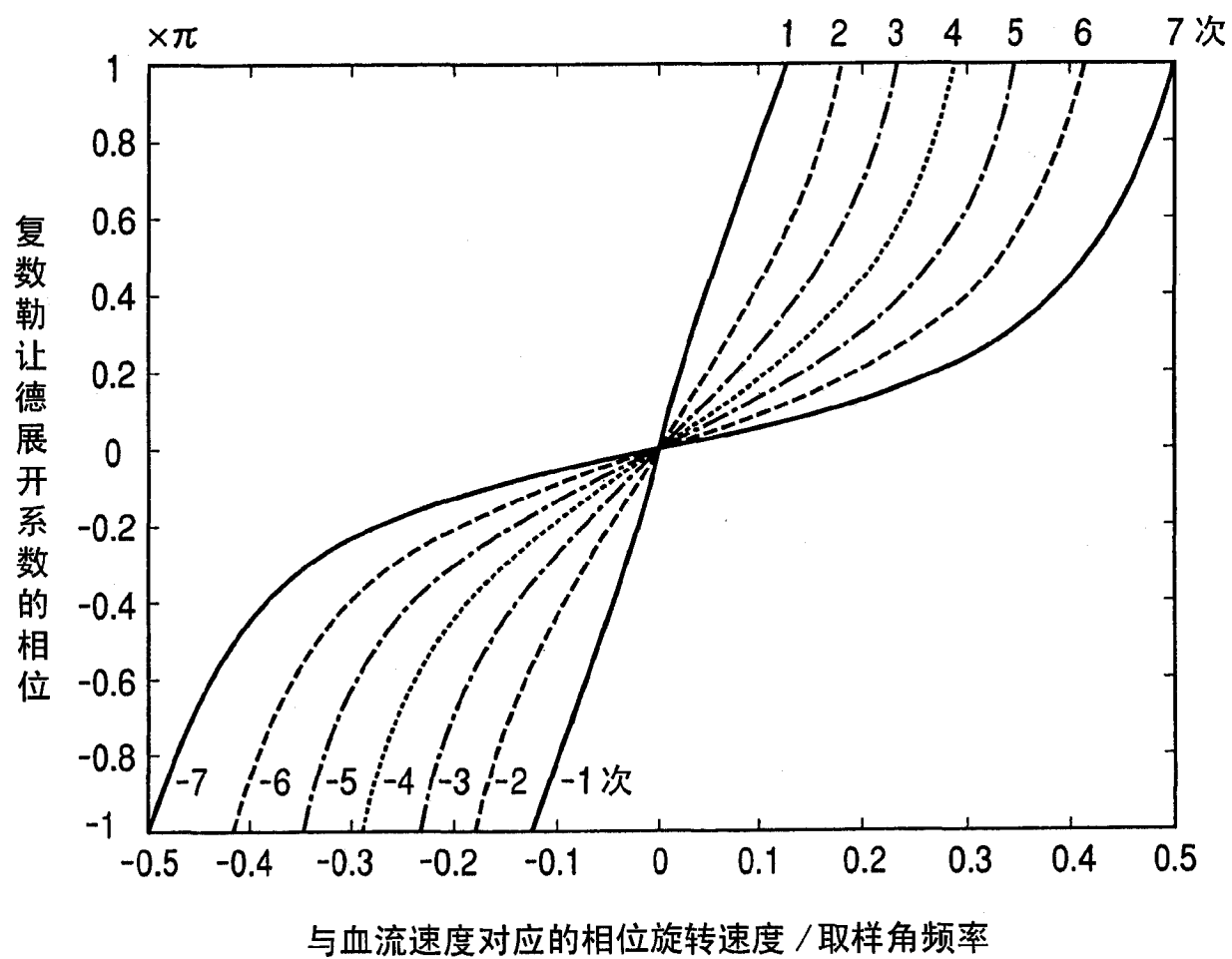


图 18

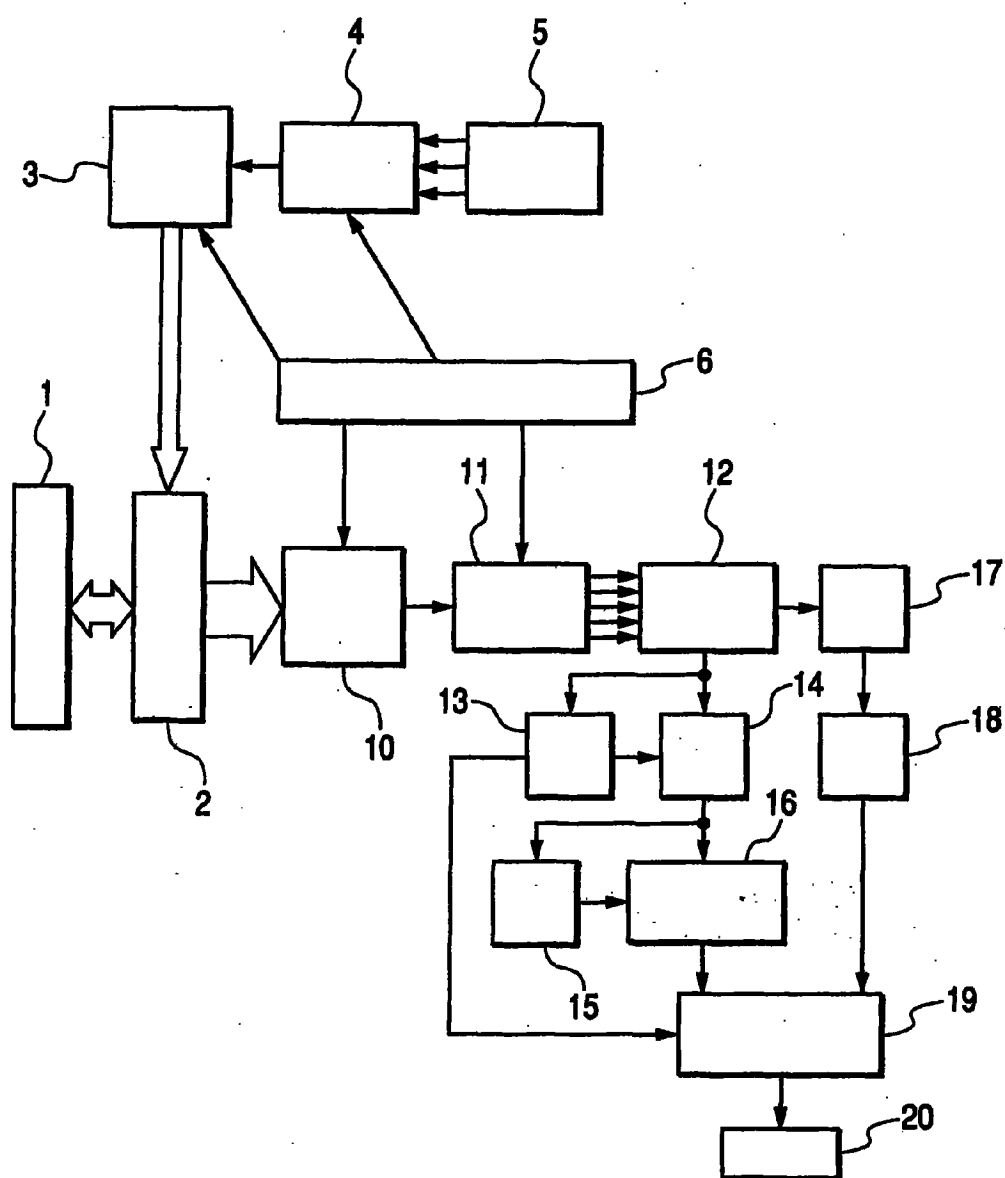


图 19

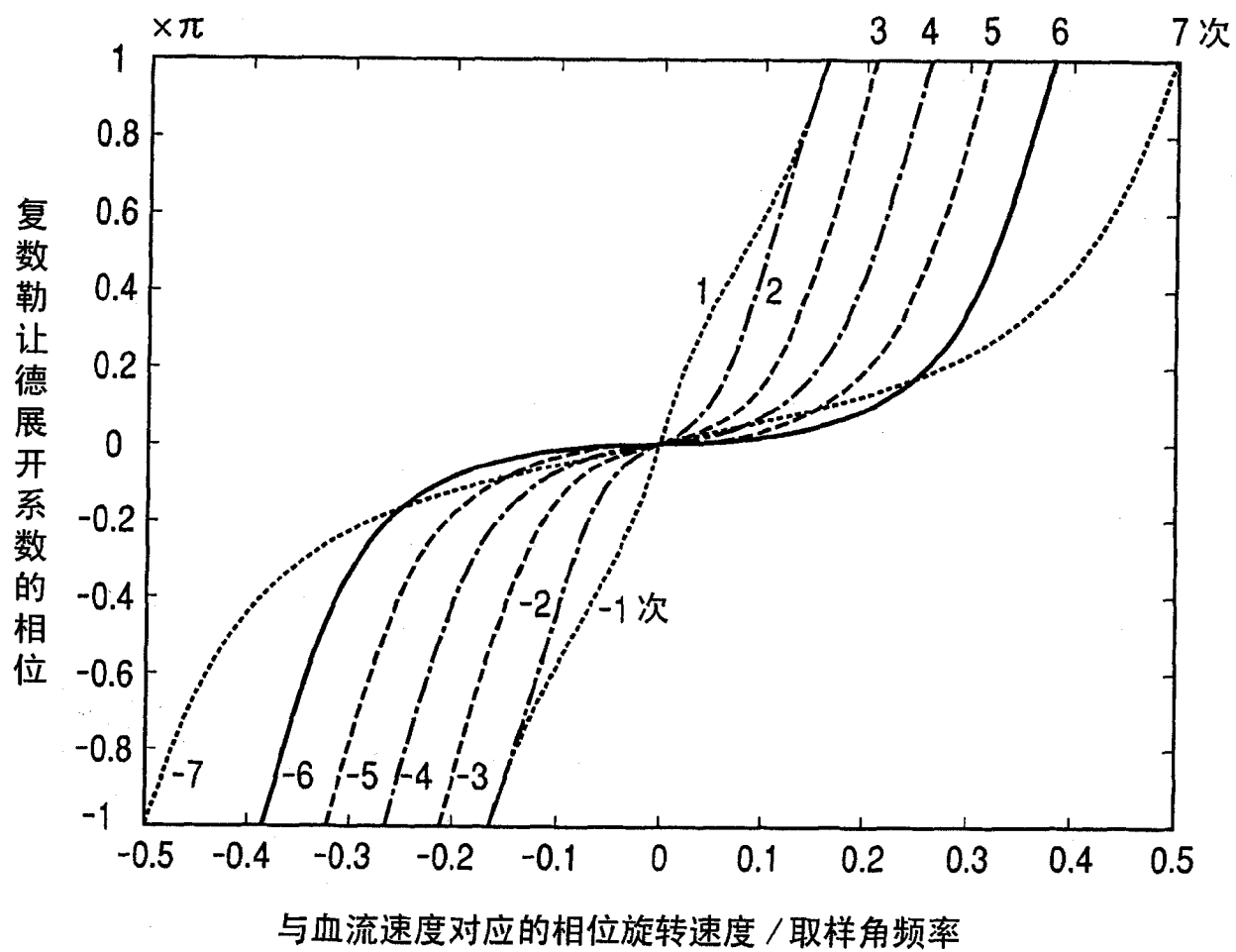
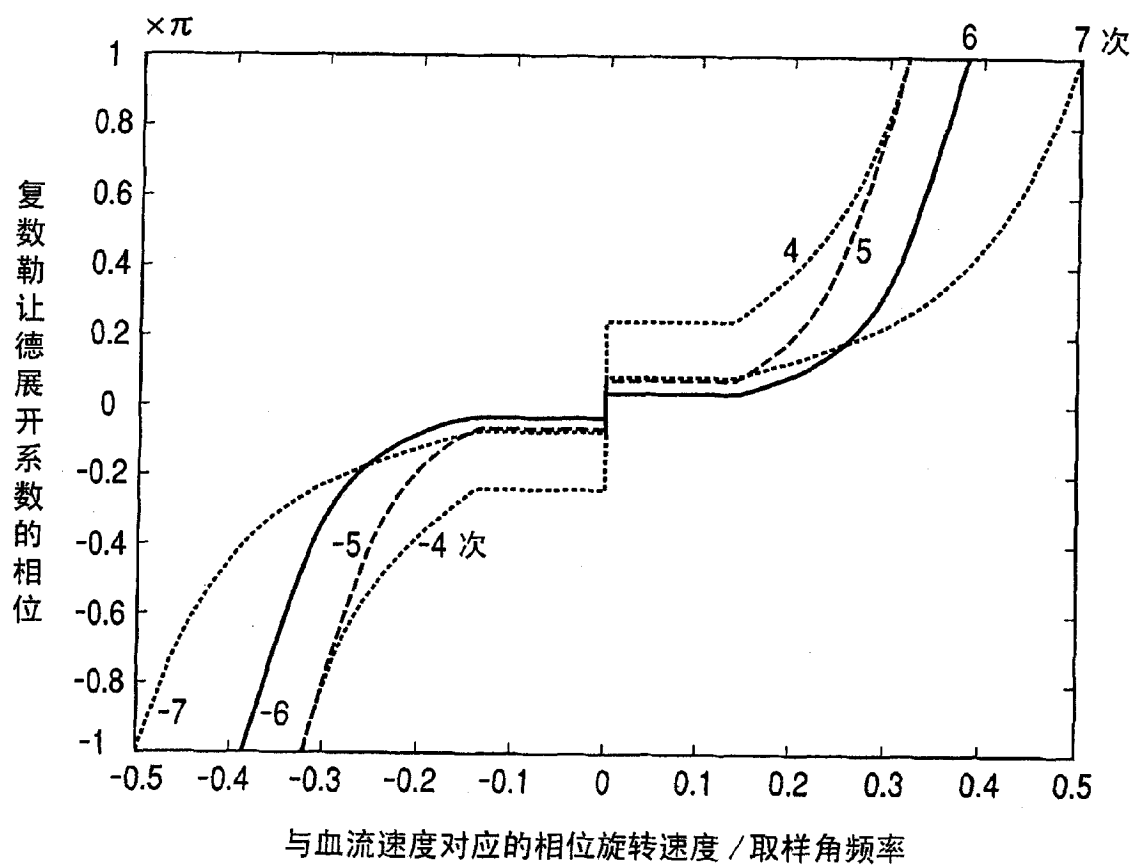


图 20



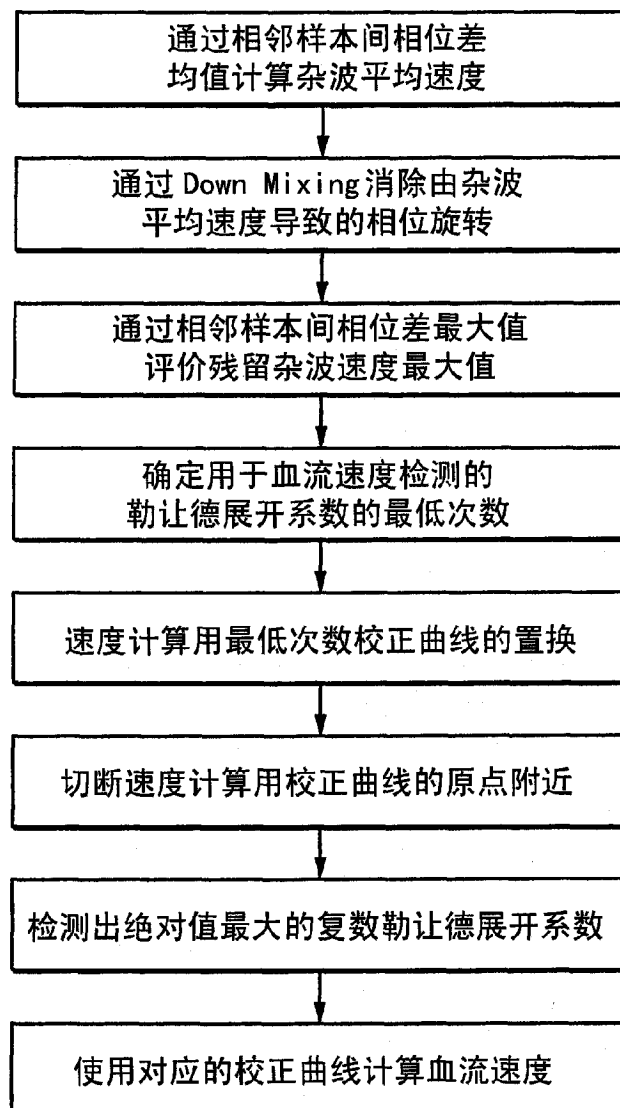


图 22

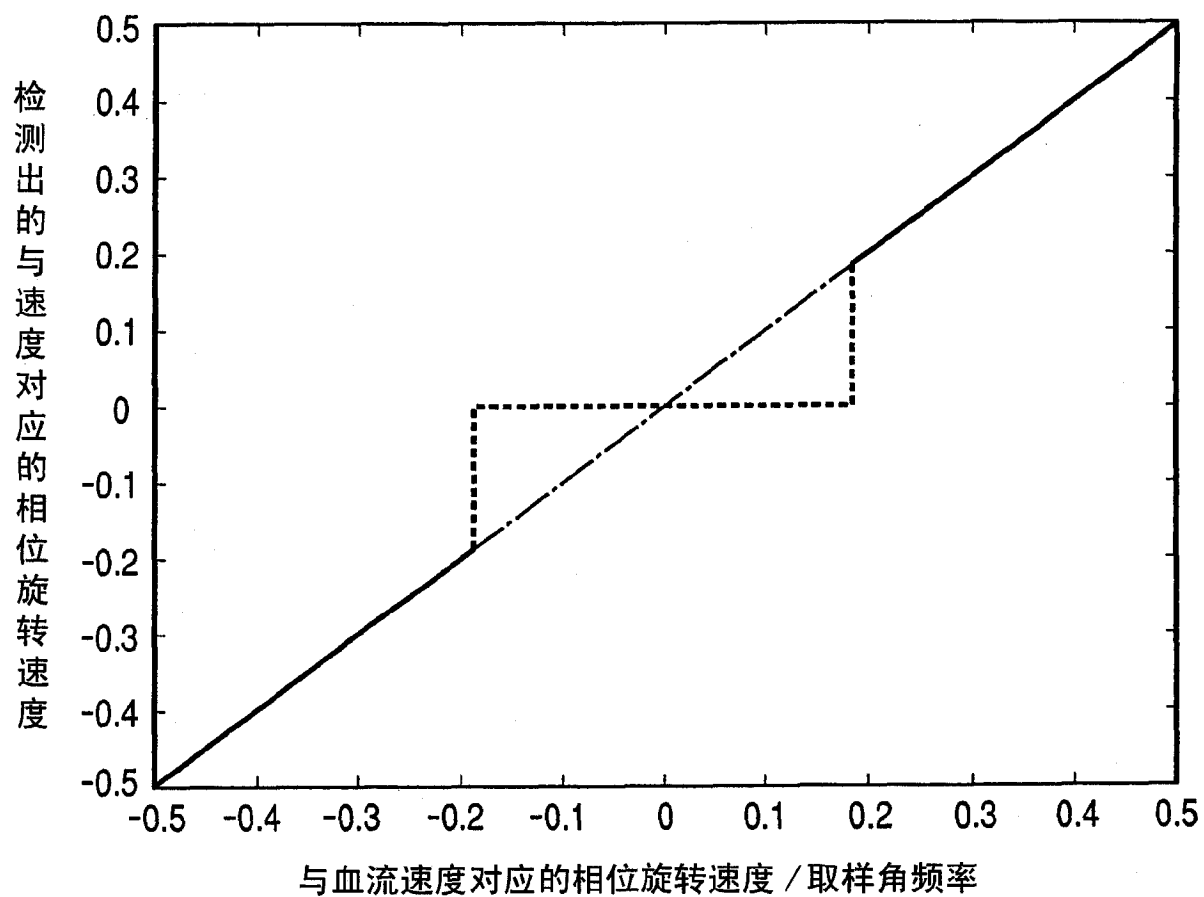


图 23

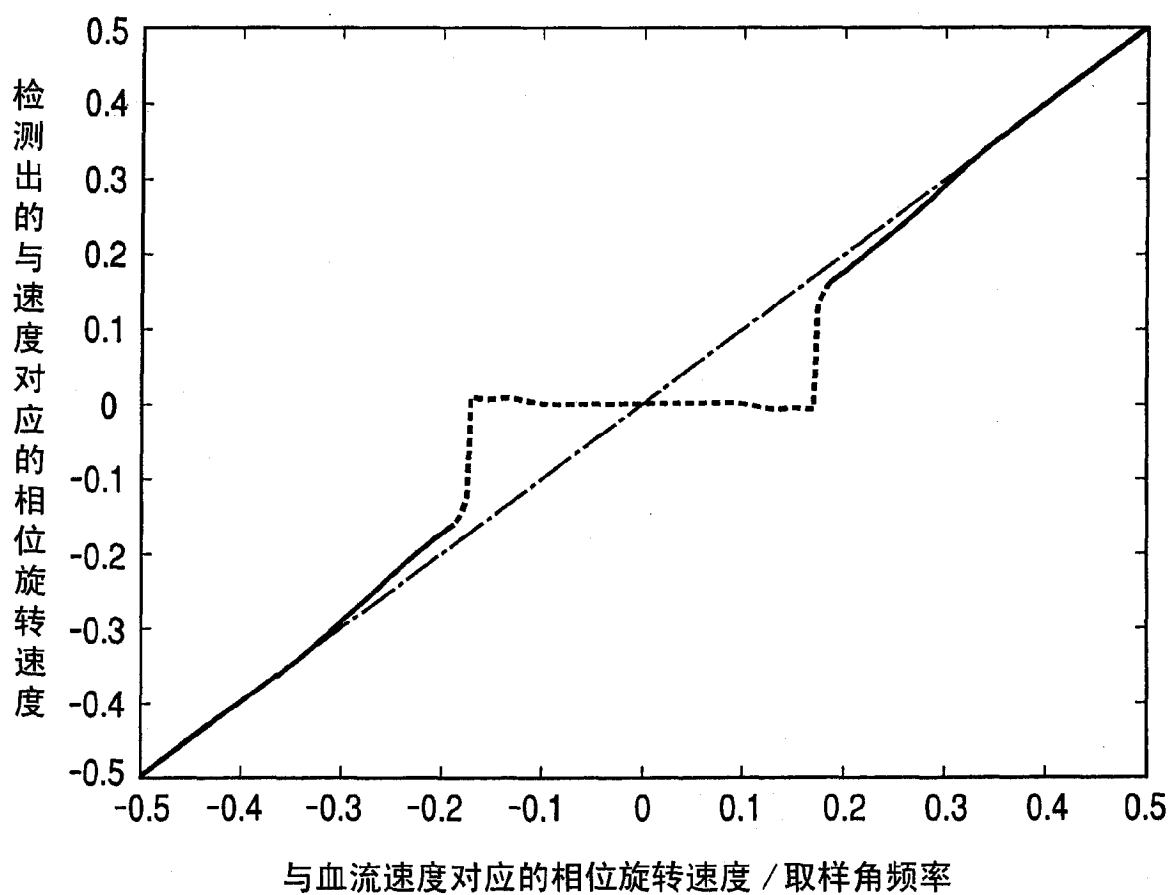


图 24

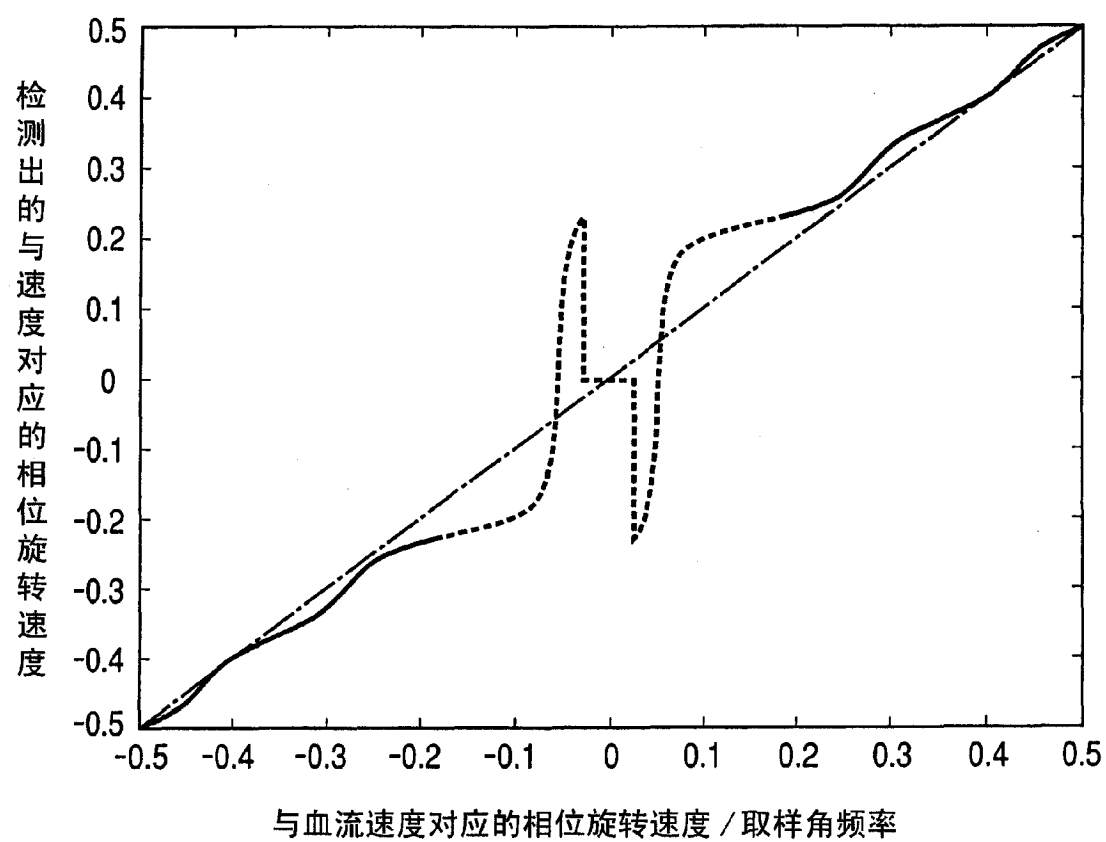


图 25

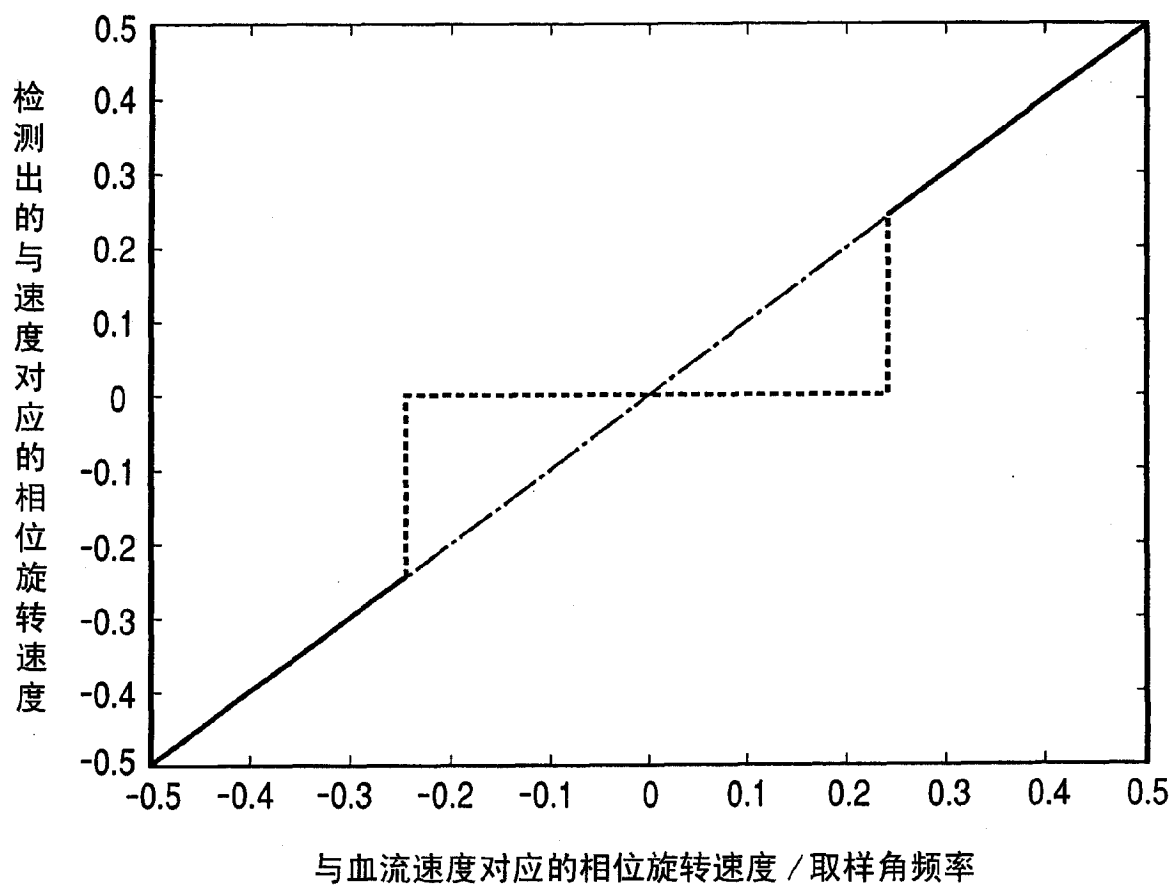


图 26

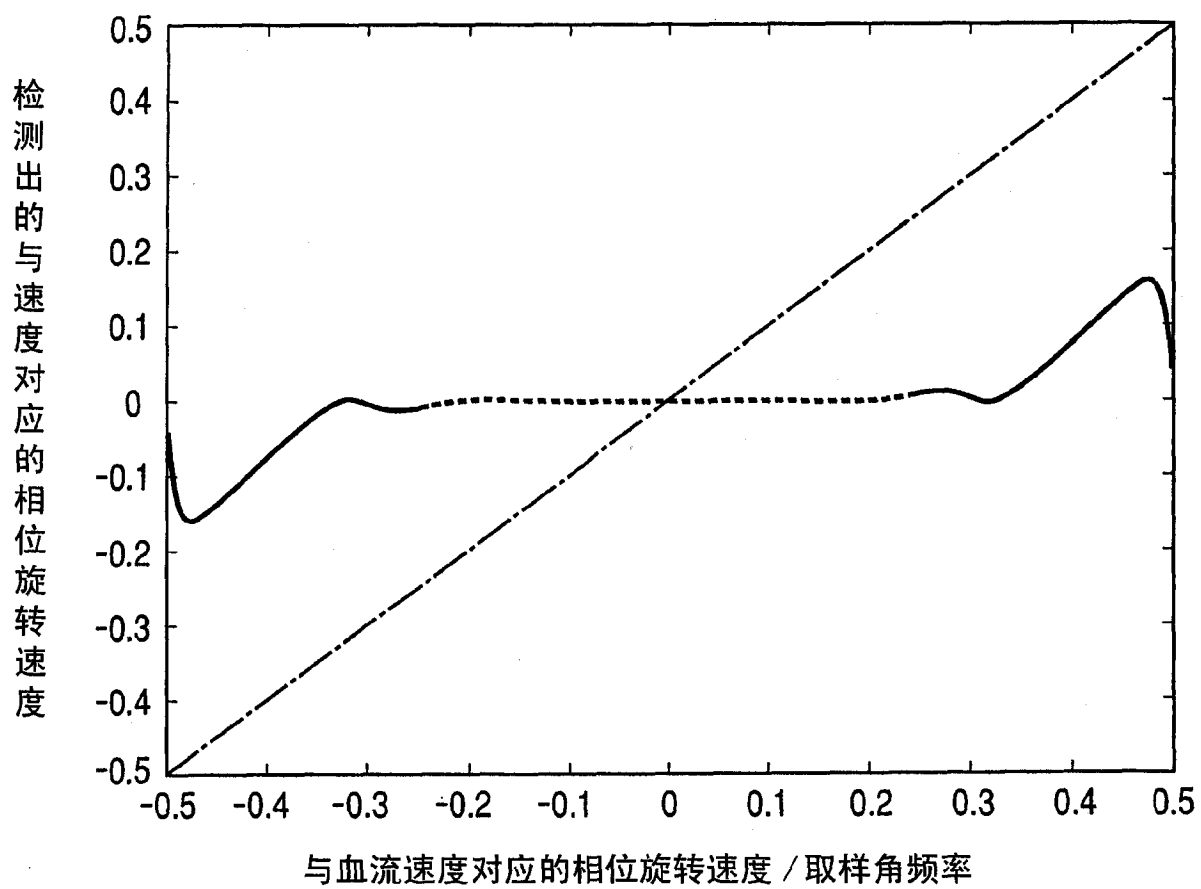


图 27

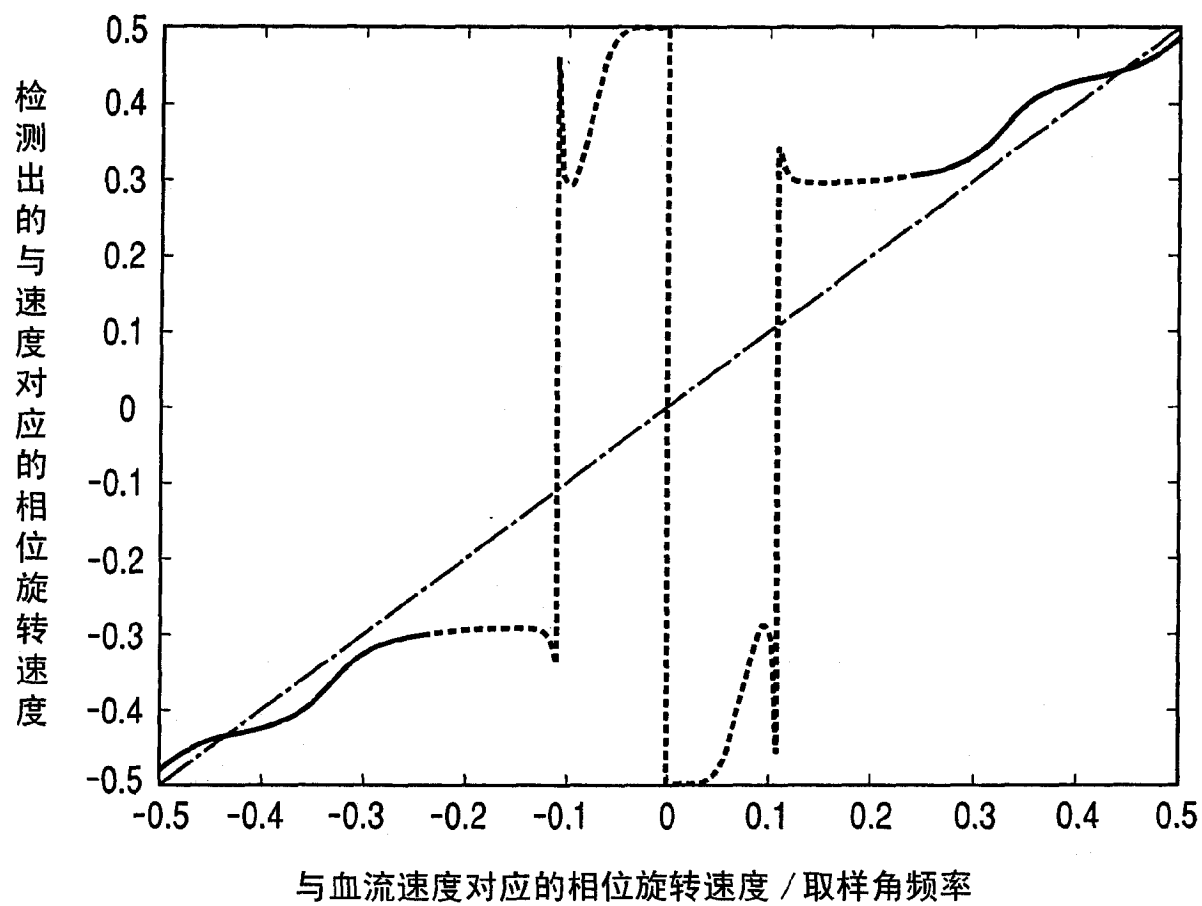


图 28

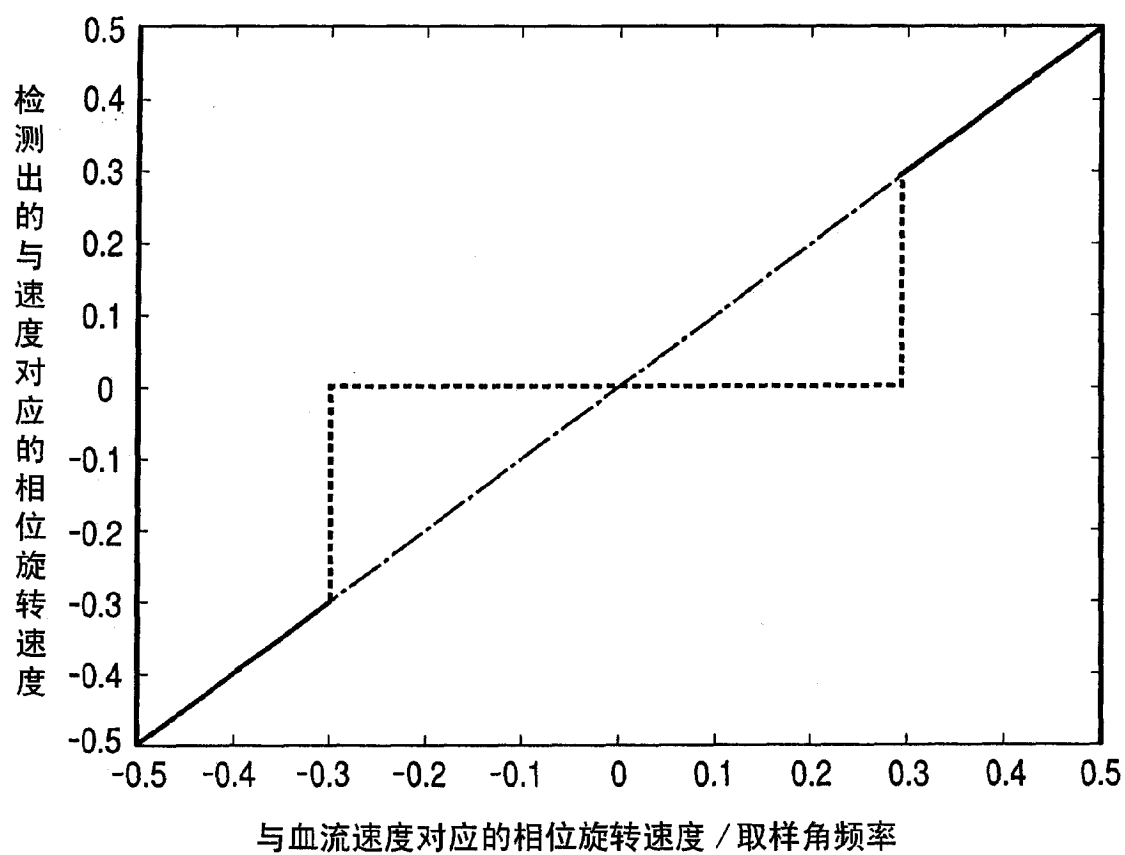


图 29

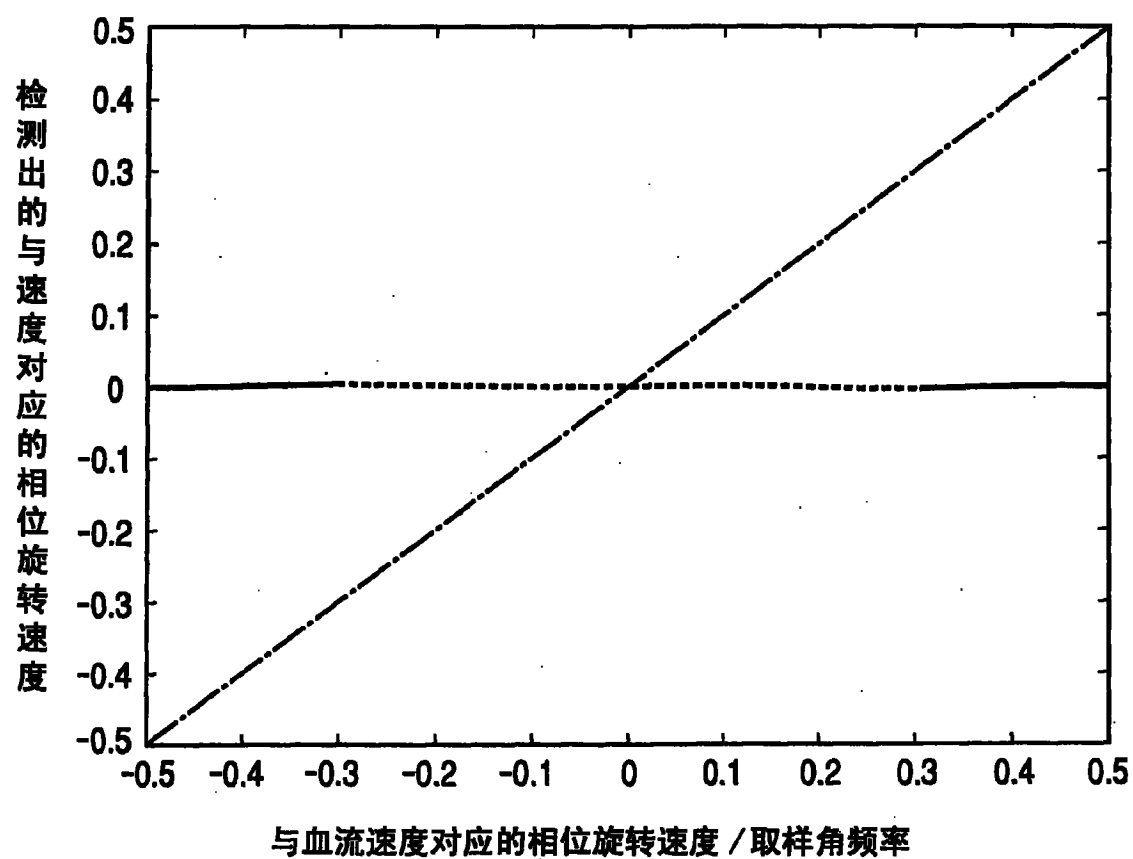


图 30

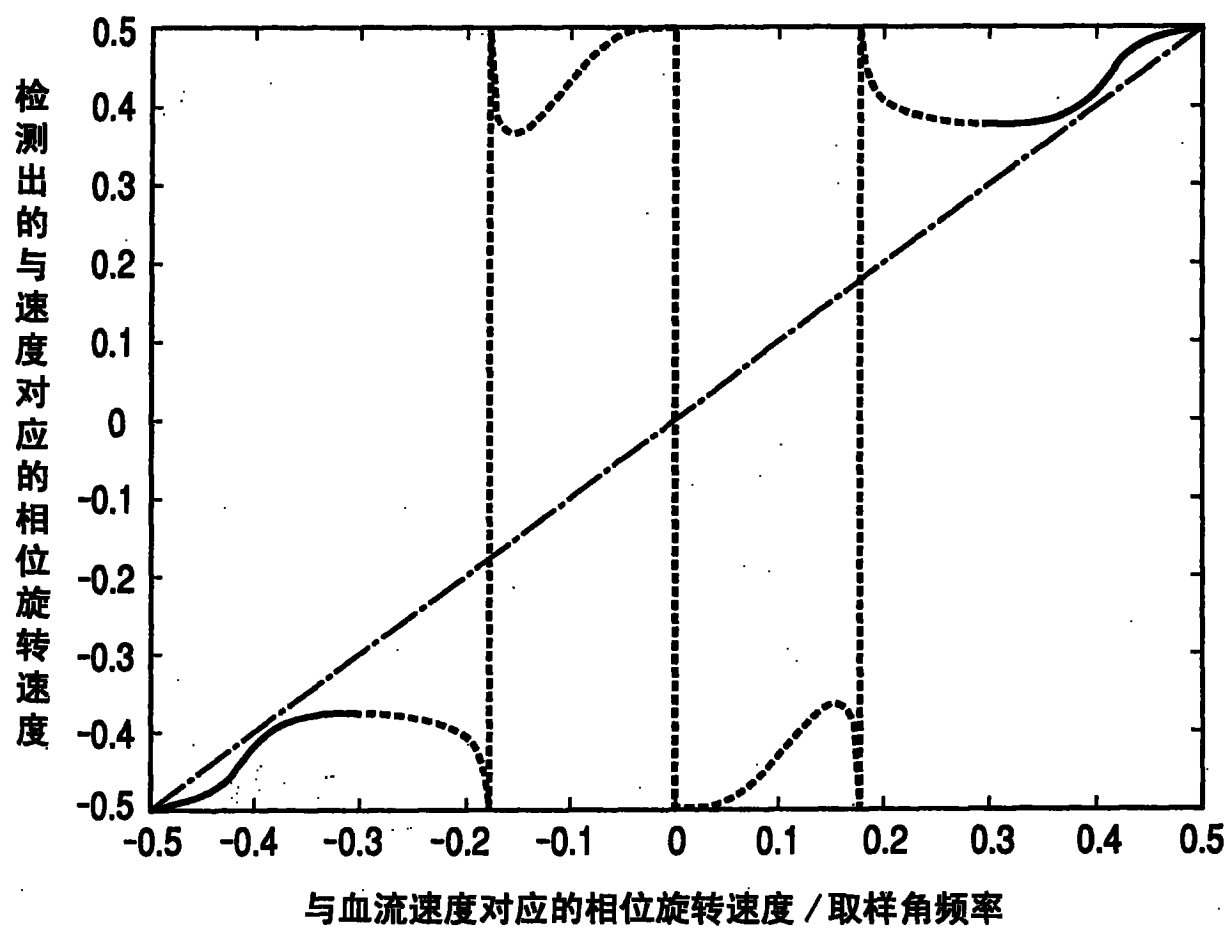


图 31

专利名称(译)	多普勒速度检测装置以及使用该装置的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1886094B	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN200480034998.1	申请日	2004-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	梅村晋一郎 东隆 林哲矢		
发明人	梅村晋一郎 东隆 林哲矢		
IPC分类号	G01S15/89 G01S15/58 A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8977 G01S15/8981		
代理人(译)	朱丹		
审查员(译)	李林霞		
优先权	2003397074 2003-11-27 JP		
其他公开文献	CN1886094A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种多普勒速度检测装置，其特征在于，具备：对受检体多次收发脉冲波的机构、以接收回波信号为基础分析与所述受检体内的运动反射物有关的速度的速度分析机构，所述速度分析机构以下述方式构成，即，以虚数单位为系数，当将以发送时刻的次序排列始自各脉冲发送时刻的经过时间相等的接收回波信号而成的接收回波时间序列信号，作为从0开始的勒让德多项式的各成分进行展开时，对此时的偶数次项的展开系数和次数与其差1个的奇数次项的展开系数进行线性结合，得到复数展开系数，从各复数展开系数的大小和各复数展开系数间的大小的比得到与所述受检体内的运动反射物有关的带符号的速度信号。由此，本发明实现在很好地对杂波信号进行严加区别的同时可以进行已抑制了误差的速度检测/分析的多普勒速度检测技术，另外，还提供使用了该技术的超声波诊断装置。

